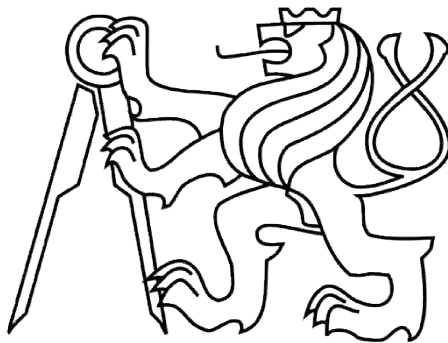


České Vysoké Učení Technické v Praze

Fakulta Elektrotechnická

Katedra kybernetiky



Diplomová práce

**Návrh a realizace zařízení pro multikanálové
měření biologických signálů**

Bc. Jan Petras

Vedoucí práce: Ing. Václav Křemen, Ph.D.

Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika

Obor: Biomedicínské inženýrství

Čestné prohlášení autora práce

Prohlašuji, že jsem předloženou práci vypracoval samostatně a že jsem uvedl veškeré použité informační zdroje v souladu s Metodickým pokynem o dodržování etických principů při přípravě vysokoškolských závěrečných prací.

V Praze dne

Podpis autora práce

Poděkování

Na tomto místě bych rád poděkoval svému vedoucímu diplomové práce panu Ing. Václavu Křemenovi, Ph.D. a Ing. Martinu Holubovi. Dále děkuji své rodině zázemí, motivaci a psychickou podporu. Děkuji.

ZADÁNÍ DIPLOMOVÉ PRÁCE

Student: Bc. Jan Petras
Studijní program: Biomedicínské inženýrství a informatika (magisterský)
Obor: Biomedicínské inženýrství
Název tématu: Návrh a realizace zařízení pro multikanálové měření biologických signálů

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s parametry jednotlivých biologických signálů (EEG, EMG, EKG).
2. Proveďte rešerži pro výběr vhodného mikroprocesoru pro řízení kaskády vstupních A/D převodníků.
3. Navrhněte měřicí zařízení vhodné pro měření, záznam a přenos biologických signálů. V návrhu počítejte s celkovým počtem 128 bipolárních vstupů, 24 bitovou hloubkou a vzorkovací frekvencí minimálně 1kHz.
4. Navržené zařízení realizujte s minimálním počtem 64 kanálů. Navržené i realizované zařízení bude umožňovat záznam na paměťovou kartu a přenos snímaných dat do PC pomocí bezdrátové komunikace v reálném čase. Výstupní formát dat volte tak, aby bylo možné s daty dále otevřeně pracovat, např. v prostředí MATLAB.

Seznam odborné literatury:

- [1] Burkhard, M.: C pro mikrokontroléry. Praha, BEN - technická literatura, 2003. ISBN 80-7300-077-6
- [2] Svatoš, J.: Biologické signály I (Geneze, zpracování a analýza). Skripta, ČVUT Praha, 1992, ISBN 80-01-00884-3
- [3] Rozman, J.: Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha, Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3

Vedoucí diplomové práce: Ing. Václav Křemen, Ph.D.

Platnost zadání: do konce letního semestru 2014/2015

L.S.

doc. Dr. Ing. Jan Kybic
vedoucí katedry

prof. Ing. Pavel Ripka, CSc.
děkan

V Praze dne 29. 10. 2014

Anotace

Cílem této práce je prozkoumat možnosti analogově-digitálního převodníku určeného pro měření biologických signálů a seznámit se s možnostmi jejich vzájemného propojení. Následně se zabývám problematikou výběru vhodného mikroprocesoru a modulu bezdrátové komunikace. Vybrané součástky jsou poté použity pro návrh více kanálového měřicího zařízení biologických signálů. Zařízení je poté zkonstruováno.

Annotation

The aim of this work is to explore the possibilities of analog-to-digital converter designed for measurement of biological signals, and to get acquainted with the possibilities of their interconnection. Subsequently, I deal with the issue of selecting an appropriate microprocessor and wireless communication module. The selected parts are then used for the design of multiple channel measuring device of biological signals. The device is designed.

Obsah

1. CÍL PRÁCE	5
2. ÚVOD DO BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ	6
2.1. ZÁKLADNÍ TYPY BIOLOGICKÝCH SIGNÁLŮ.....	6
2.2. EEG SIGNÁL.....	7
2.2.1. Významná frekvenční pásma.....	9
2.2.2. Metodika měření EEG.....	9
2.3. EKG SIGNÁL.....	10
2.3.1. Eithovenovy svody.....	10
2.3.2. Goldbergerovy svody.....	11
2.3.3. Wilsonovy svody.....	11
2.3.4. Popis EKG křivky.....	12
2.4. EMG.....	13
2.4.1. Povrchové elektrody.....	13
2.4.2. jehlové elektrody.....	14
3. VÝBĚR MIKROPROCESORU	15
4. NÁVRH MĚŘÍČÍHO ZAŘÍZENÍ	16
4.1. ÚVOD.....	16
4.2. MIKROPROCESOR.....	17
4.3. ADS1298.....	19
4.3.1. Hodinový signál.....	20
4.3.2. Komunikační rozhraní.....	20
4.3.3. GPIO.....	20
4.3.4. Power-Down.....	20
4.3.5. Reset.....	21
4.4. Propojení více převodníků.....	21
4.4.1. Zapojení do kaskády.....	21
4.4.2. Zapojení Daisy-Chain.....	21
4.4.3. Schéma zapojení.....	22
4.5. WIFI MODUL.....	23
4.6. SD KARTA.....	24
4.7. DATOVÝ SOUBOR.....	25
4.8. EXTERNÍ PAMĚŤ.....	26
4.9. NAPÁJENÍ.....	27

4.9.1.	<i>Napájení digitálních obvodů</i>	28
4.9.2.	<i>Napájení AD převodníků</i>	29
4.9.3.	<i>Externí napěťová reference</i>	30
4.9.4.	<i>Naměřené hodnoty</i>	30
4.10.	USB	31
4.11.	UŽIVATELSKÉ PERIFERIE	32
4.12.	DESKA PLOŠNÝCH SPOJŮ	32
4.13.	SEZNAM SOUČÁSTEK	37
5.	ZÁVĚR	40
6.	ZDROJE	41
7.	PŘÍLOHY	42

Seznam obrázků

Obrázek 1: Systém rozložení elektrod 10/20	8
Obrázek 2 Zapojení Eithovenových svodů, zdroj [5]	10
Obrázek 3 Zapojení Goldbergerových svodů, zdroj [5].....	11
Obrázek 4 Zapojení Wilsonových svodů, zdroj [4]	11
Obrázek 5 EKG křivka, zdroj [5]	12
Obrázek 6 Povrchová elektroda EMG, zdroj [5].....	14
Obrázek 7 Podkožní elektroda EMG [5].....	14
Obrázek 8 Porovnání mikroprocesorů.....	15
Obrázek 10 Podkožní elektroda EMG [5].....	17
Obrázek 9 Blokové schéma.....	17
Obrázek 11 Zapojení procesoru	18
Obrázek 12 Blokové schéma obvodu ADS1298, zdroj [9].....	19
Obrázek 13 Formát výstupních dat, zdroj [9].....	20
Obrázek 14 Kaskádové zapojení převodníků, zdroj [9].....	21
Obrázek 15 Daisy-Chain zapojení převodníků, zdroj [9].....	22
Obrázek 16 Schéma zapojení jednoho převodníku	22
Obrázek 17 Blokové schéma Wifi	23
Obrázek 18 Schéma zapojení wifi modulu	24
Obrázek 19 Schéma zapojení SD karty.....	25
Obrázek 20 Schéma EEPROM	26
Obrázek 21 Flash paměť	27
Obrázek 22 Napájení digitálních obvodů.....	28
Obrázek 23 Napájení analogových obvodů.....	29
Obrázek 24 Externí napěťová reference.....	30
Obrázek 25 USB Host.....	31
Obrázek 26 USB Device	31
Obrázek 27 Uživatelské periférie	32
Obrázek 28 Rozmístění součástek na PCB	33
Obrázek 29 Ukázka délkového přizpůsobení.....	33
Obrázek 30 Ilustrace uspořádání desky, zdroj [6].....	34
Obrázek 31 PCB top.....	34
Obrázek 32 PCB bottm	35

Obrázek 33 PCB In1	35
Obrázek 34 PCB In2	36
Obrázek 35 PCB silk top	36
Tabulka 36 Seznam součástek.....	39

1. Cíl práce

Spolu s rozvojem výpočetní techniky a jejím postupným začleňováním do běžného standardu v lékařství se vyvíjí i efektivnější metody pro zpracování a měření biologických signálů. Stále častěji se setkáváme s požadavky na měření s vyšší kvalitou. A to jak v oblasti digitalizace signálu, tak i v oblasti prostorového rozlišení a počtu měřených kanálů.

Cílem této práce je prozkoumat možnosti relativně nového analogově-digitálního převodníku určeného pro měření biologických signálů. Zejména se chci zaměřit na možnosti propojení více převodníků do kaskády a docílit tak rozšíření počtu měřících kanálů. Data z převodníků budou zpracována signálovým mikroprocesorem a dále uložena či zaslána do počítače.

V následujících kapitolách se zabývám problematikou návrhu takového měřícího zařízení z pohledu teoretického, a následně i z pohledu praktického. Z nepřeberného množství signálových procesorů vyberu jeden vyhovující. Pro měřící zařízení navrhnu schéma zapojení, vyberu součástky a navrhnu desku plošných spojů.

2. Úvod do biologických signálů

Za biologický signál lze pokládat každý signál, jehož původ je vně živého organismu. Tyto signály nabývají různých podob od elektrické aktivity nebo akustických projevů, až po objemové změny částí organismu. Biologické signály lze dělit podle fyzikální podstaty.

Základní rozdělení biologických signálů:

- Elektrické signály
- Magnetické signály
- Mechanické signály
- Chemické signály

2.1. Základní typy biologických signálů

- EKG – elektrokardiogram (rozsahy napětí do 5mV a frekvence do 150 Hz)
- EMG – elektromyogram (rozsah napětí je do 1mV a frekvence do 100 Hz)
- EEG – elektroencefalogram (rozsahy napětí do 100 μ V a frekvence do 80 Hz)
- ERG – elektoretinogram (rozsahy napětí do 100 μ V a frekvence do 50 Hz)
- EOG – elektrookulogram (rozsahy napětí jsou do 1mV a frekvence do 100 Hz)
- EGG – elektrogastrogram (rozsahy napětí jsou do 100 μ V a frekvence do cca 3 Hz)

Zde je uvedeno jen několik základních biologických signálů. V živém organismu není možné změřit pouze jeden signál. Vždy naměříme směsici více signálů najednou. K této směsici se přidává ještě šum a rušivé signály jako například pohybové artefakty nebo 50Hz. Při měření konkrétních signálů se tedy neobejdeme bez použití různých filtrů a pásmových propustí.

2.2.EEG signál

Pod názvem elektroencefalogram , neboli EEG, se skrývá označení pro záznam změny elektrického potenciálu způsobeného mozkovou aktivitou. Tento záznam probíhá spojitě v čase a je pořizován tzv. elektroencefalografem.

Elektroencefalografie je neinvazivní vyšetřovací metoda, kterou lékaři využívají ke sledování činnosti mozku. Je to neurofyzilogická metoda, při které je snímána bioelektrická činnost mozku. Základem celého vyšetření je tedy zobrazení elektrického pole, které má každý mozek. Toto elektrické pole podává lékařům informace o činnosti a správném fungování mozku. Tímto vyšetřením lze například zjistit i poruchy sluchu či zraku. Naopak dlouhodobým pozorováním mozkové činnosti se dostáváme hlouběji do neprobádané oblasti fungování lidského mozku.

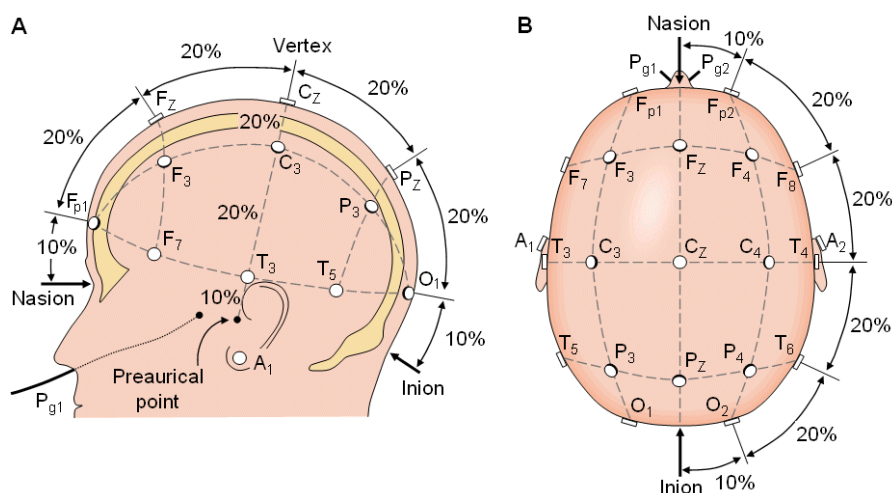
Metoda vyšetření je založena na tom, že každá buňka či neuron je zdrojem synchronizovaných a pravidelných elektrických impulsů. Měří se u nich frekvence a amplituda, která je pak následně vynášena do grafů.

První popisy metody pocházejí od německého psychiatra a neurologa Johanese Bergera, který v roce 1929 popsal základní vlny a pořídil první záznamy.

Jako elektroencefalograf označujeme přístroj, který zobrazuje elektrické vlny mozku a rozdílly potenciálů mezi snímacími elektrodami. Jednotlivé elektrické vlny mozku se od sebe liší jak frekvencí, tak amplitudou. Tento přístroj nezobrazuje mozek, tak jak vypadá (pro zobrazení mozku se používá počítačová tomografie), ale zapisuje jednotlivé průběhy vln do grafu, který je závislý na čase.

V praxi se tento přístroj využívá na mnoha pracovištích v různých lékařských oborech. Jedním z nich je například neurologie, kde je používán při pooperačních kontrolách, diagnostice epileptických záchvatů nebo kontuze. Jako další můžeme zmínit interní oddělení (pro diagnózy dlouhodobě komatózních stavů), endokrinologie, psychiatrie, diagnostiky mozkové smrti a mnoho dalších.

