

Bakalářská práce



**České
vysoké
učení technické
v Praze**

F3

**Fakulta elektrotechnická
Katedra mikroelektroniky**

Optimalizace snímání EMG signálu pro účely ovládání zařízení

Martin Peka

Vedoucí: Ing. Adam Bouřa, Ph.D.

Studijní program: Elektronika a komunikace

Květen 2022

I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Peka** Jméno: **Martin** Osobní číslo: **492031**
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**
Zadávající katedra/ústav: **Katedra mikroelektroniky**
Studijní program: **Elektronika a komunikace**

II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

Optimalizace snímání EMG signálu pro účely ovládání zařízení

Název bakalářské práce anglicky:

Optimization of EMG Signal Acquisition for Device Control Purposes

Pokyny pro vypracování:

1. Seznamte se s problematikou snímání elektromyografického signálu (EMG) [1]. Prostudujte obvodové struktury pro analogové a digitální zpracování biologických signálů [2-5].
2. Na základu získaných poznatků navrhnete a sestavte zařízení pro snímání EMG signálu a jeho charakterizaci (amplituda, frekvence, přeslechy mezi více kanály).
3. Sestavte testovací pracoviště a proveďte sérii měření s různými typy a umístěním elektrod na svalech. Na základu získaných dat navrhnete optimální způsob umístění a zapojení elektrod pro vícekanálové snímání EMG signálů.

Seznam doporučené literatury:

- [1] Valečko, Z.: Bioelektronika v amatérské praxi, 1. díl - sbírka jednoduchých zapojení pro vlastní pokusy, Praha 2005, Nakladatelství BEN - technická literatura, ISBN 80-7300-122-5.
[2] Dostál, J.: Operační zesilovače, Praha 2005, Nakladatelství BEN - technická literatura, ISBN 80-7300-049-5.
[3] Matoušek, D.: Práce s mikrokontroléry ATMEL AVR AT mega 16, 4. díl, Praha 2006, Nakladatelství BEN - technická literatura, ISBN 80-7300-174-8.
[4] Mann, B.: C pro mikrokontroléry, 1. Vydání, Praha 2003, Nakladatelství BEN - technická literatura, ISBN 80-7300-077-6.
[5] Vedral, J., Fischer, J.: Elektronické obvody pro měřicí techniku, Vydavatelství ČVUT, Praha, 2004.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

Ing. Adam Bouřa, Ph.D. katedra mikroelektroniky FEL

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

Datum zadání bakalářské práce: **20.01.2022**

Termín odevzdání bakalářské práce: **20.05.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2023**

Ing. Adam Bouřa, Ph.D.
podpis vedoucí(ho) práce

prof. Ing. Pavel Hazdra, CSc.
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

Poděkování

Děkuji svému vedoucímu práce Ing. Adamu Bouřovi, Ph.D., za odborné vedení práce, věcné připomínky a vstřícnost při konzultacích.

Děkuji také Českému vysokému učení technickému v Praze, že mi byla tak dobrou *alma mater*.

Prohlášení

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, 20. května 2022

.....
Martin Peka

Abstrakt

Práce se zabývá problematikou snímání elektromyografického signálu, spojenou zejména s elektrodami a obvodovými strukturami pro analogové nebo číslicové zpracování signálu. Je měřen rozdíl při použití obvodu aktivní země, přeslechy mezi svaly a to při použití profesionálních elektrod a elektrod suchých, méně vhodných pro snímání.

Klíčová slova: elektromyografie, snímání EMG, přeslechy mezi svaly, přístrojový zesilovač

Vedoucí: Ing. Adam Bouřa, Ph.D.
České vysoké učení technické v Praze,
Fakulta elektrotechnická,
Katedra mikroelektroniky,
Technická 2,
Praha 6,
166 27

Abstract

This document focuses on difficulties related with the acquisition of electromyographical signals, especially with electrodes and circuit structures for analog or digital signal processing. The difference between signals obtained with and without the driven right leg circuit, crosstalk over different muscles with the use of professional electrodes and dry electrodes less suitable for such measurement are measured.

