



ČESKÉ VYSOKÉ UČENÍ TECHNICKÉ V PRAZE

FAKULTA ELEKTROTECHNICKÁ

Katedra měření

Analogový modul pro bezdrátový sběr EEG/ECG dat

Bakalářská práce

Studijní program: Kybernetika a robotika

Autor bakalářské práce: Michael Funderák

Vedoucí bakalářské práce: Prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.

Praha 2020

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Funderák** Jméno: **Michael** Osobní číslo: **465992**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra měření**
Studijní program: **Kybernetika a robotika**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Analogový modul pro bezdrátový sběr EEG/ECG dat

Název bakalářské práce anglicky:

Analogue Module for Wireless EEG/ECG

Pokyny pro vypracování:

Na základě rešerše navrhnete univerzální jednotku pro bezdrátový sběr dat EEG a ECG. Předmětem práce je návrh vhodného zesilovače, připojeného před modul digitalizace a bezdrátového přenosu dat (Bluetooth). Funkčnost realizovaného zařízení demonstřujete praktickým experimentem.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Bronzino, J. D.: Biomedical Engineering Fundamentals, CRC Press, 2018
- [2] Vedral et al: Zpracování a digitalizace analogových signálů v měřicí technice, ČVUT 2018
- [3] Koji Morikawa et al: Compact Wireless EEG system with active electrodes for daily healthcare monitoring, 2013 IEEE International Conference on Consumer Electronics (ICCE)
- [4] Lopez-Gordo et al: Dry EEG Electrodes, Sensors 2014, <https://doi.org/10.3390/s140712847>

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

prof. Ing. Jan Holub, Ph.D., katedra měření FEL

Jméno a pracoviště druhé(ho) vedoucí(ho) nebo konzultanta(ky) bakalářské práce:

Datum zadání bakalářské práce: **23.01.2020**

Termín odevzdání bakalářské práce: _____

Platnost zadání bakalářské práce:

do konce letního semestru 2020/2021

prof. Ing. Jan Holub, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

prof. Mgr. Petr Páta, Ph.D.
podpis děkana(ky)

III. PŘEVZETÍ ZADÁNÍ

Student bere na vědomí, že je povinen vypracovat bakalářskou práci samostatně, bez cizí pomoci, s výjimkou poskytnutých konzultací. Seznam použité literatury, jiných pramenů a jmen konzultantů je třeba uvést v bakalářské práci.

Datum převzetí zadání

Podpis studenta

PROHLÁŠENÍ

Prohlašuji, že jsem bakalářskou práci s názvem „Analogový modul pro bezdrátový sběr EEG/ECG dat“ vypracoval samostatně a použil k tomu úplný výčet citací použitých pramenů, které uvádím v seznamu přiloženém k bakalářské práci. Nemám závažný důvod proti užití tohoto školního díla ve smyslu §60 Zákona č.121/2000 Sb., o právu autorském, o právech souvisejících s právem autorským a o změně některých zákonů (autorský zákon).

V Praze 22. 5. 2020

.....

Michael Funderák

PODĚKOVÁNÍ

Rád bych poděkoval prof. Ing. Janu Holubovi, Ph.D. za odborné vedení, ochotu a čas, které mi v průběhu zpracování bakalářské práce věnoval. Dále bych chtěl poděkovat své rodině a přátelům za podporu po dobu celého studia.

ABSTRAKT

Analogový modul pro bezdrátový sběr EEG/ECG dat

Tato práce se zabývá návrhem bezdrátové univerzální jednotky měřící EEG a EKG signál. Hlavním cílem je podpořit výuku předmětu Konstrukce lékařských systémů a využít přístroj pro další vývoj. K měření byl na základě rešerše vybrán integrovaný obvod ADS1298, který v celém návrhu zastupuje roli rozdílového zesilovače i A/D převodníku. K řízení celého obvodu byl zvolen mikroprocesor Atmega2560, který má za úkol vyžádat si data od integrovaného obvodu, zpracovat je a následně poslat přes bluetooth modul HC-05 do PC. Program v počítači pouze přijímá data a vykresluje je v reálném čase. V rámci práce byl vytvořen návrh DPS a program pro mikroprocesor a PC.

Klíčková slova

EKG, EEG, SPI, ADS1298, bezdrátové zařízení, nízký výkon

ABSTRACT

Analogue module for wireless EEG/ECG

This thesis is focused on the design of a wireless universal unit measuring EEG and ECG signal. The main goal is to support the teaching of Construction of medical systems and use the device for further development. Based on the research, the integrated circuit ADS1298 was selected for the measurement, which represents the role of a differential amplifier and an A/D converter in the design. The Atmega2560 microprocessor was chosen to control the entire circuit, which has the task of requesting data from the integrated circuit, processing them and then sending them via the bluetooth module HC-05 to a PC. The program on the computer only receives the data and visualizes them in real time. Within the thesis, a PCB design and a program for a microprocessor and PC were created.

Keywords

ECG, EEG, SPI, ADS1298, wireless device, low power

Obsah

Seznam symbolů a zkratk	8
1 Úvod	9
1.1 Přehled současného stavu	9
1.2 Cíle práce	14
2 Metody	15
2.1 Výběr vhodných komponent	15
2.2 Popis komponent	16
2.2.1 ADS1298	16
2.2.2 Atmega2560	21
2.2.3 BC417	22
2.3 SPI komunikace	23
2.3.1 SPI rozhraní	23
2.3.2 Příkazy	24
2.3.3 Registry	25
3 Výsledky měření	28
3.1 Prototyp	28
3.2 Kód	29
3.3 Měření napěťové hladiny	29
3.4 Návrh desky plošných spojů	30
4 Závěr	32
Reference	33
Příloha A: Obrázkové přílohy	35
Příloha B: Obsah přiloženého CD	35

Seznam symbolů a zkratek

Seznam symbolů

Symbol	Jednotka	Význam
V_{ref}	V	Referenční napětí
N_{bits}	-	Počet bitů A/D převodníku
LSB	V	Hodnota nejmenšího bitu

Seznam zkratek

Zkratka	Význam
A/D	Analogově digitální
AFE	Analog front end
CMR	Common mode rejection
DPS nebo PCB	Deska plošných spojů
ECG nebo EKG	Elektrokardiogram, nebo elektrokardiograf
EEG	Elektroencefalogram, nebo elektroencefalograf
EMI	Electromagnetic interference
HR	High resolution
LP	Low power
PGA	Programmable gain amplifier
RLD	Right leg drive
SNR	Signal to noise ratio
WCT	Wilson central terminal

1 Úvod

Lidské tělo je schopné generovat spontánní elektrickou aktivitu, která odráží fyzický či psychický stav člověka. Na základě záznamu této aktivity může lékař určit, zda se jedná o zdravý průběh biosignálu, nebo o nějakou patologii.

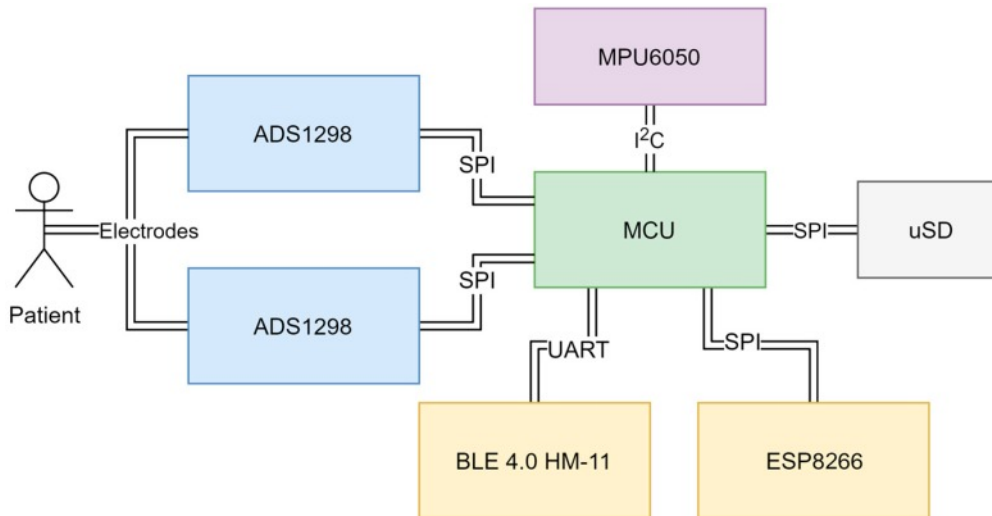
Nejčastěji se setkáme s měřením elektrické aktivity mozku a srdce. Při návrhu přístroje, který je schopen snímat tyto biosignály, musíme dbát na vhodnou volbu zesilovače a filtru. V praxi se využívá rozdílový zesilovač s vysokým potlačením souhlasného signálu. Důvodem k tomu je, že amplituda aktivity mozku dosahuje v řádu desítek μV a srdeční aktivita v řádu jednotek mV . K filtrování těchto signálů se používá pásmová propust v rozmezí od 0,5 Hz do 50 Hz [1].

V současné době je při diagnostice a léčení snaha zvýšit pohodlí pacientů a zredukovat čas, který musí strávit v nemocnici. Bezdrátová komunikace umožňuje vyvíjet přenosná zařízení, pomocí kterých by bylo možné dlouhodobě monitorovat zdraví lidí z pohodlí jejich domova.