Při měření EEG se v praxi používají různé počty elektrod. Nejčastěji jde o 19 elektrod, které jsou rozmístěny podle obrázku 1. Používá se ale i větší počet, například 64 nebo 128 elektrod.



Obrázek 1: Systém rozložení elektrod 10/20 ¹

Systém zapojení elektrod 10/20 nese toto značení podle úhlů, které by měly svírat elektrody v síťovém zapojení proti sobě vůči centru mozku. U malých kojenců, kdy není možné tento systém použít, se využívá redukované zapojení s 10 elektrodami, jejichž longitudinální vzdálenost je 40% a transverzální vzdálenost 20% z celkové délky. Naproti tomu v epileptologii je možné pro zpřesnění využít dvojnásobného počtu elektrod v systému zapojení 10/10.

U standardního systému 10/20 se elektrody skládají z 8 párových a 3 vertexových (nepárových). I přes poměrně jemnou síť je nutné výsledný signál filtrovat. Filtrace se používá jednak kvůli oddělení skutečného signálu od šumu, vznikajícího například pohybovými artefakty nebo frekvenčním rušením, tak i kvůli požadavku zvýraznění sledovaného signálu.

Filtry jsou v kombinaci nízkofrekvenční - vysokofrekvenční tak, aby jejich výsledkem byla pásmová propust, která poskytne pro další zpracování pouze požadovaný rozsah. Běžně se nastavují hranice mezi 0,5 až 70 Hz. Druhou možností jsou selektivní filtry, které odstraňují konkrétní nežádoucí složku. Obvyklým případem je síťové rušení o velikosti 50 Hz.

¹ <http://www.diytdcs.com/tag/1020-positioning/>

2.2.1. Významná frekvenční pásma

Při záznamu EEG se objevují různé frekvence. Jako jedny z nejdůležitějších se pozorují vlny alfa, beta, theta, delta.

Alfa vlny	Frekvenční rozsah mají 8 - 13 Hz a jsou lokalizovány nad zadními kvadranty. Tuto frekvenci měříme u lidí, kteří mají zavřené oči nebo relaxují. Amplituda signálu bývá mezi 15 a 50 μV .
Beta aktivita	Je lokalizovatelná v pásmu 14 až 40 Hz a naměříme ji u lidí, kteří jsou neklidní, soustředí se nebo používají analyticko-logické myšlení. Detekce je možná v centrálních a frontálních oblastech mozku. Měřitelná amplituda je do 20 μV .
Theta aktivita	Touto aktivitou se vyznačuje především kreativita, usínání či povrchový spánek. Spadá do rozsahu 3,5 až 7 Hz.
Delta aktivita	Frekvence jsou pod 3,5 Hz a je měřitelná při hlubokém spánku či patologické bdělosti.
Lambda aktivita	Objevuje se pouze u mladších jedinců při otevřených očích a kolem 15. roku života postupně mizí.

2.2.2. Metodika měření EEG

Jako standardní vyšetření na EEG je zjišťována reakční křivka na stimulující podněty.

- **Zavření a otevření očí**
- **Hyperventilace** – cílem je pomalé a hluboké dýchání, které vede k mozkové vazokontrikci a reaktivní změně v EEG.
- **Fotostimulace** – Provádí se záblesky červeného nebo bílého světla ve tmavé místnosti. Frekvence stimulů se postupně zvyšuje z 1 Hz na 30 Hz a zpět. Správnou odpovědí je zobrazení shodné frekvence s frekvencí záblesků nad zadními kvadranty.
- **Spánková deprivace** – snahou je naměření prvního stádia NonREM spánku.

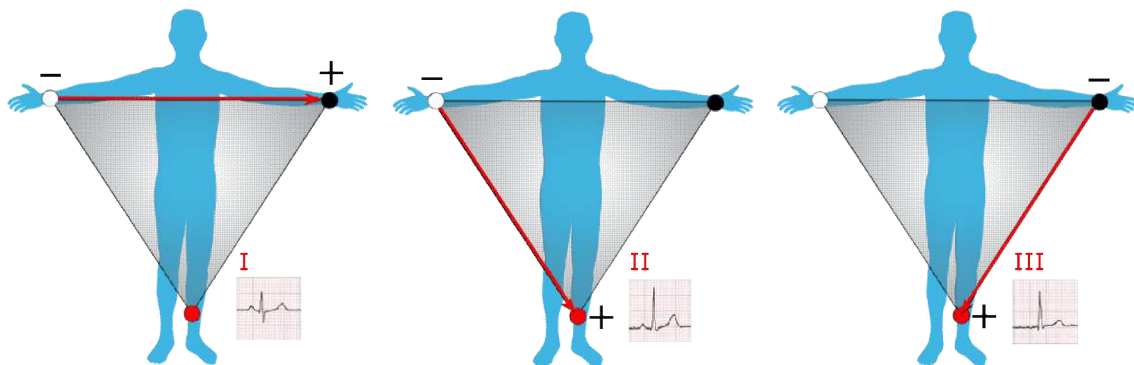
2.3.EKG signál

Zdrojem EKG signálů jsou srdeční potenciály. Tyto signály vznikají při stahu srdečního svalu. Elektrická aktivita se šíří tkání až na povrch kůže, kde ji snímáme pomocí elektrod. Jedná se tedy o neinvazivní vyšetření. Nejčastěji se setkáme s 12 svodovým systémem. Toto vyšetření je jednoduché, levné a tudíž široce rozšířené.

2.3.1. Eithovenovy svody

Jsou to bipolární končetinové svody, měří se změny potenciálu mezi dvěma elektrodami. Pro měření se používají tři elektrody umístěné na pravé ruce R, levé ruce L, levé noze F. Čtvrtá elektroda, umístěná na pravé noze, slouží k uzemnění. Jak je vidět na obrázku, mezi jednotlivými elektrodami můžeme nakreslit tzv. Eithovenův trojúhelník. Tento trojúhelník je rovnostranný.

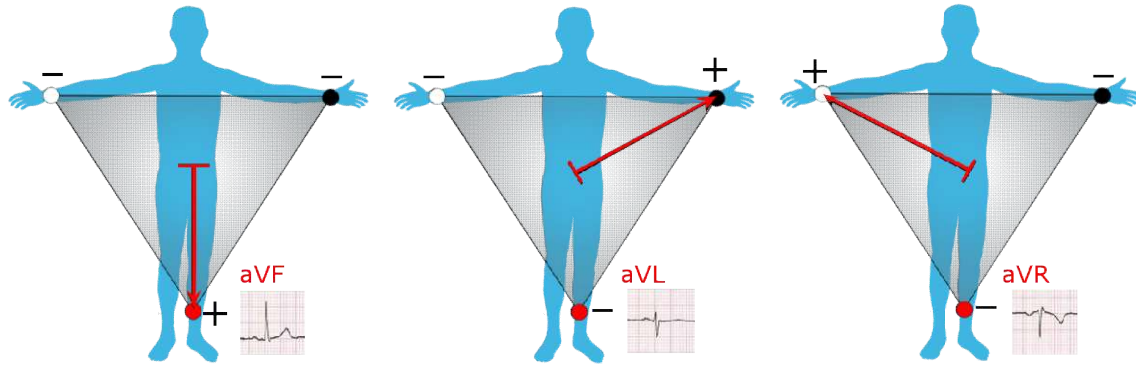
- I. svod vzniká mezi elektrodami R-L
- II. svod vzniká mezi elektrodami R-F
- III. svod vzniká mezi elektrodami L-F



Obrázek 2 Zapojení Eithovenových svodů, zdroj [5]

2.3.2. Goldbergerovy svody

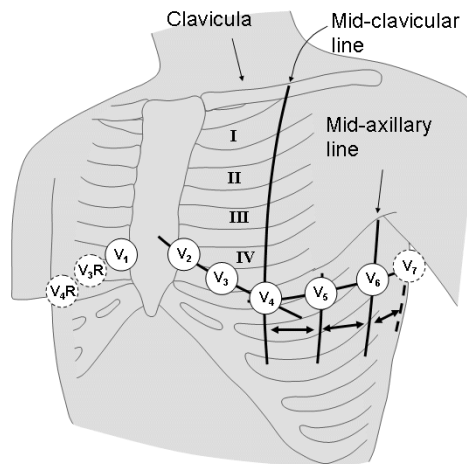
Unipolární končetinové svody, označované též jako augmentované aVL, aVR a aVF, měří změny potenciálů mezi elektrodou a středem protilehlé strany Eithovenova trojúhelníku.



Obrázek 3 Zapojení Goldbergerových svodů, zdroj [5]

2.3.3. Wilsonovy svody

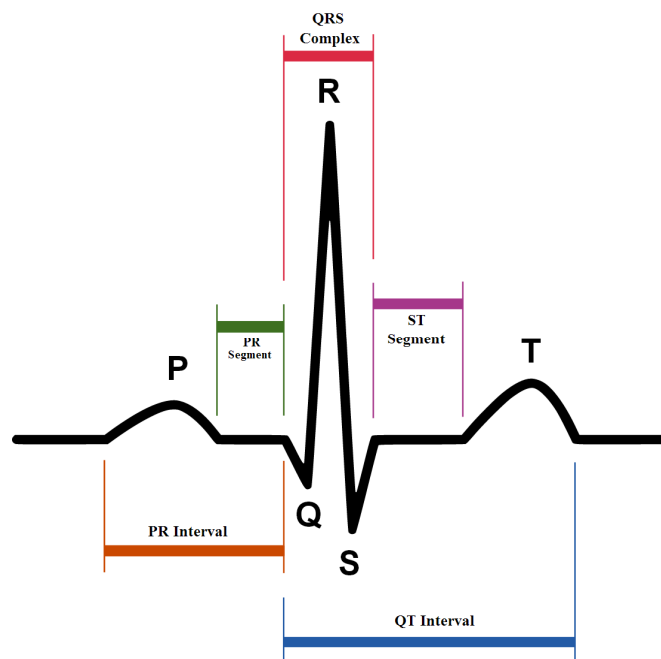
Unipolární hrudní svody, označené V1 - V6, měří rozdíl potenciálů mezi elektrodou a Wilsonovou centrální svorkou. Tato svorka vznikne výpočtem středu Eithovenova trojúhelníku.



Obrázek 4 Zapojení Wilsonových svodů, zdroj [4]

2.3.4. Popis EKG křivky

Křivka EKG je periodický signál vyvolaný srdeční činností. Signál je zpravidla tisknut na čtverečkovaný papír s pevně danými rozměry os. Osa x je osou času s rozměrem 25mm/sec, osa y představuje napětí s rozměry 10mm/mV. Tato křivka se zpravidla rozkládá na jednotlivé úseky - P vlna, QRS segment, T a U vlna. Z velikosti, tvaru a sklonu lze usuzovat, zda pacient trpí srdeční chorobou.



Obrázek 5 EKG křivka, zdroj [5]

- P vlna – vzniká při depolarizaci síní srdce
- Q špička – začínají se depolarizovat srdeční komory
- R špička – hrotová depolarizace, směr vektoru depolarizace se kryje s anatomickou osou srdce
- S špička – pozdní depolarizace levé komory
- T vlna – je způsobena repolarizací komor

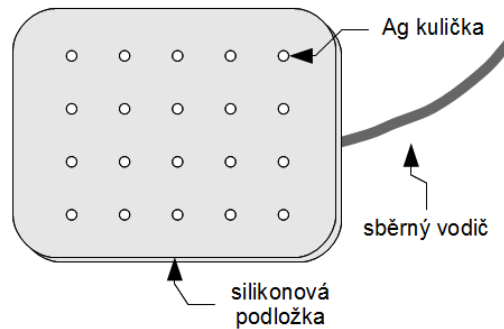
2.4.EMG

EMG měří biologické signály generované kosterním svalstvem. Tyto signály vznikají při svalovém vypětí, ale i v klidu. Měření je prováděno ambulantně. Měření elektrické aktivity svalu a nervu pomáhá určit přítomnost poškození svalové tkáně nebo nervu. Při poranění nervu lze pomocí EMG určit nejen místo, ale i rozsah poškození. Elektrické biopotenciály lze zaznamenávat buď jehlovými elektrodami zavedenými skrz kůži do svalu, nebo povrchovými elektrodami umístěnými na kůži nad bříškem svalu. Svalové odpovědi se mění při poškození nervu nebo svalu. Měření elektrické aktivity svalu a nervu pomáhá určit přítomnost poškození svalové tkáně, nebo poruchy nervového vzruchu. Při poranění nervu lze pomocí EMG přesně určit místo i rozsah poškození nervu. Lze také zjistit poruchy centrální nervové soustavy.

2.4.1. Povrchové elektrody

V případě neinvazivního měření na povrchu kůže zaznamenáváme signál vzniklý činností velkého množství motorických jednotek. Signál dosahuje špičkové hodnoty do 10 mV. Značný objem tkáně mezi elektrodami a svalovými vlákny, stejně jako rozhraní elektroda-pokožka, omezují horní hranici využitelného frekvenčního pásma na 500 Hz. Hlavní část výkonového spektra leží v oblasti 50-150 Hz.

Snímání a záznam sumárních akčních potenciálů svalu se provádí za účelem zjištění funkcionality svalu. Používá se povrchových nebo podpovrchových elektrod ke stimulaci periferního nervu, který pak vyvolá samotný záškub svalu, a ten je pak měřen povrchovou elektrodou. Podpovrchová elektroda ke snímání ve svalu není vhodná, protože dochází k jeho silné kontrakci, což se projeví vznikem artefaktů v signálu. Stimulace nervu je realizována elektrickými pulzy o frekvenci 3-5 Hz. Vyhodnocuje se amplituda a odezva na budící signál. Nízká amplituda (alespoň 10% snížení) všech odezev značí primární nemoc svalstva. Naproti tomu u nervové poruchy jako je roztroušená skleróza je patrné zpoždění kontrakce vláken při normální amplitudě. Jinou verzí CMAP metody je stimulace sensorických nervů, čímž zpětnovazebně aktivujeme motoneurony, a tak lze vyšetřovat jejich funkčnost či přenosové vlastnosti.