Keywords: electromyography, acquisition of EMG, crosstalk between muscles, instrumental amplifier

Title translation: Optimization of EMG Signal Acquisition for Device Control Purposes

Obsah

Seznam zkratk	1	
1 Úvod	3	
1.1 Cíle práce	4	
2 Úvod do problematiky snímání	5	
2.1 Vznik elektromyografického signálu	5	
2.2 Klasifikace EMG signálu	5	
2.3 Elektrody	6	
2.3.1 Povrchové	6	
2.3.2 Invasivní	7	
2.3.3 Správné umístění elektrod	8	
2.4 Zdroje šumu a přeslechu	9	
2.4.1 Šum vnitřních součástí	9	
2.4.2 Elektrochemický šum	9	
2.4.3 Fyziologický šum	9	
2.4.4 Okolní elektromagnetické záření	9	
2.4.5 Pohybové artefakty	9	
2.4.6 Nestabilita vlastního signálu	10	
2.4.7 Přeslech mezi svalovými vlákny	10	
2.4.8 Snímání signálu	10	
2.4.9 Obvodové struktury pro zpracování signálu	10	
2.4.10 Číslíkové zpracování signálu	11	
2.4.11 Vlastnosti povrchového elektromyografického signálu v časové oblasti	13	
2.4.12 Vlastnosti povrchového elektromyografického signálu ve frekvenční oblasti	13	
3 Sestavení zařízení	15	
3.1 Návrh obvodu	15	
3.1.1 Popis desky 1	16	
3.1.2 Deska 2	18	
3.1.3 Srovnání a rozdíly mezi deskou jedna a dva	18	
3.2 Hardwarová realizace zařízení	18	
3.2.1 Prvotní realizace	19	
3.2.2 Návrh desky plošného spoje	19	
4 Měření	21	
4.1 Měření signálu a přeslechů	21	
4.2 Získání signálu pomocí mikroprocesoru	23	
4.2.1 Program pro navzorkování signálu	24	
4.3 Měření přeslechů pomocí nalepovacích elektrod	28	
4.4 Měření přeslechů pomocí suchých elektrod	31	
4.5 Testování vícekanálového ovládacího zařízení	36	
4.5.1 Popis programu pro vyhodnocení a reprezentaci zařízení pro ovládání	37	
5 Další možnosti rozšíření	39	
6 Závěr	41	
Literatura	43	
A Schéma a návrh desek plošného spoje desky 1	47	
B Schéma a návrh desek plošného spoje desky 2	51	
C Schéma, návrh desky plošného spoje a obrázek vyhotovení desky 3	55	
D Naměřené průběhy pomocí suchých elektrod	59	
E Testování vícekanálového ovládacího zařízení	63	