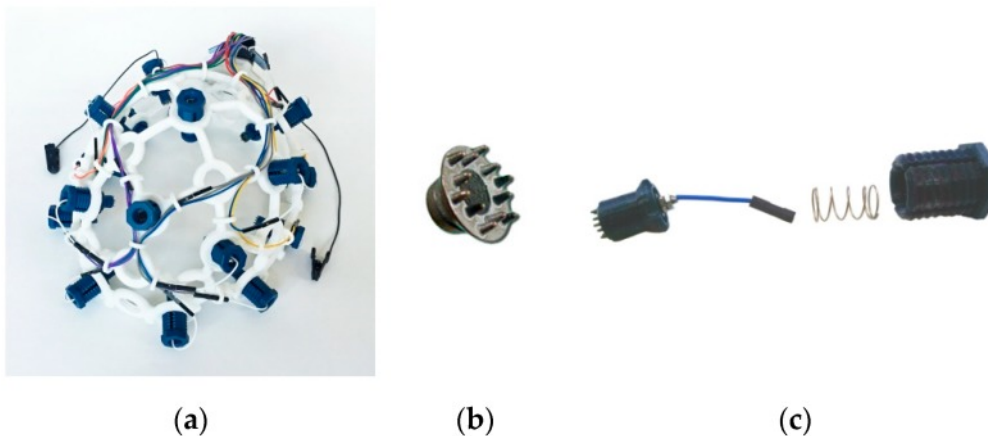
1.1 Přehled současného stavu

V současné době se na trhu vyskytuje mnoho bezdrátových EKG a EEG modulů. Výrobci bohužel nedodávají dostatečnou dokumentaci. Jediný způsob, jak nahlédnout do struktury obvodu je nenávratně poškodit kryt a porušit tím záruční lhůtu. Není možné do zařízení nahrát vlastní program, a proto jsou tyto moduly vhodné pouze pro demonstraci. U velké části výrobků nastává problém s napájením. Moduly jsou na tužkové baterie a jejich častá výměna se brzy projeví na opotřebení bateriového boxu.

Existuje mnoho článků, které řeší nízkospotřební EEG nebo EKG modul. V jednom z nich [2] je popisován prototyp a je srovnáván s ostatními. V prototypu byly využity dva AFE ADS1298, mikroprocesor Atmega2560, Bluetooth Low Energy HM-11, akcelerometr MPU6050, microSD paměťová karta a WiFi modul ESP8266. Dále článek zmiňuje možnost propojit více prototypů mezi sebou a tato možnost byla demonstrována na zařízení tvořeném ze čtyř prototypových desek. Zařízení mělo 64 kanálů se spotřebou 1250 mWh . Ke snímání byla navržena EEG čepice se suchými elektrodami.



Obrázek 1: Blokové schéma bezdrátového EEG [2]



Obrázek 2: a) EEG čepice vytištěná na 3D tiskárně, b) suchá elektroda, c) plastový držák elektrody [2]

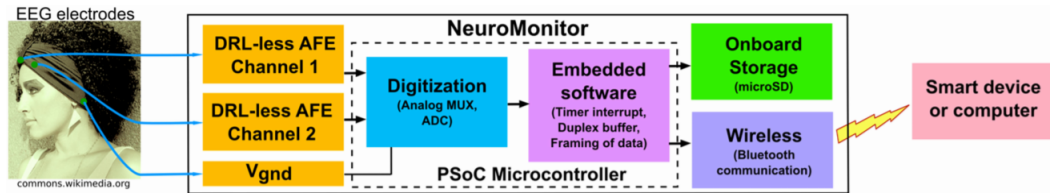
Integrovaný obvod ADS1298 je delta-sigma analogově číslicový převodník určený ke snímání biopotenciálů. Tento čip disponuje RLD obvodem a osmi oddělenými kanály s vlastním programovatelným diferenčním zesilovačem. Maximální zesílení může dosahovat až 12násobku vstupní hodnoty. Rozlišení převodníku je 24 bitů a dokáže zaznamenat i záporné hodnoty. Ty jsou řešené pomocí dvojkového doplňku a první bit je rezervován pro určení znaménka. Při referenčním napětí 4 V můžeme dopočítat hodnotu LSB pomocí rovnice

$$LSB = \frac{V_{ref}}{2^{N_{bits}-1} - 1}, \quad (1)$$

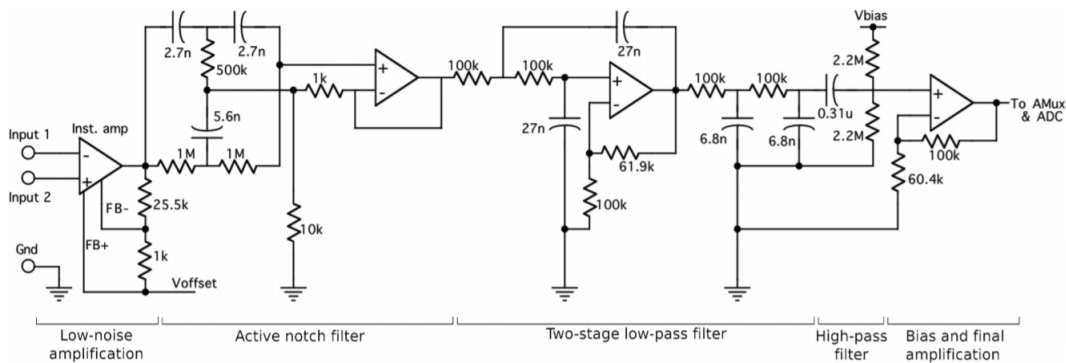
kde V_{ref} je referenční napětí a N_{bits} je počet bitů převodníku. Po dosazení nám vyjde, že LSB má přibližnou hodnotu 477 nV. Toto rozlišení platí pro zesílení rovno jedné. Špičkové napětí EEG se pohybuje od 10 μV [1]. Rozlišení je tedy pro měření EEG i EKG dostačující. Celková

spotřeba je dle katalogového listu 17,5 mWh. Vzorkovací frekvenci je možné nastavit v rozmezí 250 SPS až 32 kSPS. K ADS1298 patří ještě jeho menší verze ADS1294 a ADS1296, které se liší počtem kanálů [3].

Další článek [4] představuje vlastní AFE, který neobsahuje RLD obvod narozdíl od klinického EKG a EEG. Zařízení bez RLD obvodu je nežádoucí ze dvou důvodů. Není-li zařízení izolované od sítě, může dojít k poranění pacienta unikajícím proudem přes zemnicí smyčku. Špatný kontakt na rozhraní elektroda-kůže se může projevit odporem až 100 kΩ. RLD obvod snižuje efektivní odpor elektrody o několik řádů a snižuje velikost unikajícího proudu zemnicí smyčkou na bezpečnou hodnotu [5]. Neoptimální návrh RLD obvodu může zvýšit celkový šum systému [6]. Navrhovaný systém je napájený z lithium-polymerové baterie s napětím 3,7 V, úraz elektrickým proudem zde nehrozí. Filtrace síťového rušení je zajištěna notch filtrem postaveným za diferenční zesilovač v AFE. V jiných obvodech tuto funkci zajišťuje RLD obvod. Pro bezdrátový přenos byl použit Bluetooth Low Energy modul RN-42. Celý obvod řídil mikroprocesor PSoC3. Navrhované zařízení nakonec měřilo dvoukanalově a mělo celkovou spotřebu 296 mWh [4].



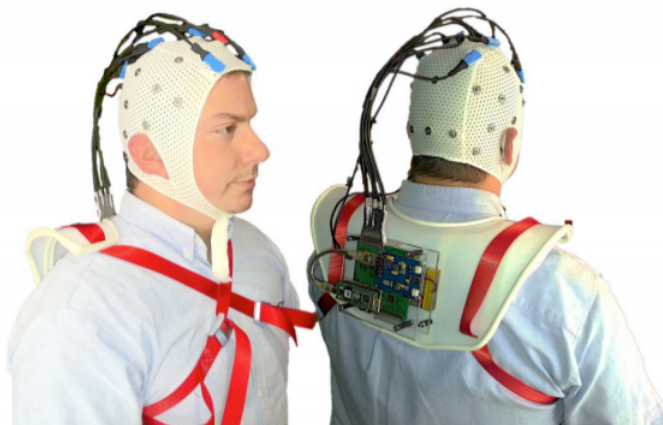
Obrázek 3: Blokové schéma navrženého systému [4]



Obrázek 4: Vnitřní struktura navrženého integrovaného obvodu [4]

V článku [7] je návrh bezdrátového EEG pro dlouhodobé monitorování pacientů s epilepsií. Takový systém má obsahovat 32 až 64 kanálů a minimální doba sledování je 24 hodin nepřetržitě [8]. V zařízení byly použity čtyři převodníky ADS1299, mikroprocesor DM3730. Pro bezdrátovou komunikaci byla použita WiFi. DM3730 je schopný operovat až na 800 MHz. Většina navrhovaných systému používá pomalejší procesory s frekvencí od 16 MHz do 128 MHz.

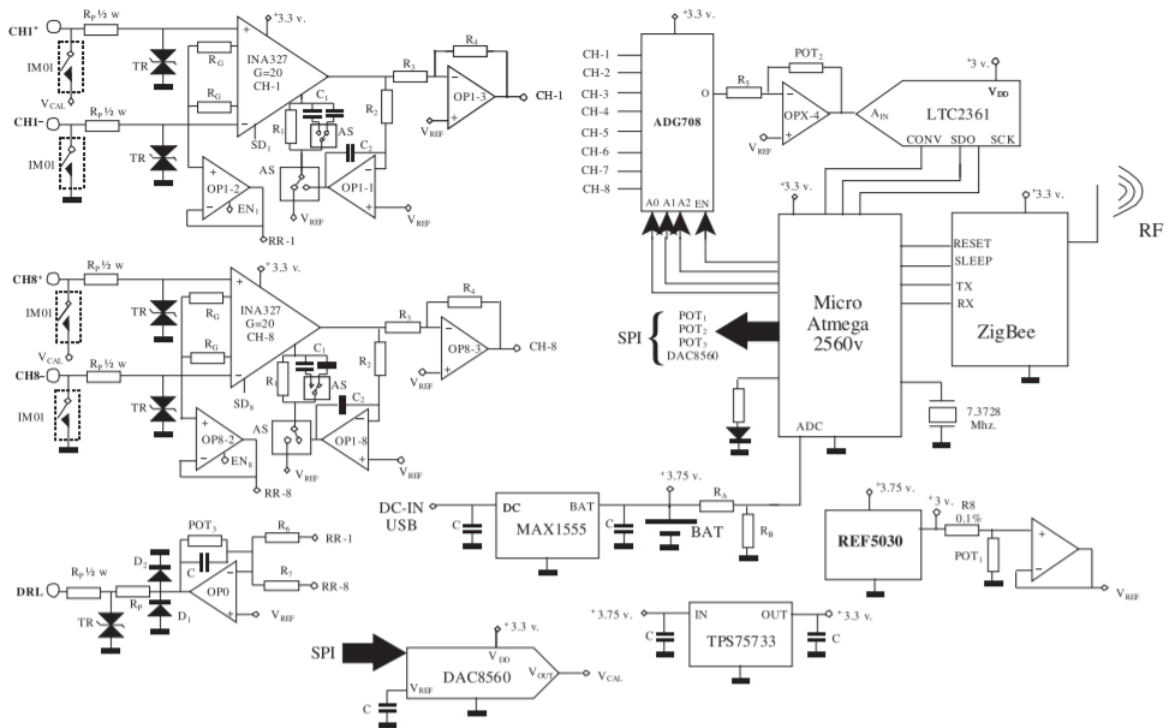
Tyto frekvence jsou dostačující pouze ke čtení z A/D převodníku a posílání dat do počítače. DM3730 tak umožňuje digitální zpracování nebo využití rozhodovacích algoritmů. Celkový systém má spotřebu 2500 mWh.