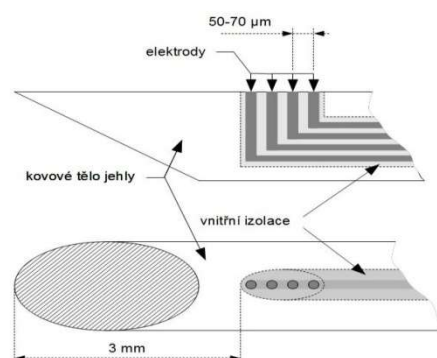


Obrázek 6 Povrchová elektroda EMG, zdroj [5]

2.4.2. jehlové elektrody

Invazivním, tzv. intramuskulárním EMG, lze měřit elektrický potenciál jednotlivých motorických jednotek, popř. jejich malé množství. [2] Využitelné frekvenční pásmo sahá až k 10 kHz díky malému objemu tkáně mezi elektrodou a zdrojem signálu. Špičkové napětí dosahuje řádově stovek μV

Nejčastěji se k této metodě využívá podpovrchových elektrod při přirozené kontrakci svalu – lehkým zatížením svalu až do jeho zapojení na maximálně 10% MVC. Tím se aktivuje malý počet motorických jednotek. Elektroda snímá výsledný signál složený z příspěvků okolních motorických jednotek. Tento signál se dále filtruje pásmovou propustí 1.2 – 2.5 kHz a rozkládá na hroty, jejichž lineární kombinace nejlépe napodobí původní složený signál. Tak lze sledovat průběh aktivace jednotlivých motorických jednotek. Takto lze například odhalit dystrofii svalstva, kdy je na dané zatížení aktivováno nepřiměřené množství motorických jednotek. Naopak menší počet aktivovaných motorických jednotek značí chybnou funkci motoneuronů. Oproti metodě CMAP získáváme i informaci o opakovacích frekvencích aktivace motorických jednotek, čehož lze také využít při diagnostice.



Obrázek 7 Podkožní elektroda EMG [5]

3. Výběr mikroprocesoru

Pro výběr procesoru jsme zvolili pět známých a osvědčených výrobců

- ST Microelectronic - STM32F407
- Freescale - MCF52259
- Analog Devices - ADSP BF548
- Texas Instruments - TMS320C6747
- Microchip - Pic32MZ

Při porovnávání jsem se zaměřil zejména na velikost paměťového prostoru jak pro data tak i pro program. Takt procesoru, typ jádra a posléze na komunikační periferie. V návrhu budu potřebovat alespoň čtyři řadiče SPI ($s_{\text{clk}} > 6\text{MHz}$), USB, 2 řadiče DMA a odhadovaný výpočetní výkon nad 100MHz.

Typ	STM32F407	PIC32MZ	MCF52259	BF548	TMS320C6747
Programová paměť [kbit]	1024	2048	512	324	256
Datová paměť [kbit]	192	512	64	64	64
Jádro	32	32	32	16	32
Takt jádra [MHz]	168	200	80	600	450
SPI	3	6	1	3	2
I2C	3	5	1	-	2
Počet gpio pinů	140	120	120	152	128
Ethernet	Y	Y	Y	Y	Y
USB OTG	Y	Y	Y	Y	Y
Napájení [V]	1.8-3.6	1.8-3.6	1.8-3.6	1.8-3.6	1.8-3.6
JTAG	Y	Y	Y	Y	Y
DMA	16	8	2	4	32
časovače	10	9	2	32	1

Obrázek 8 Porovnání mikroprocesorů

Z tabulky je patrné, že kandidát od Freescalu není vhodný z důvodu nízkého provozního kmitočtu. Obsahuje sice signálové jádro, ale periferie jsou připojeny k pomalé sběrnici.

Mikroprocesor od Texas Instruments nesplňuje podmínku na počet SPI řadičů.

Zbylé mikroprocesory mnou zadané podmínky splňují. procesor Blackfin je nejvýkonnější. V této aplikaci nebude potřeba tak vysokého výkonu a vzhledem k náročnosti zapojení, vyřazují.

Mikroprocesor od Microchipu mě příjemně překvapil. Není sice na trhu dlouho ale vypadá dobře vybavený. Normálně bych asi vybral M4 ale sám jsem zvědav zda bude stejně výkonný v reálné situaci jako v datasheetu. Volím tedy PIC32MZ.

4. Návrh měřícího zařízení

4.1. Úvod

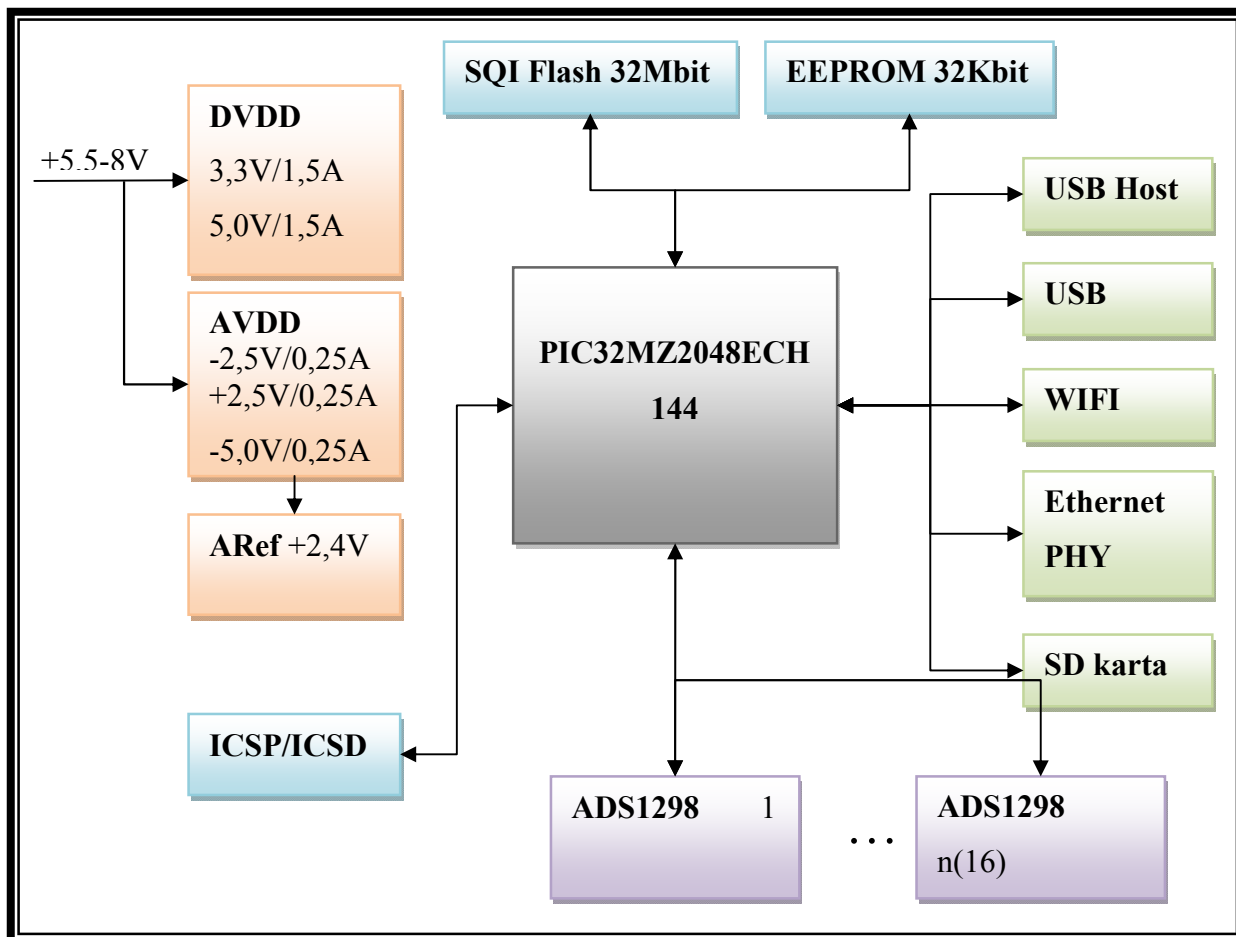
V této kapitole se budu zabývat konkrétním návrhem měřícího zařízení s těmito parametry:

- 128 bipolárních vstupů
- rozlišení převodníků: 24b
- vzorkovací frekvence 1kHz

Měřící zařízení rozložím do několika funkčních bloků, které budu řešit samostatně.

Blokové schéma je zobrazeno níže.

- A/D převodník
- mikroprocesor
- Wifi modul
- Napájení
- SD karta
- USB
- Externí paměť
- Uživatelské periferie



Obrázek 9 Blokové schéma

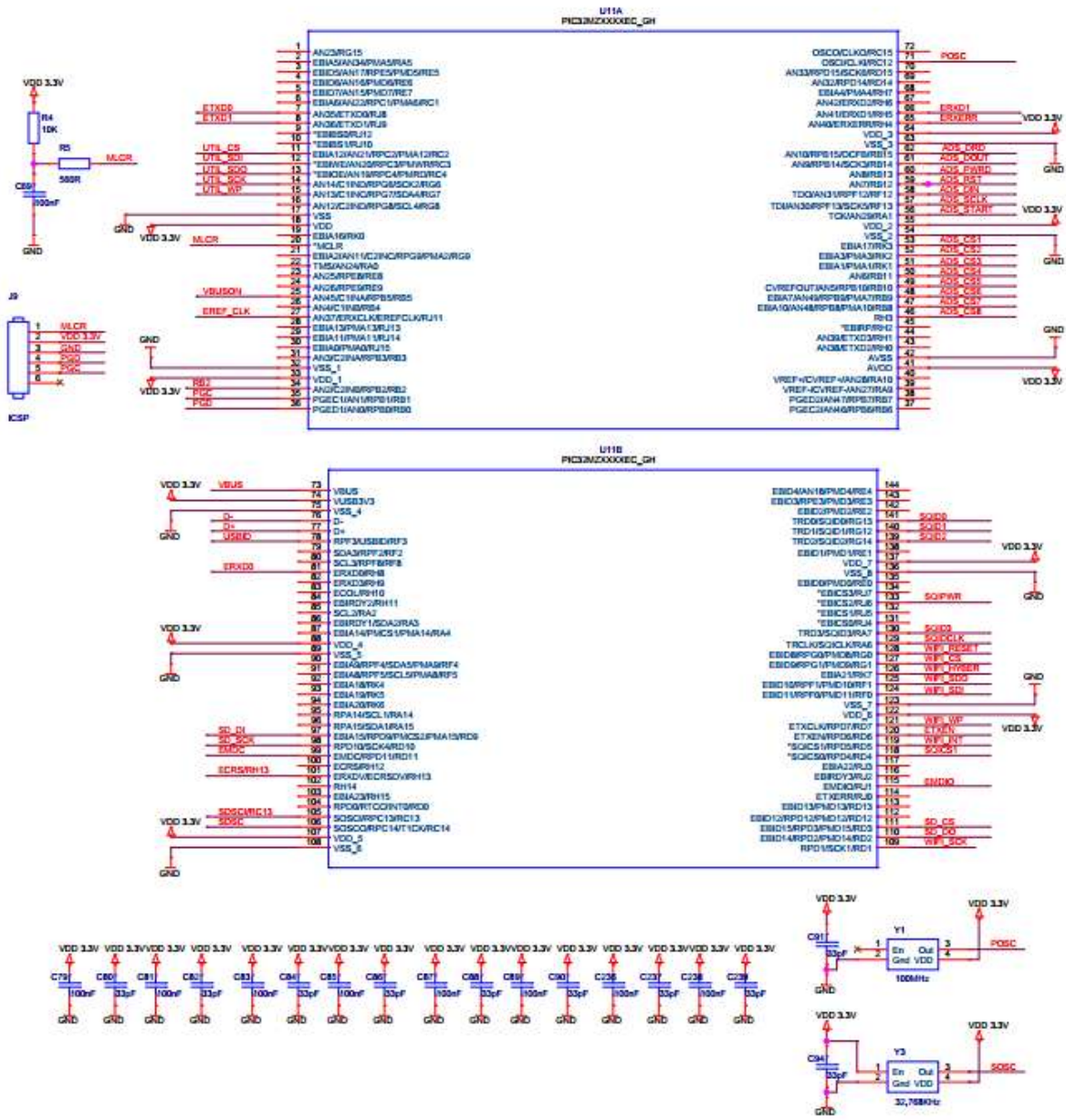
4.2. Mikroprocesor

Zapojení procesoru je vidět na schématu níže. Součástky R4, R5 a C69 slouží k ošetření pinu MLCR. Jedná se o resetovací pin. C69 se nedoporučuje osazovat v průběhu ladění programu.

Oscilátor Y1 generuje kmitočet 100MHz jako hlavní oscilátor. Sekundární oscilátor generuje kmitočet 32,768KHz.

Signály SPI CS, DI, DO jsou přístupné skrz bránu Peripheral Pin Select. Signál SCK je pro každý řadič pevně připojen ke konkrétnímu pinu.