Obrázky

2.1 Suchá roztažitelná elektroda [5].	7
2.2 Gelová elektroda.	7
2.3 Příklad drátové elektrody [7].	8
2.4 Vliv umístění elektrod na velikost amplitudy a frekvenčního spektra signálu [8].	8
3.1 Blokové schéma desky 1.	15
3.2 Frekvenční charakteristika obvodu aktivní země.	17
3.3 Konečné provedení desky 1.	20
3.4 Konečné provedení desky 2.	20
4.1 Naměřený průběh v klidovém stavu na osciloskopu s použitím aktivní země.	21
4.2 Naměřený průběh při kontrakci s volbou aktivní země.	22
4.3 Naměřený průběh v klidovém stavu na osciloskopu bez použití aktivní země.	22
4.4 Naměřený průběh při kontrakci bez volby aktivní země.	23
4.5 Frekvenční spektrum při kontrakci svalu.	23
4.6 Vývojový diagram programu pro vzorkování.	24
4.7 Časový průběh navzorkovaného signálu.	26
4.8 Vyhlazený spektrální odhad navzorkovaného signálu.	27
4.9 První měření přeslechů, měřený sval je biceps na levé ruce (na obrázku Biceps l . r.).	28
4.10 Druhé měření přeslechů, měřený sval je biceps na pravé ruce (na obrázku Biceps p. r.).	29
4.11 Třetí měření přeslechů, měřený sval je brachioradialis (na obrázku Brachioradialis).	29
4.12 Čtvrté měření přeslechů. měřený sval je carpi radialis (na obrázku C. radialis).	30
4.13 Sestavené měřicí pracoviště pro měření přeslechů pomocí nalepovací elektrod.	30
4.14 Rozdíl průběhu mezi rušivým signálem při použití gelu.	31
4.15 Rozdíl mezi rušivým signálem při použití gelu.	32
4.16 Příklad průběhu bez a s pohybovými artefakty.	33
4.17 Rozmístění elektrod, vlevo je sval carpi radialis a v pravo brachioradialis, obrázek převzat a upraven z [25].	34
4.18 Naměřený průběh na bicepsu při optimálním rozložení elektrod.	35
4.19 Naměřený průběh na brachioradialis při optimálním rozložení elektrod.	35
4.20 Naměřený průběh na carpi radialis při optimálním rozložení elektrod.	36
4.21 Testování vícekanálového ovládacího zařízení, zatnutý sval brachioradialis rozsvítil první LED.	37
A.1 Schéma Deska 1.	48
A.2 Vrchní vrstva plošného spoje desky 1.	49
A.3 Spodní vrstva plošného spoje desky 1.	49
B.1 Schéma Deska 2.	52
B.2 Vrchní vrstva plošného spoje desky 2.	53
B.3 Spodní vrstva plošného spoje desky 2.	53
C.1 Schéma Deska 3.	56
C.2 Vrchní vrstva plošného spoje desky 3.	57
C.3 Spodní vrstva plošného spoje desky 3.	57
C.4 Deska s Nucleem a LED pro zobrazení zpracovaného signálu.	58
D.1 Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, přehled všech naměřených průběhů na svalu brachioradialis.	60

D.2 Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, přehled všech naměřených průběhů na svalu carpi radialis.....	61
D.3 Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, přehled všech naměřených průběhů na svalu biceps.....	62
E.1 Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, vlevo je měřený sval biceps, vpravo je měřený sval carpi radialis.	63



Seznam zkratek

EMG Elektromyografie

RMS Střední hodnota

Ag - AgCl Stříbro - stříbrochloridové elektrody

SNR Poměr odstupů signálu od šumu

DRL Obvod aktivní země

FFT Rychlá Fourierova transformace

DFT Diskrétní Fourierova transformace

STFT Rychlá krátkodobá fourierova transformace

CMRR Činitel souhlasného potlačení

SMD Zařízení s povrchovou montáží

ADC Analogově digitální převodník

DMA Periferie pro přístup do přímé paměti

UART Universální asynchronní sběrnice

EKG Elektrokardiografie

LED Dioda emitující světlo



Kapitola 1

Úvod

Elektromyografie je obor zabývající se snímáním, analýzou a využitím elektrických signálů vytvářených při kontrakci svalů. Využití je zejména při určení přítomnosti poškození svalové tkáně nebo nervu.

V první části bakalářské práce je úvod do problematiky snímání elektromyografického signálu, jsou popsány druhy rušení, klasifikace signálu, obvodové a číslicové struktury pro zpracování změřeného signálu a přeslechy mezi svaly.

V navazující části je návrh a vytvoření obvodu podle problematiky. Nakonec je v práci několik druhů měření, velikost amplitudy a frekvenčního spektra a přeslechy mezi snímanými svaly, a to pomocí dvou různých elektrod a vytvoření jednoduchého aktuátoru na základě optimálního rozložení elektrod za účely vyhodnocení mezi přeslechy.

■ 1.1 Cíle práce

- Podání přehledu o vzniku elektromyografického (EMG) signálu a základních principech a metodách, které se používají k jeho snímání a zpracování.
- Realizace obvodu pro vícekanálové snímání elektromyografického signálu na zvolených částech těla.
- Charakterizace přeslechů mezi kanály a kvality snímaných signálů v závislosti na typu použitých elektrod a jejich umístění na těle.
- Realizace jednoduchého obvodu pro vícekanálové ovládání pomocí emg signálu.