Obrázek 5: Realizace prototypu bezdrátového EEG [7]

ADS1299 je integrovaný obvod s 24 bitovým delta-sigma analogově digitálním převodníkem. Obvod je schopný měřit 8 kanálů a jednotlivé kanály mají programovatelný zesilovač s maximálním zesílením 24krát. Vzorkovací frekvenci lze nastavit na hodnoty mezi 250 SPS až 16 kSPS. Hodnota *LSB* při zesílení rovno jedné je totožná s *LSB* ADS1298. Tento obvod se více hodí na specifická měření, jako je například měření EKG lidského plodu. Rozhodně je mnohem vhodnější na klinické snímání EEG. Spotřeba oproti ADS1298 je více než dvojnásobná [9].

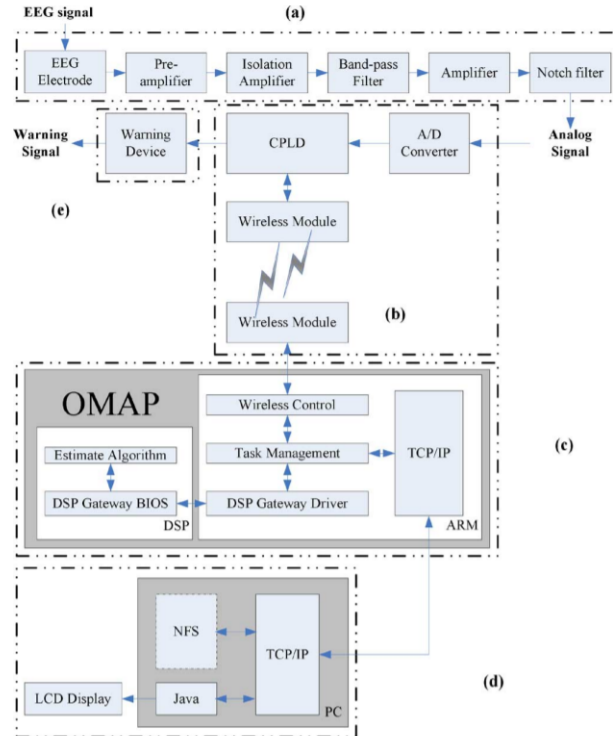
V článku [10] byl navrhnout biometrický bezdrátový systém. Nebyl zde použit AFE v jednom integrovaném obvodu. Zařízení se skládalo z osmi diferenčních zesilovačů INA327. Za každý z nich byl umístěn invertující zesilovač z integrovaného obvodu OPA2334. Zesílení zde bylo nastaveno na 20 pomocí rezistorů. Dále pak byl každý kanál připojen do multiplexoru ADG708, za multiplexorem se signál ještě jednou zesílil invertujícím zesilovačem z OPA2334. Zesílení se zde nastavovalo přes programovatelný potenciometr MCP4261. Signál se potom digitalizoval přes 12bitový analogově digitální převodník LTC2361. Vše řídil mikroprocesor Atmega2560. Bezdrátovou komunikaci zařizoval ZigBee protokol. Spotřeba vyšla na 375 mWh [10].



Obrázek 6: Schéma navrženého systému [10]

LTC2361 je 12bitový analogově digitální převodník s postupnou aproximací. Pracuje od 100 kSPS do 500 kSPS. Převodník nedisponuje dvojkovým doplňkem. Hodnotu LSB vypočítáme podle rovnice (1). Po dosazení vychází hodnota LSB na 733 μV bez předzesilovače. Celková spotřeba dle katalogového listu vychází na 1,5 mWh [11].

V práci [12] byl navržen systém, který snímá EEG a ihned ho bezdrátově posílá do modulu pro okamžité zpracování. Schéma tohoto zařízení je zobrazeno na obrázku 7. Zesílení v předzesilovači bylo nastaveno na 100. Izolovaný zesilovač zde slouží pro ochranu měřeného subjektu. Pásmová propust byla nastavena na 1-100 Hz. Koncový diferenční zesilovač byl nastaven na zesílení 10. V této práci byl použit 8bitový A/D převodník s postupnou aproximací AD7575 [13] a jako řídicí jednotka zde posloužil mikroprocesor Altera Flex10K.



Obrázek 7: Detailní schéma systému a) snímací a zesilovací jednotka, b) bezdrátový přenos, c) zpracování signálu d) systém pro ukládání a vizualizaci dat, e) výstražné zařízení [12]

1.2 Cíle práce

Cílem této bakalářské práce je navrhnout univerzální jednotku, která bude snímat EKG a EEG data. Jednotka má poté tato data zdigitalizovat a zaslat bezdrátově do jiného zařízení. K dosažení tohoto cíle se postupovalo podle následujících kroků:

1. Vybrání vhodných komponent pro univerzální jednotku.
2. Vytvoření prototypu na nepájivém poli.
3. Naprogramování komunikace po SPI sběrnici mezi mikroprocesorem a A/D převodníkem.
4. Zpracování přijatých dat přes bluetooth v prostředí MATLAB.
5. Návrh desky plošných spojů.

2 Metody

Tato kapitola se zabývá postupem, jak sestavit univerzální bezdrátovou jednotku pro sběr EEG a EKG dat. Je zde popsán výběr vhodných komponent, jejich popis a ukázka komunikace s A/D převodníkem přes SPI sběrnici.

2.1 Výběr vhodných komponent

Při výběru zesilovače pro snímání biopotenciálů musíme dbát na základní požadavky [1]:

1. Dostatečné zesílení signálu
2. Požadovaný frekvenční rozsah
3. Vysoký vstupní odpor
4. Vysoká hodnota CMR (jedná-li se o rozdílový zesilovač)

Tabulka 1: Porovnání zvažovaných zesilovačů [3, 9, 14, 15, 16]

Komponenta	ADS1298	ADS1299	AD620	INA326	AD8422
CMR [dB]	110	110	110	120	80
Vstupní odpor [GΩ]	1	1	10	10	200
Zesílení	1-12	1-24	1-10000	1-10000	1-1000
Spotřeba [mWh]	17,5	39	8,5	12	2,83
Počet kanálů	8	8	1	1	1
Cena [Kč]	947	1270	273	110	157

U vhodného analogově digitálního převodníku si musíme zkontrolovat, zda *LSB* je schopné rozlišit změny v napěťové úrovni EEG signálu. Tuto podmínku lze eliminovat dostatečným zesílením předzesilovače. V katalogových listech některých AFE však není doporučeno používat předzesilovač. Typickým příkladem může být ADS1198. Tento AFE je 16bitový a má maximální zesílení 12. Po dosazení do rovnice (1) nám vyjde *LSB* rovno 12 μ V. Na měření EKG toto stačí, avšak napěťovou úroveň EEG tento obvod uspokojivě rozlišit nedokáže [17].

Mozková a srdeční aktivita se měří ve frekvenčním pásmu 0,05 Hz až 70 Hz. Pro vzorkování takového signálu není potřeba A/D převodník s vysokou vzorkovací frekvencí.

Tabulka 2: Porovnání zvažovaných A/D převodníků [3, 9, 11, 13, 18]

Komponenta	ADS1298	ADS1299	LTC2361	AD7575	ADC128D818
Rozlišení [bit]	24	24	12	8	12
Spotřeba [mWh]	17,5	39	1,5	15	2
SNR [dB]	112	121	73	45	74
Vzorkovací frekvence [kHz]	0,25-32	0,25-16	100-500	200	0-0,082
Cena [Kč]	947	1270	121	518	110

Pro univerzální jednotku jsem zvolil ADS1298. Tento obvod má horší poměr signálu a šumu než ADS1299, nedisponuje vysokým zesílením, ale je mnohem vhodnější na univerzální jednotku, která má posloužit pro studijní účely.

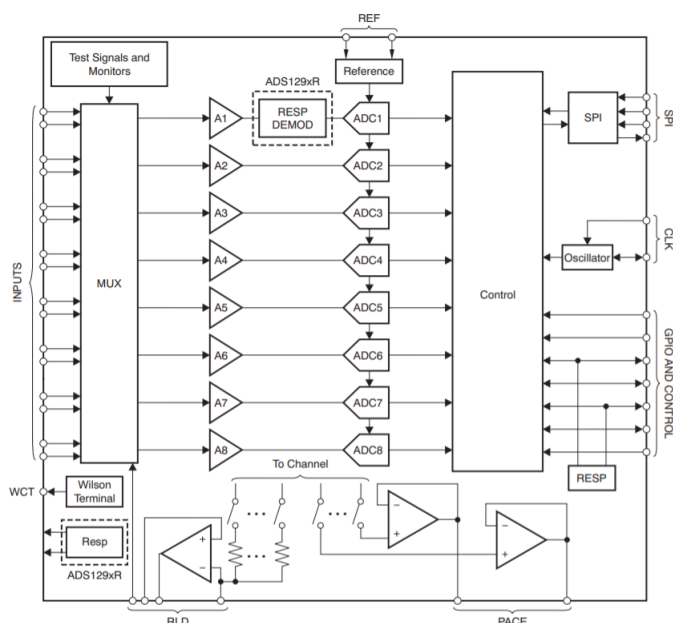
Pro řízení celé univerzální jednotky jsem vybral mikroprocesor Atmega2560. Jeho výhodou je nízká spotřeba a možnost jednoduchého naprogramování prototypu v jazyce Wiring vytvořený pro platformu Arduino.

Bezdrátovou komunikaci zajišťuje bluetooth modul HC-05 s čipem BC417, který jsem vybral na základě jednoduchého použití společně s platformou Arduino.