- SPI1 - Wifi
- SPI2 - EEPROM
- SPI4 - SDC
- SPI5 - ADS1298
- SQI - Flash

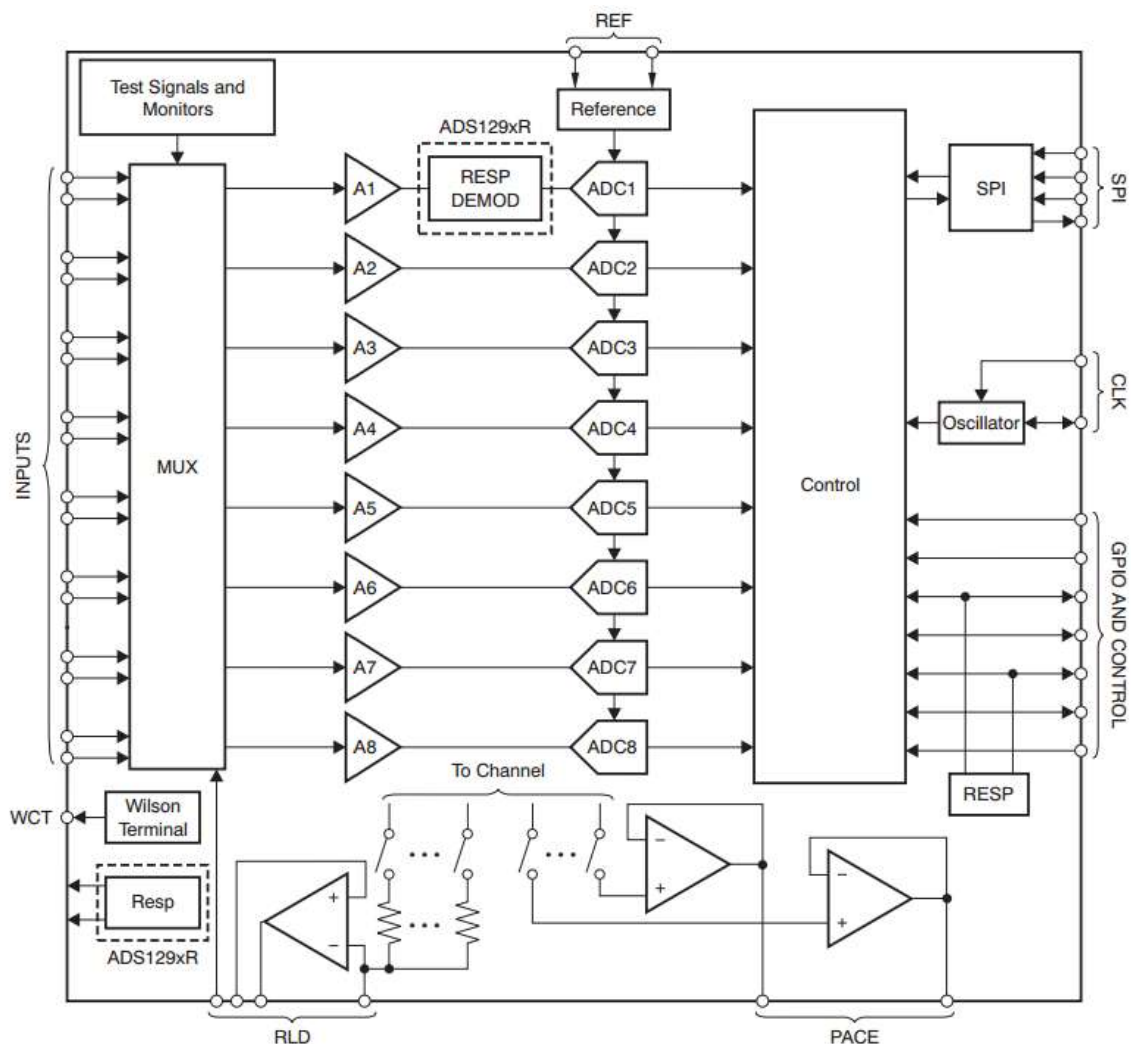


Obrázek 11 Zapojení procesoru

4.3.ADS1298

Jedná se o analogově-digitální převodník od firmy Texas Instruments určený pro měření biomedicínských signálů. Obvod obsahuje 8 diferenčních vstupů s nastavitelnou vzorkovací frekvencí v rozsahu 500 sps až 32ksp. Ty jsou programovatelné zesílením vstupních kanálů v rozsahu 1 až 12. Vstupní kanály jsou vybaveny filtry EMI s mezní frekvencí $f_m = 3\text{MHz}$. Vstupní signál nesmí překročit meze $AV_{dd} + 0,3\text{V}$ a $AV_{ss} - 0,3\text{V}$. U všech vstupů je detekce volné elektrody.

Převodník dále obsahuje Wilsonovu centrální svorku, obvod pro řízení signálu pravé nohy, interní napěťovou referenci a generátor hodin.



Obrázek 12 Blokové schéma obvodu ADS1298, zdroj [9]

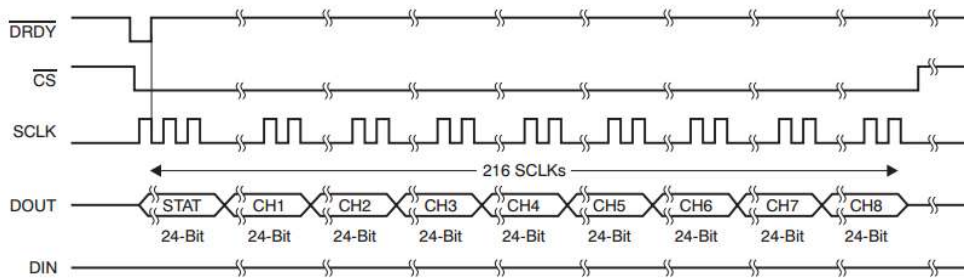
4.3.1. Hodinový signál

Převodník ke své práci potřebuje hodinový signál o frekvenci 2,048MHz. Tyto hodiny mohou být poskytnuty přes clk. pin nebo lze využít interní generátor hodin. V mém návrhu je použit převodník č. 1 jako master generující hodinový signál. Ten je pak distribuován ke zbylým převodníkům nastavených jako slave.

4.3.2. Komunikační rozhraní

Komunikace s převodníkem je zprostředkována pomocí sériové komunikace standardu čtyř vodičového SPI. Jediným dalším signálem, který je nutné připojit k procesoru je DRD. Signály RST, PRWD a START lze nahradit instrukcemi převodníku.

Formát vyčítaných dat je zobrazen na obrázku níže. Maximální frekvence SCLK je 20Mbit/s



Obrázek 13 Formát výstupních dat, zdroj [9]

Pro zařízení se 128 kanály je minimální datový tok na sběrnici roven

$$BR = (N + n) * f * R = (16 + 128) * 1000 * 24 = 3,456Mbit/s \quad (1)$$

4.3.3. GPIO

Obvod je vybaven celkem čtyřmi vstupně výstupními piny GPIO1 - GPIO4. Tyto piny mohou být nastaveny jako vstupní a výstupní brána. Nastavení hodnot a směru komunikace se provádí pomocí sériové komunikace.

4.3.4. Power-Down

Slouží k řízení spotřeby převodníku. Je aktivní v nule, vypne celý převodník včetně interní napěťové reference generátoru hodin.

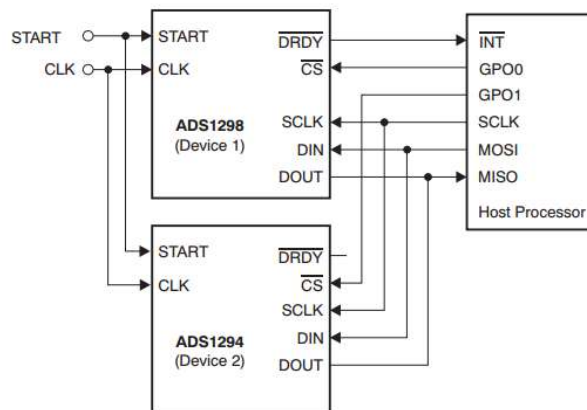
4.3.5. Reset

Složí k resetu převodníku, lze také použít příkaz reset.

4.4. Propojení více převodníků

4.4.1. Zapojení do kaskády

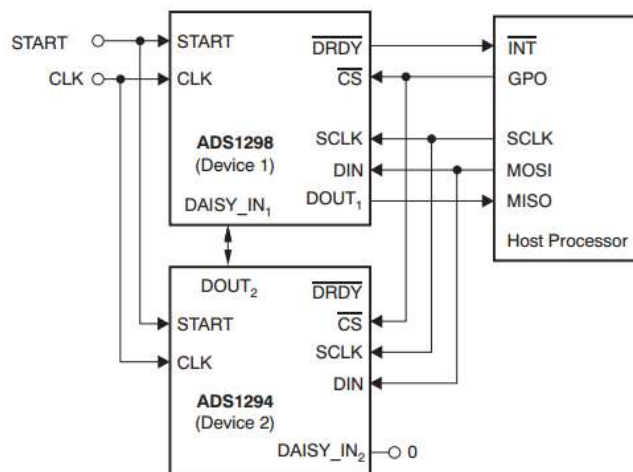
Tato konfigurace zapojení umožňuje propojení několika převodníků do jednoho systému. Všechny převodníky musí mít shodný hodinový signál. Synchronizace měření se provádí pinem start. Signály sériové komunikace SCLK, DIN, DOUT jsou propojeny do sběrnice. Každý převodník má svůj vlastní signál chip select CS. Přístup na sběrnici má pouze převodník s aktivním signálem CS. Signál Data ready DRDY je použit pouze jednou. Doba převodu je u všech převodníků konstantní. Tato konfigurace nám dovoluje rozdílné nastavení zesílení u jednotlivých převodníků. Vzorkovací frekvence však musí být stejná pro všechny převodníky.



Obrázek 14 Kaskádové zapojení převodníků, zdroj [9]

4.4.2. Zapojení Daisy-Chain

Signály sériové komunikace SCLK, DIN, CS jsou propojeny do sběrnice. Můžeme tedy vybrat všechny převodníky najednou. Signál DOUT je propojen do signálu DAISY_in dalšího převodníku. Takto vzniklý řetěz potřebuje pro svoji komunikaci pouze čtyři signály. Výstupní data nemusí být dotazována od jednotlivých převodníků ale vytvoří jeden dlouhý záznam. V této konfiguraci se sdílí nastavení jednotlivých převodníků. Synchronizace měření a hodinový signál zůstává stejný.

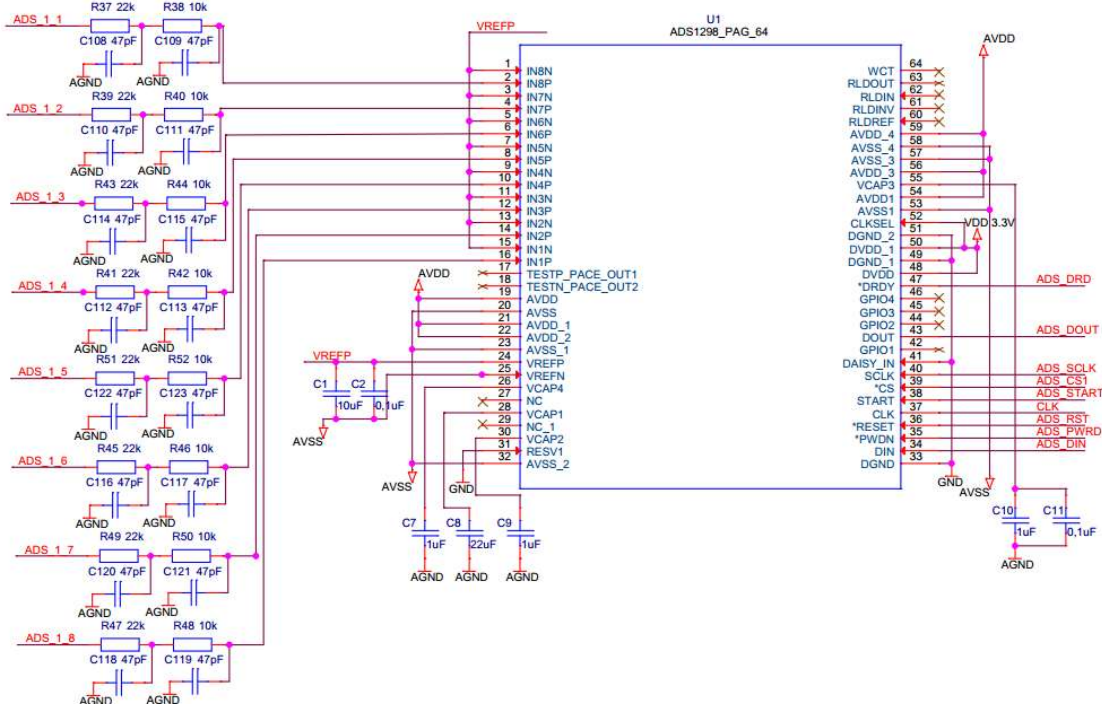


Obrázek 15 Daisy-Chain zapojení převodníků, zdroj [9]

Vzhledem k výběru procesoru s dostatečným množstvím IO pinů volím zapojení do kaskády. Toto zapojení poskytuje větší variabilitu systému.

4.4.3. Schéma zapojení

Na obrázku je vidět schéma zapojení jednoho z převodníků. Obvod je doplněn o nezbytné blokové kondenzátory a o vstupní filtr.



Obrázek 16 Schéma zapojení jednoho převodníku

4.5. WIFI modul

Do aplikace jsem vybral wifi modul od firmy Microchip. Jedná se o plnohodnotný modul podporující standardy 802.11b a 802.11g. Přenosová rychlost pro standard 802.11b je mezi 1 - 11Mbps, pro 802.11g 6 - 54Mbps. To je pro naše potřeby vyhovující. Na desce je vyleptaná integrovaná anténa se sensitivitou -95dBm.

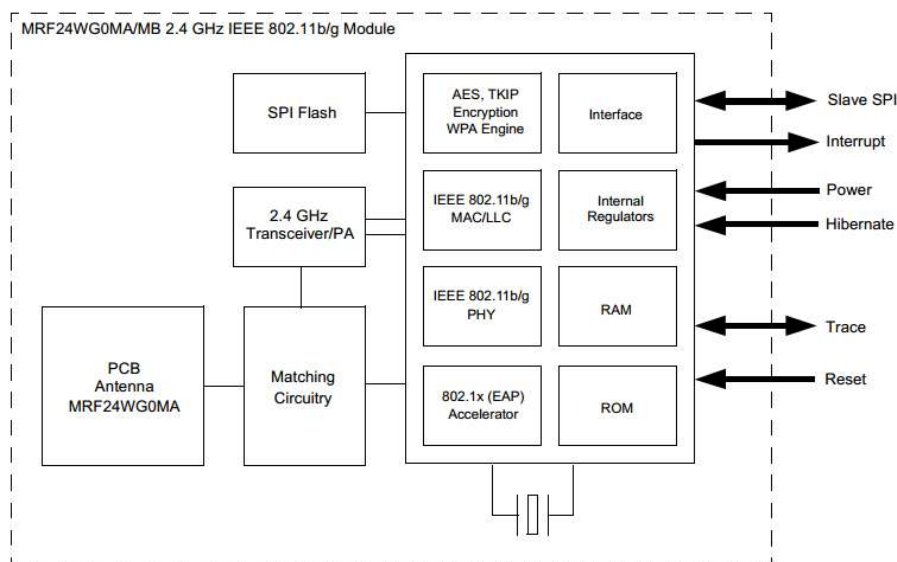
S modulem se komunikuje skrze bránu sériovou komunikací SPI.