Kapitola 2

Úvod do problematiky snímání

2.1 Vznik elektromyografického signálu

Biologický signál je elektrický signál získaný z lidského těla, který je popsán pomocí amplitudy, frekvence a fázového posunu. Elektromyografie je disciplína, ve které se měří elektrické signály svalů.

Svalová tkáň vede elektrický signál podobně jako nervy a nazývá se akční potenciál motorické jednotky. Při požadavku na stisknutí svalu vyšle mozek excitační signál přes centrální nervový systém až do motorické jednotky svalu. Nervový systém je zodpovědný za komunikaci a kontrolu lidského těla. Má velké množství excitovatelných (vzrušivých) neuronů, které komunikují prostřednictvím elektrických signálů.

Sval je tvořen skupinou speciálních buněk schopných stahu a klidu. Hlavním úkolem těchto buněk je vytvářet sílu, pohyb, a nebo podobné činnosti, jako mluvit či psát. Rozeznáváme tři druhy svalů, hladké, příčně pruhované a srdeční sval.

Svaly vyšetřované metodou elektromyografie jsou příčně pruhované. Jsou tvořeny svalovými snopci obsahující jednotlivá svalová vlákna. Okolí svalového vlákna je odděleno buněčnou membránou. Rozdíl složení mezi membránou a okolní kapalinou způsobuje polarizaci, pokud je sval v úplném klidu. V případě vzrušivého signálu, který je přiveden do neuronu budícího svalová vlákna, dojde k depolarizování svalového vlákna a to sebou zaškube. Tím vznikne kontrakce. Depolarizaci doprovází pohyb vápenatých iontů, které vytvoří elektrické pole kolem každého svalového vlákna. Po ukončení činnosti se ionty uschovají pro další kontrakci. Elektromyografický signál je potom výsledkem několika takovýchto záškubů, takzvaných akčních potenciálů motorické jednotky [1], [2]

Motorická jednotka je skupina svalových vláken spojená jedním motorickým neuronem. Počet svalových vláken se liší podle druhu a lokace svalu.

2.2 Klasifikace EMG signálu

Amplituda a frekvence snímaného signálu se liší podle dosažené síly kontrakce svalu. S rostoucí silou se zvyšují oba parametry. Podle [1] však nelze

použít změnu frekvence k jednoznačnému určení velikosti síly. Navíc pomocí amplitudy nelze jednoznačně určit závislost síly nebo kontrakce při rozdílných úlohách. Podle [3] dosahuje EMG signál nízkých amplitud, 0 - 6 mV špička-špička nebo 0 - 1,5 mV RMS. Frekvenční pásmo je podle [4] v rozsahu 0 až 500 Hz, ale hlavní část užitečného signálu se pohybuje mezi 50 - 150 Hz. Signál má stochastickou povahu a lze dobře popsat Gaussovou distribuční funkcí. Stochastické signály jsou popsány pomocí sady parametrů, jako je například rozptyl, střední hodnota, distribuční funkce. Následující rovnice popisuje jednoduchý model elektromyografického signálu podle [2]

$$x(n) = \sum_{r=1}^{N-1} h(r)e(n-r) + w(n) \quad (2.1)$$

kde $x(n)$ je namodelovaný signál, $e(n)$ reprezentuje rychlost výstřelu motorických jednotek, $h(r)$ reprezentuje velikost akčního motorického potenciálu, $w(n)$ je Gaussovský šum s nulovou střední hodnotou a N je počet zapojených motorických jednotek.

2.3 Elektrody

Pro získání elektromyografického signálu se používají elektrody. Slouží jako snímač a zprostředkovávají spojení mezi měřicími přístroji a snímanými svaly na lidském těle. Rozdělují se především na invazivní a povrchové.

