

VŠB – Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky

# **BAKALÁŘSKÁ PRÁCE**

2013/2014

Lukáš Ligocki

**VŠB-TECHNICKÁ UNIVERZITA OSTRAVA  
FAKULTA ELEKTROTECHNIKY A INFORMATIKY  
KATEDRA KYBERNETIKY A BIOMECÍNSKÉHO INŽENÝRSTVÍ**

**Zařízení pro měření bioimpedance s využitím  
obvodu AFE4300**

**Device for measuring of bioimpedance using  
circuit AFE4300**

**2013/2014**

**Lukáš Ligocki**

VŠB - Technická univerzita Ostrava  
Fakulta elektrotechniky a informatiky  
Katedra kybernetiky a biomedicínského inženýrství

## Zadání bakalářské práce

Student: **Lukáš Ligocki**  
Studijní program: B2649 Elektrotechnika  
Studijní obor: 3901R039 Biomedicínský technik  
Téma: **Zařízení pro měření bioimpedance s využitím obvodu AFE4300**  
**Device for Measuring of Bioimpedance using Circuit AFE4300**

Zásady pro vypracování:

1. Nastudování problematiky měření frekvenčních charakteristik impedance a bioimpedance obecně .
2. Návrh zapojení pro měření bioimpedance s využitím obvodu AFE4300.
3. Realizace systému pro měření bioimpedance, řízeného mikrokontrolérem, který obsahuje algoritmus pro výpočet tělesného tuku a vody.
4. Zhodnocení dosažených výsledků a srovnání s komerčně dostupným přístrojem.

Seznam doporučené odborné literatury:

- [1] MARTINSEN, Orjan G. and Sverre GRIMNES. *Bioelectricity and bioimpedance basics*. 2nd ed. London: Academic, 2008. ISBN 978-012-3740-045.
- [2] KYLE, Ursula G., et al. Bioelectrical impedance analysis-part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*. 2004, roč. 23, č. 5, s. 1226-1243. ISSN 0261-5614. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004. Dostupné také z: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0261-5614/PIIS0261561404000937.pdf>.
- [3] PENHAKER, Marek. *Lékařské diagnostické přístroje: učební texty*. 1. vyd. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. 320 s. ISBN 80-248-0751-3.
- [4] PUNČOCHÁŘ, Josef. *Operační zesilovače v elektronice*. 5. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 2002. 495 s. ISBN 80-730-0059-8.
- [5] *Low-Cost, Integrated Analog Front-End for Weight-Scale and Body Composition Measurement*. [online]. s. 30 [cit. 2013-02-13]. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4300.pdf>

Formální náležitosti a rozsah bakalářské práce stanoví pokyny pro vypracování zveřejněné na webových stránkách fakulty.

Vedoucí bakalářské práce: **Ing. Michal Vožda**

Datum zadání: 01.09.2013

Datum odevzdání: 07.05.2014

doc. Ing. Jiří Koziorek, Ph.D.  
vedoucí katedry



prof. RNDr. Václav Snášel, CSc.  
děkan fakulty

## Prohlášení o autorství

Prohlašuji, že tuto bakalářskou práci jsem vypracoval samostatně. V práci jsou uvedeny veškeré literární prameny a publikace, ze kterých jsem čerpal.

V Ostravě dne: 7.5.2014

Podpis:

A handwritten signature in blue ink on a light green rectangular background. The signature is stylized and appears to read 'Gudis G.'.

## Poděkování

Tímto bych chtěl poděkovat panu Ing. Michalu Voždovi za cenné rady, připomínky, konzultace a vedení bakalářské práce správným směrem.

## Abstrakt

Bioimpedance je elektrická vlastnost lidského těla, která je závislá na mnoha faktorech. Měření bioimpedance se využívá ke zjištění složení těla, například množství a hmotnosti tuku a svalů v těle, nebo množství vody v těle. V této práci je popsán návrh a realizace zařízení, které umožňuje měřit velikost a fázi bioimpedance na třech různých frekvencích, které jsou 15,625 kHz, 31,250 kHz a 62,500 kHz. Pro realizaci zařízení byl použit obvod AFE4300 od americké firmy Texas Instruments. Zařízení bylo testováno na modelu lidského těla a výsledky byly ověřeny výpočtem. Dále byl přístroj srovnán s komerčně dostupným zařízením.

## Klíčová slova

Bioimpedance, impedance, tkáň, tukové hmota, svalová hmota, tělesná voda, mikrokontroler, AFE4300, firmware.

## Abstract

Bioimpedance is an electrical characteristic of the human body, which is dependent on many factors. Bioimpedance measurement is used to determine the composition of the body, such as the amount and weight of the fat and muscle in the body or body water. This paper describes the design and implementation of a device that allows you to measure the size and stage of bioimpedance at three different frequencies, which are 15.625 kHz, 31,250 kHz and 62,500 kHz. To realize the device was used circuit AFE4300 from the U.S. company Texas instruments. The device was tested on a human body model and the results were verified by calculation. Further, the device was compared with commercially available equipment.

## Key words

Bioimpedance, impedance, tissue, fat mass, muscle mass, body water, microcontroller, AFE4300, firmware.

## Seznam použitých symbolů a zkratek

AFE – Analog Front-End

BIA – Bioimpedanční analýza

CMOS - Doplnující se kov-oxid-polovodič

DPS – Deska plošného spoje

ECW – Extracelulární tekutina

FFM – Netuková hmota

FM – Tuková hmota

ICW – Intracelulární tekutina

MCU - Mikrokontrolér

MISO – Master in slave out, pin pro příjem dat do MCU

MOSI – Master out slave in, pin pro odesílání dat z MCU

RST - Reset

SCK – Signal clock

SDIN – Seriál data in, pin pro příjem dat

SDOUT – Seriál data out, pin pro odesílání dat

SPI – Sériové periferní rozhraní

SS – Select slave

STE – Povolení SPI

TTL – Tranzistorově-tranzistorová logika

TWB – Celková tělesná voda

## Seznam obsažených obrázků

Obrázek 1: Rozložení aktivní hmoty v lidském těle.....	2
Obrázek 2: Množství vody v lidském těle v závislosti na věku a pohlaví.....	5
Obrázek 3: Průběh napětí a proudu na rezistoru [7]. .....	8
Obrázek 4: Průběh napětí a proudu na cívce[7]. .....	8
Obrázek 5: Průběh napětí a proudu na kondenzátoru[7]. .....	9
Obrázek 6: Zobrazení impedance v komplexní rovině[8]. .....	10
Obrázek 7: Zobrazení průchodu střídavého proudu menšího než 50 kHz (černá) a většího než 50 kHz (červená) [10]. .....	12
Obrázek 8: Bipolární měření. ....	13
Obrázek 9: Tetrapolární měření. ....	13
Obrázek 10: Náhradní obvod lidské tkáně a model v umístění v krabici[11]. .....	14
Obrázek 11: Závislost impedance na frekvenci náhradního obvodu lidské tkáně. ....	16
Obrázek 12: Závislost fáze na frekvenci náhradního obvodu lidské tkáně. ....	16
Obrázek 13: Blokové schéma obvodu AFE4300[12]. .....	19
Obrázek 14: Převodník napětí na proud.[13]. .....	20
Obrázek 15: Blokové schéma FWR módu. ....	20
Obrázek 16: I/Q demodulace[14]. ....	21
Obrázek 17: Blokové schéma I/Q módu. ....	22
Obrázek 18: Propojení dvou obvodů pro komunikaci po sběrnici SPI. ....	23
Obrázek 19: Blokové schéma zařízení. ....	25
Obrázek 20: Zapojení stabilizátoru. ....	26
Obrázek 21: Rozdíl v komunikaci CMOS a TTL[16][17]. .....	26
Obrázek 22: Zapojení obousměrné konverze[18]. .....	27
Obrázek 23: Schéma zapojení ovládacích tlačítek. ....	28
Obrázek 24: Připojení displeje k MCU. ....	28
Obrázek 25: Připojení kalibračních rezistorů. ....	29
Obrázek 26: Zapojení elektrod k AFE4300. ....	30
Obrázek 27: Fotka zařízení. ....	30
Obrázek 28: Fotka zařízení s elektrodami. ....	31
Obrázek 29: Vývojový diagram firmwaru. ....	32
Obrázek 30. Registr SPCR[19]. .....	33
Obrázek 31: Kalibrace FWR módu[21]. ....	36
Obrázek 32: Převodní charakteristika kalibrace. ....	37
Obrázek 33: Kalibrace I/Q módu[21]. ....	38
Obrázek 34: Výsledky z přístroje Keito K6. ....	43



## Seznam tabulek

Tabulka 1: Tabulka vypočtených hodnot pro model lidského těla.....	16
Tabulka 2: Datový paket pro AFE4300[12].....	24
Tabulka 3: Hodnoty kalibračních odporů pro FWR kalibraci. ....	37
Tabulka 4: Ověření kalibrace pomocí dvou rezistorů mimo oblast kalibrace. ....	37
Tabulka 5: Tabulka kalibračních rezistorů I/Q.....	39
Tabulka 6: Tabulka ověření kalibrace. ....	39
Tabulka 7: Naměřené hodnoty modelu pro FWR mód. ....	41
Tabulka 8: Naměřené hodnoty modelu pro I/Q mód ....	42
Tabulka 9: Parametry měřených osob. ....	44

# Obsah

Úvod.....	1
1. Složení lidského těla.....	2
1.1 Aktivní hmota.....	2
1.1.1 Svalová hmota .....	2
1.1.2 Kostra těla .....	3
1.2 Pasivní hmota.....	3
1.2.1 Bílá tuková hmota.....	4
1.2.2 Hnědá tuková hmota .....	4
1.2.3 Viscerální tuk .....	4
1.3 Tělesná voda .....	4
1.4 Bioimpedanční analýza .....	5
1.4.1 Jedno frekvenční BIA (Single Frequency BIA) .....	5
1.4.2 Více frekvenční BIA (Multi Frequency BIA).....	6
1.4.3 Výpočet množství tuku a aktivní hmoty v těle .....	6
2. Elektrotechnický popis impedance .....	7
2.1 Pasivní součástky .....	7
2.1.1 Rezistor.....	7
2.1.2 Induktor.....	8
2.1.3 Kapacitor .....	8
3. Bioimpedance .....	11
3.1 Rozdělení elektrických signálů .....	11
3.2 Elektrické vlastnosti tkání .....	11
3.3 Měření bioimpedance .....	12
3.3.1 Bipolární měření .....	13
3.3.2 Tetrapolární měření.....	13
3.4 Náhradní obvod lidské tkáně .....	14
4. AFE4300 a způsoby měření impedance .....	18
4.1 AFE4300 .....	18
4.2 Měření efektivní hodnoty impedance (FWR mód).....	19

4.3	I/Q demodulace.....	21
5.	Sběrnice SPI .....	23
5.1	Vlastnosti sběrnice SPI.....	23
5.2	Princip komunikace po sběrnici SPI.....	23
5.3	Datový paket pro AFE4300.....	24
6.	Návrh zařízení v programu Eagle .....	25
6.1	Řídící část .....	25
6.1.1	Napájení .....	25
6.1.2	Komunikace řídicí a měřicí části .....	26
6.1.3	Mikrokontrolér ATmega168.....	27
6.1.4	Ovládání .....	28
6.1.5	LCD displej .....	28
6.2	Měřicí část.....	29
6.2.1	Kalibrační rezistory .....	29
6.2.2	Elektrody .....	29
7.	Firmware .....	32
7.1	Nastavení registrů AFE4300 .....	34
7.1.1	Popis registrů.....	34
8.	Kalibrace a průběh měření AFE4300.....	36
8.1	Kalibrace FWR módu .....	36
8.2	Kalibrace I/Q módu.....	38
9.	Testování zařízení.....	41
9.1	Testování zařízení na impedančním modelu.....	41
9.2	Srovnání s komerčně dostupným přístrojem Keito K6 .....	43
10.	Závěr.....	46

# Úvod

Tato bakalářská práce pojednává o měření bioimpedance, což je elektrická vlastnost lidského těla, která závisí na mnoha faktorech a okolních podmínkách. Je závislá například na pohlaví, věku, hydrataci, přítomnosti alkoholu v krvi a také na vnějších vlivech jako je stres a teplota okolí. Bioimpedance se využívá hlavně tam, kde je potřeba zjistit složení těla jako je množství tuku, svalů a vody v těle, ale také ji lze využít tam, kde se vlastnosti mění jako například při hemodialýze. Je to neinvazivní, rychlá a jednoduchá metoda měření a proto je využívána. Měření probíhá tak, že tělem pacienta prochází malý střídavý proud a pomocí elektrod je snímáno napětí. Z toho je pak možné dopočítat bioimpedanci.

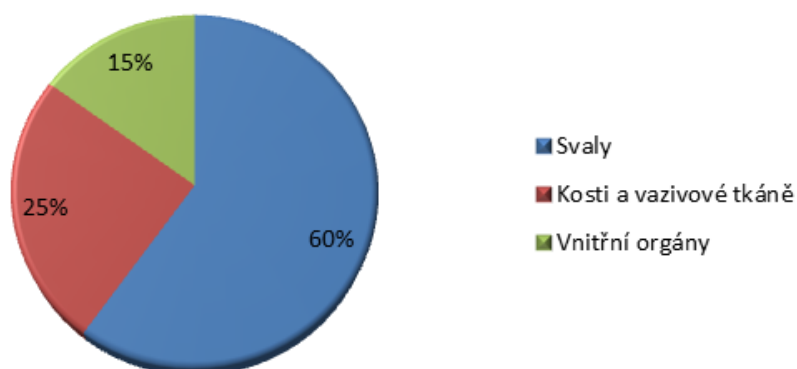
Cílem této práce je navrhnout a realizovat zařízení, které bude schopno měřit impedanci lidského těla na třech frekvencích a poté toto zařízení otestovat na modelu lidského těla a na komerčně dostupném přístroji. Práce je tedy rozdělena na teoretickou a praktickou část. V teoretické části se budeme zabývat tím, z čeho se skládá lidské tělo a obecným popisem impedance a bioimpedance a jakými způsoby je možné bioimpedanci měřit. Bioimpedanci lze měřit více způsoby, ale pro tuto práci byla zvolena metoda bioimpedanční analýzy. Praktická část se skládá především z realizace přístroje pro měření bioimpedance, který je v praktické části dopodrobna popsán. Pro řízení zařízení je použit mikrokontrolér ATmega168 a pro měření obvod AFE4300 od americké firmy Texas Instruments. V zařízení je nutné zajistit komunikaci a interpretaci výsledků a také musí obsahovat firmware, který zajistí chod zařízení. Následné srovnání s jiným měřicím přístrojem ukáže, jak je přístroj přesný.

# 1. Složení lidského těla

Mezi složky, které tvoří lidské tělo patří voda, svalová tkáň, tuková tkáň a různé minerální látky. Problematika tělesného složení je v dnešní době zkoumána množstvím odborníků, kteří se zabývají složením těla jak u sportovců, lidské populace, která není aktivní jako sportovci a také u dětí. Složení těla se liší hlavně s věkem lidí, zda se jedná o sportovce nebo ne a také podle pohlaví.[1]

## 1.1 Aktivní hmota

Aktivní hmota je veškerá netuková tkáň, protože při své činnosti spotřebovává energii. Mezi aktivní hmotu v lidském těle řadíme svaly, kosti, vnitřní orgány a vazivové tkáně. Poměr těchto tkání v lidském těle je přibližně 60 % svalů, 25 % kostí a vazivových tkání a 15 % vnitřních orgánů. [2]



Obrázek 1: Rozložení aktivní hmoty v lidském těle.

Aktivní hmota se mění v závislosti na věku, pohybové aktivitě a dalších faktorech, které působí na tělo exogenně nebo endogenně. Jedinou ovlivnitelnou složkou je svalová tkáň. K výraznému rozvoji aktivní hmoty dochází mezi 12. a 16. rokem, kdy u chlapců dochází k nárůstu aktivní hmoty na dvojnásobek, ale u dívek není nárůst tak rapidní a odhaduje se jen okolo 50 %. Většího objemu aktivní hmoty dosahují jedinci, kteří jsou pohybově aktivní v závislosti na typu pohybové aktivity. Nejvyšších hodnot dosahují sportovci, kteří jsou zaměřeni na silové sporty.[2]

### 1.1.1 Svalová hmota

V lidském těle je asi 660 svalů. Sval je tvořen ze 70 % vody a asi z 20 % obsahuje proteiny. Protože svaly obsahují takové velké množství vody, jsou také dobrými vodiči elektrického proudu. Svalovou hmotu, která se nachází v lidském těle, dělíme na 3 typy a to hladké, příčně pruhované a srdeční svalstvo.[2]

V průběhu vývoje celého organismu se poměry tkání v lidském těle mění. Obecně se udává, že u novorozence tvoří kosterní svalstvo až čtvrtinu hmotnosti těla a v období dospívání se množství kosterního svalstva zvýší téměř na polovinu hmotnosti těla. V období vývoje dochází k největšímu nárůstu svalstva kolem 15. a 17. roku u mužů a u žen kolem 13. roku. [2]

## 1.1.2 Kostra těla

Kostra jako taková určuje tvar a rozměry našeho těla. Hlavní funkcí kostry je to, že je oporou pro svaly, šlachy a vazy. Konstrukce kostry je pasivní složkou pohybu, protože pohyb provádějí svaly. Po biologické stránce je kostra velmi aktivní a dochází v ní ke spoustě procesů jako je například výměna látek, která ovlivňuje jejich funkčnost a kvalitu.[2]

## 1.2 Pasivní hmota

Pasivní hmotu v lidském těle tvoří tuk. Tuk vzniká z nadbytečného příjmu potravy, při které vzniká přebytečná energie, která se poté v organismu uloží ve formě tukových zásob. Tuk jako tkáň není pro tělo škodlivá a plní také mnoho dalších užitečných funkcí. Tuk je velmi dobrý izolant elektrického proudu, protože neobsahuje vodu a také slouží jako ochrana vnitřních orgánů[1].