Modul podporuje připojení v konfiguraci

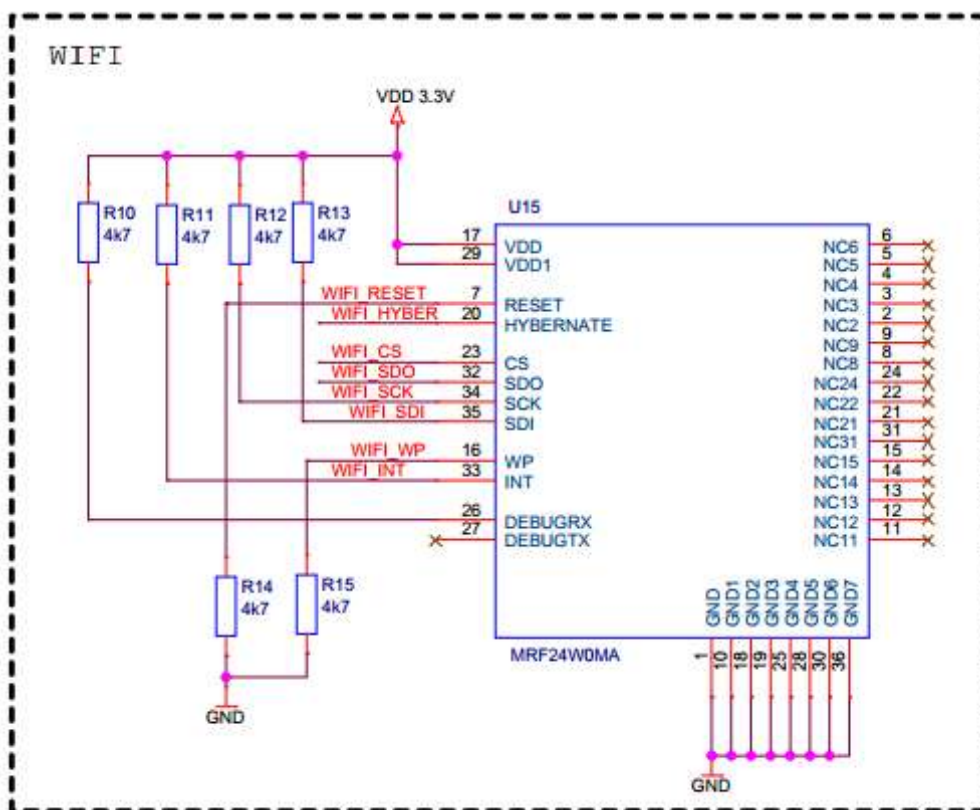
- adhoc
- WiFi direct client

Podpora zabezpečení

- WEP
- WPA-PSK
- WPA2-PSK
- AES - hardwarová podpora



Obrázek 17 Blokové schéma Wifi



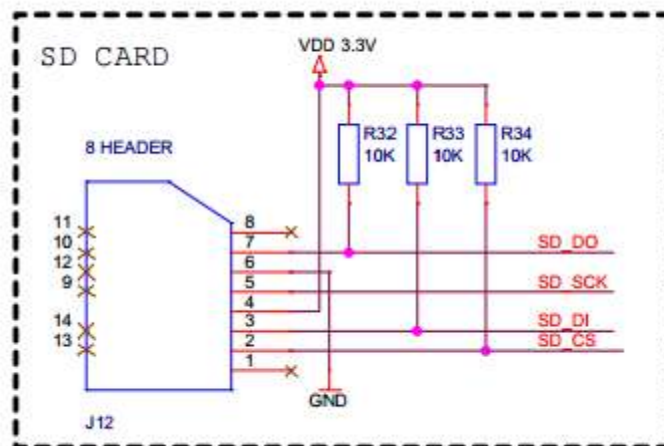
Obrázek 18 Schéma zapojení wifi modulu

4.6.SD karta

V návrhu používám běžnou paměťovou kartu typu secure digital media ve velikosti microSD. Tyto karty v sobě obsahují vše potřebné jako je mikroprocesor, řadiče pro správu paměťových bloků a opravu chyb. Data mezi procesorem a paměťovou kartou jsou přesouvány v blocích o velikosti 512B.

SDC karta má celkem 9 pinů, z toho tři jsou napájecí. Zbytek pinů slouží ke komunikaci přes synchronní sériové rozhraní.

SDC karty potřebují ke své funkci napětí mezi 2,7 - 3,6V. Správný napěťový rozsah si můžeme ověřit v registru SD karty. Proudový odběr se může pohybovat i v desítkách mA.



Obrázek 19 Schéma zapojení SD karty

4.7. Datový soubor

Formát výstupních dat jsme zvolil *.csv se ; v roli oddělovače. Je to jednoduchý formát, který lze otevřít, editovat a ukládat téměř čímkoli. V původním návrhu jsem zvažoval i soubor .mat. Tento formát je však poměrně složitý a bez použití komprimace velmi neúsporný. Bez použití Matlabu z něj nelze nic vyčíst.

Výstupní soubor se skládá z

- Hlavičky
- Nastavení
- Dat

Hlavička má formát: ADS1298 measure, HH:MM (čas se načte do zařízení po spárování s pc)

Nastavení má formát: N, n, f, A1, ... An.

kde N - počet aktivních převodníků,

n - počet zaznamenávaných kanálů (v případě 20 kanálů, měří 3 převodníky ale do pc se přenášejí data jen z aktivního měření, poslední 4 kanály se zahazují.)

f - vzorkovací frekvence

A1 .. An je nastavení zesílení jednotlivých převodníků.

Data mají formát: ch1 ... chn

ffffffh ... fffffffh

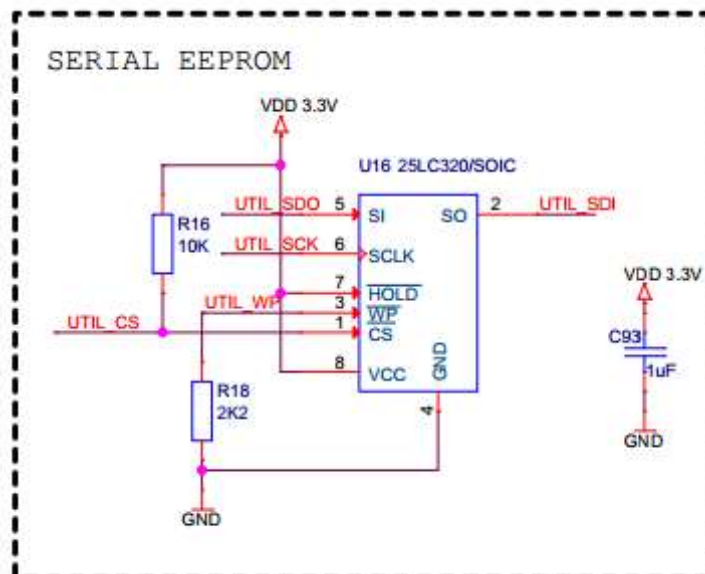
Data se přenášejí v raw formátu. Jednak při převodu přímo v procesoru neztratíme přesnost a jednak je to nejúspornější formát.

Příklad pro 2 převodníky, 10 aktivních kanálů, $f = 1000$, $A = 2$:

```
"ADS1298 measure";12:38;  
2;10;1000;2; 2;  
ch1;ch2;ch3;ch4;ch5;ch56;ch7;ch8;ch9;ch10  
07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;  
07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;  
07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;  
07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;  
07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;  
07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;07FFFFh;
```

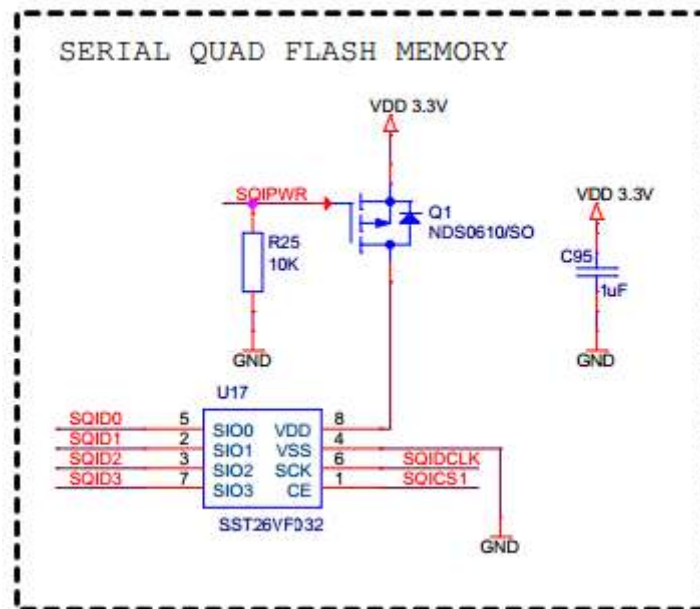
4.8.Externí paměť

Mnou vybraný mikroprocesor neobsahuje žádný typ eeprom paměti, z tohoto důvodu osazují 32kbit sériovou EEPROM. Paměť slouží k ukládání defaultního nastavení a nastavení přihlašovacích údajů k wifi.



Obrázek 20 Schéma EEPROM

Sériová flash paměť je osazena pro účely rozšíření datové paměti a slouží jako vyrovnávací paměť. Paměť je připojena Squad SPI, jedná se vysokorychlostní sběrnici dosahující rychlosti až 50Mhz. Napájení Paměti je spínáno z důvodu snížení spotřeby.



Obrázek 21 Flash paměť

4.9. Napájení

Napájení měřicí desky je potřeba rozdělit na napájení digitálních obvodů a obvodů analogových. V případě obvodů digitálních se jedná o řídicí mikroprocesor, bezdrátovou komunikaci, podpůrné periférie.

Analogové obvody, tedy analogové převodníky ads1298 ke své práci potřebují napětí AVDD a AVSS. Maximální rozdíl potenciálů avss a avdd je v rozmezí 0,3 - 5,5V. Na základě tohoto omezení a požadavku na bipolární zapojení vstupů, volím tedy AVDD = 2,5 a AVSS = -2,5V.

Zařízení ads1298 obsahuje obvody pro generování analogové napěťové reference. Ve výsledném zařízení je nutno použít 8 těchto obvodů, a není zde možnost zajištění naprosto shodné napěťové reference u všech převodníků. Je tedy nutné napěťovou referenci vytvořit z externí a následně připojit ke všem převodníkům. O návrhu napěťové reference se zabývám v pozdější kapitole.

4.9.1. Napájení digitálních obvodů

Do výsledného zařízení byly vybrány prvky s napájecím napětím 1,8 - 3,3V a prvky s napájecím napětím 5V. Vstupní napětí bude bráno z baterií v rozsahu 5,3 - 6,5V (4x AA baterie). Výstupní proud je stanoven součtem proudů do jednotlivých součástek.

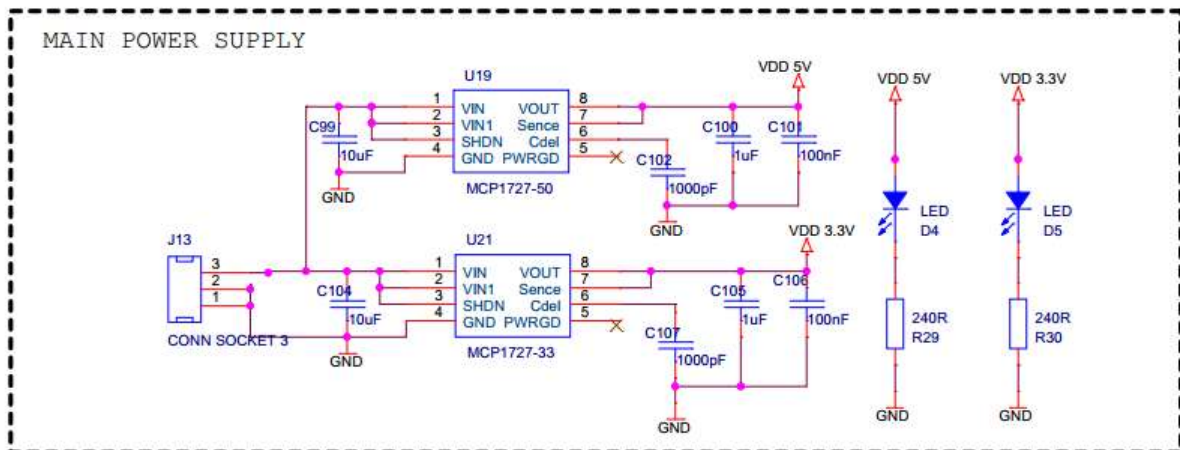
$$I_c = I_{procesor} + I_{wifiRx} + I_{wifiTx} + I_{flash} + I_{eprom} + I_{sdc} + 8 \times I_{lads} \quad (2)$$

$$I_c = 50mA + 156mA + 226mA + 25mA + 10mA + 50mA + 8 \times 10mA \quad (3)$$
$$= 597mA$$

Požadovaný výstupní proud je tedy 600mA. S rezervou 50% volím regulační prvky s výstupním proudem nad 0,9A.

O správné výstupní napětí se stará dvojice nízko šumových LDO regulátorů od firmy Microchip MCP1227. Tyto regulátory mají pevné výstupní napětí 3,3/5,0V s minimálním výstupním proudem 1,5A a integrovanou nadproudovou ochranou 2,2A.

Indikace napětí 3,3 V signalizuje Led D5, D4 signalizuje napětí 5,0V. Schéma zapojení je vidět na obrázku níže.