2.3.1 Povrchové

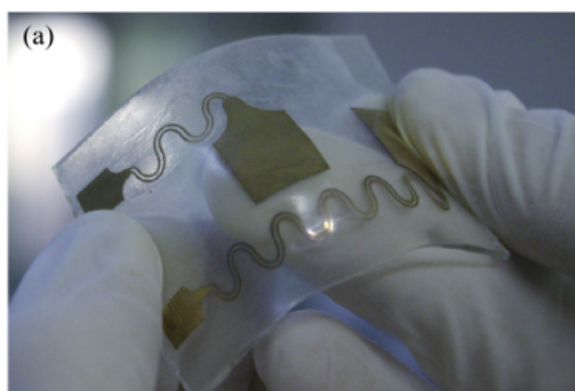
Povrchové elektrody se připevňují přímo na kůži pacienta a vytvoří kontakt mezi elektrodou a pokožkou, díky tomu začne docházet k průchodu proudu do elektrody. Povrchové elektrody se dělí dále na suché nebo gelové.

Suché

Používají se zejména v aplikacích, kde velikost nebo tvar gelových elektrod nevyhovuje. Suché elektrody nejsou příjemné při dlouhodobém měření a navíc zatěžují signál pohybovými artefakty. Existují i flexibilní suché elektrody 2.1, se kterými lze naměřit signál podobné kvality, jako naměří gelové [5].

Gelové

Nejčastěji se používají stříbrochloridové Ag-AgCl 2.2, které jsou navíc potřené vodivým gelem. Gel vytvoří chemické prostředí mezi pokožkou a elektrodou, které zlepší průchod snímaného signálu do elektrody. Oproti kovovým poskytují menší úroveň šumu. Jejich aplikace je velmi jednoduchá a nevyžaduje přísný lékařský dohled. Používají se ve spoustě aplikací, od řízení robotických protéz, přes snímání signálu při sportu až pro snímání signálů z dětských pacientů [6], [7].



Obrázek 2.1: Suchá roztažitelná elektroda[5].



Obrázek 2.2: Gelová elektroda.

■ 2.3.2 Invasivní

Invasivní elektrody se dělí na další dva druhy, jehlové a drátové.

■ Jehlové

Používají se zejména při klinickém měření neuromuskulární diagnostiky. Jako elektroda slouží špička jehly a je schopna tak poskytnout signál z jednoho svalového vlákna i při slabých stazích. Signál získaný jehlovou elektrodou má nejmenší úroveň šumu oproti ostatním druhům elektrod. Navíc je možné s jehlovou elektrodou změnit vyšetřované svalové vlákno po zasunutí do svalu [7].

■ Drátové

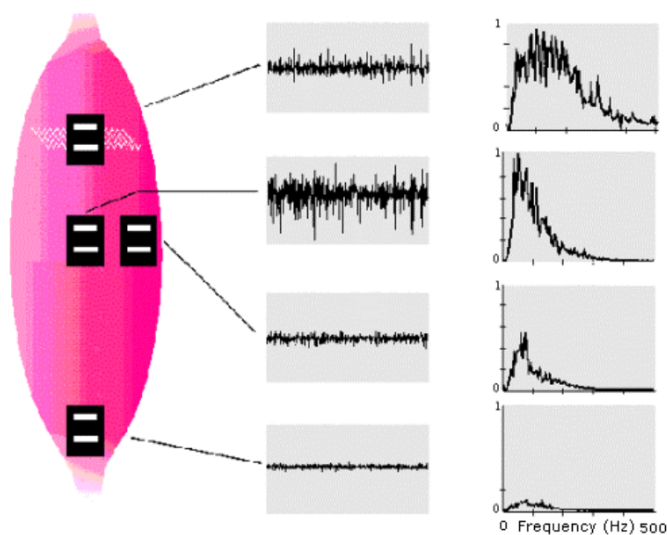
Nejčastěji se používají slitiny platiny, stříbra, niklu nebo chromu. Elektrody jsou velmi jemné a snadněji se zavádějí do svalstva a nezpůsobují přitom tolik bolesti [7].



Obrázek 2.3: Příklad drátové elektrody [7].