Tělesný tuk je velmi často sledovaným parametrem, protože lze pomocí něj zjistit zdravotní stav, ale také podle množství tuku lze poznat tělesnou zdatnost člověka. Jeho množství v lidském těle lze ovlivnit správnou výživou a pohybovou aktivitou. Díky jeho ovlivnitelnosti je velmi variabilní složkou tělesné hmotnosti. Tuk je v lidském těle velmi důležitý, jelikož zajišťuje spoustu důležitých funkcí. Jak již bylo zmíněno výše, navíc také chrání klouby a vnitřní orgány před nárazy, zajišťuje ukládání vitamínů a také slouží k regulaci tělesné teploty. Ovšem nadměrné množství tuku v lidském těle může způsobit v organismu nepříznivé komplikace například kardiovaskulární problémy, nebo může vést až k diabetes mellitus.[2]

Podíl tuku na celkové hmotnosti se vyvíjí a jsou vidět také rozdíly mezi podílem tuku u mužů a žen. Měření, které bylo provedeno pomocí bioimpedance udává, že dolní mez množství tuku v lidském těle v období mezi 7 a 18 lety se pohybuje v rozmezí od 15-17 % celkové tělesné hmotnosti. S přibývajícím věkem roste podíl tuku v lidském těle a u dívek kolem 18. roku může dosáhnout až k 30 % z celkové tělesné hmotnosti. U chlapců je podíl tělesného tuku výrazně menší, má klesající charakter a může dosáhnout na dolní hranici až 10 % v období kolem 18. roku. V období kolem 20 až 24 roku se podíl tělesného tuku k celkové hmotnosti těla u mužů pohybuje kolem 20 % a u žen kolem 25 %. Pokud v tomto období přesáhne podíl tělesného tuku u mužů přes 25 % a u žen přes 30 % je větší riziko vzniku různých zdravotních komplikací. Množství tělesného tuku se pohybuje okolo 15 % u mužů a u žen mezi 20-25 %. U sportovců je podíl tělesného tuku k celkové tělesné hmotnosti ještě nižší a pohybuje se kolem 5-10 % u mužů a u žen kolem 14-18 %.[2]

### 1.2.1 Bílá tuková hmota

Jedná se o hlavní skladovací místo pro tuky a je také zároveň hlavním energetickým zdrojem organismu, pokud dojde ke hladovění. Tato hmota se nejvíce ukládá v břišní oblasti a v podkoží.[1]

### 1.2.2 Hnědá tuková hmota

Hnědá barva této tkáně je způsobena přítomností mitochondrií a cytochromů s bohatým prokrvením. Od bílé tukové tkáně je odlišena jak anatomicky tak také fyziologicky. Nejvíce se vyskytuje u novorozenců, u kterých tvoří zhruba 5 % celkové tělesné hmotnosti a u dospělých jedinců ji můžeme nalézt pouze v malé míře.[1]

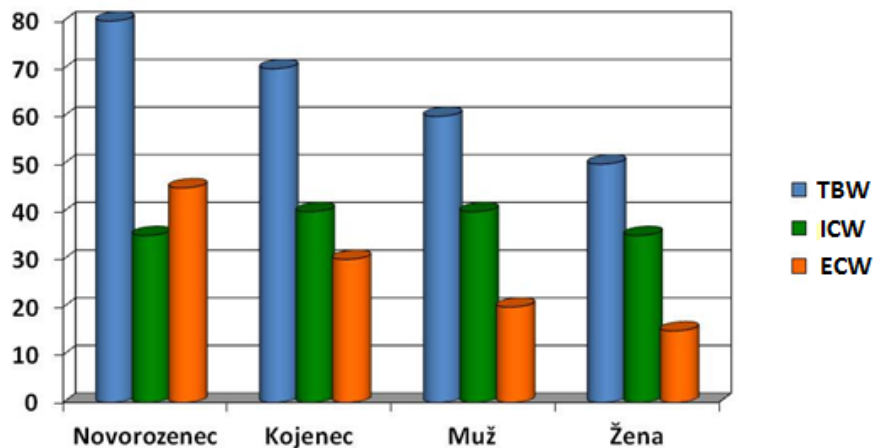
### 1.2.3 Viscerální tuk

Neboli také skrytý tuk je v dnešní době považován za nejnebezpečnější formu tukové tkáně. Tento tuk se ukládá mezi vnitřními orgány, které následně obklopuje. Tento tuk je metabolicky aktivnější než tuk podkožní a uvolňuje do krevního řečiště látky, které mohou posléze vést k různým zdravotním komplikacím.[1]

## 1.3 Tělesná voda

Voda je pro tělo velmi důležitou složkou, která zajišťuje správné fungování organismu a je také významnou složkou celkové tělesné hmotnosti člověka, množství vody v těle je důležitým faktorem, který je zahrnut do měření tělesné bioimpedance.[2]

Voda v lidském těle hraje podstatnou roli téměř při všech dějích, které se odehrávají v lidském těle. V lidském těle plní některé důležité funkce jako regulaci tělesné teploty, rozvod živin po těle, zlepšuje zažívací procesy a zajišťuje mazání kloubů. Množství vody v lidském těle závisí na mnoha faktorech, jako je věk, pohlaví a tělesné hmotnosti. Průměrné množství vody u kojence je okolo 80-85 %, u dítěte kolem 75 %, u dospělého muže okolo 63 % a u dospělé ženy okolo 53 %. Nejvíce vody se nachází v krvi a tělních tekutinách, poté také velké množství vody obsahují svaly, méně kosti a nejmenší obsah vody má tuk. Celkové množství vody v lidském těle (TWB) lze rozdělit na dvě části a to vodu, která se nachází mimo buňky takzvanou extracelulární vodu (ECW) a vodu, která se nachází uvnitř buněk takzvanou intracelulární vodu (ICW). [2]



Obrázek 2: Množství vody v lidském těle v závislosti na věku a pohlaví.

## 1.4 Bioimpedanční analýza

Bioimpedanční analýza se zakládá na tom, že různé lidské tělesné tkáně mají rozdílnou elektrickou vodivost při průchodu střídavého elektrického proudu. Na tělo jsou umístěny dvě nebo čtyři elektrody, kterými prochází proud, jehož maximální hodnota je menší než 500  $\mu\text{A}$  s různou frekvencí, podle které pak proud protéká buďto extracelulárním prostředím nebo extracelulárním a intracelulárním prostředím současně. Přesnost bioimpedanční analýzy závisí na dodržení určitých podmínek. Výsledek je značně ovlivněn celkovým množstvím tekutin v lidském těle a v jejich rozložení mezi intracelulárním a extracelulárním prostorem. Rozdíly v množství tekutin v těle mohou být ovlivněny příjmem tekutin a potravy, pohybovou aktivitou, ztrátou krve a mohou vést k různým výsledkům měření.[3]

### 1.4.1 Jedno frekvenční BIA (Single Frequency BIA)

SF-BIA se obvykle měří při frekvenci proudu 50 kHz. Proud protéká tělem přes povrchové elektrody, které jsou umístěny na ruce a nohou, kde se nachází jeden pár budících a jeden pár snímácích elektrod. Snímací elektrody jsou umístěny nad zápěstím a budící jsou umístěny nad kotníkem, pokud se jedná o měření tetrapolární a pokud se jedná o měření bipolární, jsou použity pouze dvě elektrody, které se umístí jedna na zápěstí a druhá na kotník. Některé přístroje pro měření BIA využívají také jiné umístění elektrod jako noha-noha nebo ruka-ruka. Během měření při frekvenci 50 kHz se neměří celková tělesná voda (TBW), ale vážený součet extracelulární vody (ECW) a intracelulární vody (ICW). SF-BIA umožňuje odhadnout hmotnost bez tuku a odhadnout TBW.[4]

Výsledky BIA jsou založeny na různých teoriích a na empirických rovnicích. Ty byly odvozeny na zdravých dobrovolnících. Výsledky BIA jsou výrazně závislé na hydrataci organismu.[4]



## 1.4.2 Více frekvenční BIA (Multi Frequency BIA)

Stejně jako u SF-BIA využívá MF-BIA odvozené empirické rovnice, které byly odvozeny pro zdravé lidi. Měření MF-BIA využívá měření impedancí na různých frekvencích jako například 1 kHz, 5 kHz, 50 kHz, 100 kHz, 200 kHz a 500 kHz. Pro tyto různé frekvence lze vyhodnotit hmotnost bez tuku (FFM), celkovou tělesnou vodu (TBW), intracelulární vodu (ICW) a extracelulární vodu (ECW). Při frekvencích nižších než 5 kHz a vyšších než 200 kHz už je špatná reprodukovatelnost reaktance.[4]

## 1.4.3 Výpočet množství tuku a aktivní hmoty v těle

Impedance se skládá z reálné a imaginární části. Reálnou částí je rezistence a imaginární částí je reaktance. Převážnou část impedance tvoří rezistence, a proto pro výpočet zastoupení jednotlivých tkání se imaginární část zanedbává. Z naměřené hodnoty lze vypočítat celkovou tělesnou vodu (TBW), hmotnost netukové tkáně (FFM) a procentuální množství tuku v těle (%FM). Celkovou tělesnou vodu lze vypočítat ze vztahu, který odvodili Lukaski a Bolonchuk:[5]

$$TBW = 0,327 \cdot \left(\frac{S^2}{R}\right) + 3,05 \cdot (\text{pohlaví}) + 0,142 \cdot (W) - 0,069 \cdot (\text{věk}), \quad (1)$$

kde: S ... výška pacienta v cm (Stratum),

R ... rezistence,

W ... váha v kg (Weight),

Pohlaví... 1 pro muže, 0 pro ženy,

Věk ... věk v letech.

Výpočet FFM:

$$FFM = \frac{TBW}{0,73}. \quad (2)$$

Objem tukové tkáně FM:

$$FM = W - FFM. \quad (3)$$

Procentuální podíl tukové tkáně %FM:

$$\%FM = \frac{FM}{W} \cdot 100. \quad (4)$$

## 2. Elektrotechnický popis impedance

S pojmem elektrická impedance se setkáváme ve střídavých obvodech. Střídavé obvody jsou obvody, do kterých je dodáváno napětí nebo proud, které jsou v čase proměnné. Toto napětí nebo proud může být například harmonický signál o dané frekvenci. Dále mohou být obvody lineární a nelineární. Za lineární obvody jsou považovány obvody, které jsou tvořeny lineárními prvky. Lineární prvky jsou prvky, jejichž parametry nezávisí na proudu, který jimi protéká nebo na napětí, které je na těchto prvcích přiloženo. Příkladem lineárního prvku je například rezistor, kondenzátor a cívka.[6]

### 2.1 Pasivní součástky

Dvojpól je nejjednodušším stavebním prvkem elektrického obvodu. Vlastnosti dvojpólu jsou plně popsány, jeli-li popsán vztah mezi napětím a proudem na tomto dvojpólu. Obě tyto veličiny mohou být závislé na čase. To znamená, že jejich vzájemná závislost nemusí být dána pouze funkční závislostí okamžitých hodnot proudu  $i(t)$  a napětí  $u(t)$ , ale také vzájemnou funkční závislostí časových derivací obou těchto veličin. Toto popisuje charakteristická funkce dvojpólu, která vyjadřuje souvislost mezi proudem a napětím. [6]Dvojpól, jehož charakteristická funkce má tvar lineární kombinace veličin proudu a napětí se nazývá lineární dvojpól. Pokud má charakteristická rovnice jiný tvar, nazývá se nelineární. [6]

Nejjednodušším příkladem lineárního dvojpólu je rezistor pokud zanedbáme kapacitu a indukčnost vodiče a můžeme-li předpokládat, že při průchodu proudu se vodič znatelně neohřeje je charakteristická funkce rezistoru dána vztahem. [6]

$$u(t) = R \cdot i(t). \quad (5)$$

Tento vztah vyjadřuje Ohmův zákon a odpor  $R$  rezistoru nezávisí na procházejícím proudu. Dalšími příklady jsou ideální cívka (induktor) a ideální kondenzátor (kapacitor). Jejich charakteristické funkce jsou dány vztahy[6]

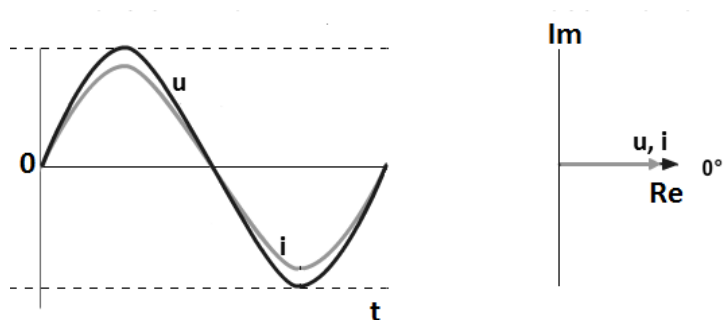
$$u_L(t) = L \frac{di_L}{dt}, \quad (6)$$

$$i_c(t) = C \frac{du_c}{dt}. \quad (7)$$

#### 2.1.1 Rezistor

Mezi okamžitou hodnotou napětí a proudu na rezistoru platí Ohmův zákon a to znamená, že velikost proudu je v každém časovém okamžiku přímo úměrná velikosti napětí. Rezistor má hodnotu odporu a jeho jednotkou je Ohm  $[\Omega]$ . [6]

Mezi napětím a proudem je nulový fázový posun  $\varphi=0$ . Z toho plyne, že činný výkon na rezistoru je



Obrázek 3: Průběh napětí a proudu na rezistoru [7].

## 2.1.2 Induktor

U induktoru je zavedena takzvaná induktivní reaktance  $X_L$ , která má jednotku Ohm  $[\Omega]$  a je to konstanta úměrnosti mezi velikostí střídavého napětí a proudu na cívce. Reaktance je závislá na frekvenci a s rostoucí frekvencí reaktance roste. [6]

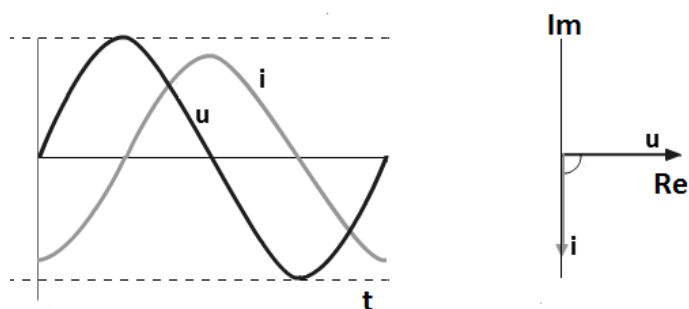
$$X_L = j\omega L = j2\pi fL. \quad (8)$$

Pěvrácená hodnota induktivní reaktance se nazývá induktivní susceptance  $B_L$  s jednotkou Siemens[S].[6].

$$B_L = -j \frac{1}{X_L}. \quad (9)$$

Napětí na cívce předbíhá proud o  $90^\circ$  jak lze vidět na obrázku 4. Pokud použijeme Ohmův zákon pro ideální cívku v komplexním tvaru tak je ve tvaru: [6]

$$u(t) = jX_L \cdot i(t). \quad (10)$$



Obrázek 4: Průběh napětí a proudu na cívce[7].

## 2.1.3 Kapacitor

U kapacitoru se zavádí takzvaná kapacitní reaktance  $X_C$ , která má jednotku Ohm  $[\Omega]$

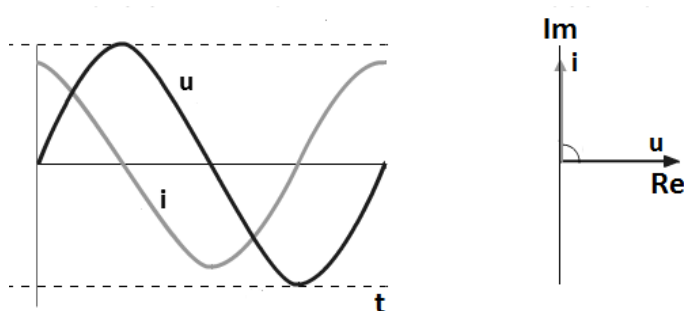
$$X_C = -j \frac{1}{\omega C} = -j \frac{1}{2\pi f C}. \quad (11)$$

Převrácená hodnota kapacitní reaktance je kapacitní susceptance  $B_C$ , která má jednotku Siemens [S].

$$B_C = j \frac{1}{X_C}. \quad (12)$$

Mezi napětím a proudem je fázový posuv  $90^\circ$  stejně jako u cívky, ale tentokrát napětí zaostává za proudem, tudíž je posun  $-90^\circ$ . Pro kondenzátor můžeme také napsat Ohmův zákon v komplexním tvaru. [6]

$$u(t) = -jX_C \cdot i(t). \quad (13)$$



Obrázek 5: Průběh napětí a proudu na kondenzátoru[7].

Toto byl základní popis chování ideální dvojpólů v obvodu se střídavým proudem a napětím. Reálné prvky lze vyjádřit kombinací těchto ideálních prvků. Zapojení těchto prvků lze libovolně kombinovat ať už sériově nebo paralelně.

Aby bylo možné vyjádřit poměr mezi napětím a proudem v libovolném obvodu, zavádí se pojem impedance a admittance.

Impedance je poměr napětí a proudu a jedná se o analogii k odporu, zahrnuje v sobě jak odpor  $R$  tak i induktivní a kapacitní reaktanci  $X$ . Jelikož jsou napětí  $i$  proud vyjádřený v komplexních číslech, je  $i$  impedance komplexním číslem a značí se  $\bar{Z}$  a jednotkou je Ohm  $[\Omega]$ . Převrácenou hodnotou impedance je admittance  $\bar{Y}$  a její jednotkou je Siemens [S]. Jedná se o analogii k vodivosti  $G$ . [6]

Impedance může být vyjádřena dvěma způsoby, které jsou rovnocenné a to ve složkovém nebo exponenciálním tvaru.

$$\bar{Z} = R + jX = Z \cdot e^{j\varphi}. \quad (14)$$

Absolutní hodnotu impedance  $|Z|$  lze vypočítat:

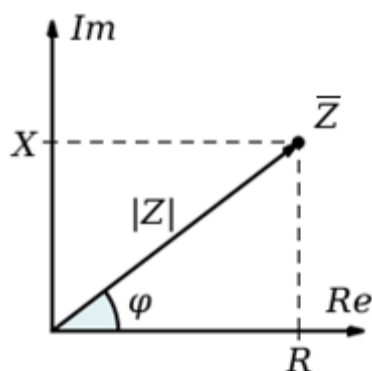
$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} \quad (15)$$

Fázový posun  $\varphi$  lze vypočítat:

$$\varphi = \arctg \frac{X}{R}, \quad (16)$$

kde  $R$  je rezistance,  $X$  je reaktance, která je tvořena součtem indukční reaktance  $jX_L$  a kapacitní reaktance  $-jX_C$ .

Obraz impedance  $\bar{Z}$  v komplexní rovině a vzájemný vztah mezi veličinami  $\bar{Z}$ ,  $Z$ ,  $R$ ,  $X$  a  $\varphi$  je pro jednu frekvenci zobrazen na obrázku 6. Pro jinou frekvenci bude mít fázor  $\bar{Z}$  jinou polohu, protože jeho složky jsou závislé na frekvenci. [6]



Obrázek 6: Zobrazení impedance v komplexní rovině[8].