2.2 Popis komponent

2.2.1 ADS1298

Integrovaný obvod ADS1298 obsahuje osm nízkošumových rozdílových zesilovačů s programovatelným zesílením (PGA), EMI filtry, 24bitové delta-sigma A/D převodníky, vnitřní napěťovou referenci, obvod Wilsonovy centrální svorky, RLD obvod, interní oscilátor, multiplexor a řídicí jednotku. Ke komunikaci s obvodem slouží SPI sběrnice. U tohoto obvodu lze využít i GPIO sběrnici s čtyřmi programovatelnými piny. Obvod dokáže kontrolovat kontakt elektrod s kůží (Lead-off detection), měřit rychlost dýchání pomocí elektrické impedanční tomografie a detekovat artefakty, vyvolané případným kardiostimulátorem. V tabulce 3 jsou popsány základní parametry ADS1298 [3].

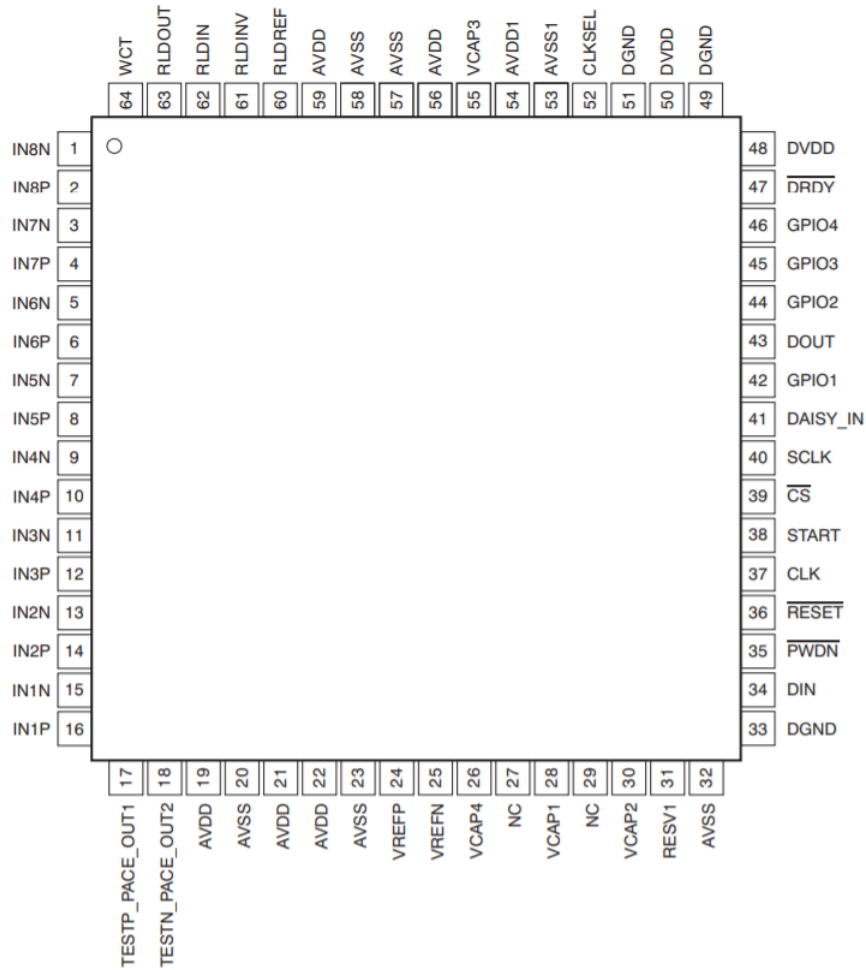


Obrázek 8: Blokové schéma ADS1298 [3]

Tabulka 3: Základní parametry ADS1298 [3]

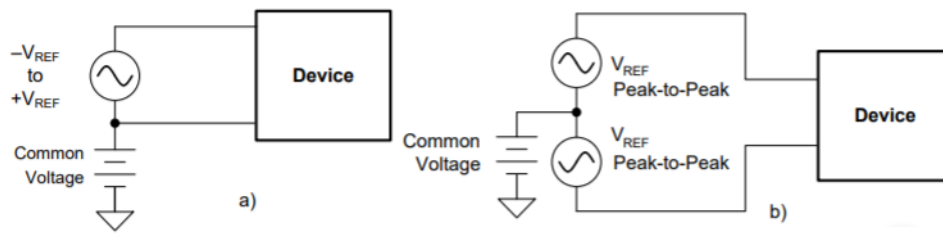
Parametr		Min	Max	Jednotka
Analogové napájecí napětí (AVDD-AVSS)		2,7	5,25	V
Digitální napájecí napětí (DVDD)		1,65	3,6	V
AVDD-DVDD		-2,1	3,6	V
Digitální vstupy		DGND	DVDD	V
Rozsah rozdílového napětí (AINP-AINN)		$-V_{REF}/Gain$	$V_{REF}/Gain$	V
Referenční napětí při napájení 5 V		4	-	V
Referenční napětí při napájení 3 V		2,5	-	V
Vnitřní hodiny		2,048	-	MHz
Zesílení		1, 2, 4, 6, 8, 12		-
Rozlišení	Vzorkovací frekvence do 8 kSPS	24	-	bit
	Vzorkovací frekvence 16 kSPS	19	-	bit
	Vzorkovací frekvence 32 kSPS	17	-	bit
Vzorkovací frekvence	High resolution (HR) mode	500	32000	SPS
	Low power (LP) mode	250	16000	SPS
CMR		105	115	dB
SNR		112	-	dB

Integrovaný obvod ADS1298 je v pouzdře TQFP se 64 vývody. Na levé straně jsou vývody pro analogový vstup rozdílových zesilovačů (IN1P, IN1N - IN8P, IN8N). Na horní straně je analogový výstup Wilsonovy centrální svorky (WCT), analogový vstup a výstup RLD obvodu (RLDIN, RLDOUT) a digitální vstup pro zvolení hodin (CLKSEL). Napravo se nachází piny pro SPI komunikaci. Spodní strana pouzdra obsahuje analogové piny napěťové reference (VREFP a VREFN) a výstup pro externí obvod na detekování artefaktů z kardiostimulátoru (TESTP_PACE_OUT1, TESTN_PACE_OUT2) [3].

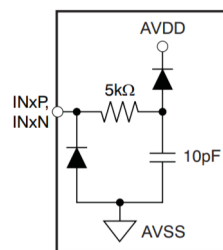


Obrázek 9: ADS1298 v pouzdře TQFP64 [3]

Analogový vstup kanálů je plně diferenciální. Je sice možné měřit v konfiguraci single-ended, ale podle katalogového listu se pro optimální měření doporučuje konfigurace diferenciální, viz obrázek 10. Ke každému kanálu je připojen RC filtr, který snižuje elektromagnetické rušení. Tento vstup je vidět na obrázku 11.

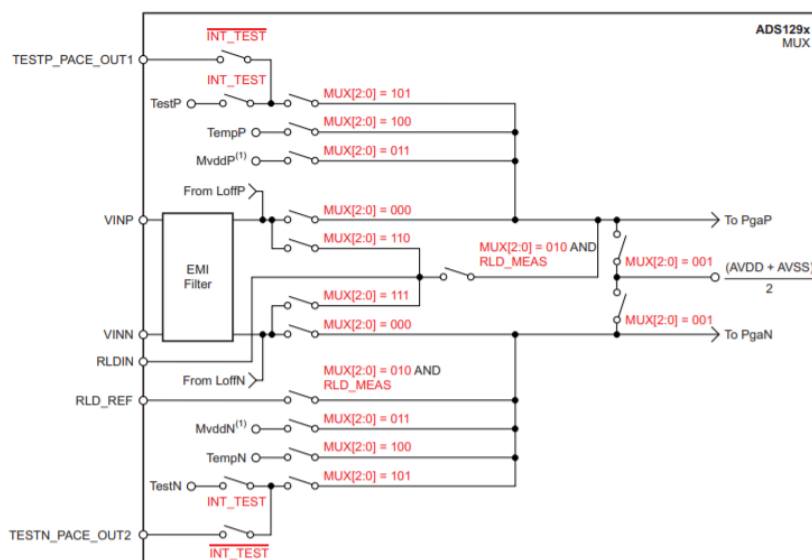


Obrázek 10: Konfigurace analogových vstupů a) single-ended, b) diferenciální [3]



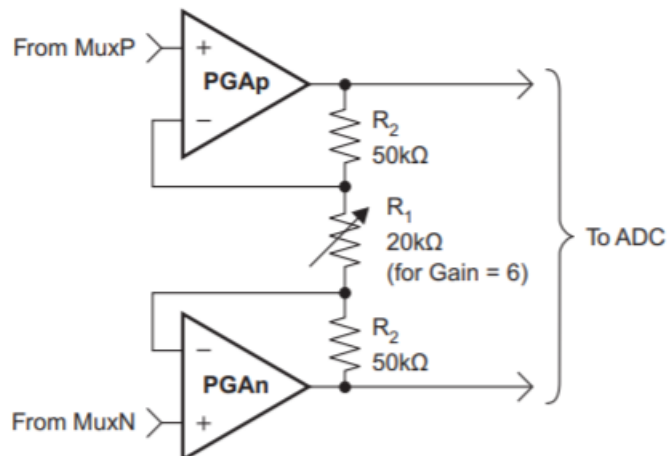
Obrázek 11: Ochranný obvod u analogového vstupu [3]

Multiplexor obvodu ADS1298 je velice flexibilní a pomocí nastavení v registrech umožňuje přepínání mezi nejrůznějšími typy měření (viz obrázek 12).



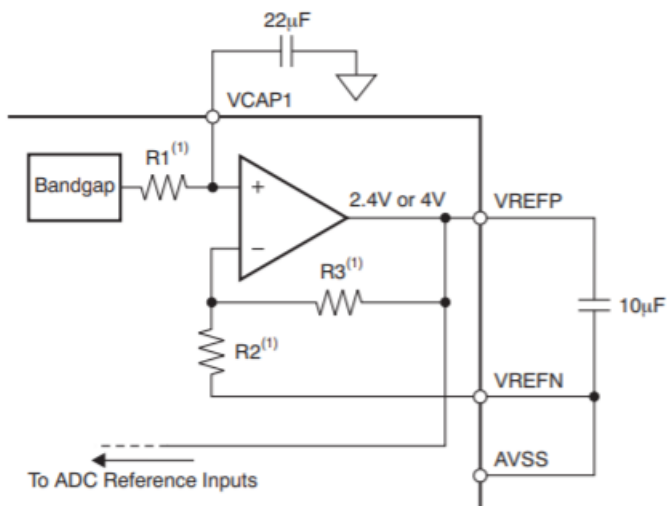
Obrázek 12: Vstupní multiplexorový blok pro jeden kanál [3]

Programovatelný zesilovač u rozdílového zesilovače se nastavuje v registru CHnSET. Jeho možná nastavení jsou vypísána v tabulce 3 a implementaci je možné vidět v obrázku níže.