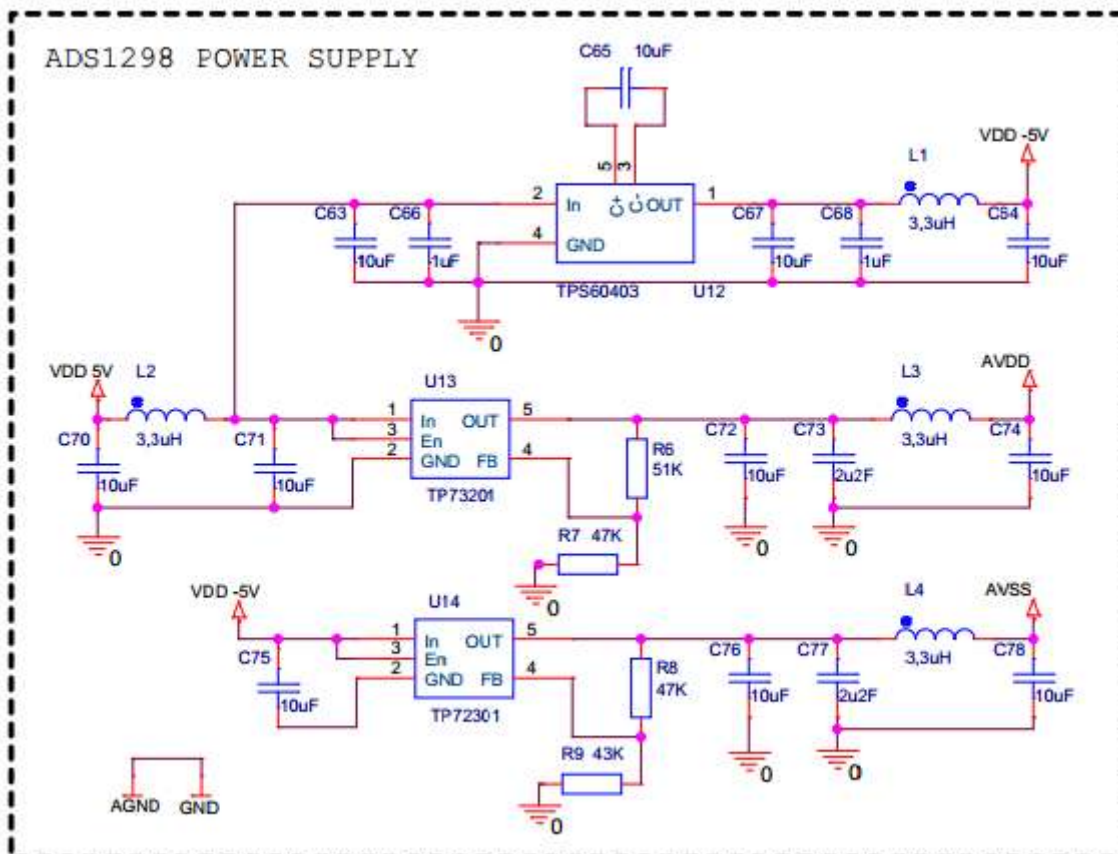
Obrázek 22 Napájení digitálních obvodů

4.9.2. Napájení AD převodníků

Pro napájení analogově-digitálního převodníku je potřeba napětí $v_{dd} = 2,5V$ a $v_{ss} = -2,5V$. Výkonové nároky jsou 10mW na převodník. Kladné napájecí napětí je vytvořeno na LDO regulátory s nastavitelným výstupním napětím. Záporné napájecí napětí je vytvořeno na kaskádě invertor napětí a LDO regulátor. Jako invertor jsem zvolil nábojovou pumpu generující -5V. LDO regulátor záporného napětí je zvolen ze stejné modelové řady jako regulátor napětí kladného. Výstupy obou regulátorů a nábojové pumpy jsou doplněny o výstupní LC filtr.

$$R_6 = \frac{V_{out}}{1,204} * R_7 - R_7 = \frac{2,5}{1,204} * 47k - 47k = 51k\Omega \quad (4)$$

$$R_8 = \left(\frac{V_{out}}{-1,186} - 1 \right) * R_9 = \left(\frac{-2,5}{-1,186} - 1 \right) * 43k = 47k\Omega \quad (5)$$

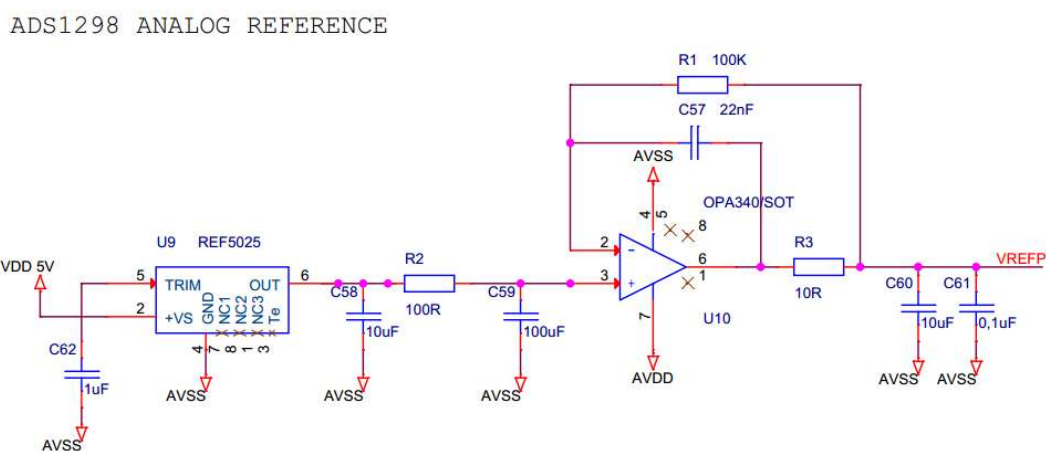


Obrázek 23 Napájení analogových obvodů

4.9.3. Externí napěťová reference

Pro externí napěťovou referenci byl zvolen obvod firmy TI, typu bandgap REF5025 s výstupním napětím 2,5V. Tento obvod se vyznačuje nízkým teplotním driftem 3ppm/°C, vysokou přesností 0,05%(max), nízkým šumem výstupního napětí 3μVPP/V a dlouhou stálostí 1000 hodin.

Obvod reference byl doplněn o operační zesilovač OPA350. Tento zesilovač slouží k impedančnímu oddělení výstupního napětí reference a referenčních vstupů do převodníků. Dále zde plní funkci dolní propusti nastavené na $f_m = 8\text{Hz}$.



Obrázek 24 Externí napěťová reference

4.9.4. Naměřené hodnoty

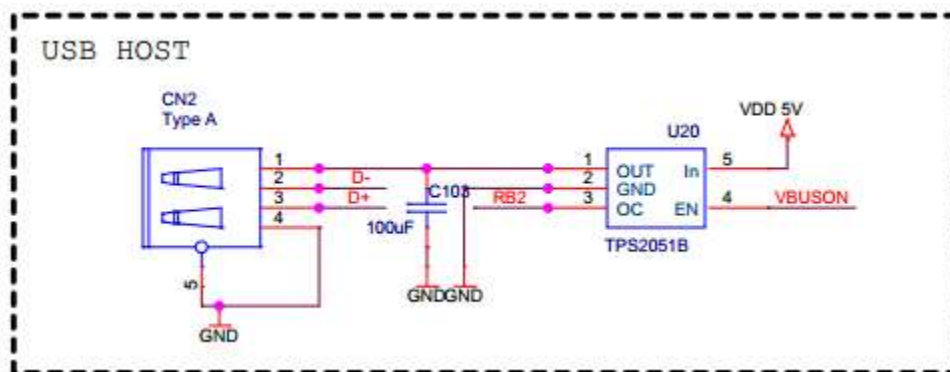
Hodnoty byly naměřeny za pomoci digitálního multimetru Hp 34401A.

	Žádané [V]	Změřené [V]
$U_{3,3v}$	3,300	3,264
$U_{5,0v}$	5,000	4,946
$U_{2,5v}$	2,500	2,512
$U_{-2,5v}$	-2,500	-2,463
U_{ref}	2,500	2.501

4.10. USB

Na výsledném zařízení je k dispozici dvojice USB konektorů. Konektor typu A slouží pro připojení paměťového média. Měřená data je tedy možné ukládat na flash paměť. Paměť musí být naformátována na systém FAT. Data se ukládají do souboru *.CSV, kde oddělovací prvek je středník.

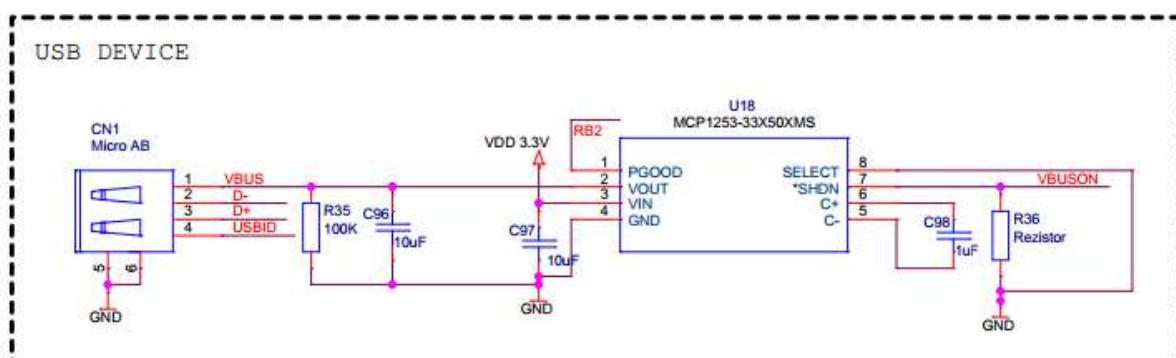
Zvolený mikroprocesor obsahuje plnohodnotný řadič USB komunikace verze 2.0. Zapojení komunikace je tedy doplněno pouze o spínač napětí. Ten slouží k řízení napětí na připojeném médiu a zároveň plní funkci ochranného obvodu. Zvolený spínač je chráněn proti přepětí pomocí transilů, obsahuje nadproudovou vratnou pojistku a ochranu proti přehřátí.



Obrázek 25 USB Host

USB konektor typu micro A/B slouží k připojení zařízení k počítači v konfiguraci mass storage. Po připojení se zařízení chová jako čtečka SD karty.

Obvod MCP1727 zde opět plní funkci ochranného obvodu.

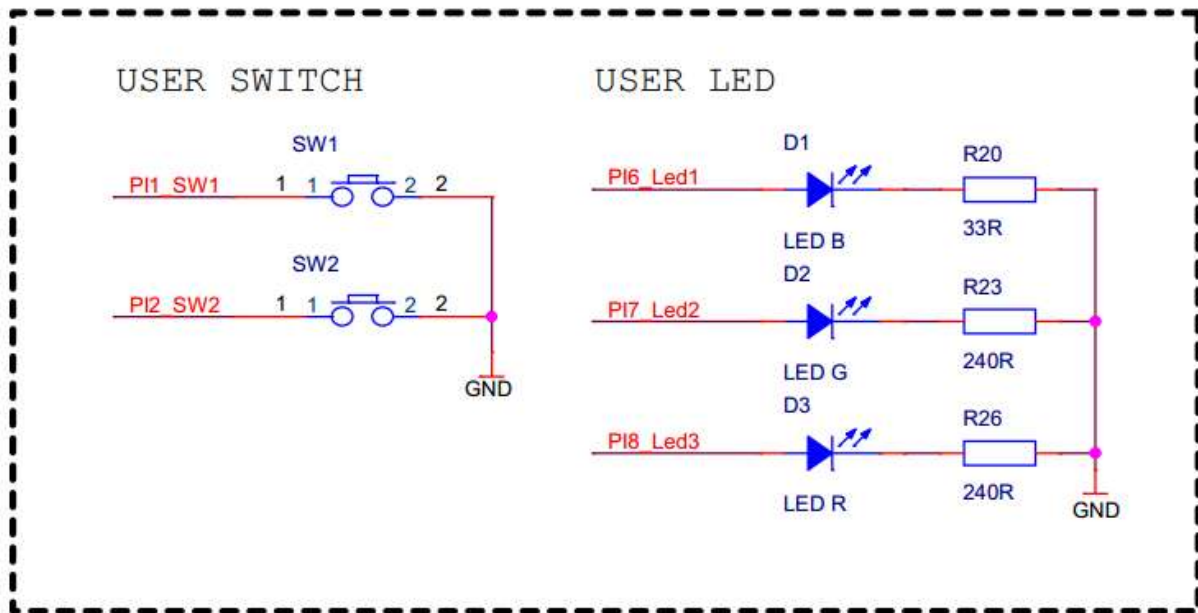


Obrázek 26 USB Device

4.11. Uživatelské periferie

Na desce je osazena trojice informačních LED. D1 modré barvy slouží k indikaci bezdrátové komunikace. D2 zelené barvy slouží k indikaci měřicího stavu (měření probíhá/neprobíhá). D3 barvy červené signalizuje chybový stav.

Dále je zde osazena dvojice tlačítek. Tlačítka byla využita pro účely ladění programu.



Obrázek 27 Uživatelské periferie

4.12. Deska plošných spojů

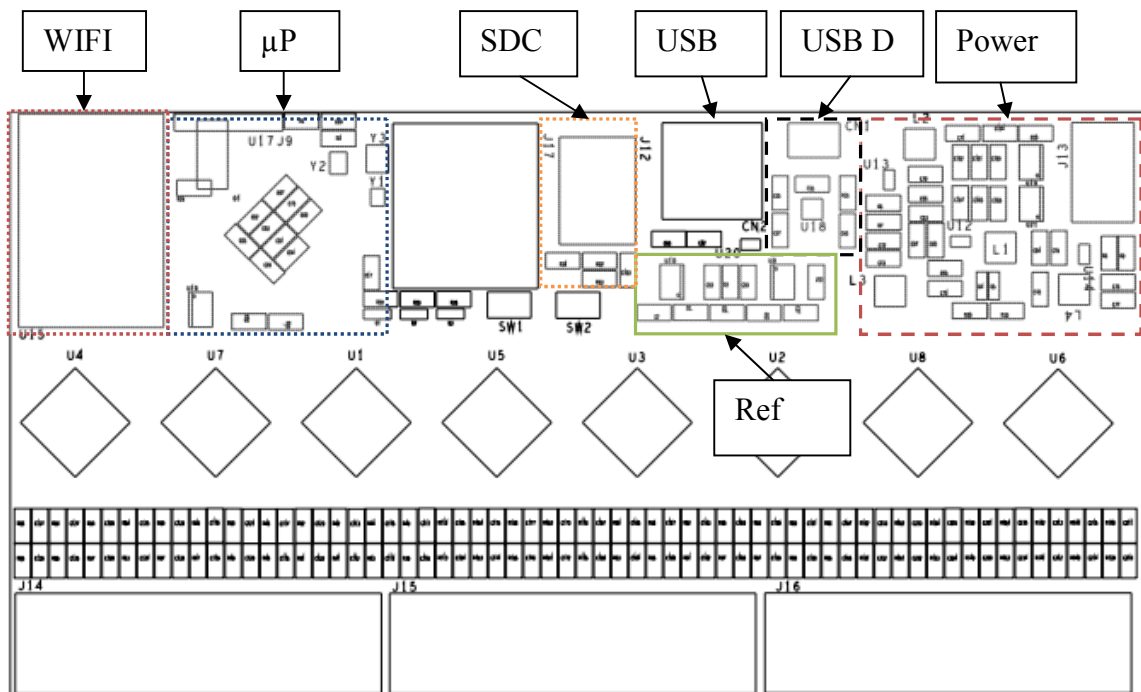
Před návrhem desky plošných spojů je třeba zvážit několik aspektů - počet vrstev a jejich organizace, rozmístění součástek, velikost desky a materiál.