2.3.3 Správné umístění elektrod

Poloha elektrod má velký vliv na tvar snímaného elektromyografického signálu. Proto musí být rozmístění elektrod neměnné při provádění měření. Umístění elektrod může ovlivnit amplitudu a frekvenci snímaného signálu. Při snímání povrchového signálu pomocí dvojice elektrod se dosáhne největších hodnot umístěním na středu svalového břicha, kde se nachází nejvíce svalových vláken. Naopak umístění elektrod k úponům hrozí riziko nasnímání sousedních svalů [8]. Na obrázku 2.4 je graficky ilustrováno, jaký vliv má správné a nesprávné rozložení elektrod na velikost amplitudy a frekvenci signálu.



Obrázek 2.4: Vliv umístění elektrod na velikost amplitudy a frekvenčního spektra signálu [8].

2.4 Zdroje šumu a přeslechu

V této práci byl nejdůležitějším parametrem při snímání elektromyografického signálu především odstup signálu od šumu. To je poměr energie užitečného signálu vůči energii šumu, vyjádřeno obvykle v decibelech. Vypočítá se z rovnice:

$$SNR = 20 \cdot \log \left(\frac{U_m}{U_n} \right) \quad (2.2)$$

kde SNR je odstup signálu od šumu, U_m je velikost amplitudy měřeného signálu a U_n je velikost amplitudy šumu.

2.4.1 Šum vnitřních součástek

Šum způsobený elektrickými komponenty obvodu, především polovodiči. Tento šum je nemožné eliminovat. Při použití nízko šumových součástek je však úroveň tohoto druhu šumu zanedbatelná [9].

2.4.2 Elektrochemický šum

Elektrody přilepené na pokožku vytváří výměnou iontů mezi kovem elektrody a solemi na pokožce elektrický šum. Při použití větší oblasti elektrod nebo vhodné úpravy pokožky lze tento šum potlačit, ale nelze ho eliminovat [9], [10].

2.4.3 Fyziologický šum

Vytvářejí ho ostatní části lidského těla, jako například srdce nebo svaly dýchací soustavy. Podle [9] lze vliv tohoto šumu redukovat umístěním povrchových elektrod dále od zdroje a natočením elektrod tak, že signál ze zdroje bude mít stejný vliv na obě elektrody.

2.4.4 Okolní elektromagnetické záření

Šum způsobený elektromagnetickým vlněním v okolí. Povrch našeho těla je neustále vystavován elektromagnetickému záření, jehož amplituda může být 1x – 3x větší než amplituda snímaného signálu [2]. Nejvíce se projeví síťové rušení 50 – 60 Hz, moderní zesilovací elektronika, správné navržení obvodu spolu s vhodně zvoleným místem pro referenční elektrodu na pacientovi, dokáže podle [9] dostatečně eliminovat síťové rušení.

2.4.5 Pohybové artefakty

Artefakty způsobené pohybem elektrody na těle pacienta při stisku svalu. Vznikají podobně jako elektrochemický šum mezi pokožkou a elektrodou. Amplituda šumu má podobnou velikost jako amplituda měřeného signálu,

a rozsah frekvencí tohoto signálu je mezi 0 - 20 Hz. Tento šum lze odstranit správným použitím elektrod a přírodních vodičů a pevného přilepení elektrod ke svalu [7].

■ 2.4.6 Nestabilita vlastního signálu

Nestabilita signálu způsobená náhodným akčním potenciálem motorické jednotky. Pohybuje se mezi 0 - 20 Hz a pro přesné vyhodnocování signálu je vhodné tento šum odstranit [2].

■ 2.4.7 Přeslech mezi svalovými vlákny

Jedná se o elektromyografický signál naměřený nad zkoumaným svalem, ale vytvořený jiným sousedním svalem, nebo svalem nacházejícím se pod zkoumaným. Takový signál se stane nechtěným, pokud se snažíme měřit pouze z jednoho svalu, například při řízení robotických protéz [11]. Podle [12] bylo dříve usuzováno, že přeslechy mají užší frekvenční pásmo a lze je tedy vyfiltrovat. Tato hypotéza není pravdivá, a proto se začalo používat principu spatial filtering – prostorového filtrování. Na zkoumaném svale je matice elektrod, ze které se pomocí pokročilých metod číslicového zpracování a z přenosové funkce filtru určuje výsledný signál.