## 3. Bioimpedance

Elektrické vlastnosti tkání byly poprvé popsány již v roce 1871, a s postupem času byly popsány pro větší rozsah frekvencí a také pro větší množství tkání. Také byly popsány elektrické vlastnosti pro tkáně, které procházely patologickými změnami a pro tkáně, které už byly po smrti. Původní studie měření elektrické impedance byla zaznamenána jako index celkové tělesné vody (Total Body Water – TBW). Toto měření bylo provedeno pomocí dvou subkutánně zavedených jehel. Páni Hoffer a Nyoboer jako první představili měření pomocí BIA (bioelectrical impedance analysis) techniku, která využívala čtyři povrchové elektrody. Velkou nevýhodou tohoto měření bylo, že na povrchu elektrod muselo být vysoké napětí a vysoký proud okolo 800 mA, kterých bylo využíváno ke snížení nestability proudu, kterým byly elektrody buzeny.[4]

Do roku 1970 byly stanoveny veškeré základní poznatky a principy BIA, včetně těch, které jsou závislé na vztahu mezi impedancí a obsahem tělesné vody. Poté se řada přístrojů, které využívaly více frekvencí k měření, staly komerčně dostupné. V roce 1990 bylo na trhu dostupných několik multifrekvenčních analyzátorů. Použití metody BIA se rozšířilo, protože zařízení bylo přenosné a bezpečné. Postup měření bioimpedance byl jednoduchý a hlavně neinvazivní a výsledky byly velmi rychle přístupné. [4]

### 3.1 Rozdělení elektrických signálů

Bioimpedance, bioelektrina a elektrické vlastnosti tkání jsou si podobné ve spoustě věcí. Bioimpedance je založena na některých pasivních vlastnostech tkání jako je například schopnost klást odpor elektrickému proudu o určité frekvenci.[9]

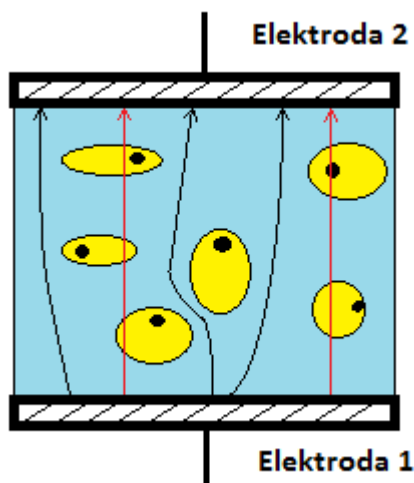
Bioelektrina se zabývá schopnostmi generovat elektrickou energii, jako je tomu například u srdce. Srdeční sval generuje EKG signál, který lze zaznamenat a využívat jej například v diagnostice. Takovému elektrickému signálu se říká endogenní, protože je generován nebo vytvářen tkání uvnitř lidského těla. [9]

Bioimpedance a bioelektrické metody se používají pro měření elektrody, které jsou galvanicky spojeny s tkání pacienta. Náboj, který je vedený vodičem 1. druhu, který vede proud od zdroje signálu přes elektrody do lidského těla, je vedený pomocí elektronů. Nosičem náboje v lidském těle jsou ionty, a proto je lidské tělo vodič 2. druhu. Elektroda je místo, kde se mění typ vodivosti z iontové na elektronovou a naopak. [9]

### 3.2 Elektrické vlastnosti tkání

Na obrázku 7 je znázorněna tkáň složená z buněk. Tekutina, ve které se buňky pohybují, se nazývá extracelulární tekutina (ECW) a tekutina, která je uvnitř buněk se nazývá intracelulární tekutina (ICW). Jakmile přiložíme na tkáň elektrody, mezi nimiž začne protékat

střídavý proud, bude cesta tohoto proudu závislá na frekvenci. Mezní frekvencí pro průchod proudu je 50 kHz. Při frekvenci proudu menší než 50 kHz bude tento proud protékat pouze extracelulární tekutinou. Pokud bude frekvence proudu větší než 50 kHz, proud bude procházet extracelulární a intracelulární tekutinou.[10]



Obrázek 7: Zobrazení průchodu střídavého proudu menšího než 50 kHz (černá) a většího než 50 kHz (červená) [10].

Buněčné membrány mají dielektrické vlastnosti, a proto brání průchodu proudu na nižších kmitočtech. Dielektrikum je materiál s izolačními vlastnostmi se schopností hromadit elektrickou energii. Elektrostatické pole nemůže proniknout vodičem, ale může proniknout přes dielektrikum. Kapacita je schopnost hromadění elektrické energie, která se značí C [F]. Čím větší je její velikost, tím může být elektrické energie ve vodiči více. Další vlastnost dielektrika je permitivita  $\epsilon$  [F.m<sup>-1</sup>]. Permitivita je fyzikální veličina, která popisuje vztah mezi vektory intenzity elektrického pole a elektrické indukce.[6]

$$C = \epsilon \frac{S}{d} \quad (17)$$

kde  $\epsilon$  je permitivita prostředí mezi deskami, S je účinná plocha desek kondenzátoru a d je jejich vzdálenost. [6]

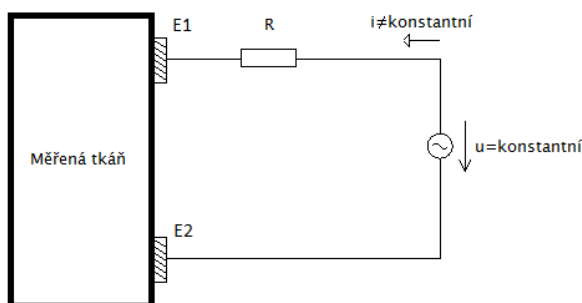
### 3.3 Měření bioimpedance

Bioimpedance se měří buď in vivo, nebo in vitro. Také je možné měřit ex vivo, pokud je tkáň udržovaná při životě a prokrvována. Můžeme ji také měřit pomocí dvou, tří nebo čtyř elektrod. Základními způsoby jakými je možné bioimpedanci měřit, je měření bipolární a měření tetrapolární. Bipolární měření využívá pouze dvou elektrod a zdroje konstantního napětí a u tetrapolárního měření je využito čtyř elektrod a zdroje konstantního proudu.[9]

### 3.3.1 Bipolární měření

Pro bipolární měření je nutné, za pomoci dvou elektrod uzavřít elektrický obvod, ve kterém bude protékat proud. Při tomto měření je využit zdroj střídavého napětí konstantní amplitudy, kterým jsou buzeny elektrody. Díky tomuto napětí začne protékat proud, který není konstantní a teče přes impedanci  $\bar{Z}$  měřené tkáně a vrací se zpátky. Pro zjištění bioimpedance při této metodě je důležité měřit protékající proud, který se mění v závislosti na impedanci měřené tkáně. Jednoduše řečeno známe v tomto obvodu budící napětí a proud, který měříme protékajícím impedancí  $\bar{Z}$  a z toho je možné dopočítat bioimpedanci.[4]

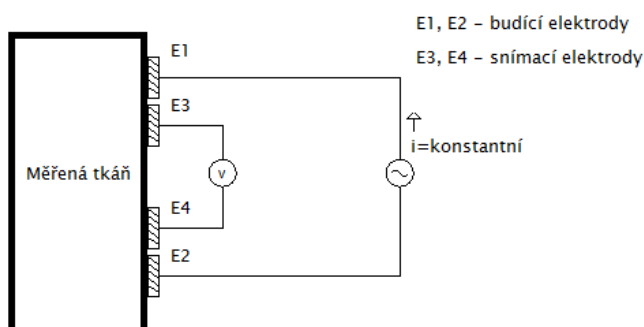
$$Z = \frac{u(t)}{i(t)}. \quad (18)$$



Obrázek 8: Bipolární měření.

### 3.3.2 Tetrapolární měření

Tetrapolární měření, oproti měření bipolárnímu, využívá čtyři elektrody místo dvou elektrod. Dvě z těchto elektrod jsou budící elektrody a dvě jsou snímací elektrody. Přes budící elektrody protéká do lidského těla střídavý proud s konstantní amplitudou. Další dvě elektrody snímají napětí. Impedanci  $Z$  je možné dopočítat, jelikož známe proud protékající tkání a měříme úbytek napětí. Tato metoda eliminuje parazitní vlastnosti elektrod a vodičů. [4]

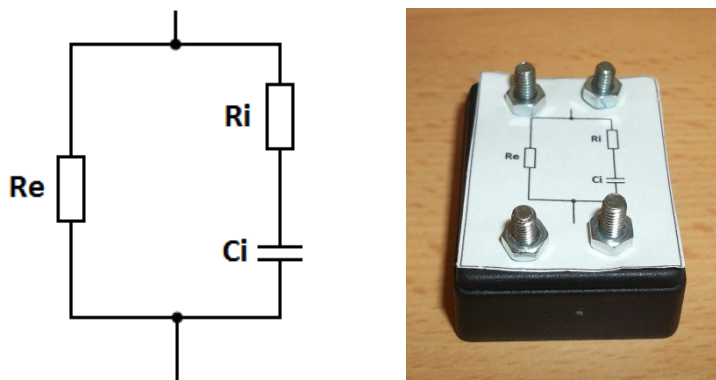


Obrázek 9: Tetrapolární měření.



### 3.4 Náhradní obvod lidské tkáně

Zapojení na obrázku 10 je obvod podle Cole-Cole modelu, kde je lidské tělo prezentováno pomocí tří elektrických prvků, kde  $R_e$  představuje odpor extracelulární tekutiny,  $R_i$  odpor intracelulární tekutiny a  $C_i$  reprezentuje kapacitu buněčných membrán. Obvod je možné využít k experimentálnímu měření, kdy vypočítáme hodnotu impedance a fáze při různých frekvencích a poté porovnáme s naměřenými hodnotami. Hodnoty použité pro tento obvod jsou převzaty z [11]. Použité reálné součástky ovšem nemají přesně stejné hodnoty, jako jsou uvedeny u tohoto modelu, a proto byly použity součástky s přibližně stejnými hodnotami a poté proměřeny, aby bylo počítáno s reálnými hodnotami součástek a nedocházelo tak ke zbytečnému zkreslení testování. [11] Na tomto modelu bude provedeno testování vytvořeného zařízení.



Obrázek 10: Náhradní obvod lidské tkáně a model v umístěný v krabičce [11].

#### Hodnoty modelu:

$$R_e = 592 \, \Omega, R_i = 1155 \, \Omega, C_i = 1,68 \, nF [11]$$

#### Naměřené hodnoty použitých součástek:

$$R_e = 619 \, \Omega, R_i = 1191 \, \Omega, C_i = 1,8 \, nF$$

#### Odvození impedance obvodu:

$$X_{Ci} = -j \frac{1}{2\pi f C_i}$$

$$Z_i = R_i - jX_{Ci}$$

$$Z_e = R_e - j0$$

$$\frac{1}{Z} = \frac{1}{Z_i} + \frac{1}{Z_e} = \frac{Z_i \cdot Z_e}{Z_i + Z_e} = \frac{(R_i + jX_C) \cdot (R_e + j0)}{(R_i + R_e) + j(X_C + 0)} = R + jX$$

$$R = \frac{(R_i \cdot R_e - X_C \cdot 0) \cdot (R_i + R_e) + (X_C \cdot R_e + 0 \cdot R_i) \cdot (X_C + 0)}{(R_i + R_e)^2 + (X_C + 0)^2}$$

$$X = \frac{(X_C \cdot R_e - R_i \cdot 0) \cdot (R_i + R_e) - (R_i \cdot R_e + 0 \cdot X_C) \cdot (X_C + 0)}{(R_i + R_e)^2 + (X_C + 0)^2}$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2}$$

$$\varphi = \arctg\left(\frac{X}{R}\right)$$

**Výpočet pro různé frekvence:**

$$f = 15625 \text{ Hz}$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi \cdot 15625 \cdot 1,8 \cdot 10^{-9}} = 5659 \Omega$$

$$R = \frac{(1191 \cdot 619 - 5659 \cdot 0) \cdot (1191 + 619) + (5659 \cdot 619 + 0 \cdot 1191) \cdot (5659 + 0)}{(1191 + 619)^2 + (5659 + 0)^2} = 599,35 \Omega$$

$$X = \frac{(5659 \cdot 619 - 1191 \cdot 0) \cdot (1191 + 619) - (1191 \cdot 619 + 0 \cdot 5659) \cdot (5659 + 0)}{(1191 + 619)^2 + (5659 + 0)^2} = -61,42 \Omega$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} = \sqrt{599,35^2 + 61,42^2} = 602,5 \Omega$$

$$\varphi = \arctg\left(\frac{-61,42}{599,35}\right) = -6^\circ$$

$$f = 31250 \text{ Hz}$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi \cdot 31250 \cdot 1,8 \cdot 10^{-9}} = 2829 \Omega$$

$$R = \frac{(1191 \cdot 619 - 2829 \cdot 0) \cdot (1191 + 619) + (2829 \cdot 619 + 0 \cdot 1191) \cdot (2829 + 0)}{(1191 + 619)^2 + (2829 + 0)^2} = 557,51 \Omega$$

$$X = \frac{(2829 \cdot 619 - 1191 \cdot 0) \cdot (1191 + 619) - (1191 \cdot 619 + 0 \cdot 2829) \cdot (2829 + 0)}{(1191 + 619)^2 + (2829 + 0)^2} = -96,1 \Omega$$

$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} = \sqrt{557,51^2 + 96,1^2} = 565,7 \Omega$$

$$\varphi = \arctg\left(\frac{-96,1}{557,51}\right) = 10^\circ$$

$$f = 62500 \text{ Hz}$$

$$X_C = \frac{1}{2\pi \cdot 62500 \cdot 1,8 \cdot 10^{-9}} = 1420 \Omega$$

$$R = \frac{(1191 \cdot 619 - 1420 \cdot 0) \cdot (1191 + 619) + (1420 \cdot 619 + 0 \cdot 1191) \cdot (1420 + 0)}{(1191 + 619)^2 + (1420 + 0)^2}$$

$$= 487,96 \, \Omega$$

$$X = \frac{(1420 \cdot 619 - 1191 \cdot 0) \cdot (1191 + 619) - (1191 \cdot 619 + 0 \cdot 1420) \cdot (1420 + 0)}{(1191 + 619)^2 + (1420 + 0)^2}$$

$$= -102,8 \, \Omega$$

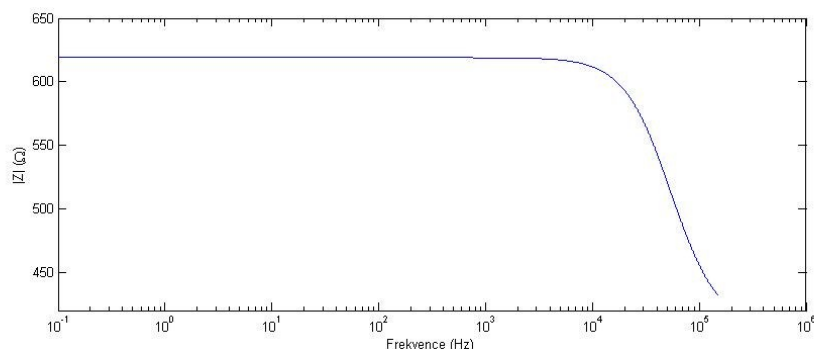
$$|Z| = \sqrt{R^2 + X^2} = \sqrt{487,96^2 + 102,8^2} = 498,7 \, \Omega$$

$$\varphi = \arctg\left(\frac{-102,8}{487,69}\right) = 12^\circ$$

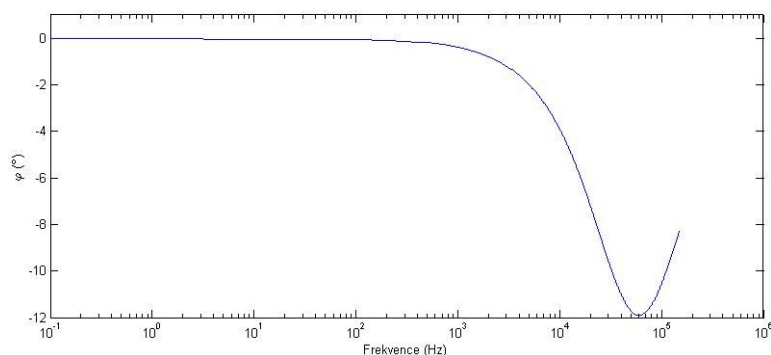
Tabulka 1: Tabulka vypočtených hodnot pro model lidského těla.

f [kHz]	Z  [Ω]	φ [°]
15,625	602,4	-6
31,25	565,7	-10
62,5	498,7	-12

Závislost impedance a fáze na frekvenci náhradního obvodu:



Obrázek 11: Závislost impedance na frekvenci náhradního obvodu lidské tkáně.



Obrázek 12: Závislost fáze na frekvenci náhradního obvodu lidské tkáně.

Frekvenční závislost modelu je popsána graficky pomocí frekvenční amplitudové a fázové charakteristiky, které jsou na obrázku 11 a 12. Je možné vypořádat, že od určité frekvence dochází k poklesu impedance a ke změně fáze. V tomto okamžiku začíná protékat proud kondenzátorem  $C_i$  (buněčnými membránami). Klesne reaktance a tím pádem dojde ke snížení celkové impedance a nárůstu kapacitní složky, která se projeví změnou fázového posunu.

## 4. AFE4300 a způsoby měření impedance

V této kapitole bude popsán obvod AFE4300 a způsoby, jakými dokáže tento obvod měřit impedance

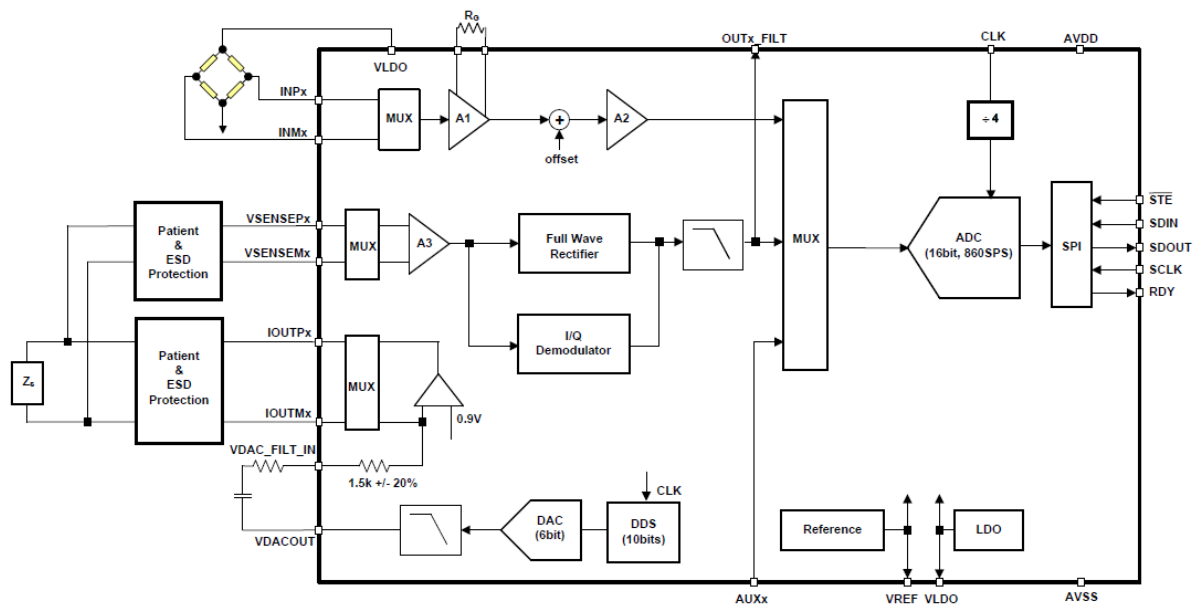
### 4.1 AFE4300

AFE4300 je Analog-front end od firmy Texas Instruments. Je možné jej použít pro měření hmotnosti nebo složení lidského těla. V této práci je využito pouze měření bioimpedance. Data pro mikrokontrolér (dále jen MCU) jsou zpracovávána v 16-ti bitovém AD převodníku, ze kterého jsou přímo čtena prostřednictvím registru k tomu určenému.[12]

Obvod AFE je schopen generovat konstantní střídavý proud, který je nutný k buzení tkání. Digitální programovatelný oscilátor (DDS) generuje digitální napětí o námi požadované frekvenci, poté digitálně-analogový převodník (DAC) převede digitální napětí na analogové napětí a poté se toto napětí převede v převodníku na proud. [12]

Obvod AFE4300 nabízí dva způsoby měření impedance. První způsob měří pouze modul impedance v režimu FWR a druhý využívá I/Q demodulaci. S využitím této metody lze určit jak reálnou tak imaginární složku impedance. [12]

Komunikace obvodu AFE4300 s MCU může probíhat pomocí tří nebo čtyř vodičů po sběrnici SPI. Piny určené pro sériovou komunikaci jsou RST (reset zařízení), STE (zahájení nebo ukončení komunikace), SCLK (vstup pro hodinový signál generovaný MCU), SDIN (pin pro příjem dat), SDOUT (pin pro vysílání dat). Dále je možné využít pin RDY (pin, který indikuje, že jsou data z ADC připraveny k přenosu). [12]

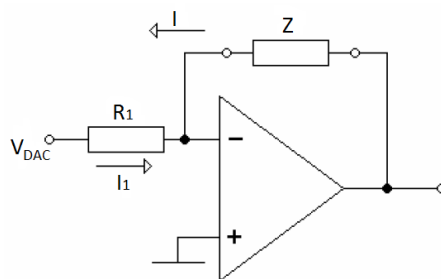


Obrázek 13: Blokové schéma obvodu AFE4300[12].