Při návrhu desky plošných spojů je třeba zvážit několik aspektů jako počet vrstev a jejich organizace, rozmístění součástek na desce, velikost desky a vhodný materiál. Výběr mikroprocesoru a modulu bezdrátové komunikace vyžaduje použití čtyřvrstvé desky plošných spojů. Materiál desky byl zvolen na běžný FR4.

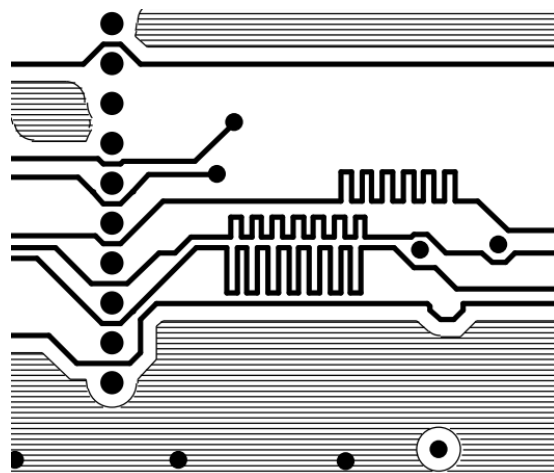
Při návrhu desky plošných spojů jsem rozmístil veškeré převodníky do spodní části desky spolu s vstupními filtry a konektory. Pod touto oblastí je rozlita analogová zem ve vrstvě In1 a In2. Napájecí část je umístěna v pravém horním rohu. I tato část má svou

oddělenou zem. Veškeré digitální prvky jsou umístěny vlevo. Oddělení zemí je provedeno izolačním příkopem.

Veškeré datové spoje, které se vyznačují vysokorychlostním přenosem dat jsou taženy ve vrstvě In2 podle pravidel diferenčních párů. To se týká především wifi, sdc, usb. Spoje jsou tedy napočítány na charakteristickou impedanci a jejich délka byla přizpůsobena. Příklad je vidět na obrázku níže.

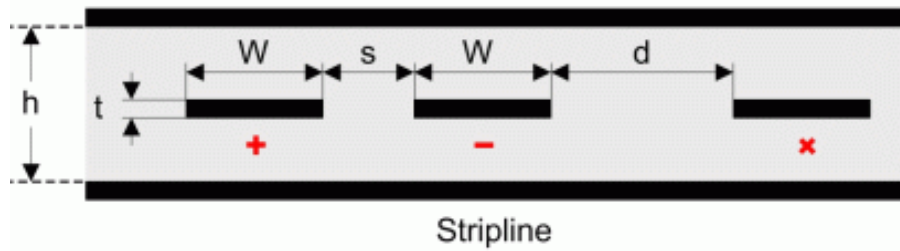


Obrázek 28 Rozmístění součástek na PCB



Obrázek 29 Ukázka délkového přizpůsobení

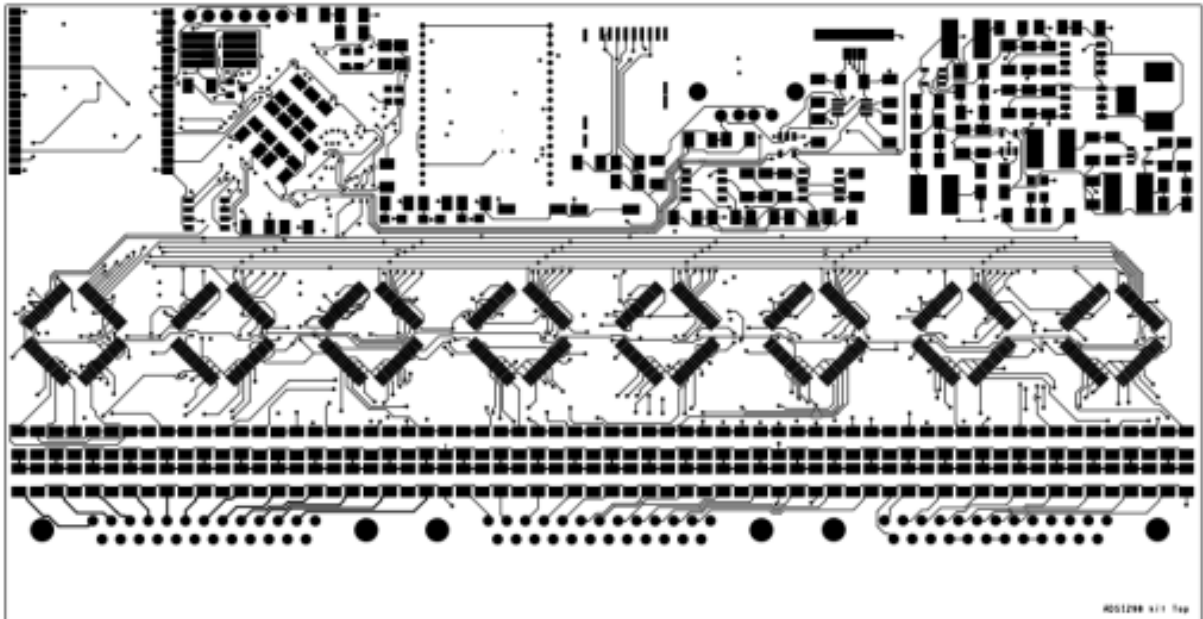
Výpočet charakteristické impedance



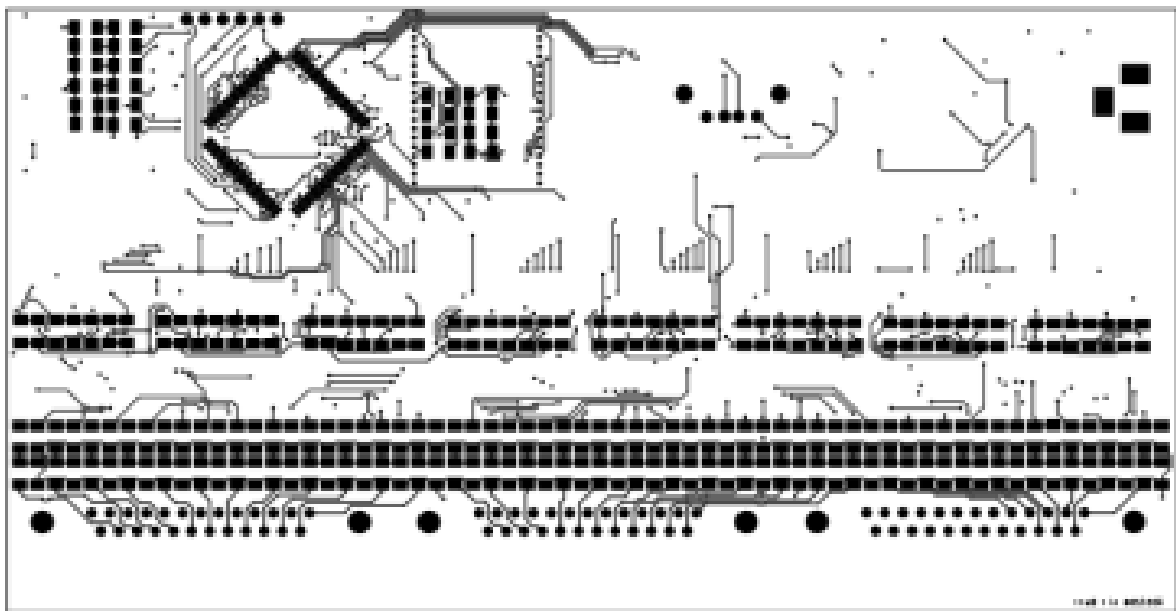
Obrázek 30 Ilustrace uspořádání desky, zdroj [6]

$$Z_0 = \frac{60}{\sqrt{\epsilon_r}} \ln \left(1 + \frac{1,9 * h}{0,8 * W + t} \right) = \frac{60}{\sqrt{4,8}} \ln \left(1 + \frac{1,9 * 0,13}{0,8 * 0,22 + 18} \right) = 52,3 \Omega \quad (1)$$

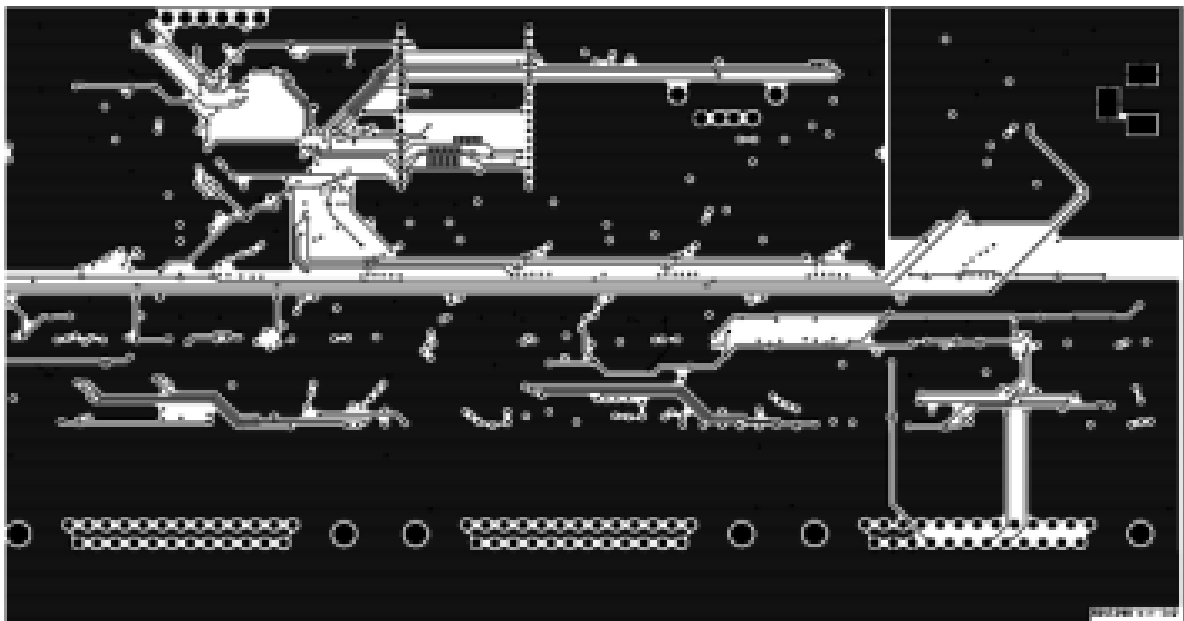
$$Z_{diff} = 2 * Z_0 * \left(1 - 0,748 e^{-2,9 \frac{s}{h}} \right) = 2 * 52,3 * \left(1 - 0,748 e^{-2,9 \frac{0,22}{0,13}} \right) = 104,0 \Omega \quad (2)$$