Obrázek 13: Implementace programovatelného zesilovače [3]

Vnitřní reference ADS1298 se nastavuje pomocí registru CONFIG3. Pokud je AVDD-AVSS větší než 4 V, je doporučeno nastavit vnitřní referenci na 4 V. Při využití vnitřní reference se pin VREFN připojuje na AVSS. Na obrázku níže můžeme vidět zapojení reference.

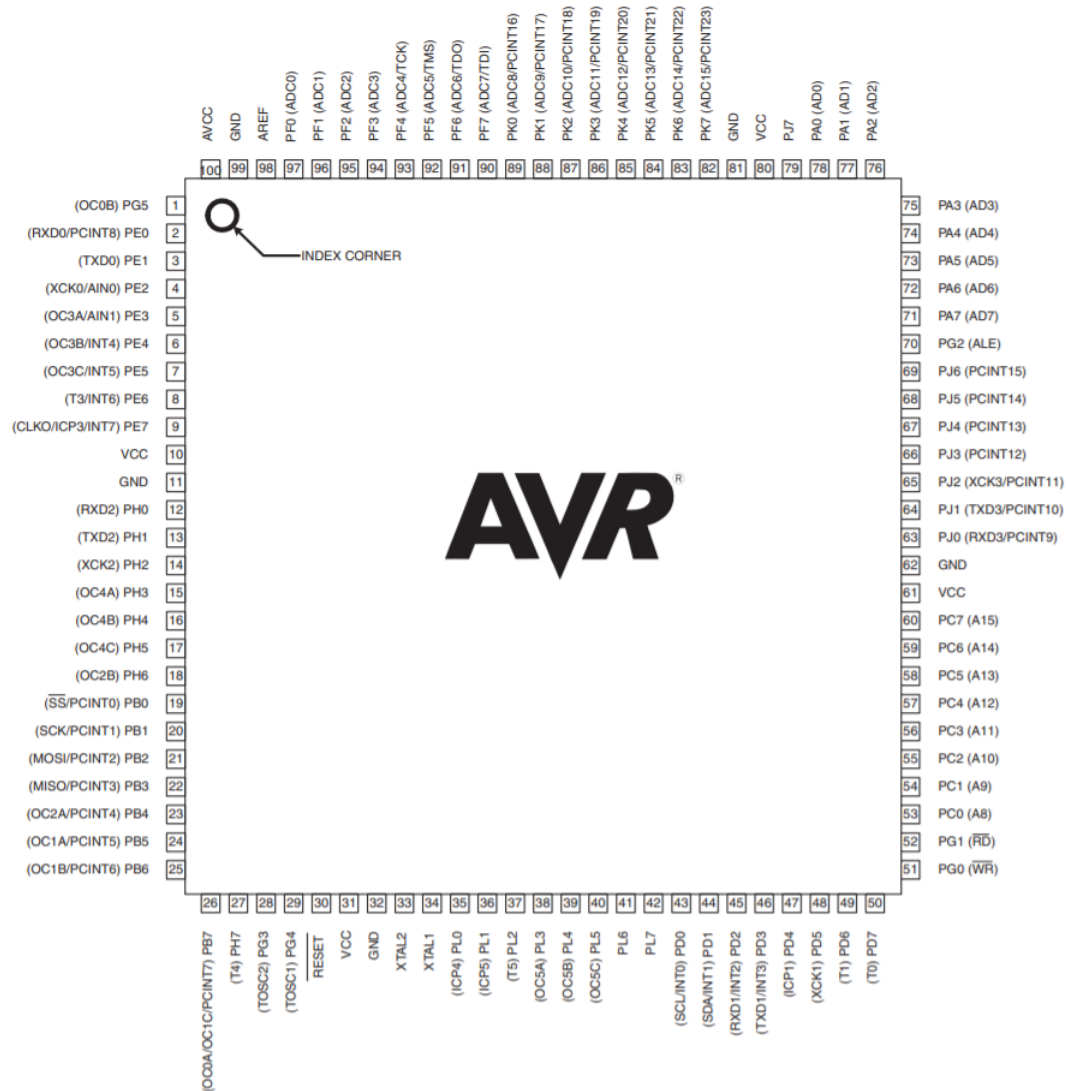


Obrázek 14: Vnitřní reference [3]

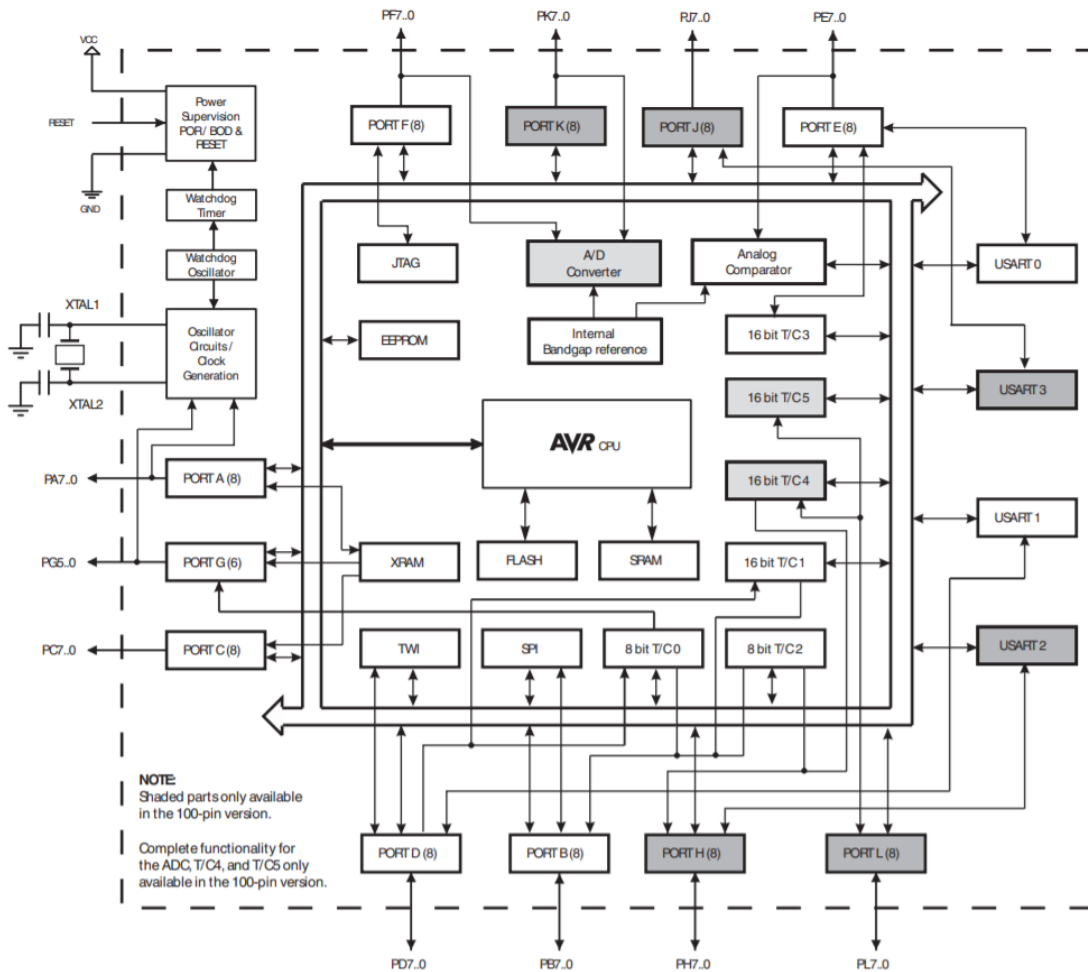
V katalogovém listu ADS1298 lze najít i popis obvodů RLD, WCT. Je zde popsána i lead-off detekce, měření rychlosti dýchání a detekce artefaktů vytvořených kardiostimulátorem[3].

2.2.2 Atmega2560

Atmega2560 je 8bitový mikroprocesor s 256kB programovatelnou flash pamětí, 4kB EEPROM pamětí a 8kB vnitřní SRAM. Obsahuje vnitřní hodiny s frekvencí 8 MHz. Hodinový signál lze zvýšit připojením vnějšího krystalového oscilátoru. Atmega2560 obsahuje 86 GPIO pinů, 12 PWM kanálů s rozlišením 16 bitů, 4 kanály pro sériovou komunikaci a 16 ADC kanálů. Obsahuje také pro nás nezbytnou SPI sběrnici pro komunikaci s ADS1298. Rozvržení pinů a blokové schéma jsou rozvržené v následujících dvou obrázcích [19].



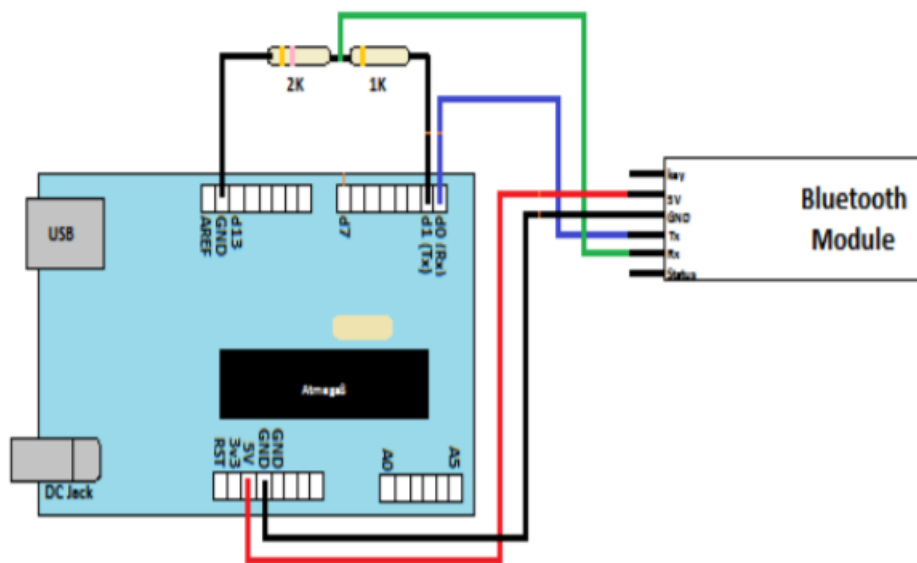
Obrázek 15: Rozložení pinů mikroprocesoru Atmega2560 [19]



Obrázek 16: Blokové schéma mikroprocesoru Atmega2560 [19]

2.2.3 BC417

Pro bezdrátovou komunikaci jsem použil bluetooth modul HC-05, který využívá čip BC417. Modul je vytvořen tak, aby bylo snadné ho nastavit a zahájit sériovou bezdrátovou komunikaci s počítačem nebo jiným zařízením. Poskytuje také možnost přepínat mezi konfigurací master a slave pomocí AT příkazů. Na následujícím obrázku je ukázka zapojení modulu s Arduinem Uno [20].