Důležitou částí obvodu AFE4300 jsou jeho registry. Podle jejich nastavení AFE vykonává různé funkce. Obsahuje 15 registrů, z toho 3 jsou nevyužité, pouze mění svou hodnotu při zapnutí obvodu. Popis všech registrů je popsán v kapitole Firmware. [12]

## 4.2 Měření efektivní hodnoty impedance (FWR mód)

Měření efektivní hodnoty impedance je základním způsobem měření impedance. Toto měření poskytuje informaci pouze o velikosti impedance. Na obrázku 15 je blokové schéma, které znázorňuje, jaké prvky zajišťují toto měření. Prvním prvkem je digitální syntezátor (DDS), který generuje napěťový digitální model, získaný dělením základní frekvence, dané krystalovým oscilátorem, která je použita řídicí kmitočet obvodu. Dalším prvkem je 6-ti bitový digitálně analogový převodník (DAC), který převede digitální model napětí na analogový signál, který je vyhlazen v sinusový průběh, pomocí 150 kHz filtru druhého řádu, který také určuje maximální možnou frekvenci proudu pro měření. Za tímto filtrem následuje převodník napětí na proud, který se skládá z rezistoru a k němu do série zapojeného operačního zesilovače. [12]



Obrázek 14: Převodník napětí na proud.[13]

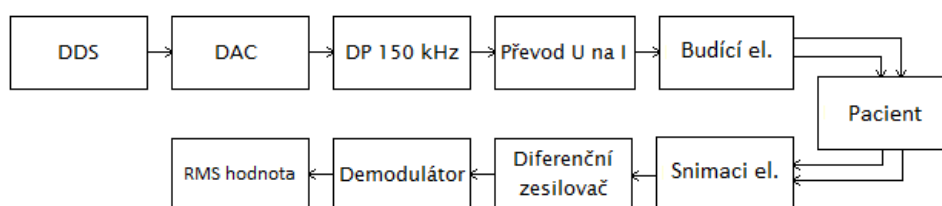
Velikost toho proud je řízena napětím  $V_{DAC}$ . Impedance  $Z$  reprezentuje ve schématu impedanci pacienta a proud  $i(t)$  je proud protékající tělem pacienta. Proud protékající tělem pacienta nezávisí na impedanci, ale je přímo úměrný napětí  $V_{DAC}$ . [13]

Výpočet proudu, který protéká tělem pacienta:

$$i(t) = \frac{V_{DAC}}{R_1} \quad (19)$$

Odpor  $R_1$ , který je ve schématu na obrázku 13, má hodnotu  $1,5 \text{ k}\Omega$  a je využit v převodníku napětí na proud. Jeho tolerance je  $\pm 20 \%$ , proto je efektivní hodnota generovaného proudu nastavena na hodnotu  $375 \text{ }\mu\text{A}$ . S chybou  $20 \%$  rezistoru může zdroj proudu generovat proud s efektivní hodnotou až  $450 \text{ }\mu\text{A}$ , a to je menší než  $500 \text{ }\mu\text{A}$ , což je bezpečný limit. [12]

Za zdrojem konstantního proudu následuje multiplexer, kterým je možné volit svody, které budou použity pro buzení. Snímací elektrody je také možné zvolit pomocí druhého multiplexeru zapojeného v měřicí části. Výstup měřicího multiplexeru je přiveden na vstupy diferenčního zesilovače napětí, ze kterého je následně v demodulátoru získána efektivní hodnota impedance. Před elektrodami jsou kondenzátory, které potlačí stejnosměrnou složku. Celý tento postup je zobrazen na obrázku 15. [12]



Obrázek 15: Blokové schéma FWR módu.

Výpočet snímaného napětí:

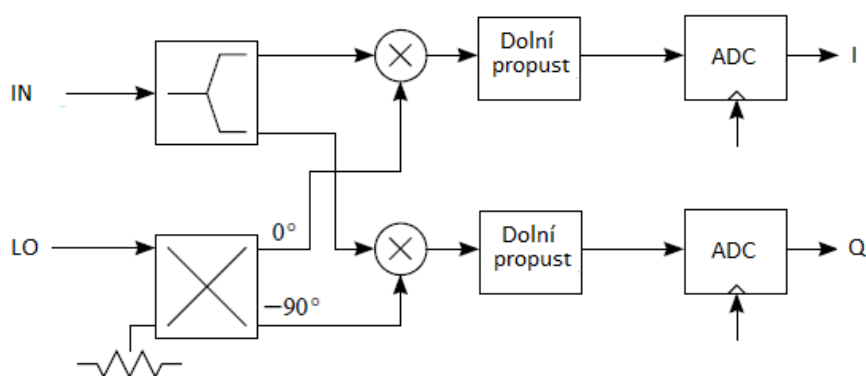
$$u(t) = A |Z| \sin(\omega_0 t), \quad (20)$$

kde  $|Z|$  a  $\varphi$  jsou modul.

## 4.3 I/Q demodulace

Klasický I/Q demodulátor je znázorněn na obrázku 16. Využívá dva klasické demodulační obvody pro převod vstupního signálu. Vstupní signál je rozdělen na 2 stejné signály, které jsou vedeny do směšovače. Do těchto směšovačů, je přiveden signál z oscilátoru (LO), avšak do jednoho ze směšovačů, je tento signál přiveden s fázovým posunem  $-90^\circ$ . Díky tomuto fázovému posunu dojde k rozlišení složek I a Q ze vstupního signálu. Za směšovači následují filtry typu dolní propust, které odfiltrují harmonické složky, které vznikají ve směšovačích. Poté jsou tyto analogové signály převedeny v AD převodnících na digitální signál.[14]

$$I \cdot \cos\omega t + Q \cdot \sin\omega t = Z\cos(\omega t + \varphi) \quad (21)$$



Obrázek 16: I/Q demodulace[14].

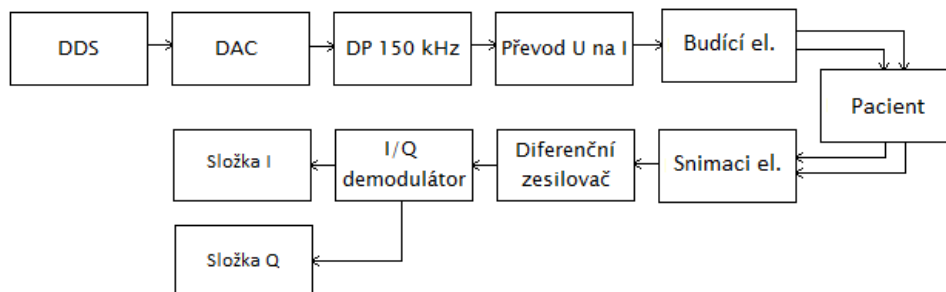
I/Q demodulace stejně jako FWR mód využívá generátor střídavého proudu. Tato druhá metoda je v obvodu AFE4300 zahrnuta, protože umožňuje určit reálnou a imaginární část impedance ze kterých pak lze vypočítat fázi podle vztahu 22 je nutné nastavit také frekvenci pro oscilátor, který řídí I/Q demodulátor a který zajistí posunutí fáze mezi složkami I a Q. Tato frekvence by měla být 4x větší než je frekvence budícího proudu. Proto je rozsah frekvencí pro toho měření omezen pouze na 7 frekvencí a jsou to frekvence 7812,5 Hz, 15625 Hz, 31250 Hz, 62500 Hz, 125000 Hz, 250000 Hz. Napětí je snímáno diferenčním zesilovačem, před kterým je připojen multiplexer, kterým si můžeme zvolit, které svody budou využity ke snímání a budou tak přivedeny na vstupy diferenčního zesilovače. Výstup diferenčního zesilovače je připojen ke vstupu I/Q demodulátoru, který zajistí rozdělení toho signálu na reálnou a imaginární složku, které jsou poté snímány jako stejnosměrné napětí. [12]

$$\varphi = \arctg \frac{Q_{DC}}{I_{DC}}, \quad (22)$$

$$|Z| = \sqrt{I_{DC}^2 + Q_{DC}^2}, \quad (23)$$



kde  $I_{DC}$  představuje reálnou složku impedance a  $Q_{DC}$  představuje imaginární část impedance a hodnota  $K$  je získaná kalibrací. [12]



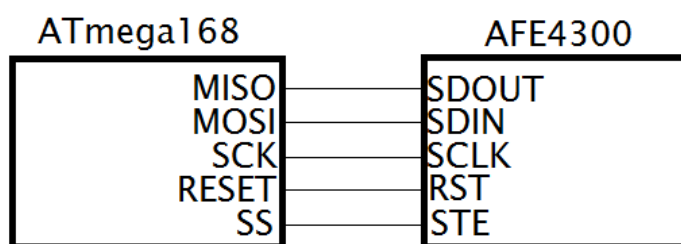
Obrázek 17: Blokové schéma I/Q módu.

## 5. Sběrnice SPI

Jedná se o externí sériovou sběrnici, která v současné době představuje nedílnou součást spousty digitálních zařízení. Obliba k této sběrnici spočívá hlavně v její jednoduchosti a to jak po stránce hardwarové, tak i po stránce softwarové. Umožňuje komunikaci mezi jedním nebo více zařízeními, což je hlavní rozdíl například proti sériovému portu RS-232C, díky kterému spolu mohou komunikovat pouze 2 zařízení. Přenosová rychlost je pro většinu účelů dostačující. SPI je vybavena hodinovým signálem, jehož frekvence může dosahovat až 70 MHz. Tato komunikace je nezbytná pro funkci zařízení, které je cílem práce, jelikož obvod AFE4300 komunikuje pouze prostřednictvím této sběrnice a proto je komunikace s mikrokontrolérem přes tuto sběrnici nezbytná.[15]

### 5.1 Vlastnosti sběrnice SPI

Sběrnice SPI představuje jednu ze sériových externích sběrnic, které slouží pro vzájemnou komunikaci dvou a více zařízení. Jedno z těchto zařízení vždy pracuje v režimu takzvaného řadiče sběrnice (master) a ostatní zařízení pracují v režimu slave. Zařízení, které pracuje jako master řídí celou komunikaci. Toto zařízení obsahuje generátor hodinového signálu, který slouží pro synchronizaci podřízených obvodů a tímto je zajištěn synchronní, obousměrný přenos dat. Hodinový signál je k zařízením přiveden vodičem, který je označován zkratkou SCK. Kromě tohoto vodiče s hodinovým signálem jsou zařízení propojeny dvojicí vodičů označovaných většinou jako MISO (Master In Slave Out) a MOSI (Master Out Slave In), prostřednictvím nichž je zajištěn obousměrný (full duplex) přenos dat. Posledním signálem, který je u této sběrnice využíván, je signál SS (Select Slave), který slouží k výběru zařízení, s kterým bude zrovna zařízení v režimu master komunikovat. [15]



Obrázek 18: Propojení dvou obvodů pro komunikaci po sběrnici SPI.

### 5.2 Princip komunikace po sběrnici SPI

Na Obrázek 18 je znázorněn způsob propojení obvodu AFE4300 a mikrokontroléru. Obě zařízení obsahují v tom nejjednodušším případě dva registry a to datový záchytný registr SSPBUF (Seriál Input Buffer) a posuvný registr SSPSR (Shift Register). Do registru SSPSR je zapsán bajt neboli všech 8 bitů dat, které byly přijaty, ale ještě nebyly zpracovány. Tento registr tedy zabezpečuje, že při správné obsluze nedojde ke ztrátě dat. Posuvný registr SSPSR slouží

k vysílání i příjmu jednoho bitu z celé osmice přenášených bitů. Každý posun obsahu tohoto registru doprava znamená, že se vysunutý bit pošle na pin SDOUT (v případě zařízení, které pracuje v režimu master se jedná o vodič MOSI) a naopak hodnota přečtená na pinu SDIN (MISO) je zapsána na pozici nejnižšího bitu posuvného registru. Vysílání i příjem dat je nedělitelná operace, která vždy probíhá ve stejnou dobu. Data se přenáší obousměrně po dvojici vodičů MOSI-SDIN a SDOUT-MISO. Nejdříve je vždy poslán nejvyšší bit (MSB) přenášeného bajtu, přičemž současně dochází k vysouvání vysílaného bitu a nasouvání bitu přijatého. [15]

Zařízení, které je v režimu master generuje hodinový signál, který je posílán po vodiči SCK. Pomocí tohoto signálu je prováděna synchronizace vysílaných i přijímaných dat. Synchronizace znamená, že dochází ve stejný čas ke změnám v posuvných registrech SSPSR. U většiny zařízení je možné nakonfigurovat polaritu hodinového signálu a také to, jestli se má posun dat provést při náběžné nebo sestupné hraně hodinového signálu. [15]

## 5.3 Datový paket pro AFE4300

Data, která se posílají z MCU do AFE4300, musí mít takový formát, který je AFE schopno přečíst a pracovat s ním. Datový paket musí mít 24 bitů (3 byte). Posílá se jako první MSB bit a jako poslední LSB bit. První 3 bity tohoto paketu nejsou pro funkci důležité. Bit 21 je bit, který udává, jestli se bude do zařízení zapisovat nebo z něj číst (Read/Write bit). V bitech 20-16 se posílá adresa registru, do kterého chceme zapisovat. Posledních 16 bitů jsou data, která se zapíší do námi zvoleného registru nebo jsou to data, které budou přečtena z konkrétního registru. [12]

Tabulka 2: Datový paket pro AFE4300[12]

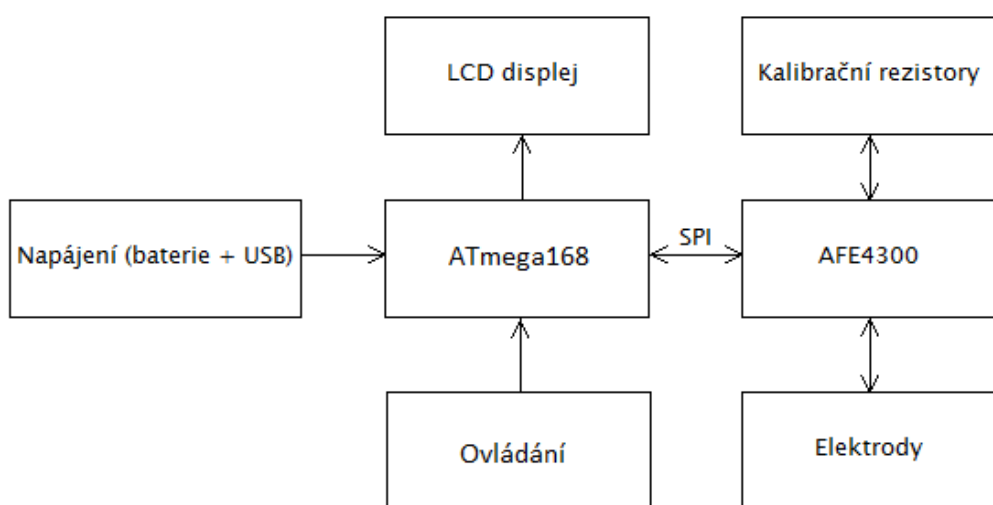
24	23	22	21	20-17	16-1
X	X	X	R/W	ADRESA REGISTRU	DATA

### Příklad sériové komunikace mezi MCU a AFE4300:

```
SELECT(); //Začátek komunikace
    _delay_us(1);
WriteByteSPI(0b00001011); //První 3 bity jsou nepodstatné, 4. Bit je
write bit                a další 4 bity jsou adresa registru
    _delay_us(1);
WriteByteSPI(0b00001000); //Posílání prvních 8 bitů dat (MSB)
    _delay_us(1);
WriteByteSPI(0b0000100); //Posílání druhých 8 bitů dat (LSB)
    _delay_us(1);
DESELECT();
```

## 6. Návrh zařízení v programu Eagle

Cílem této bakalářské práce je navrhnout zařízení pro měření bioimpedance na několika různých kmitočtech. Návrh zařízení byl proveden v programu Eagle verze 6.5.0. Toto zařízení je možné rozdělit na 2 hlavní bloky a to řídicí část a měřicí část, kde každá z těchto částí představuje jednu desku plošného spoje (DPS). Propojení desek je zajištěno konektoru, který je vytvořen z lišty, která obsahuje 8 pinů. Tyto 2 části je pak dále možné rozdělit na konkrétní bloky, které zajišťují jednotlivé funkce celého zařízení.



Obrázek 19: Blokové schéma zařízení.

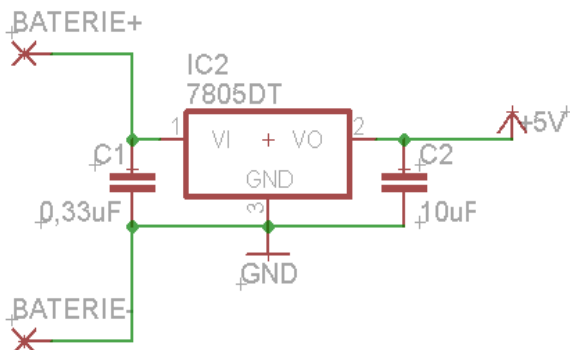
### 6.1 Řídicí část

Tato část zařízení zajišťuje řízení celého zařízení, komunikaci s měřicí částí, interakci s uživatelem. Obsahuje čtyři základní bloky. Tyto bloky jsou napájení, mikrokontrolér ATmega168, ovládací prvky a LCD displej.

#### 6.1.1 Napájení

Toto zařízení je možno napájet dvěma způsoby. První způsob je napájení z 9V baterie, která je schopná napájet celé zařízení. Napětí baterie 9 V je stabilizováno stabilizátorem 7805R, který zajistí napětí 5 V. Další možností napájení zařízení je napájení z USB portu počítače nebo notebooku. USB port poskytuje na svém výstupu také 5 V, což vyhovuje našemu zařízení. Obvod FT232 zajišťuje komunikaci s PC a také poskytuje 3,3 V nebo 5 V na svém výstupu. Komunikace s PC je v tomto zařízení realizována hardwarově, ale není zahrnutá ve firmwaru a do budoucna je možné tuto komunikaci využívat. Mezi těmito možnostmi napájení (USB,

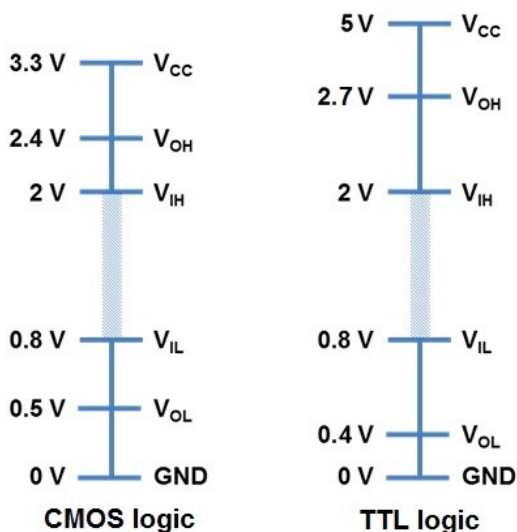
baterie) je možné si zvolit pomocí přepínače. Napájení měřicí desky je zajištěno stabilizátorem MC33269D, který stabilizuje 5V napětí řídicí části na 3,3 V, které vyžaduje obvod AFE4300.