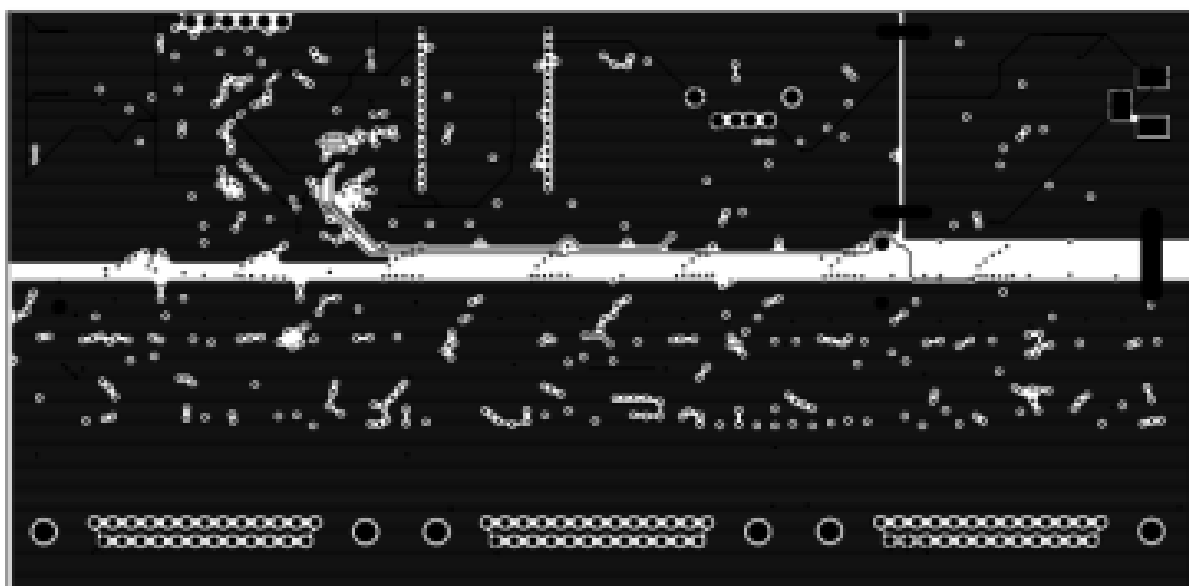
Obrázek 31 PCB top



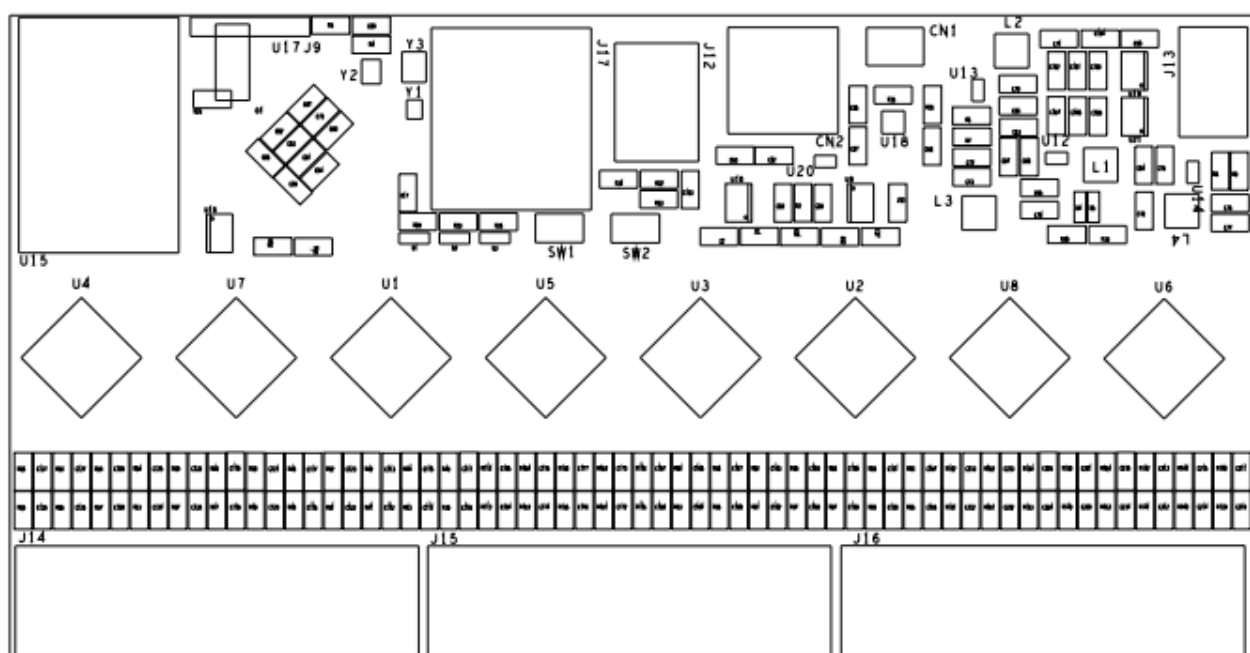
Obrázek 32 PCB bottm



Obrázek 33 PCB In1



Obrázek 34 PCB In2



Obrázek 35 PCB silk top

4.13. Seznam součástek

Mn.	Označení	Popis	Pouzdro	Výrobce	Označení
1	CN1	USB konektor micro AB	SMD	FCI	10104111-0001LF
1	CN2	USB konektor typ A	THT	MULTICOMP	MC32593
25	C1,C3,C5,C22,C24,C26,C43,C45,C58,C60,C63,C64,C65,C67,C70,C71,C72,C74,C75,C76,C78,C96,C97,C99,C104	Keramický kondenzátor 10uF 100V ± 5% X5R	SMD 1206	AVX	12063D106KAT2A
32	C7,C9,C10,C12,C14,C15,C17,C19,C20,C28,C30,C31,C33,C35,C36,C38,C40,C41,C47,C49,C50,C52,C54,C55,C62,C66,C68,C93,C95,C98,C100,C105	Keramický kondenzátor 1uF 50V ± 10% X5R	SMD 1206	TDK	C3216X5R1H105K160AA
8	C8,C13,C18,C29,C34,C39,C48,C53	Keramický kondenzátor 22uF 16V ± 10% X5R	SMD 1206	AVX	1206YD226KAT2A
1	C57	Keramický kondenzátor 22nF 50V ± 5% X5R	SMD 1206	MURATA	GRM3195C1H223JA01D
2	C59,C103	Keramický kondenzátor 100pF 100V ± 5% COG	SMD 1206	MURATA	GRM31CR60J107ME39L.
30	C69,C79,C81,C83,C85,C87,C89,C101,C106,C236,C238,C102,C107,C2,C4,C6,C11,C16,C21,C23,C25,C27,C32,C37,C42,C44,C46,C51,C56,C61	Keramický kondenzátor 100nF 50V ± 5% COG	SMD 1206	TDK	CGA5L2C0G1H104J160AA
11	C80,C82,C84,C86,C88,C90,C91,C92,C94,C237,C239	Keramický kondenzátor 33pF 2kV ± 5% COG	SMD 1206	AVX	1206GA330JAT1A
128	C108,C109,C110,C111,C112,C113,C114,C115,C116,C117,C118,C119,C120,C121,C122,C123,C124,C125,C126,C127,C128,C129,C130,C131,C132,C133,C134,C135,C136,C137,C138,C139,C140,C141,C142,C143,C144,C145,C146,C147,C148,C149,C150,C151,C152,C153,C154,C155,C156,C157,C158,C159,C160,C161,C162,C163,C164,C165,C166,C167,C168,C169,C170,C171,C172,C173,C174,C175,C176,C177,C178,C179,C180,C181,C182,C183,C184,C185,C186,C187,C188,C189,C190,C191,C192,C193,C194,C195,C196,C197,C198,C199,C200,C201,C202,C203,C204,C205,C206,C207,C208,C209,C210,C211,C212,C213,C214,C215,C216,C217,C218,C219,C220,C221,C222,C223,C224,C225,C226,C227,C228,C229,C230,C231,C232,C233,C234,C235	Keramický kondenzátor 47pF 100V ± 5% COG	SMD 1206	AVX	12061A470JAT2A
1	D1	LED signalizační modrá; 120°; 80 mcd; 3,0 V	SMD 805	MULTICOMP	0805KGCT
1	D2	LED signalizační červená; 120°; 80 mcd; 2,1 V	SMD 805	MULTICOMP	0805KRCT
3	D3,D4,D5	LED signalizační zelená; 130°; 10	SMD 805	MULTICOMP	0805KGCT

		mcd; 2,1 V			
1	J9	ICSP/ICSD	THT header 6x	MULTICOMP	2211S-10G
1	J12	Slot na SD kartu, mikro SD	SMD	FCI	114-00841-68
1	J13	Napájecí konektor 12VDC, 4A	THT	MULTICOMP	MJ-179PH
3	J14,J15,J16	Konektor analogových vstupů 25x	THT	MULTICOMP	5504F1-25S-02-03-F1
1	J17	Konektor pro PHY	THT header 2x18	HARWIN	M52-5002045
4	L1,L2,L3,L4	3,3uH	SMD 1206		
1	Q1	NTR2101PT1G MOSFET, P, 8V,	SOT-23	ON SEMICON.	NTR2101PT1G
2	R1,R35	RESISTOR, 100k, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-1003ELF
1	R2	RESISTOR, 100R, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-1000ELF
1	R3	RESISTOR, 10R, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-10R0ELF
70	R4,R16,R25,R32,R33,R34,R38,R40,R42,R44,R46,R48,R50,R52,R54,R56,R58,R60,R62,R64,R66,R68,R70,R72,R74,R76,R78,R80,R82,R84,R86,R88,R90,R92,R94,R96,R98,R100,R102,R104,R106,R108,R110,R112,R114,R116,R118,R120,R122,R124,R126,R128,R130,R132,R134,R136,R138,R140,R142,R144,R146,R148,R150,R152,R154,R156,R158,R160,R162,R164	RESISTOR, 10k, ± 5%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-JW-103ELF
1	R5	RESISTOR, 560k, ± 5%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-5600ELF
1	R6	RESISTOR, 51k, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	WELWYN	WCR1206-51KFI
2	R7,R8	RESISTOR, 47k, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-4702ELF
1	R9	RESISTOR, 43k, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	WELWYN	WCR1206-43KFI
6	R10,R11,R12,R13,R14,R15	RESISTOR, 4k7, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-4701ELF
6	R17,R19,R21,R22,R24, R20	RESISTOR, 33R, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	WELWYN	WCR1206-33RFI
1	R18	RESISTOR, 2k2R, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-2201ELF
5	R23,R26,R29,R30,R36	RESISTOR, 240R, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	WELWYN	WCR1206-240RFI
64	R37,R39,R41,R43,R45,R47,R49,R51,R53,R55,R57,R59,R61,R63,R65,R67,R69,R71,R73,R75,R77,R79,R81,R83,R85,R87,R89,R91,R93,R95,R97,R99,R101,R103,R105,R107,R109,R111,R113,R115,R117,R119,R121,R123,R125,R127,R129,R131,R133,R135,R137,R139,R141,R143,R145,R147,R149,R151,R153,R155,R157,R159,R161,R163	RESISTOR, 22k, ± 1%, 0.25W	SMD 1206	BOURNS	CR1206-FX-2202ELF
SW1,S W2	Switch	Uživatelská tlačítka 0.05A, 12VDC, 2.5MM	SMD	C & K COMPONENTS	PTS635SK25SM TRLFS
1	U9	Napěťová reference 2,5V REF5025	SOIC8	TI	REF5025AIDG4
1	U10	Operační zesilovač OPA340	SOIC8	TI	OPA350UA
1	U12	TPS60403DBVT nábojová pumpa, invertor	5SOT23	MICROCHIP	TPS60403DBVT

1	U13	Napěťový regulátor, TPS73201DBVTG4, 5.5V , LDO 0.25A	5SOT23	TI	TPS73201DBVTG4
1	U14	Napěťový regulátor, TPS72301DBVTG4, -10V , LDO 0.25A	5SOT23	TI	TPS72301DBVTG4
1	U15	MRF24WG0MA-I/RM MODUL, WIFI TRX, PCB ANT	SMD	MICROCHIP	MRF24WG0MA-I/RM
1	U16	Sériová EEPROM paměť, 256KBIT, 10MHZ,	SOIC8	MICROCHIP	25LC256-I/SN
1	U17	SQI FLASH, 32MBIT, 104MHZ	SOIJ-8	MICROCHIP	SST26VF032BA-104I/SM
1	U19	MCP1727-50 V REG, LDO, 1.5A	SOIC8	MICROCHIP	MCP1727-5002E/SN
1	U20	TPS2051 USB napájecí spínač	5SOT23	TI	TPS2051BDBVT
1	U21	MCP1727-33 V REG, LDO, 1.5A	SOIC8	MICROCHIP	MCP1727-5002E/SN
1	Y1	Oscilátor ASDM1-100.000MHZ-LC-T, 100MHZ,	SMD	ABRACON	ASDM1-100.000MHZ-LC-T
1	Y2	Oscilátor ASEMB-50.000MHZ-LC-T, 50MHZ, ±50PPM, 1.8-3.3V	SMD	ABRACON	ASEMB-50.000MHZ-LC-T
1	Y3	Oscilátor 501HCAM032768BAG ±20PPM, 1.8-3.3V	SMD	SILICON LABORATORIES	501HCAM032768BAG
8	U1,U2,U3,U4,U5,U6,U7,U8, U11	ADS1298IPAG	TQFP-64	TI	ADS1298IPAG
1	U11	PIC32MZ2048ECM144-I/PH IC, 32BIT MCU	TQFP144	MICROCHIP	PIC32MZ2048ECM144-I/PH
1	U18	Nábojová pumpa MCP1253-33X50I/MS 120mA	MSOP8	MICROCHIP	MCP1253-33X50I/MS

Tabulka 36 Seznam součástek

5. Závěr

V této práci jsem měl za úkol seznámit se se základními biologickými signály, navrhnout mikroprocesor a následně celé měřicí zařízení. Seznámil jsem se se signály ekg, eeg, emg. Navržený mikroprocesor funguje bez problému. Nastalo tu však několik komplikací. Tyto procesory nejsou na trhu moc dlouho a tak veškerá podpora pro ně je označena jako beta. Toto se týká jak předprogramovaných knihoven od výrobce ale bohužel i programátoru a c kompilátoru. Tato skutečnost dokáže velmi zpomalit práci a rozladit programátora. Ovšem toto je chyba, která bude jistě časem vyřešena. Trochu jsme se bál tento procesor použít ale ukázalo se, že obavy byly zbytečné. Kromě menších problémů s kompatibilitou procesor plnil svoji funkci.

Před samotným návrhem měřicí desky jsem se snažil co možná nejvíce práce vytvořit na devkitu s téměř stejným procesorem. Podařilo se mi tak odladit jak práci s externíma paměťmi ale i s ethernetem. Klasický ethernet jsem sice do návrhu zapracoval, ale po osazení wifi modulu jsem se rozhodl jej neosadit. Jedná se o prázdné místo označené jako J17.

Knihovny pro práci s převodníkem byly odladěny na zapůjčeném devkitu.

Měřicí zařízení jsem navrhl na 64 kanálů. Desku plošných spojů jsem navrhoval dle pravidel. Zohlednil jsem zde periferie s vysokou rychlostí zápisu i pravidla rozlité země i spojení analogové a digitální země. Bohužel jsem přehlédl jednu drobnou chybičku, která ovšem znemožnila osazení mikroprocesoru.

Výsledné zařízení bylo sice navrženo a po částech vyzkoušeno a odladěno na devkitech. Bohužel jako celek zprovozněno nebylo. Chyba byla z desky odstraněna a výrobní data byla přegenerována. Po opětovné výrobě nové desky věřím v její funkčnost.

6. Zdroje

- [1] Burkhard, M.: C pro mikrokontroléry. Praha, BEN - technická literatura, 2003. ISBN80-7300-077-6
- [2] Svatoš, J." Biologické signály I (Geneze, zpracování a analýza). Sripa, ČVUT Praha, 1992, ISBN 80-01-00884-3
- [3] Rozman, J.: Elektronické přístroje v lékařství. Vyd. 1. Praha, Academia, 2006, 406 s. ISBN 80-200-1308-3
- [4] J. Malmivuo, R. Plonsey, Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields. Oxford University Press, USA, 1 ed., 1995. 15.3, 15.4, 15,5, 15.7, 15.8
- [5] Použité obrázky z webové adresy: <http://cs.wikipedia.org/wiki/Elektrokardiogram>
- [6] Záhlava, V.: Návrh a konstrukce desek plošných spojů. Skripta, ČVUT Praha, 2005, ISBN 80-01-03351-1
- [7] Krejčířík, A.: Napájecí zdroje III 1. vyd. Praha: BEN - technická literatura, 1998. 370 s. ISBN 80-86056-56-2.
- [8] John G. Proakis, Dimitris G. Manolakis. Prentice Hall.: Digital signal processing : [principles, algorithms, and applications], Prentice Hall, 2007. ISBN 978-0131873742

7. Přílohy

[1] Projekt měřicí deska - schéma + deska plošných spojů - OrCad 16.5

[2] Výrobní data

[3] Projekt sw

[4] Knihovny pro sw OrCAD 16.5

[5] Vybrané datasheety součástek