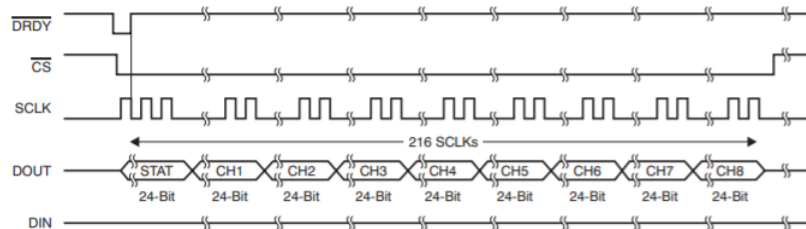
Obrázek 17: Propojení HC-05 s Arduinem Uno [21]

2.3 SPI komunikace

2.3.1 SPI rozhraní

Atmega2560 a ADS1298 spolu mohou komunikovat pomocí SPI sběrnice. Komunikace probíhá pomocí pěti signálů [3]:

1. CS - Chip select pin určuje, jestli je zařízení zvoleno k SPI komunikaci. Jestliže chceme komunikovat s převodníkem, musí být na pinu CS logická 0.
2. SCLK - Hodiny SPI sběrnice. U hodin bychom se měli snažit odstranit jakékoliv rušení, abychom zabránili případným chybám při komunikaci.
3. DOUT - Data out pin posílá zdigitalizovaná data do masteru. Data se posílají v 27 bytech. První 3 byty reprezentují základní info o současném nastavení. Zbytek jsou zdigitalizovaná data a každé 3 byty představují napětí na jednom kanálu.
4. DIN - Data input pin přijímá data posílaná masterem. Slouží k nastavování registrů a zasílání žádostí o data.
5. DRDY - Data ready pin přeskóčí z logické 1 na logickou 0. Tím dává slave signál masteru, že jsou data připravená k odeslání.



Obrázek 18: Komunikace přes SPI sběrnici [3]

2.3.2 Příkazy

ADS1298 lze flexibilně ovládat opcode příkazy, které jsou vypsány v tabulce 4. Všechny příkazy kromě čtení a psaní do registrů vyžadují pouze 1bytový příkaz. Při zadávání příkazů musí být pin CS nastaven na logickou 0.

Tabulka 4: Opcode příkazy [3]

Příkazy	Popis	První byte	Druhý byte
Systémové příkazy			
WAKEUP	Probudí zařízení z úsporného režimu	0000 0010	-
STANDBY	Přepne zařízení do úsporného režimu	0000 0100	-
RESET	Restartuje zařízení	0000 0110	-
START	Zahájí komunikaci	0000 1000	-
STOP	Ukončí komunikaci	0000 1010	-
Příkazy pro čtení dat			
RDATAC	Spustí nepřetržité čtení	0001 0000	-
SDATAC	Zastaví nepřetržité čtení	0001 0001	-
RDATA	Přečte data příkazem	0001 0010	-
Příkazy pro práci s registry			
RREG	Přečte n registrů na adrese r	001 r $rrrr$	000 n $nnnn$
WREG	Zapiše do n registrů na adrese r	010 r $rrrr$	000 n $nnnn$

Po zavolání příkazu RDATAC se budou posílat připravená data po 27 bytech. Pin DRDY vždy klesne na logickou 0, když jsou taková data připravena a tento signál lze využít k čtení hodnot na pinu DOUT. Aby komunikace správně fungovala, musí být zavolán příkaz START. U nepřetržitého posílání dat ADS1298 nereaguje na žádný příkaz kromě SDATAC. Při jeho zavolání se zastaví tok dat a je možné posílat další příkazy po vyčkání nejméně čtyřhodinových cyklů.

Použití příkazu RDATA má význam pouze při spuštění SDATAC módu. Není zde žádné omezení na hodiny, pouze před zavoláním RDATA musí být zavolán příkaz START.

RREG opcode nám umožňuje číst konfiguraci jednotlivých registrů. Tento příkaz se skládá z dvou bytů. První byte obsahuje číslo příkazu a adresu prvního registru. Druhý byte nám spe-

cifikuje, do kolika registrů budeme zapisovat. Na následujících řádcích je příklad užití příkazu RREG v programovacím jazyku Wiring pro Arduino:

```
SPI.transfer(0x25);
```

```
SPI.transfer(0x07);
```

SPI.transfer slouží k poslání příkazu z mikroprocesoru do ADS1298. Číslo 2 v prvním příkazu určuje volání RREG opcode. Číslem 5 říkáme, od které adresy chceme začít číst (na adrese 5 se nachází registr prvního kanálu). Druhý řádek nám říká, že chceme přečíst 8 registrů. V příkazu je vždy napsané číslo o 1 menší, čtení jednoho registru se zapíše hexadecimálně jako 0x00. Následujících 8 bytů, které obdržíme budou hodnoty jednotlivých registrů od adresy 0x05 do adresy 0x0C.

Příkaz WREG funguje podobně jako RREG. Rozdíl je v tom, že následujících 8 bytů které pošleme přes SPI, budou postupně měnit registry od adresy 0x05 do 0x0C [3].

2.3.3 Registry

V následující tabulce jsou vypsané všechny důležité registry, které se v této práci používaly. Dále jsou popsány bity jednotlivých registrů.

Tabulka 5: Uspořádání registrů [3]

Adresa	Registr	Původní hodnota
Nastavení zařízení (Read-only)		
0x00	ID	xx
Globální nastavení		
0x01	CONFIG1	0x06
0x03	CONFIG3	0x40
Specifické nastavení kanálů		
0x05	CH1SET	0x00
0x06	CH2SET	0x00
0x07	CH3SET	0x00
0x08	CH4SET	0x00
0x09	CH5SET	0x00
0x0A	CH6SET	0x00
0x0B	CH7SET	0x00
0x0C	CH8SET	0x00

Tabulka 7: Kontrolní ID registr [3]

Bit	Popis
7:5	100 = rodina ADS129x 110 = rodina ADS129xR Zbylé kombinace jsou nevyužité
4:3	10 = Vždy takto nastavené
2:0	000 = 4 kanály, ADS1294, nebo ADS1294R 001 = 6 kanálů, ADS1296, nebo ADS1296R 010 = 8 kanálů, ADS1298, nebo ADS1298R Zbylé kombinace jsou nevyužité

Tabulka 8: Konfigurační CONFIG1 registr [3]

Bit	Popis
7	Vysoké rozlišení, nebo úsporný mód 0 = LP mód 1 = HR mód
6	Daisy-chain, nebo multiple readback mód 0 = Daisy-chain 1 = Multiple readback
5	Připojení CLK s vnitřním oscilátorem 0 = Oscilátor není připojen 1 = Oscilátor je připojen
4:3	00 = Vždy takto nastavené
2:0	Vzorkovací frekvence
	000 = 32 kSPS pro HR mód, 16 kSPS pro LP mód
	001 = 16 kSPS pro HR mód, 8 kSPS pro LP mód
	010 = 8 kSPS pro HR mód, 4 kSPS pro LP mód
	011 = 4 kSPS pro HR mód, 2 kSPS pro LP mód
	100 = 2 kSPS pro HR mód, 1 kSPS pro LP mód
	101 = 1 kSPS pro HR mód, 500 kSPS pro LP mód
	110 = 500 kSPS pro HR mód, 250 kSPS pro LP mód
111 = Nepoužívá se	

Tabulka 9: Konfigurační CONFIG3 registr [3]

Bit	Popis
7	Vnitřní reference 0 = Vnitřní reference je vypnuta 1 = Vnitřní reference je zapnuta
6	1 = Vždy takto nastavené
5	Referenční napětí 0 = Referenční napětí je 2,4 V 1 = Referenční napětí je 4 V
4:0	Bity pro nastavování RLD obvodu

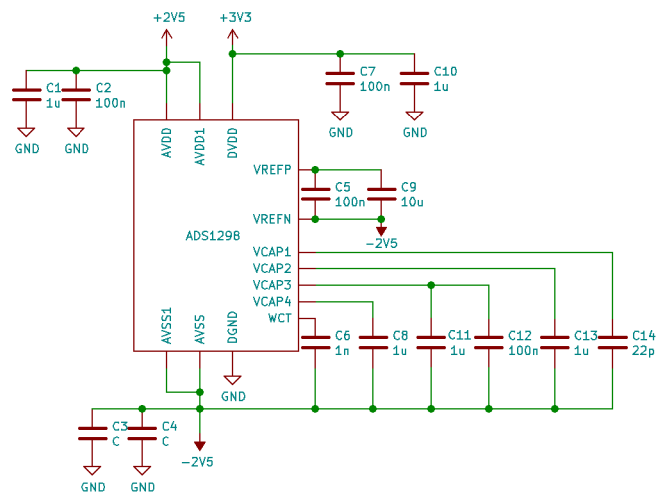
Tabulka 10: Registr kanálů [3]

Bit	Popis
7	Zapnutí/vypnutí kanálu 0 = Kanál je zapnut 1 = Kanál je vypnut
6:4	Nastavení zesílení 000 = 6 001 = 1 010 = 2 011 = 3 100 = 4 101 = 8 110 = 12 111 = Nepoužívá se
3	0 = Vždy takto nastavené
2:0	Vstup kanálu 000 = Elektrodotový vstup 001 = Uzemněný vstup 011 = Měření napájení 100 = Měření z teplotního senzoru 101 = Testovací signál Zbytek je určen pro měření RLD obvodu