Obrázek 20: Zapojení stabilizátoru.

## 6.1.2 Komunikace řídicí a měřicí části

Řídicí část je napájena 5 V, což je úroveň napětí pro TTL logiku a měřicí část je napájena 3,3 V, což je úroveň napětí pro CMOS logiku. Pro komunikaci obou obvodů je tedy nutné zajistit rozhraní napěťových úrovní.



Obrázek 21: Rozdíl v komunikaci CMOS a TTL[16][17].

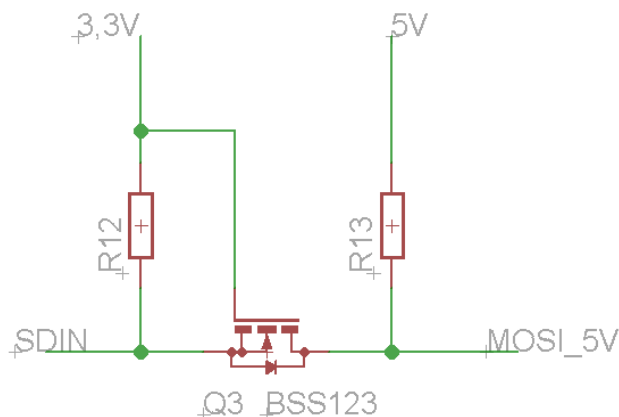
$V_{OH}$  – minimální výstupní napětí pro logickou 1.

$V_{IH}$  – minimální vstupní napětí pro logickou 1.

$V_{OL}$  – maximální výstupní napětí pro logickou 0.

$V_{IL}$  – maximální vstupní napětí pro logickou 0.

Toto je možné zajistit pomocí převodníků, které využívají tranzistory, které se dokážou otevírat a zavírat při takové frekvenci jakou jsou posílány data. Je možné využít jednosměrnou nebo obousměrnou konverzi logiky.



Obrázek 22: Zapojení obousměrné konverze[18].

Zapojení na obrázku 22 lze využít tam, kde je nutné převádět signál obousměrně mezi různými úrovněmi napětí. Pokud ani jedna strana nekomunikuje, pull-up rezistory způsobí, že je linka na obou stranách v logické jedničce, tedy 3,3 V a 5 V. Rozdíl napětí mezi vývody source a gate tranzistoru je blízký nule a tranzistor je zavřen. Jakmile strana s nižším napětím začne komunikovat (objeví se logická 0), rozdíl napětí mezi source a gate tranzistoru vzroste a dojde k otevření přechodu S-D a logická 0 se objeví i na druhé straně. Pokud strana s vyšším napětím spojí linku se zemí, dioda mezi source a drain tranzistoru způsobí, že se zvětší rozdíl napětí mezi source a gate a tranzistor se otevře. Tím se na straně s nižším napětím objeví logická nula. Hodnota pull-up rezistorů se volí přibližně 10 k $\Omega$ . [18]

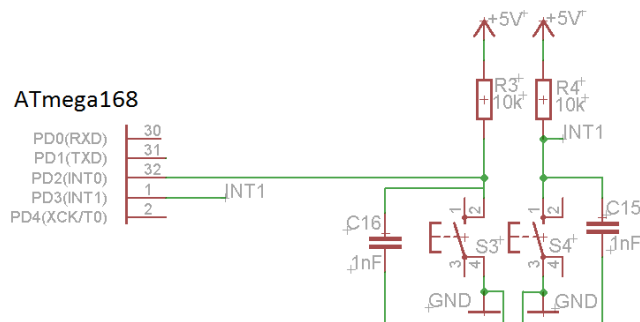
Těchto převodníků je v zařízení použito celkem 6. Piny na straně MCU jsou MISO, MOSI, SCK, SS, RESET a RDY. Na straně AFE4300 jsou to piny SDIN, SDOU, SCLK, STE, RST a RDY. [18]

### 6.1.3 Mikrokontrolér ATmega168

Mikrokontrolér ATmega168 zajišťuje komunikaci s AFE4300 po sběrnici SPI, zobrazování na LCD displej, ovládání zařízení pomocí tlačítek a výpočet impedance a fáze z naměřených hodnot. Na základě komunikace s obvodem AFE4300 získává data z měření, nastavuje ovládací registry měřícího zařízení a popřípadě z nich může číst. K mikrokontroleru je připojen konektor pro sériové programování pomocí ISP programátoru BiProg. K mikrokontroléru je připojen krystal s frekvencí 18,432 MHz, přičemž tato frekvence krystalu zajišťuje 0% chybu při komunikaci přes UART, se kterou se počítá do budoucna, jako s možnou komunikací s počítačem.

## 6.1.4 Ovládání

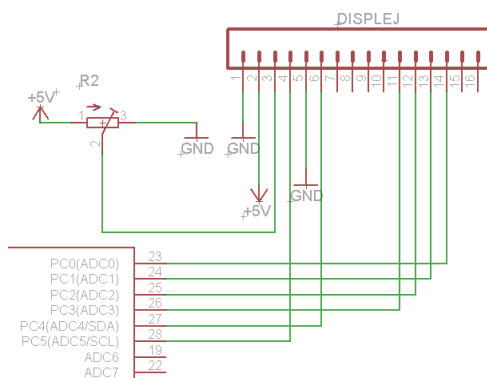
Ovládací rozhraní tohoto zařízení je velmi jednoduché. Je realizováno pouze třemi tlačítky, z nichž jedno má funkci resetování zařízení do původního stavu, například před začátkem měření. Další dvě tlačítka mají funkci měření různých módů. Resetovací tlačítko je připojen na pin RESET mikrokontroléru a po jeho stisknutí se zařízení vrátí do původního stavu jako těsně po zapnutí. Ovládací tlačítka jsou připojena na vstupy externího přerušování INT0 a INT1. Tato tlačítka slouží k volbě režimu měření.



Obrázek 23: Schéma zapojení ovládacích tlačítek.

## 6.1.5 LCD displej

Displej, který je součástí tohoto zařízení je čtyř řádkový alfanumerický maticový LCD, kde každý řádek má 16 znaků. Toto množství znaků stačí na zobrazení výsledků měření. Displej je připojen pouze čtyřmi datovými vodiči připojenými k portu C mikrokontroléru. Kontrast displeje je nastaven pomocí trimru. Podsvícení displeje není využito z důvodu velké spotřeby, které by mohlo mít za následek rychlé vybití baterie. LCD je jediná část zařízení, která vyžaduje 5V napájení.



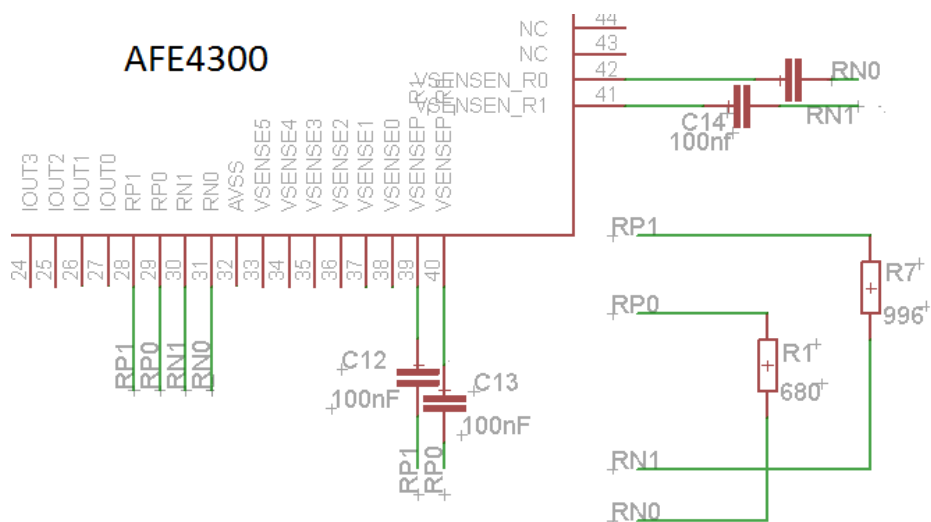
Obrázek 24: Připojení displeje k MCU.

## 6.2 Měřicí část

Měřicí část zajišťuje měření a zpracování dat, která jsou pak dále posílána, přes sběrnici SPI do mikrokontroléru, ve kterém se poté dále zpracovávají. Tato část obsahuje tři základní funkční bloky a to měřicí obvod AFE4300, kalibrační rezistory a elektrody.

### 6.2.1 Kalibrační rezistory

Kalibrační rezistory slouží ke kalibraci, která je klíčová pro celé měření. Díky kalibraci můžeme určit hodnotu impedance bez přesné znalosti proudu a jsme také schopni eliminovat parazitní vlastnosti multiplexerů a dalších částí obvodu AFE4300. K AFE4300 lze připojit až 4 kalibrační rezistory. Piny pro připojení kalibračních rezistorů jsou RP0, RN0, RP1 a RN1. Pro účely kalibrace byly využity pouze dva kalibrační rezistory s hodnotami  $680\ \Omega$  a  $996\ \Omega$ . Snímání napětí z těchto rezistorů je zajištěno připojením k pinům VSENSEP\_R0, VSENSEP\_R1, VSENSEN\_R0, VSENSEN\_R1.

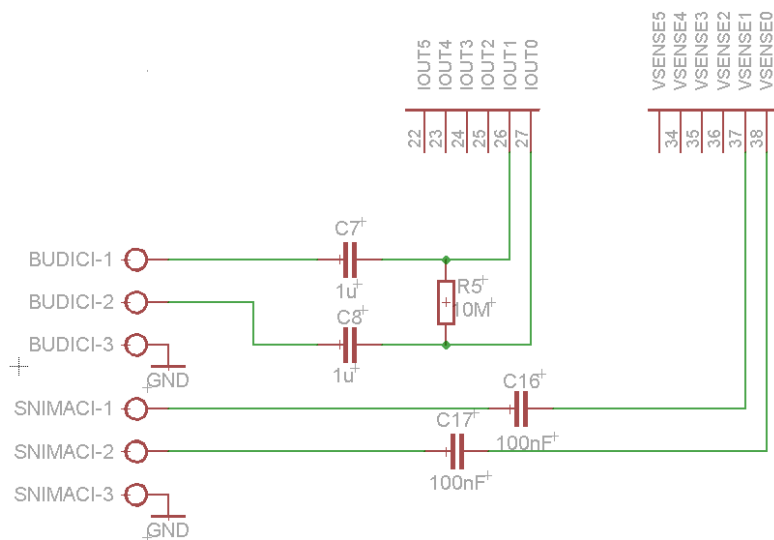


Obrázek 25: Připojení kalibračních rezistorů.

### 6.2.2 Elektrody

K tomuto zařízení jsou použity svody, které se běžně používají pro snímání EKG. Jedná se o stíněný vodič s koncovkou pro připojení k EKG elektrodám s patentkou. Jako elektrody využíváme běžné nalepovací povrchové elektrody určené pro měření EKG. AFE4300 poskytuje možnost připojení až šesti elektrod budících a šesti elektrod snímacích. K tomuto zařízení jsou připojeny pouze dvě elektrody budící, ty se připojují k pinům IOU<sub>T</sub> a dvě elektrody snímací, ty se připojují k pinům VSENSE. Jedná se o měření tetrapolární, které je popsáno v kapitole Měření bioimpedance. Je nutné, aby před elektrodami byly připojeny kondenzátory kvůli odstranění stejnosměrné složky.





Obrázek 26: Zapojení elektrod k AFE4300



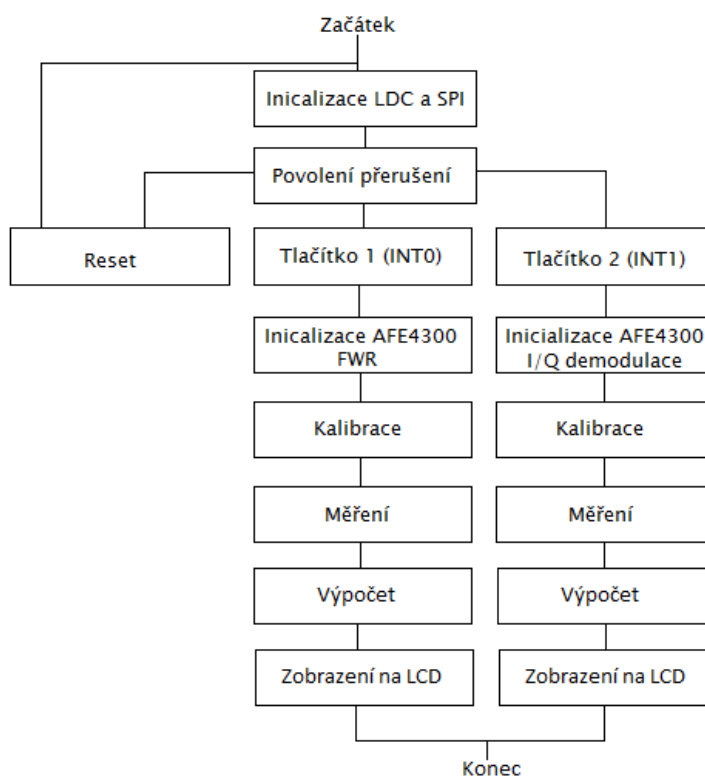
Obrázek 27: Fotka zařízení



*Obrázek 28: Fotka zařízení s elektrodami*

## 7. Firmware

Firmware tohoto zařízení je vytvořen v programovacím jazyku C pro mikrokontroléry AVR. Programování je zajištěno přes programátor BiProg. Firmware je vytvořen v uživatelském prostředí Atmel Studio 6. Firmware, zajišťuje komunikaci přes rozhraní SPI, zobrazování na displej, ovládání pomocí tlačítek a řízení obvodu AFE4300, kalibraci a provádí výpočty impedance a fáze.



Obrázek 29: Vývojový diagram firmwaru.

Jako první je nutná inicializace komunikace SPI, LCD displeje a poté obvodu AFE4300. K inicializaci komunikace SPI a LCD displeje jsou použity knihovny, které jsou volně přístupné. Pro komunikaci SPI to je `spi.h`, a `spi.c`. Tyto knihovny jsou převzaty z [19]. Jsou zde definovány funkce, které zajišťují začátek komunikace, odesílání dat z MCU a čtení dat z cílového zařízení. Inicializace SPI, je provedena nastavením příslušných registrů a pinů. Registr SPCR (SPI control register) je řídicí registr, který zajišťuje chod komunikace přes SPI.

	7	6	5	4	3	2	1	0	
Název bitu	<b>SPIE</b>	<b>SPE</b>	<b>DORD</b>	<b>MSTR</b>	<b>CPOL</b>	<b>CPHA</b>	<b>SPR1</b>	<b>SPR0</b>	<b>SPCR</b>
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	
Počáteční hodnota	0	0	0	0	0	0	0	0	

Obrázek 30. Registr SPCR[19].

### Bity registru SPCR:

#### **SPIE**

Povolení přerušení od SPI.

#### **SPE**

Povolení/zakázání činnosti SPI.

#### **DORD**

Nastavuje, zda se bude jako první posílat nejméně významný bit (LSB) nebo nejvíce významný bit (MSB).

#### **MSTR**

Výběr, zda bude MCU v režimu master nebo slave.

#### **CPOL**

Nastavení polarity hodinového signálu.

#### **CPHA**

Nastavení fáze hodinového signálu.

#### **SPSR1, SPSR0**

Nastavení frekvence řídicího signálu. [19]

Dále je nutné nastavit piny jako vstupní nebo výstupní, podle jejich funkce. Piny MOSI, SCK, SS je nutné nastavit jako výstupní a pin MISO jako vstupní.

Pro inicializaci LCD displeje je použita knihovna lcd.h a lcd.c, jejichž autorem je Peter Fleury [20]. Při inicializaci je nutné nastavit počet řádků displeje, počet znaků na řádek, adresy, na kterých řádky začínají a datové vodiče, které jsou v tomto případě pouze čtyři.

Inicializace AFE4300 se provádí prostřednictvím komunikace SPI, kdy se posílají data do příslušných registrů, kterými se zařízení nastaví. Tyto registry budou popsány níže.

Po této inicializaci je vše připraveno k samotnému měření, kde se snímá napětí a AD převodník vše převede a запиše do registru pro výsledky. Důležité je správně nastavit multiplexer, abychom snímali správné napětí.

Postup měření je takový, že se přes sběrnici SPI zapíše do obvodu AFE4300 registry, které nastavíme podle režimu měření. Dále se zvolí frekvence budícího proudu. Dalším krokem je kalibrace přístroje a po kalibraci už následuje samotné měření, kdy je nutné nastavit správné snímání námi měřeného napětí.

## 7.1 Nastavení registrů AFE4300

AFE4300 má patnáct registrů. Tyto registry jsou rozděleny do několika skupin, podle toho jakou mají funkci. Registry pro nastavení zařízení (Device Control), registry pro nastavení ADC (ADC Control), registry pro nastavení zařízení jako váhy (Weight-Scale Modes), registry pro nastavení měření složení těla (BCM Controls) a registry které nemají žádnou funkci, pouze změni svou hodnotu při zapnutí zařízení (Miscellaneous Registers).[12]

Každý z těchto registrů se skládá z 16ti bitů (2 byte). Registry mají určenou adresu, která říká, kde se tento registr nachází v paměti a výchozí hodnotu. [12]

### 7.1.1 Popis registrů

#### **ADC\_DATA\_RESULT**

Registr, který je určený pro čtení dat z AD převodníku, se kterými se dá dále pracovat.

#### **ADC\_CONTROL\_REGISTER1**

Základní nastavení AD převodníku jako nastavení kontinuálního nebo jednorázového módu, způsob měření jako diferenčně nebo proti zemi a rychlost vzorkování dat.

#### **DEVICE\_CONTROL1**

Tento registr zapíná a vypíná celé zařízení, je možné jej také uvést do režimu spánku a vybrat jestli bude AFE4300 použito jako váha nebo pro měření impedance.

#### **ISW\_MUX**

Ovládá multiplexer, kterým si volíme svody pro buzení.

#### **VSENSE\_MUX**

Ovládá multiplexer, kterým si zvolíme, které svody budou otevřeny pro snímání napětí.

#### **IQ\_MODE\_ENABLE**

Tímto registrem volíme, zda se bude měřit RMS hodnota nebo I/Q mód.

## **BCM\_DAC\_FREQ**

Nastavení frekvence generovaného proudu. Reálná frekvence odpovídá

$$f = \frac{\textit{nastavená hodnota}}{f_{CLK}} \cdot 1024.$$

## **DEVICE\_CONTROL2**

V tomto registru je pro měření impedance důležité jen nastavení frekvence pro I/Q demodulátor, jehož frekvence musí být 4x větší než frekvence generovaného proudu.