■ 2.4.8 Snímání signálu

Pro získání kvalitního elektromyografického signálu se používá rozdíl mezi dvěma elektrodami. Tímto způsobem se potlačí souhlasné zesílení, které se projeví na obou elektrodách stejně.

■ 2.4.9 Obvodové struktury pro zpracování signálu

■ Přístrojový zesilovač

V první fázi snímajícího zařízení se používá přístrojový zesilovač. Jedná se o tři operační zesilovače, složené buď z diskretních součástek, nebo jsou v jednom společném pouzdře, jehož zesílení se nastavuje jedním samostatným rezistorem. Má velký vstupní odpor a malý výstupní.

Oproti použití tří diskretních operačních zesilovačů, má přístrojový zesilovač v jedno společném pouzdře výhodu lepších parametrů, jako je nižší spotřeba klidového proudu, lepší shoda odporů a tím nižší offset, teplotní drift a odolnost proti souhlasné složce [21]. Moderní přístrojové zesilovače jsou schopny dosáhnout SNR – odstup signálu od šumu až 120 dB. Podle [13] je úroveň 90 dB dostatečná pro odstranění souhlasné složky a zvyšovat dále odstup od šumu není doporučeno, protože šum získaný elektrodami může získat zpoždění v obvodu, nemusí být ve fázi, a tudíž by se nepotlačil. Taková zařízení jsou drahá a jsou náchylná k nestabilitě.

Zároveň je reference přístrojového zesilovače připojena třetí elektrodou. Referenční elektroda se přilepuje na část těla, kterou nebude putovat signál

ze snímaného svalu, ale objeví se na ní souhlasné rušení, třeba síťové (typickou částí těla je kost).

Pro zvýšení odstupů signálu od šumu je možné využít ještě obvodu aktivní země, anglicky známé jako Driven Right Leg. DRL obvod se používá především u snímání srdeční činnosti a anglický název je odvozen od místa, na které se elektroda přilepuje. Na rezistoru, který nastavuje zesílení zesilovače, se snímá souhlasný signál, otočí se fáze a pošle se do pacienta pomocí referenční elektrody. Otočením fáze může dojít k celkové nestabilitě systému a rozkmitá se přístrojový zesilovač. Pokud bude navíc odpojená jedna z elektrod, dojde vlivem vstupních proudů k přechodu výstupu přístrojového zesilovače do jedné ze saturací [20].

■ Filtrace

Šum, který je obsažen v elektromyografickém signálu, může být nízkofrekvenční, nejčastěji pohybové artefakty s frekvencí kolem 20 Hz, stejnosměrná složka, nebo vysokofrekvenční způsobený od okolního radiového vysílání, počítačů a telefonů. Podle toho se využívá filtrů dolní, horní nebo pásmové propusti. Jednoduchý filtr horní propusti, tvořený z kondenzátoru a rezistoru je vhodné použít pro odstranění stejnosměrné složky, protože za filtry následuje další fáze zesilování, a pokud by byla přítomna stejnosměrná složka, hrozí zesílení signálu až k saturačnímu napětí a tím pádem ke znehodnocení signálu [7].

Po filtru horní propusti pro odstranění stejnosměrné složky, popřípadě frekvencí do 20Hz, které představují nejčastěji pohybové artefakty, se používá filtr dolní propusti se zlomovou frekvencí nad 500Hz [14].

■ Druhá fáze zesílení

Používá se, protože zesílení vstupního předzesilovače je podle doporučení [7] malé a elektromyografický signál má amplitudu velikou několik jednotek milivoltů. Pro vyhodnocení mikroprocesorem je tedy potřeba celkové zesílení systému větší než 1000. Jednoduchý neinvertující operační zesilovač postačuje [7].

■ Usměrnění signálu

Amplituda signálu se pohybuje nad a pod nulou, a proto jednoduché zprůměrování nemá význam. Proto se používá usměrnění, zejména dvoucestné, aby se zachovala i záporná část signálu. Navíc je vhodné použít aktivní usměrňovač s operačním zesilovačem, který zachová signál kolem nuly, který by byl moc malý a neprošel přes diody [15].