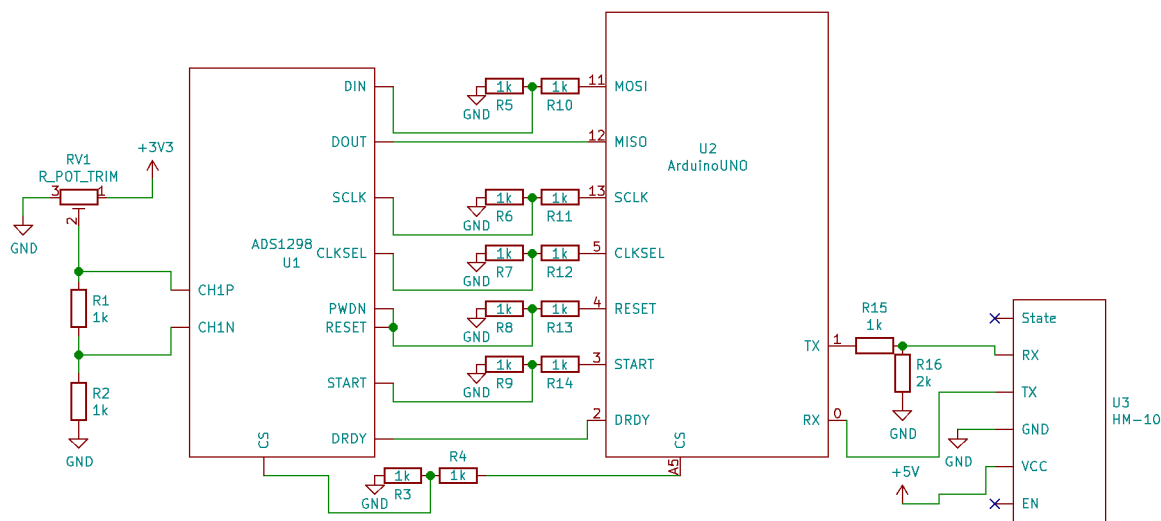
3 Výsledky měření

3.1 Prototyp

Při vytváření prototypu bylo místo Atmegy2560 použito Arduino Uno s mikroprocesorem Atmega328p . Napájení a vyhlazovací kondenzátory ADS1298 byly zapojeny dle katalogového listu (viz obrázek 19) [3]. Prototyp nemohl být otestován na skutečném biosignálu z důvodu absence vhodných elektrod. Schopnost prototypu snímat změny v správné napěťové hladině jsem nasimuloval pomocí potenciometru a děliče napětí. Schéma celého měřicího obvodu je zobrazeno na obrázku 20.



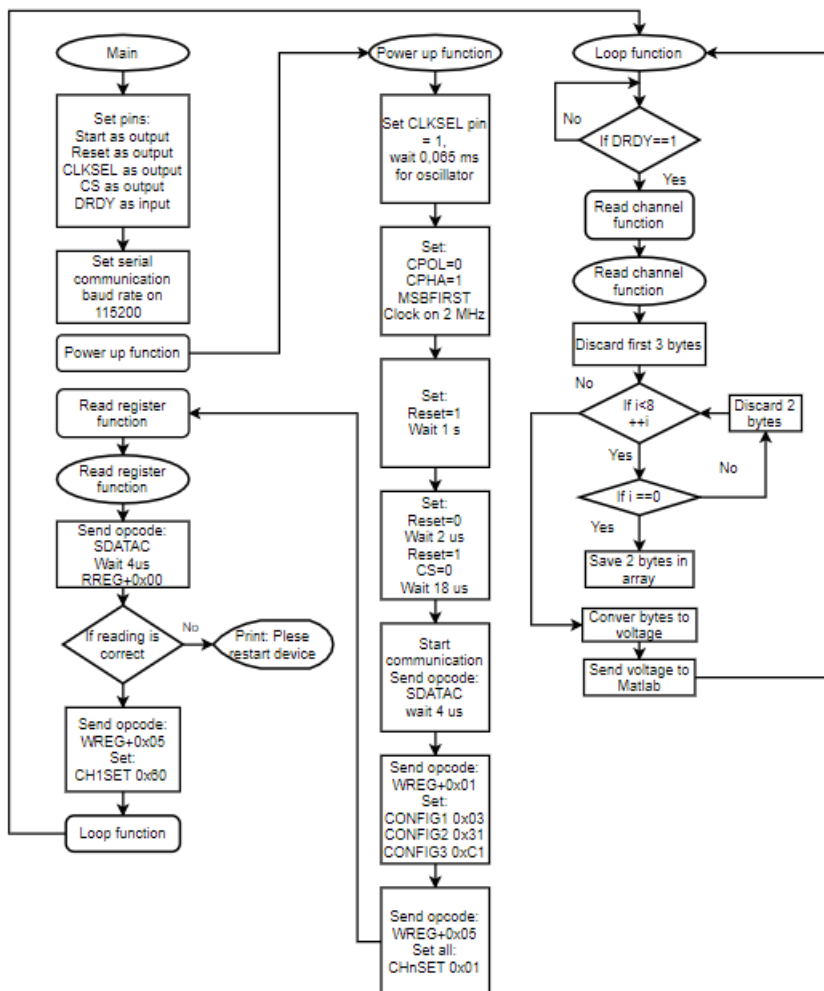
Obrázek 19: Napájení a vyhlazovací kondenzátory ADS1298 [3]



Obrázek 20: Schéma měřicího obvodu

3.2 Kód

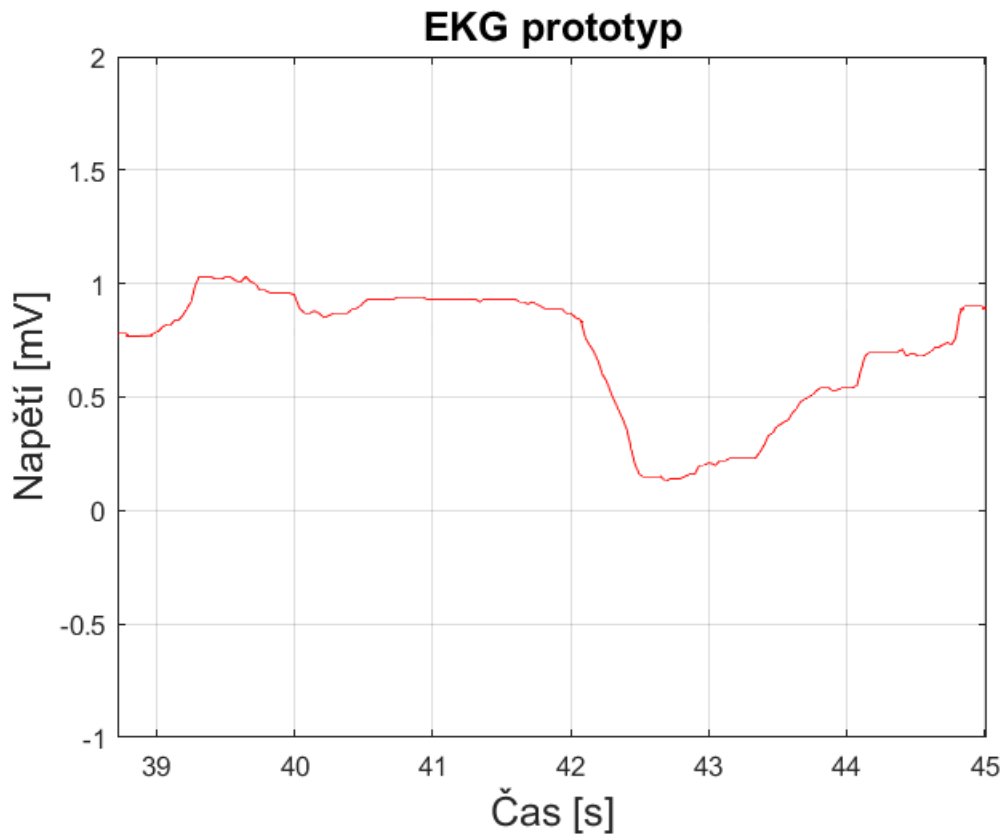
Kód nahraný na vývojové desce Arduino je popsán vývojovým diagramem na obrázku 21. Spouštěcí sekvence je převzata z katalogového listu ADS1298.



Obrázek 21: Vývojový diagram nahraného kódu

3.3 Měření napěťové hladiny

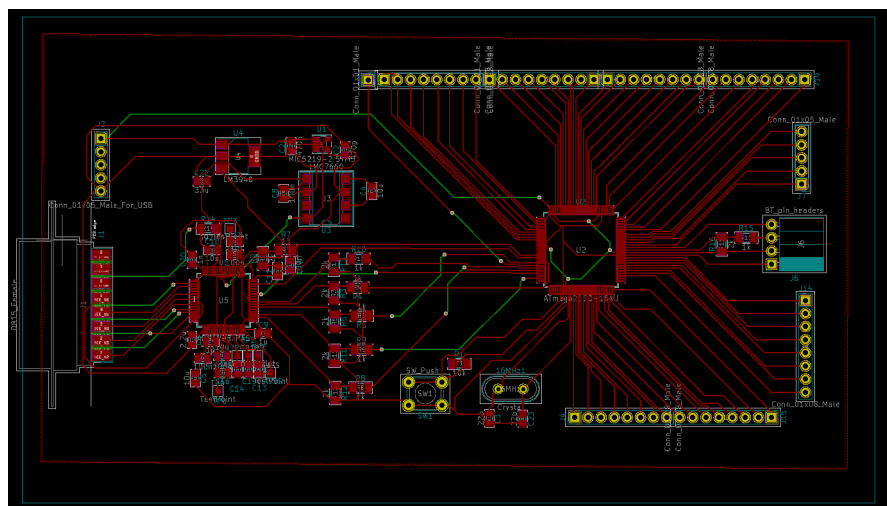
Napěťovou hladinu EKG jsem simuloval na potenciometru. Na obrázku 22 je záznam změny napětí, při změně odporu potenciometru. V čase od 40,5 sekund do 42 sekund měl potenciometr konstantní odpor. Napětí se zde měnilo minimálně. To lze brát jako důkaz, že diferenční zesilovač v ADS1298 je vhodným zesilovačem pro měření EKG.