## **ADC\_CONTROL\_REGISTER2**

Tento registr nastavuje, jaká bude použita reference, v našem případě je to interní reference 1,7V a také nastavuje, z kterého výstupu AD převodníku se budou číst data. [12]

## 8. Kalibrace a průběh měření AFE4300

Kalibrace je důležitá, protože pokud bychom kalibraci neprovedli, vedlo by to k nepřesnému měření. Je využita dvoubodová kalibrace, která je založena na měření dvou známých hodnot impedance, což jsou v našem případě kalibrační rezistory. Dvoubodová kalibrace probíhá tak, že změříme hodnoty impedancí pomocí obvodu AFE4300 a tyto hodnoty budou prezentovány číslem. Poté vypočítáme ze známých a naměřených hodnot strmost a ofset. Ze strmosti a ofsetu poté můžeme dopočítat neznámou impedanci. Tato kalibrace se provádí na začátku každého měření, abychom zjistili převodní charakteristiku, a budeme přepokládat, že převodní charakteristika má stejný lineární průběh i mimo oblast kalibrace. Ke kalibraci byly použity rezistory, jejichž hodnoty jsou 680 Ω a 996 Ω.

Strmost:

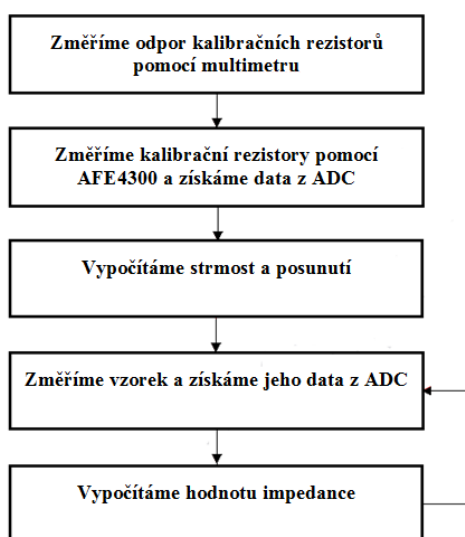
$$m = \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)} \quad (24)$$

Ofset:

$$o = x_1 - (m \cdot y_1). \quad (25)$$

### 8.1 Kalibrace FWR módu

Pro správnou kalibraci a poté změření správné hodnoty impedance je třeba dodržet následující kroky.



Obrázek 31: Kalibrace FWR módu[21].

Výpočet kalibrace:

V tabulce 3 jsou uvedeny změřené hodnoty kalibračních rezistorů a dekadicky vyjádřený výsledek AD převodu obvodu AFE4300

Tabulka 3: Hodnoty kalibračních odporů pro FWR kalibraci.

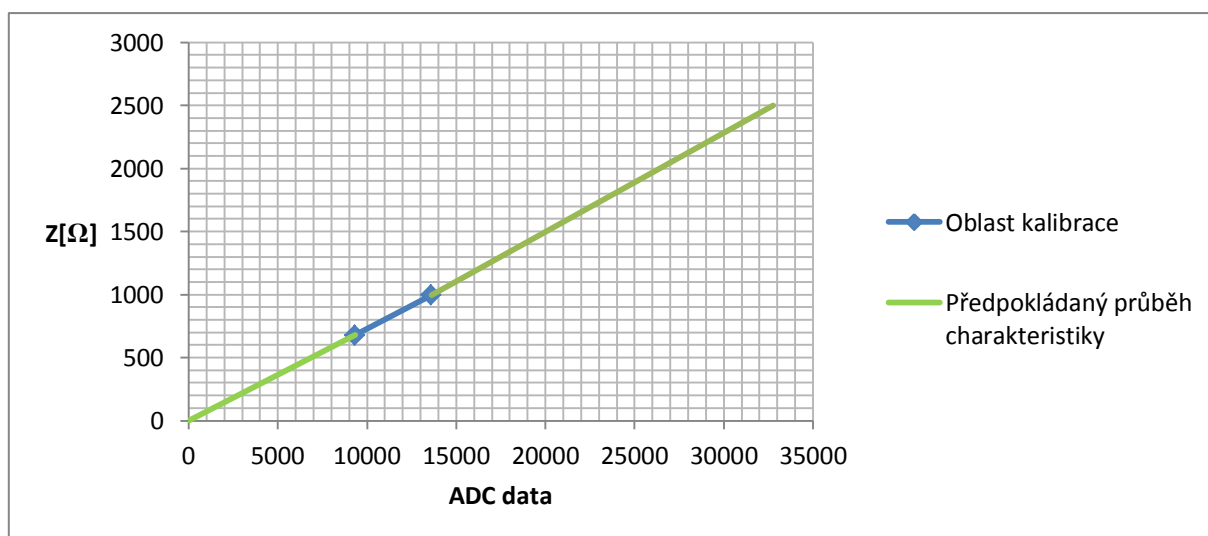
	Skutečná hodnota	ADC kód (desítkově)
<b>R1</b>	680 Ω	9335
<b>R2</b>	996 Ω	13616

Podle rovnic 24 a 25 vypočítáme strmost a offset.

$$m = \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)} = \frac{996 - 680}{13616 - 9335} = 0,073814529,$$

$$o = x_1 - (m \cdot y_1) = 680 - (0,073814529 \cdot 9335) = -9,058631161.$$

Pro ověření měření je možné počítat s dalšími odpory, které jsou mimo kalibrační oblast.



Obrázek 32: Převodní charakteristika kalibrace.

Ověření kalibrace:

Pro ověření využijeme další dva rezistory, které leží mimo oblast kalibrace.

Tabulka 4: Ověření kalibrace pomocí dvou rezistorů mimo oblast kalibrace.

	Skutečná hodnota [Ω]	ADC kód (desítkově)	Vypočítaná hodnota [Ω]	Relativní chyba [%]
<b>Rm</b>	1794	24387	1791,1 Ω	0,16
<b>Rn</b>	179,4	2512	176,4 Ω	1,67



Výpočet hodnoty impedance:

$$Z = m \cdot \text{ADC kód} + o. \quad (26)$$

Dosadíme tedy do vzorce pro výpočet impedance:

$$Z = m \cdot \text{ADC kód} + o = 0,073814529 \cdot 24387 + (-9,058631161) = 1791,1 \Omega,$$

$$Z = m \cdot \text{ADC kód} + o = 0,073814529 \cdot 2512 + (-9,058631161) = 176,4 \Omega.$$

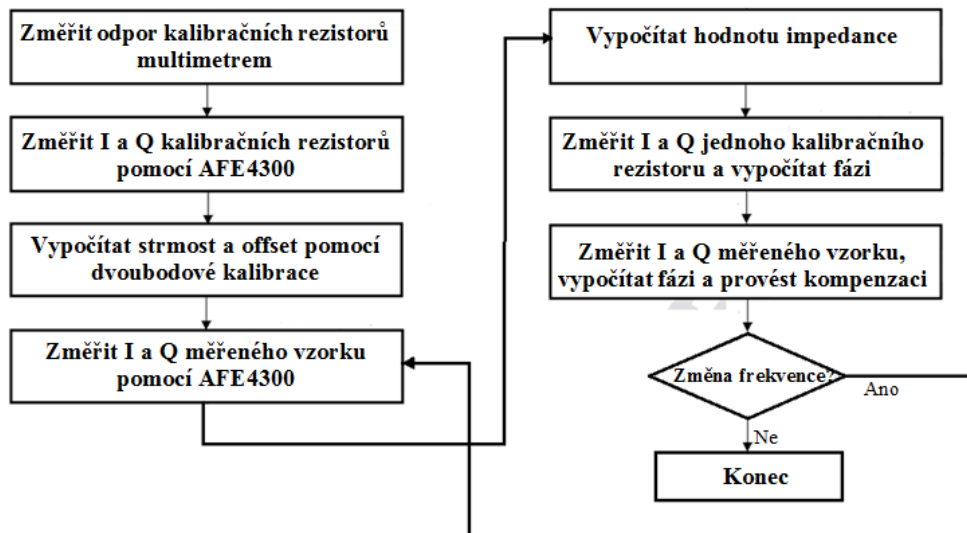
Výpočet relativní chyby měření:

$$\delta = \frac{1794 - 1791,1}{1794} \cdot 100 = 0,16 \%$$

$$\delta = \frac{179,4 - 176,4}{179,4} \cdot 100 = 1,67 \%$$

## 8.2 Kalibrace I/Q módu

U tohoto módu měření je nutné, kromě dvoubodové kalibrace, také provést nutnou kompenzaci fáze. Ta se provádí na základě změřené fáze na jednom z kalibračních rezistorů a tím se určí v podstatě nulový fázový posun, který je na rezistoru a poté se tato fáze odečte od naměřené fáze.[21]



Obrázek 33: Kalibrace I/Q módu[21].

Tabulka 5: Tabulka kalibračních rezistorů I/Q.

	Skutečná hodnota	I kód (desítkově)	Q kód (desítkově)	Z (desítkově)	$\varphi$
R1	680	8824	-2336	9127,971954	-15
R2	996	12878	-3529	13352,77967	-15

Výpočet impedance ze složek I a Q:

$$Z \text{ kód} = \sqrt{I^2 + Q^2} \quad (27)$$

Výpočet fáze  $\varphi$  ze složek I a Q:

$$\varphi = \arctg\left(\frac{Q}{I}\right) \quad (28)$$

Podle rovnic 23 a 24 vypočítáme strmost a offset.

$$m = \frac{(y_2 - y_1)}{(x_2 - x_1)} = \frac{996 - 680}{13352,77697 - 9127,971954} = 0,074796351,$$

$$o = x_1 - (m \cdot y_1) = 680 - (0,074796351 \cdot 9127,971954) = -2,73899419.$$

Ověření kalibrace I/Q módu:

Tabulka 6: Tabulka ověření kalibrace.

	Skutečná hodnota	I kód (desítkově)	Q kód (desítkově)	Z kód (desítkově)	Z [ $\Omega$ ]	$\varphi$ [ $^\circ$ ]	Relativní chyba Z [%]	Relativní chyba $\varphi$ [%]
Rm	1794	19486	13055	23455	1790	-2	0,22	2,22
Rn	179,4	2376	-480	2424	178,6	-3	0,45	3,33

Výpočet impedance a fáze  $\varphi$ :

$$Z \text{ kód} = \sqrt{I^2 + Q^2} = \sqrt{2376^2 + (-480^2)} = 2424,$$

$$\varphi = \arctg\left(\frac{Q}{I}\right) = \arctg\left(\frac{-480}{2376}\right) = -11.$$

Výpočet impedance a kompenzace fáze  $\varphi$ :

$$Z = m \cdot Z \text{ kód} + o = 0,074796351 \cdot 2424 + (-2,73899419) = 178,6\Omega,$$

$$\varphi = -14,82791 - (-11,42) = -3.$$

Výpočet relativní chyby impedance  $|Z|$ :

$$\delta = \frac{1794 - 1790}{1794} \cdot 100 = 0,22 \%,$$

$$\delta = \frac{179,4 - 178,6}{179,4} \cdot 100 = 0,45 \%$$

Výpočet relativní chyby fáze  $\varphi$ :

$$\delta = \frac{90 - 88}{90} \cdot 100 = 2,22 \%$$

$$\delta = \frac{90 - 87}{90} \cdot 100 = 3,33 \%$$

Výpočty pro tabulku 5 jsou provedeny pouze pro odpor  $R_n$  a hodnoty pro odpor  $R_m$  nejsou počítány, ale pouze odečteny z displeje přístroje po měření. Lze vidět, že změřené hodnoty impedance téměř odpovídají reálným hodnotám, chyba testovaných rezistorů je v případě měření FWR 0,16 % a 1,67 %. Při měření I/Q je chyba na testovaných odporech v případě impedance také velmi malá a to 0,22 % a 0,47 % a Při měření fáze vznikla chyba 2 % a 3 %, což může být způsobeno nedokonalým konstrukčním provedením.

## 9. Testování zařízení

Testování zařízení bylo provedeno na modelu lidského těla, který byl vypočítán pro tři frekvence. Vypočítané hodnoty jsou v tabulce 1.

### 9.1 Testování zařízení na impedančním modelu

Testování zařízení proběhlo na náhradním modelu lidského těla, který je tvořen třemi elektronickými součástkami. V modelu jsou použity reálné hodnoty, které byly nahrazeny přibližnými hodnotami součástek a poté byly vypočteny hodnoty impedance a fáze pro 3 různé frekvence, takže je možné porovnat teoreticky vypočítané hodnoty s reálně naměřenými hodnotami. Toto testování bylo provedeno pro oba měřicí módy.

Tabulka 7: Naměřené hodnoty modelu pro FWR mód.

f [kHz]	15,525	31,25	62,5
	<b> Z  [Ω]</b>		
1	593,1	545,1	474,9
2	593,9	544,8	475,
3	593,4	545, 1	475,8
4	593,2	545,4	475,4
5	593,5	545,7	475,6
6	593,5	544,3	476,9
7	593,2	543,9	476,1
8	593,3	544,1	476,2
9	593,1	544,1	476,3
10	593,3	544,2	476,8
Průměr	593,4	544,6	475,9
Relativní chyba [%]	1,51	3,73	4,57

Tabulka 8: Naměřené hodnoty modelu pro I/Q mód

f [kHz]	15,525		31,25		62,5	
	Z  [Ω]	φ [°]	Z  [Ω]	φ [°]	Z  [Ω]	φ [°]
1	593,1	-7	552,1	-12	485,3	-12
2	593,6	-6	551,7	-12	485,8	-12
3	592,9	-7	551,9	-11	484,9	-13
4	594,1	-6	551,5	-11	483,5	-13
5	593,9	-7	559,9	-12	484,3	-12
6	593,5	-7	550,4	-12	482,5	-13
7	594,4	-7	550,8	-11	485,4	-13
8	594,3	-6	550,6	-12	482,9	-12
9	594,6	-7	551,1	-12	482,8	-14
10	595,8	-6	551,3	-11	481,3	-13
<b>Průměr</b>	594,02	-6,6	552,13	-11,6	483,87	-12,7
<b>Relativní chyba [%]</b>	1,39	10	2,40	16	3,03	5,83

Výpočet relativní chyby:

FWR:

$$\delta Z = \frac{602,4 - 593,3}{602,4} \cdot 100 = 1,51 \%$$

I/Q

$$\delta Z = \frac{602,4 - 594,02}{602,4} \cdot 100 = 1,39 \%$$

$$\delta \varphi = \frac{-6 + 6,6}{-6} \cdot 100 = 10 \%$$

Výpočet relativní chyby je uveden pouze pro první sloupec každé tabulky a zbylé hodnoty chyb jsou dopočítány podle stejných vzorců. Z tabulek je zřejmé, že čím větší je frekvence měření, tím je chyba měření větší u impedance jak u módu FWR tak u módu I/Q, na chybu fáze nemá zřejmě frekvence zásadní vliv. Chyba u impedance se pohybuje od 1-5 % a chyba u fáze od 5-16 %. V datasheetu od obvodu AFE4300 není napsáno, s jakou přesností přístroj měří, ale na fóru společnosti TI uvedl vývojář této společnosti, že měřicí přístroj měří s přesností menší než 2 % [22]. Z výsledků lze vidět, že tohoto se podařilo dosáhnout ne vždy. Tato odchylka mohla být způsobena nedokonalou konstrukcí přístroje.

## 9.2 Srovnání s komerčně dostupným přístrojem Keito K6

Srovnání zařízení, jsme provedli s veřejně přístupným přístrojem, který se nachází v Orlovské nemocnici. Je to přístroj firmy Keito s názvem Keito K6[23], který změří hmotnost netukové tkáně (FFM), hmotnost tuku (FM) a procento tukové tkáně v těle (%FM). Měření bylo provedeno v krátkém časovém intervalu, abychom předešli velkým nepřesnostem při měření. Elektrody přístroje byly umístěny ve výšce ramen jako rukojeti a proto povrchové elektrody přístroje bakalářské práce byly umístěny na zápěstích. Provedli jsme výpočet těchto hodnot podle vzorů, které jsou uvedeny v kapitole Složení těla.

AMBULANCE PRO DĚTI A MLÁDEŽ Masarykova 900 ORLOVÁ-LUTYNĚ Tel.: 596 583 579	AMBULANCE PRO DĚTI A MLÁDEŽ Masarykova 900 ORLOVÁ-LUTYNĚ Tel.: 596 583 579
<b>VAŠE MĚŘENÍ</b>	<b>VAŠE MĚŘENÍ</b>
Hmotnost.....82,7 kg Výška.....184 cm Krevní tlak: Maximum systolický....131 mmHg Minimum diastolický....79 mmHg Tepů za minutu.....81 Tělesný tuk: Index tuku.....17,1 % Hmotnost tuku.....14,1 kg Čistá hmotnost.....68,6 kg Věk a pohlaví.....21 ♂	Hmotnost.....58,1 kg Výška.....167 cm Tělesný tuk: Index tuku.....25,3 % Hmotnost tuku.....14,6 kg Čistá hmotnost.....43,5 kg Věk a pohlaví.....20 ♀
<b>REFERENCE</b>	<b>REFERENCE</b>
Vaše ideální hmotnost je mezi: 67,7 kg-84,3 kg Váš <b>Body Mass Index</b> je 24,4 kg/m <sup>2</sup> . Normální hodnota B.M.I. je mezi 20 a 24,9	Vaše ideální hmotnost je mezi: 55,8 kg-69,4 kg Váš <b>Body Mass Index</b> je 20,8 kg/m <sup>2</sup> . Normální hodnota B.M.I. je mezi 20 a 24,9
<b>World Health Organisation</b> Hodnoty krevního tlaku v mmHg: Maxim. Minim.	Normální index tuku....17-24 % Norm.hmotnost tuku.. 8,9-13,7 kg
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Normální do: 140 90</li> <li>• Zvýšený mezi: 141-159 91-94</li> <li>• Hypertenze: 160.... 95...</li> </ul>	02/05/14,Pátek.....14:31:18
Normální index tuku....14-20 % Norm.hmotnost tuku..11,2-17,2 kg	Toto není lékařský úkon.
02/05/14,Pátek.....14:29:22	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Neprovádějte samoléčbu.</li> <li>• Kontrolujte Vaši hmotnost Navštěvujte Vašeho lékaře.</li> </ul>
Toto není lékařský úkon.	
<ul style="list-style-type: none"> <li>• Pokud Váš krevní tlak není v doporučených mezích ve dvou po sobě jdoucích měřeních, doporučujeme poradit se s Vaším lékařem.</li> </ul>	

Obrázek 34: Výsledky z přístroje Keito K6.

Měření bylo provedeno na dvou osobách, ženě a muži. Parametry potřebné pro výpočet jsou impedance, výška, váha, pohlaví a věk.

Tabulka 9: Parametry měřených osob.

	Žena	Muž
Věk [roky]	20	21
Váha [kg]	58,1	82,7
Výška [cm]	167	184
Impedance RMS[Ω]	510,1	304,9
Impedance I/Q[Ω]	516,1	296,7

**Výpočet pro ženu:**

**RMS hodnota:**

$$TWB = 0,327 \cdot \left( \frac{167^2}{510,1} \right) + 3,05 \cdot (0) + 0,142 \cdot (58,1) - 0,069 \cdot (20) = 24,8$$

$$FFM = \frac{24,8}{0,73} = 34$$

$$FM = 58,1 - 34 = 24,1$$

$$\%FM = \frac{24,1}{58,1} \cdot 100 = 41,48\%$$

**I/Q demodulace:**

$$TWB = 0,327 \cdot \left( \frac{167^2}{516,1} \right) + 3,05 \cdot (0) + 0,142 \cdot (58,1) - 0,069 \cdot (20) = 24,5$$

$$FFM = \frac{24,5}{0,73} = 33,6$$

$$FM = 58,1 - 33,6 = 24,5$$

$$\%FM = \frac{24,5}{58,1} \cdot 100 = 42,1 \%$$

**Výpočet pro muže:**

**RMS hodnota:**

$$TWB = 0,327 \cdot \left( \frac{184^2}{304,9} \right) + 3,05 \cdot (1) + 0,142 \cdot (82,7) - 0,069 \cdot (21) = 49,7$$

$$FFM = \frac{49,7}{0,73} = 68,1$$

$$FM = 82,7 - 68,1 = 14,6$$

$$\%FM = \frac{14,6}{82,7} \cdot 100 = 17,6 \%$$

**I/Q demodulace:**

$$TWB = 0,327 \cdot \left( \frac{184^2}{296,7} \right) + 3,05 \cdot (1) + 0,142 \cdot (82,7) - 0,069 \cdot (21) = 41,7$$

$$FFM = \frac{41,7}{0,73} = 57,1$$

$$FM = 82,7 - 57,1 = 25,6$$

$$\%FM = \frac{25,6}{82,7} \cdot 100 = 31 \%$$

Srovnání s přístrojem, Keiko K6 doprovázely nepřesnosti co se týká měření a výpočtu. Tyto nepřesnosti mohou být způsobeny také tím, že měření bylo provedeno na každém přístroji a osobě pouze jednou a časový interval mezi měřeními na komerčním přístroji a zařízením bakalářské práce byl zhruba 10 minut. Pro objektivní zhodnocení by bylo nutné provést více měření na více lidech a provést statickou analýzu, avšak měření při testování kalibrace a měření na modelu nahrazující lidské tělo naznačují správnou funkci zařízení.



# 10. Závěr

V bakalářské práci jsem se zabýval měřením bioimpedance, což je elektrická vlastnost lidského těla, která je závislá na mnoha faktorech jako je hydratace organismu, přítomnost alkoholu v krvi, fyzická námaha, teplota okolí, stres a mnohé další faktory. Tato metoda je neinvazivní, jednoduchá a velmi rychlá, proto je využívána ke zjištění rozložení hmoty v lidském těle.

Cílem této bakalářské práce bylo navrhnout a realizovat zařízení, které bude obsahovat obvod AFE4300 a bude řízeno mikrokontrolérem. Zařízení má být řízeno firmwarem, který bude obsahovat výpočty pro impedanci a fázi a následně zařízení otestovat a srovnat s komerčně dostupným přístrojem.

Zařízení bylo realizováno na dvou DPS, kde jedná deska je část řídicí a druhá je část měřicí. Obě tyto desky jsou k sobě připojeny plochým konektorem, přes který je zajištěno napájení měřicí desky a sériová komunikace obou desek. Výsledky z měření jsou zobrazovány na displeji LCD. Po realizaci zařízení následovalo testování zařízení. Zařízení bylo testováno na modelu lidského těla, který je převzat z [11] a na veřejně přístupném přístroji pro měření rozložení hmoty v lidském těle. Testování pro model lidského těla zahrnovalo vypočtení impedance a fáze na 3 frekvencích (15,625 kHz, 32,250 kHz a 62,500 kHz) a následné měření pomocí zařízení. Tyto vypočítané a změřené výsledky byly porovnány a chyby měření impedance se pohybovaly pod hranicí 5 %, a chyby fáze dosahovaly až 15 %. V datasheetu obvodu AFE4300 není uvedeno, s jakou přesností obvod měří, ale na diskuzním fóru americké společnosti TI bylo uvedeno, že by měl obvod měřit s přesností menší než 2 %, což se podařilo splnit jen v některých případech. Mohlo to být způsobeno nedokonalým návrhem zařízení a konstrukcí zařízení, ale a také mohou mít vliv parazitní vlastnosti použitých součástek.

Pro srovnání byl využit přístroj Keito K6, který se nachází v Orlovské nemocnici. Tento přístroj vypočítává rozložení hmoty v lidském těle. Měření bylo provedeno na muži a ženě stejné věkové kategorie. Z výsledku měření a následných výpočtů, lze vidět určitou nepřesnost, která mohla být způsobena implementovaným výpočtem v komerčním přístroji, nebo také zhruba 10-ti minutovým intervalem mezi měřeními na jednotlivých přístrojích. Dalším faktorem může být také to, že měření byla provedena pouze jednou. Pro objektivní zhodnocení by muselo být provedeno měření na více osobách a provedena statická analýza. Ovšem testování na modelu lidského těla naznačuje správnou funkci přístroje.

Zařízení bylo realizováno, provedeno testování na komerčně dostupném přístroji a nad rámec zadání byl vyroben model lidského těla, na kterém bylo zařízení testováno. Algoritmus pro výpočet tuků, svalů a vody v těle nebyl po dohodě s vedoucím práce implementován do firmwaru, protože pro budoucí využití na hemodialýze je důležité sledovat změnu impedance a fáze. Výpočet hmoty v lidském těle je proveden pouze v praktické části bakalářské práce.

Na zařízení je možné provést vylepšení v podobě komunikace s počítačem, kdy je komunikace vyřešena hardwarově, ale není zahrnuta ve firmwaru. Toto by přineslo výhodu v programování zařízení a také ve zpracování dat, protože data by se posílala ze zařízení přímo do počítače.

Využití tohoto zařízení v budoucnu je předpokládáno hlavně při výzkumech na hemodialýze, kdy bude zařízením měřena impedance a fáze při průběhu dialýzy.

## Literatura

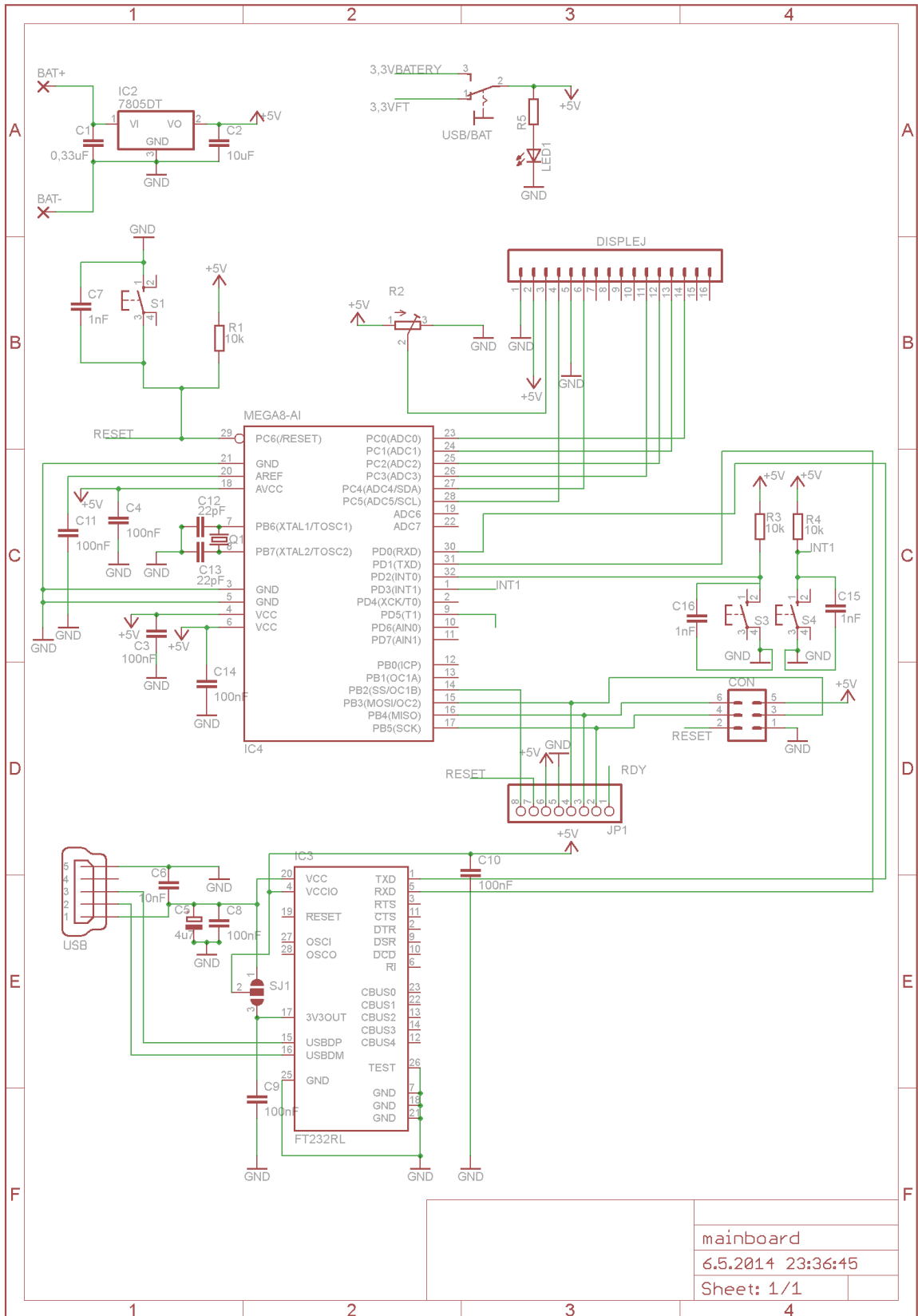
- [1] CVRČKOVÁ, Leona. *Objektivita opakovaného měření přístrojem InBody*. Brno, 2011. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/259696/fsps\\_b/bkalarska\\_prace\\_Cvrckova.txt](http://is.muni.cz/th/259696/fsps_b/bkalarska_prace_Cvrckova.txt). Bakalářská práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Mgr. Tomáš Vespalec.
- [2] JURÁNKOVÁ, Michaela. *Rovnováha tělesných komponent vybraných věkových skupin populace žen v ČR*. Brno, 2012. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/259613/fsps\\_m/diplomova\\_prace.pdf](http://is.muni.cz/th/259613/fsps_m/diplomova_prace.pdf). Diplomová práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce PhDr. Jan Cacek, Ph.D.
- [3] ČERNOHOUSOVÁ, Veronika. *Obezita a nadváha u vysokoškolských studentů*. Brno, 2008. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/80795/lf\\_m\\_a2/Obezita\\_doplneni.pdf](http://is.muni.cz/th/80795/lf_m_a2/Obezita_doplneni.pdf). Diplomová práce. Masarykova univerzita. Vedoucí práce Doc. MUDr. Jindřich Fiala, CSc.
- [4] KYLE, U. Bioelectrical impedance analysis?part I: review of principles and methods. *Clinical Nutrition*. 2004, vol. 23, issue 5, s. 1226-1243. DOI: 10.1016/j.clnu.2004.06.004. Dostupné z: <http://download.journals.elsevierhealth.com/pdfs/journals/0261-5614/PIIS0261561404000937.pdf>
- [5] HOJGR, Bořivoj. *Porovnání různých metod měření procenta tuku v těle*. Brno, 2010. Dostupné z: [http://is.muni.cz/th/176365/fsps\\_m\\_a2/DIPLOMOVA\\_PRACE\\_Hojgr\\_Borivoj.pdf](http://is.muni.cz/th/176365/fsps_m_a2/DIPLOMOVA_PRACE_Hojgr_Borivoj.pdf). Diplomová práce. MASARYKOVA UNIVERZITA. Vedoucí práce Mgr. Martina Bernaciková, Ph.D.
- [6] SEDLÁK, Bedřich. *Elektřina a magnetismus*. Vyd. 2., opr. a rozš. Praha: Academia, 632 s. ISBN 80-200-1004-1.
- [7] *Electronics-Tutorials.ws* [online]. 1999-2013 [cit. 2014-01-17]. Dostupné z: <http://www.electronics-tutorials.ws/>
- [8] MAŽÁTKO, Jan. *Elektronika*. 6. vyd., V Idea servis 4. vyd. Praha, 2005, 327 s. ISBN 80-859-7049-X.
- [9] BY SVERRE J. GRIMNES, By Sverre J.Orjan G. *Bioelectricity and bioimpedance basics*. 2nd ed. Academic, 2008. ISBN 978-012-3740-045.
- [10] ŠEBESTOVÁ, Kateřina. *Návrh a realizace laboratorní úlohy pro měření bioimpedance*. Ostrava, 2013. Dostupné z: [https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/98811/SEB0034\\_FEI\\_B2649\\_3901R039\\_2013.pdf?sequence=1](https://dspace.vsb.cz/bitstream/handle/10084/98811/SEB0034_FEI_B2649_3901R039_2013.pdf?sequence=1). Bakalářská práce. VŠB - Technická univerzita Ostrava. Vedoucí práce Ing. Michal Vožda.

- [11] ABAD, Daniel Gomez. Development of a Capacitive Bioimpedance Measurement System [online]. Aachen, 2009 [cit. 2014-04-27]. Aachen University. Vedoucí práce Dipl.-Ing. Benjamin Eilebrecht.  
<http://upcommons.upc.edu/pfc/bitstream/2099.1/8526/1/memoria.pdf>
- [12] TEXAS INSTRUMENTS. Low-Cost, Integrated Analog Front-End for Weight-Scale and Body Composition Measurement [online]. 2012, 30 s. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/afe4300.pdf>
- [13] Outech Havířov. [online]. Havířov [cit. 2014-05-05]. Dostupné z: [http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna\\_eltech/ea/oz.pdf](http://www.outech-havirov.cz/skola/files/knihovna_eltech/ea/oz.pdf)
- [14] ZIOMEK a CORREDOURA. Digital I/Q Demodulator. STANFORD LINEAR ACCELERATOR CENTER. [online]. Stanford [cit. 2014-05-05]. Dostupné z: <http://epaper.kek.jp/p95/ARTICLES/RPQ/RPQ02.PDF>
- [15] Root.cz. Externí sériové sběrnice SPI a I2C [online]. 2008 [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <http://www.root.cz/clanky/externi-seriove-sberrnice-spi-a-i2c/>
- [16] Sparkfun. TTL Logic Levels [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/logic-levels/ttl-logic-levels>
- [17] Sparkfun. 3.3 V CMOS Logic Levels [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <https://learn.sparkfun.com/tutorials/logic-levels/33-v-cmos-logic-levels>
- [18] UArt.cz. [online]. [cit. 2014-04-27]. Dostupné z: <http://uart.cz/253/konverze-mezi-5v-a-3v-logikou/>
- [19] Svět elektro. ZAVODSKY, Ondrej. Programujeme AVR v jazyku C - 9. část [online]. 2012 [cit. 2014-05-06]. Dostupné z: <http://svetelektro.com/clanky/programujeme-avr-v-jazyku-c-9-cast-528.html>
- [20] FLEURY, Peter. Peter Fleury [online]. 2000, 5.1.2014 [cit. 2014-05-06]. Dostupné z: <http://homepage.hispeed.ch/peterfleury/>
- [21] YANG, Van, Praveen AROUL a Kevin WEN. TEXAS INSTRUMENTS. Impedance Measurement with the AFE4300 [online]. 2013, 13 s. Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/an/sbaa202/sbaa202.pdf>
- [22] AFE4300 range of measurement and errors. TEXAS INSTRUMENTS. [online]. [cit. 2014-05-06]. Dostupné z: [http://e2e.ti.com/support/applications/high\\_reliability/f/30/t/301835.as](http://e2e.ti.com/support/applications/high_reliability/f/30/t/301835.as)
- [23] Keito K6. KEITO. [online]. [cit. 2014-05-07]. Dostupné z: <http://keito.com/productos-keito.php?idioma=1&model=k6>

## Přílohy

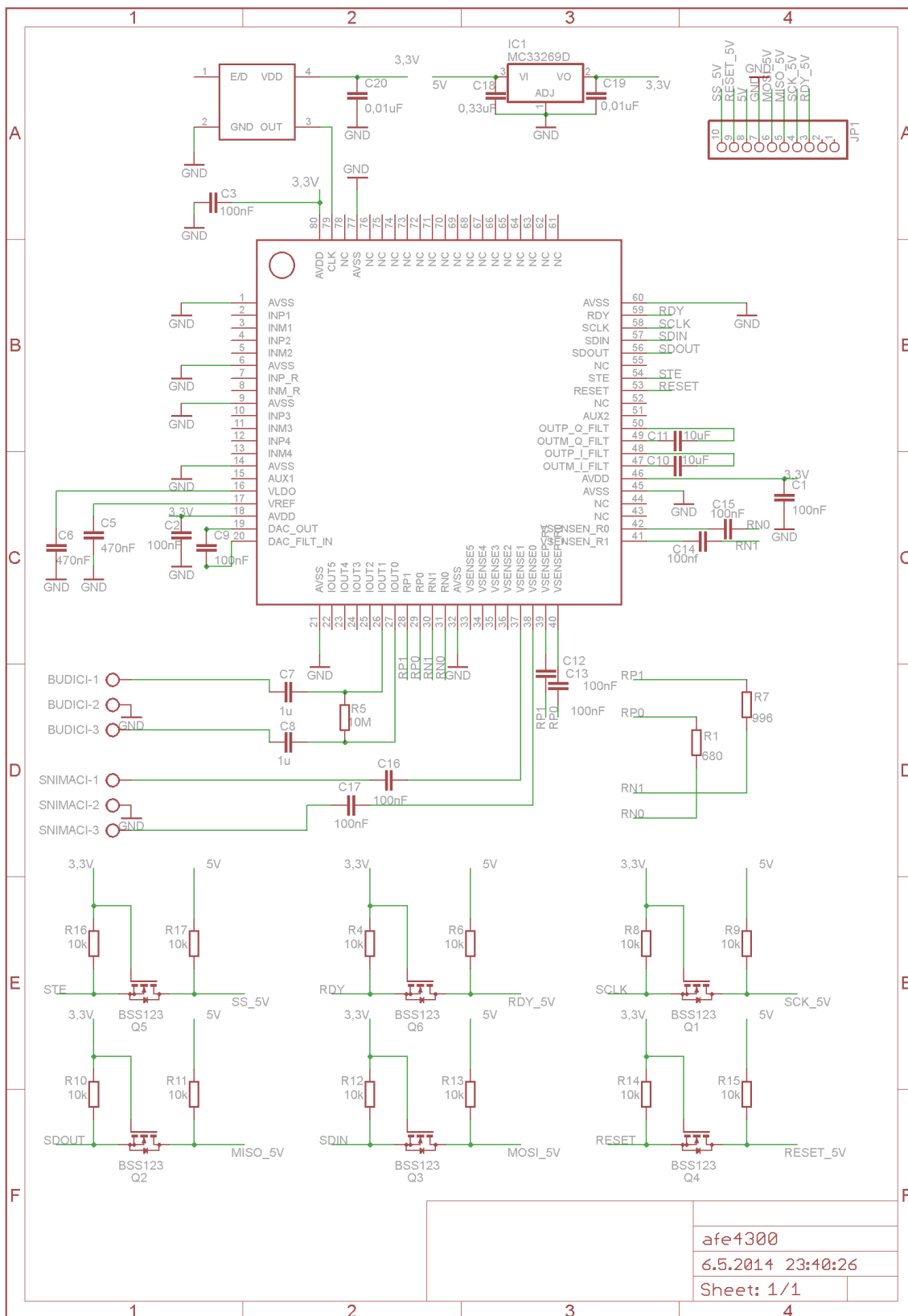
Příloha A: Schéma řídicí části .....	51
Příloha B: Schéma měřicí části.....	52
Příloha C: Podklady pro výrobu DPS fotocestou – dolní strana.....	53
Příloha D: Osazovací plány DPS s MCU – horní strana .....	54
Příloha E: Osazovací plány řídicí části – dolní strana .....	55
Příloha F: Osazovací plány řídicí části – horní strana.....	56
Příloha G: Podklady pro výrobu DPS s AFE4300 fotocestou .....	57
Příloha H: Osazovací plán měřicí části - horní strana.....	58
Příloha I: Osazovací plán měřicí desky – dolní strana .....	59