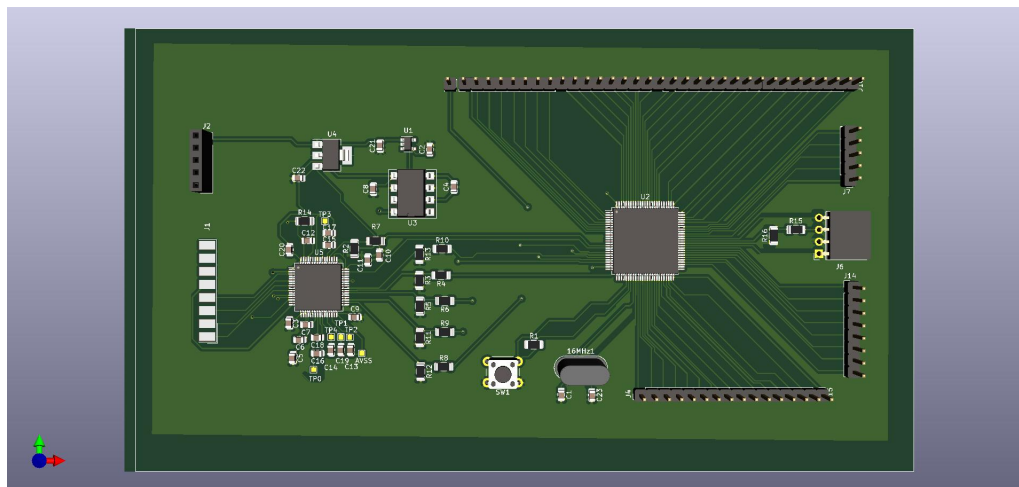
Obrázek 22: Graf naměřeného napětí v závislosti na čase

3.4 Návrh desky plošných spojů

Na následujících obrázcích je návrh desky plošných spojů v prostředí KiCad.



Obrázek 23: Návrh desky plošných spojů v prostředí KiCad



Obrázek 24: Návrh desky plošných spojů 3D

4 Závěr

V rámci této bakalářské práce byly na základě rozsáhlé rešerše vybrány vhodné komponenty pro bezdrátový sběr EEG a EKG dat. Rešerše ukázala, že se pro snímání biopotenciálů nejčastěji používají integrované obvody z rodiny ADS129x a ADS119x od Texas Instruments.

Na nepájivém poli byl vytvořen prototyp, který obsahoval AFE ADS1298, vývojovou desku Arduino Uno s mikroprocesorem Atmega328p a bluetooth modul HC-05. Pro Arduino byl v rámci práce napsán program v jazyce Wiring, který korektně nastavil integrovaný obvod ADS1298 přes SPI sběrnici. Následně začalo Arduino přijímat naměřená a zdigitalizovaná data, která převedlo na napětí a poslalo přes bluetooth modul do prostředí MATLAB, kde se data už pouze vizualizovala. Funkčnost prototypu byla vyzkoušena pouze na simulátoru napěťové hladiny EKG. Tato simulace byla zrealizována pomocí potenciometru a děliče napětí.

V prostředí KiCad byl vytvořen návrh dvouvrstvé desky plošných spojů. Zapojení integrovaného obvodu ADS1298 bylo z části navrženo podle doporučení z katalogového listu čipu. Vstup do AFE je realizovaný konektorem DB15 samice, aby bylo možné použít elektrody z lékařského EKG. K mikroprocesoru Atmega je připojen externí oscilační krystal s 16 MHz. Pro bluetooth jsou v desce vytvořené piny, do kterých jde celý modul zasadit.

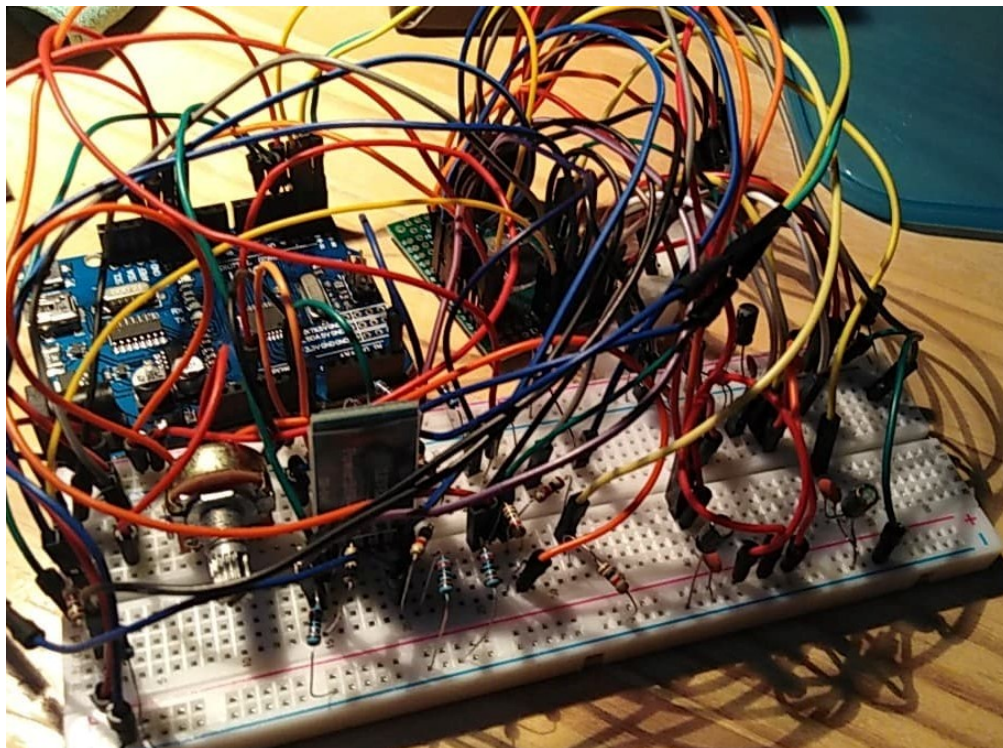
Do budoucna by bylo vhodné zpracovat data až v počítači a mikroprocesor používat pouze na SPI komunikaci a zasílání dat do bluetooth. Dále bych zvažoval optimálnější programovací jazyk, jako je například C nebo C++. Prototyp by se jistě měl otestovat na simulátoru srdeční aktivity. Určitě bych i zvážil výrobu systému například z diferenčního zesilovače AD8422 a delta-sigma převodníku ADC128D818 a porovnal bych spotřebu a přesnost měření s navrhovaným zařízením.

Reference

- [1] CHMELAŘ, Milan. *Elektronické lékařské přístroje*. Praha: Nakladatelství technické literatury, 1977
- [2] UKTVERIS, Tomas; JUSAS, Vacius. Development of a modular board for eeg signal acquisition. *Sensors*, 2018, 18.7: 2140.
- [3] Texas Instruments [online katalogový list]. *ADS1298*. 2010 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/sbas459k/sbas459k.pdf?&ts=1589401699913>
- [4] CONSUL-PACAREU, Sergi, et al. NeuroMonitor: a low-power, wireless, wearable EEG device with DRL-less AFE. *IET Circuits, Devices & Systems*, 2017, 11.5: 471-477.
- [5] WINTER, Bruce B.; WEBSTER, John G. Driven-right-leg circuit design. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1983, 1: 62-66.
- [6] GOMEZ-CLAPERS, Joan, et al. Can driven-right-leg circuits increase interference in ECG amplifiers?. In: *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. IEEE, 2011. p. 4780-4783.
- [7] PINHO, Francisco, et al. Wireless and wearable EEG acquisition platform for ambulatory monitoring. In: *2014 IEEE 3rd International Conference on Serious Games and Applications for Health (SeGAH)*. IEEE, 2014. p. 1-7.
- [8] BRENNER, Richard P., et al. Guideline twelve: Guidelines for long-term monitoring for epilepsy. *Neurodiagnostic Journal*, 2008, 48.4: 265-286.
- [9] Texas Instruments [online katalogový list]. *ADS1299*. 2012 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/ads1299.pdf?&ts=1589401836779>
- [10] BOQUETE, Luciano, et al. A portable wireless biometric multi-channel system. *Measurement*, 2012, 45.6: 1587-1598.
- [11] Linear technology [online katalogový list]. *LTC2361*. 2008 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/236012fa.pdf>
- [12] LIN, Chin-Teng, et al. Development of wireless brain computer interface with embedded multitask scheduling and its application on real-time driver's drowsiness detection and warning. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2008, 55.5: 1582-1591..
- [13] Analog devices [online katalogový list]. *AD7575*. 1998 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD7575.pdf>
- [14] Analog devices [online katalogový list]. *AD620*. 2011 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

- [15] Analog device [online katalogový list]. *AD8422*. 2015 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD8422.pdf>
- [16] Texas Instruments [online katalogový list]. *INA326*. 2001 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/ina326.pdf?&ts=1589401890338>
- [17] Texas Instruments [online katalogový list]. *ADS1198*. 2010 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <http://www.ti.com/lit/ds/sbas471c/sbas471c.pdf?&ts=1589401925425>
- [18] Texas Instruments [online katalogový list]. *ADC128D818*. 2015 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <https://www.ti.com/lit/ds/symlink/adc128d818.pdf?&ts=1589398184916>
- [19] Microchip [online katalogový list]. *Atmega2560*. 2014 [cit. 22.5.2020] Dostupné z: <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/ATmega640-1280-1281-2560-2561-Datasheet-DS40002211A.pdf>
- [20] SOLUTIONS, Robotic. HC-05 Bluetooth Module User's Manual V1. 0. *User Man.*, 2015.
- [21] PATOLIYA, Jignesh; MEHTA, Haard; PATEL, Hitesh. Arduino controlled war field spy robot using night vision wireless camera and Android application. In: *2015 5th Nirma University International Conference on Engineering (NUiCONE)*. IEEE, 2015. p. 1-5.

Příloha A: Obrázkové přílohy



Obrázek 25: Prototyp zapojený na nepájivém poli

Příloha B: Obsah přiloženého CD

BP_Funderak.pdf - kompletní bakalářská práce

BP_navrh.zip - kompletní návrh v KiCadu

BP_kod.ino - kód napsaný v programovacím jazyce Wiring