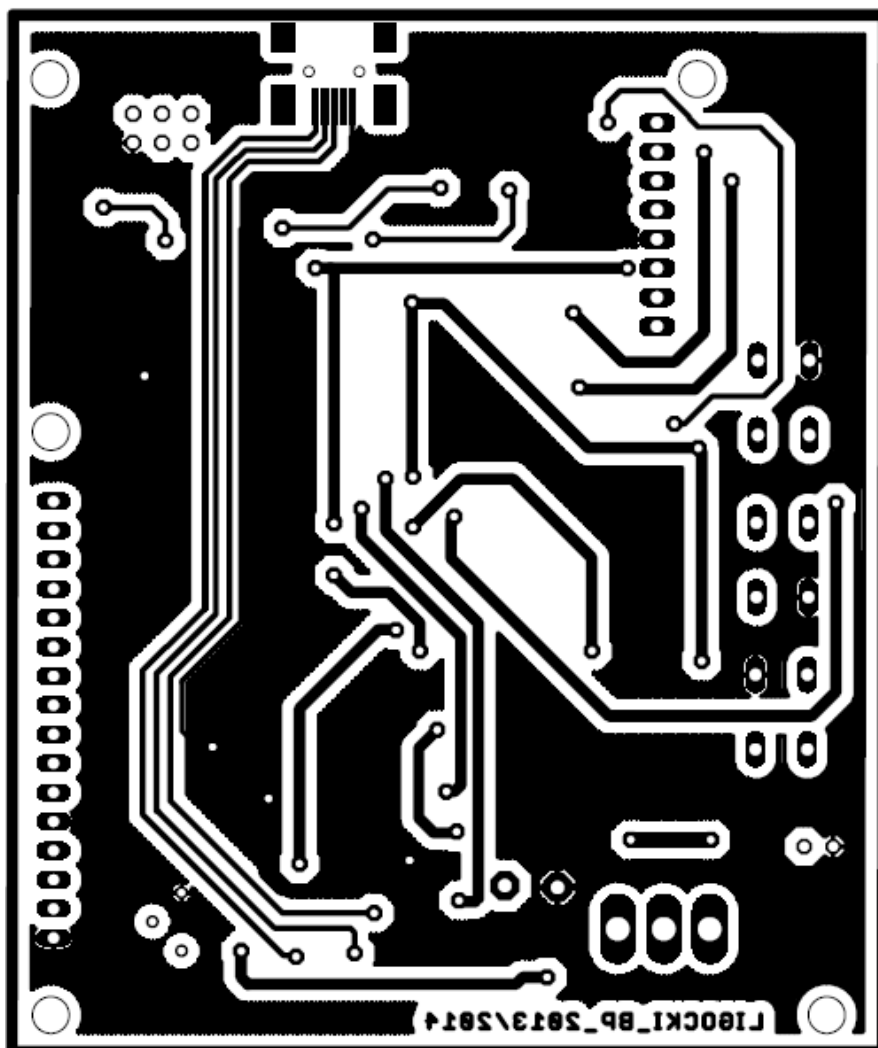
Priloha A: Schéma řidící části



mainboard
6.5.2014 23:36:45
Sheet: 1/1

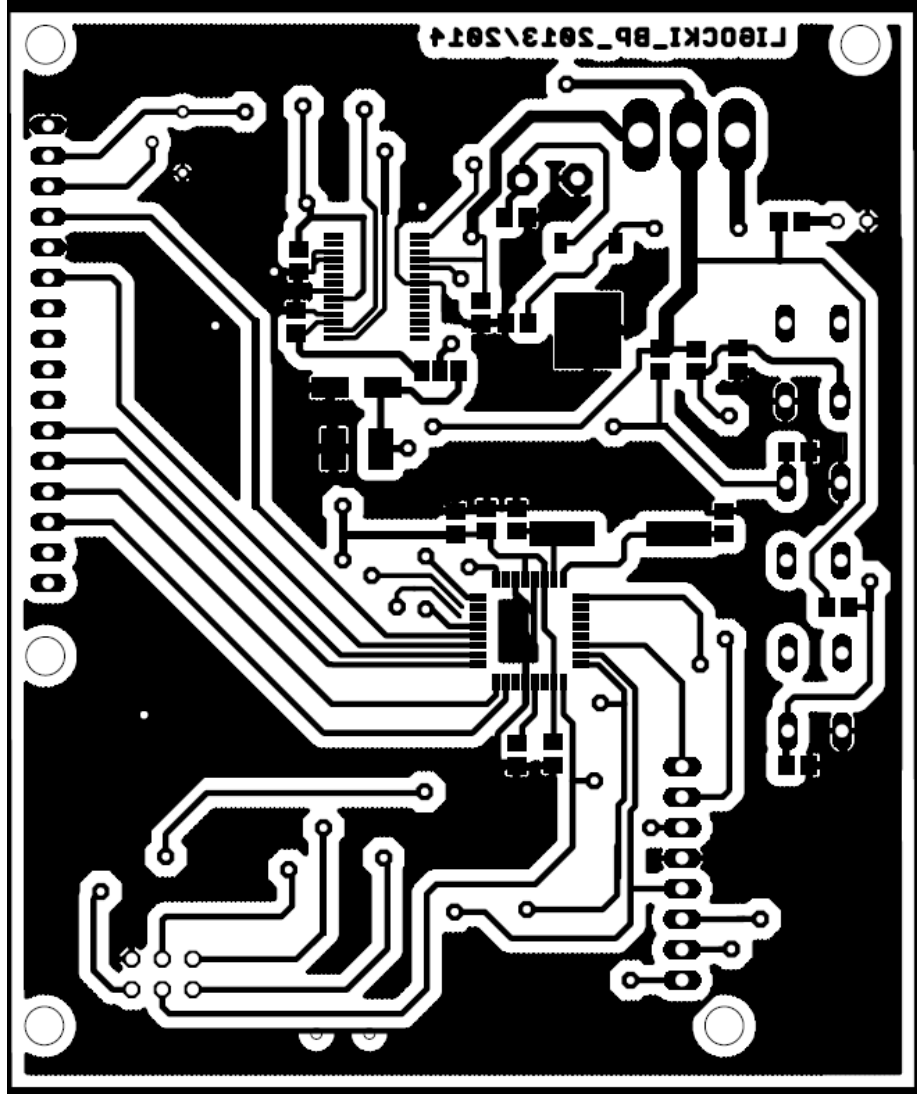
Priloha B: Schéma měřicí části



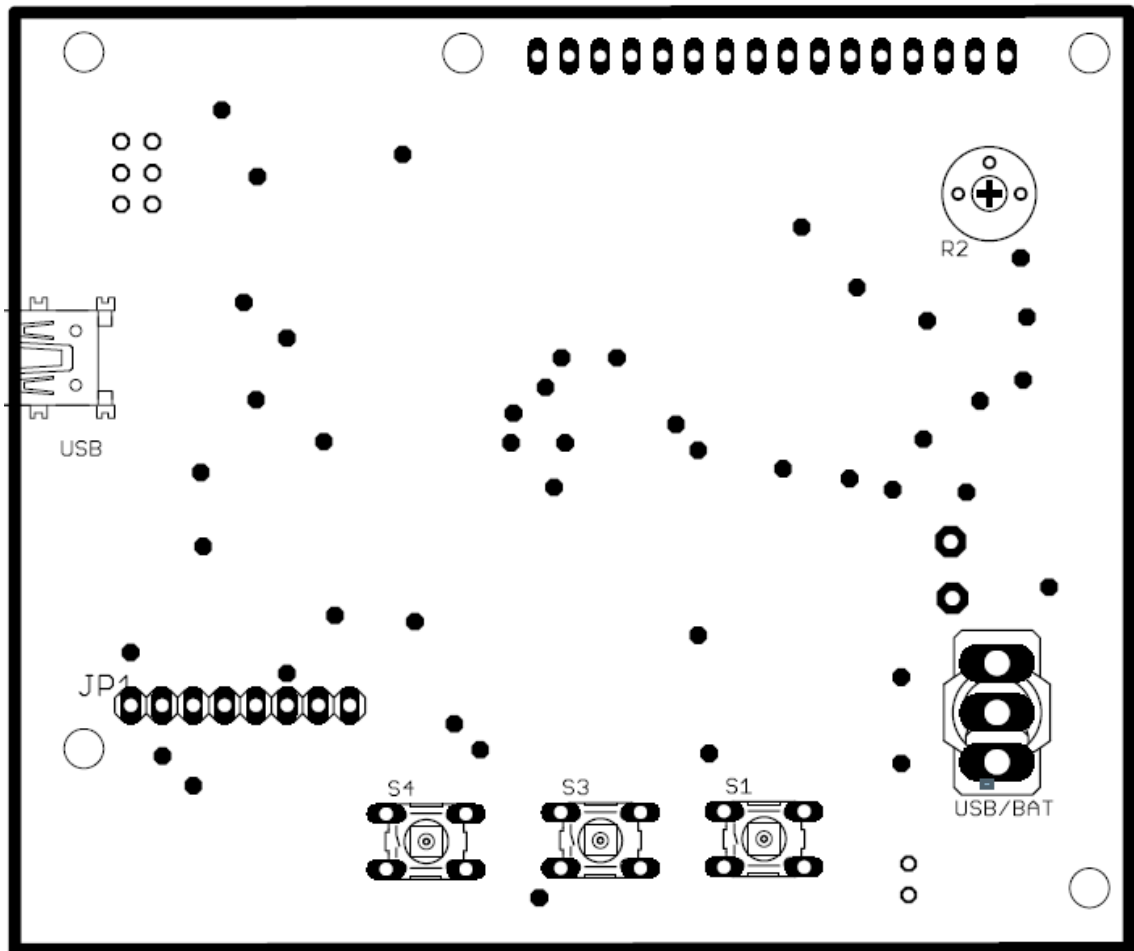




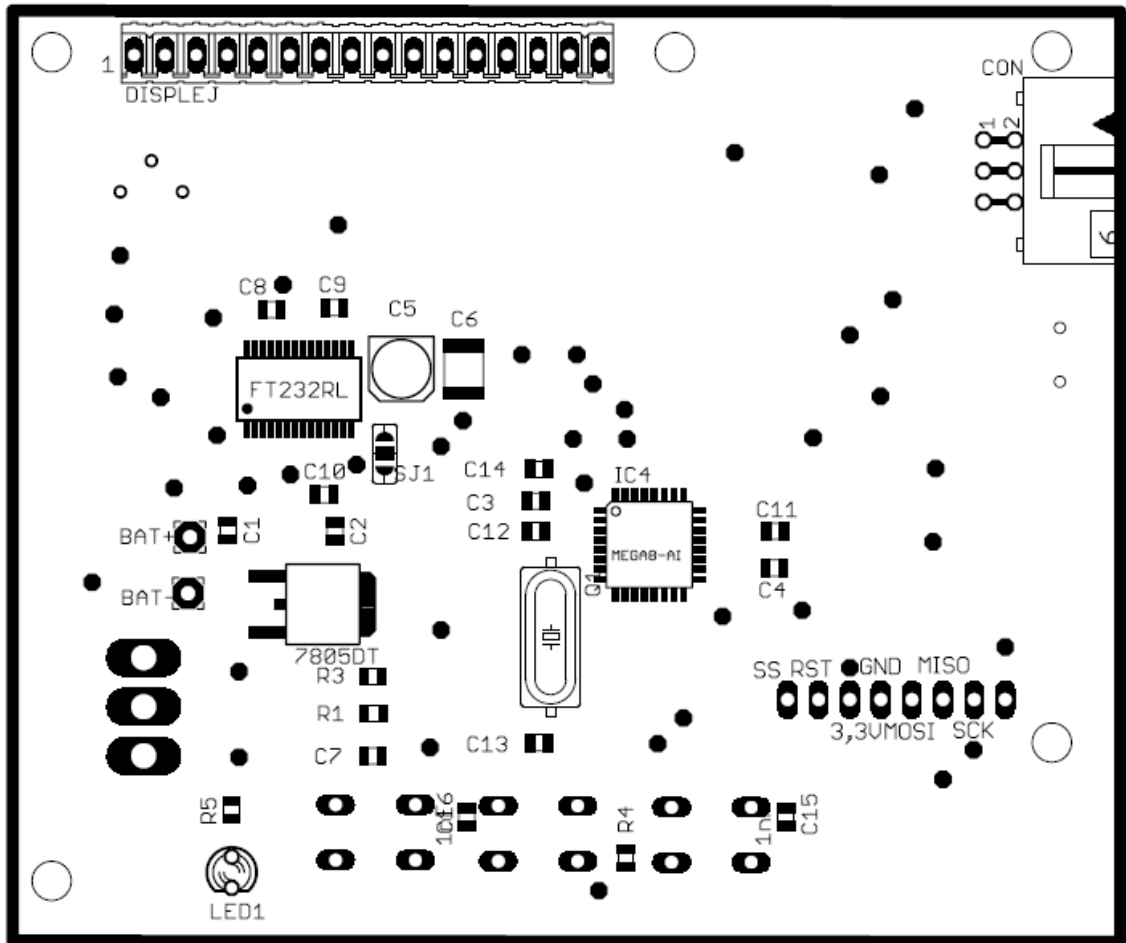
*Příloha D: Osazovací plány DPS s MCU – horní strana*



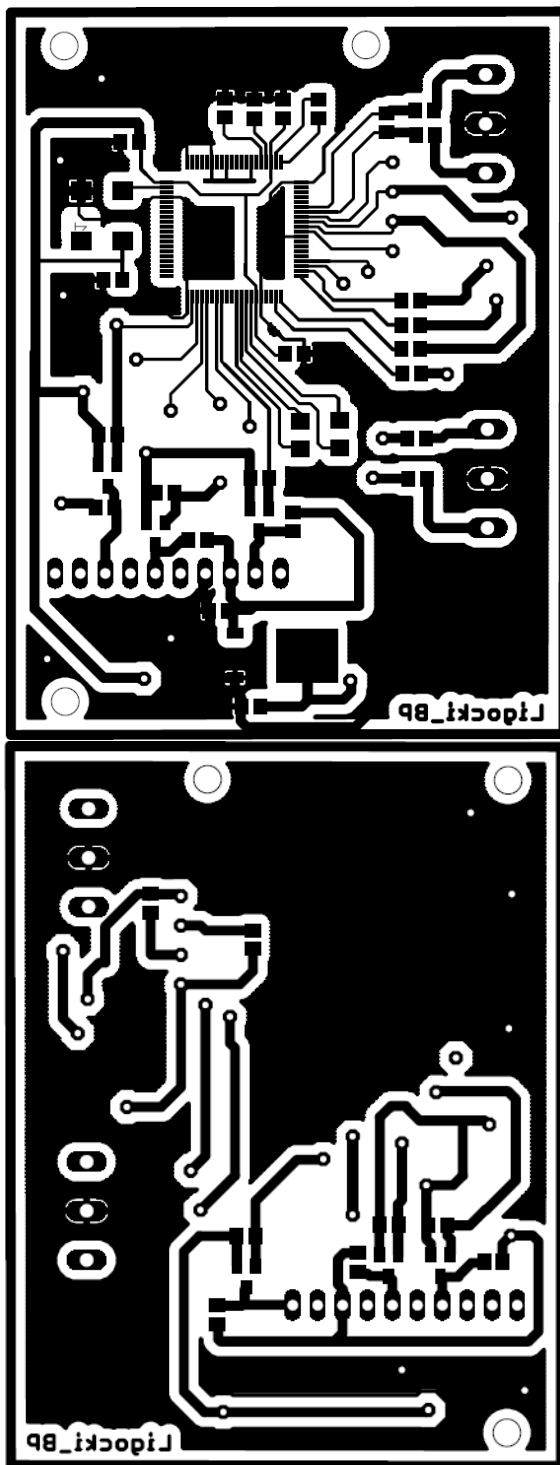
Příloha E: Osazování plány řídicí části – dolní strana



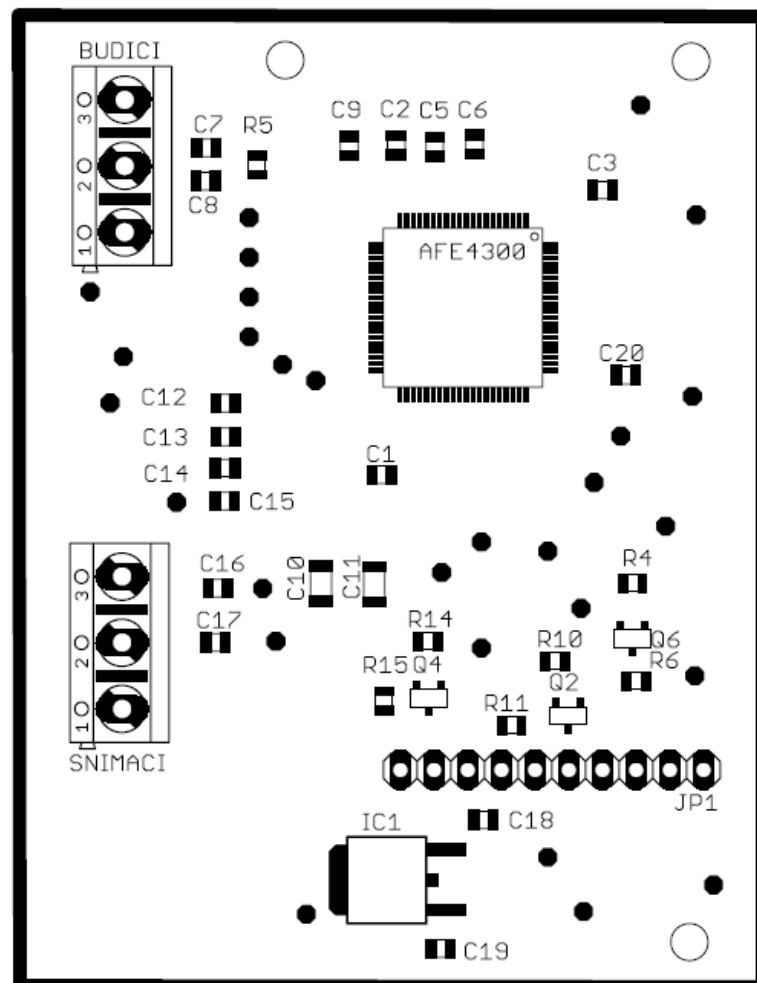
Příloha F: Osazovací plány řídicí části – horní strana



*Příloha G: Podklady pro výrobu DPS s AFE4300 fotocestou*



*Příloha H: Osazovací plán měřicí části - horní strana*



*Příloha I: Osazovací plán měřicí desky – dolní strana*