■ 2.4.10 Číslicové zpracování signálu

Hrubý elektromyografický signál obsahuje cenné informace, které jsou ale ve špatné formě. Je třeba na něj aplikovat pokročilé metody zpracování signálu. Informace lze získat jak z časové oblasti, tak z frekvenčního spektra.

V časové oblasti se zjišťuje podle velikosti amplitudy, jestli je sval stažený nebo v klidu. Z frekvence lze zase zjistit změnu v rychlosti, jakou proběhne potenciál akční motorické jednotky svalovým vláknem. Pro přechod z časové oblasti do frekvenční se používá Fourierova transformace, zejména rychlý algoritmus Fourierovy transformace FFT [14].

■ Navzorkování signálu

Signál získaný z měřicího obvodu je nepřetržitý analogový signál. Aby bylo možné s ním dále pracovat, je zapotřebí tento signál navzorkovat, tedy postupně odebírat vzorky v čase a přiřazovat jim číselnou hodnotu odpovídající velikosti jejich amplitudy. Vzorkovací frekvence, musí podle vzorkovacího teorému být dvakrát větší než je největší frekvence snímaného signálu, jinak vznikne přeložení snímaného signálu do základního pásma a znehodnotí se výsledky. Podle [14] je minimální ideální vzorkovací frekvence 2 kHz. Před vzorkováním by měl být signál filtrován dolní propustí, která splňuje vzorkovací teorém.

Při vzorkovacím procesu se vyskytne kvantizační šum. Převodník zaokrouhlí získané hodnoty k nejbližší referenční úrovni. Pokud se použije vzorkovací obvod s větším počtem bitů, tedy větším rozlišením, sníží se i kvantizační šum. Zvýší se ale objem dat, které třeba uložit a zpracovat [14].

■ Fourierova transformace

Fourierova transformace je operace, která převádí signál z časové oblasti do frekvenční. Je to aproximace signálu pomocí bázových funkcí. Tedy za určitých podmínek lze signál nahradit součtem bázových funkcí, konkrétně sinusových nebo cosinusových (nebo komplexních exponenciál), které mají různou frekvenci a energii [15]. Je definována jako:

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{+\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt \quad (2.3)$$

kde $X(\omega)$ je Fourierova transformace a $x(t)$ je vstupní signál.

V číslicovém zpracování pracujeme se vzorky, a proto je na signál používána diskrétní Fourierova transformace [16].

K výpočtu se v praxi používá algoritmus FFT – Fast Fourier Transformation, česky algoritmus rychlé Fourierovy transformace. Výpočet DFT je zdoluhavý a má výpočetní náročnost N^2 . FFT je implementováno různými algoritmy poskytující různé výhody a nevýhody, ale nejnámější algoritmus „split radix“ má výpočetní náročnost pouze $N \log_2 N$. Protože Fourierova transformace pracuje se stacionárním signálem, není vhodné ji aplikovat na nestacionární signály, které můžou vznikat při dynamickém stahování svalů. Používá se STFT – Short Time Fourier Transform, česky krátkodobá Fourierova transformace. Je založená na principu bázových funkcí, kterými aproximuje signál a oken. Signál se nasegmentuje na krátká okna, na které se pak použije FFT. Rozdíl tedy je, že STFT nám vrátí frekvenční spektrum v určitých časových úsecích, takzvaný spektrogram. Normální Fourierova

transformace vrátí průměr přes celou délku signálu [17]. Diskrétní krátkodobá Fourierova transformace je definována jako:

$$X(n, \omega) = \sum_{m=-\infty}^{\infty} x(m)\omega(n-m)e^{-j\omega m} \quad (2.4)$$

kde $X(n, \omega)$ je krátkodobá Fourierova transformace, $x(m)$ je vstupní signál a $\omega(n)$ je pohyblivé okno.

■ Vlnková transformace

Vlnková transformace má oproti krátkodobé Fourierově transformaci výhodu, že poskytuje vysoké rozlišení ve frekvenční oblasti při nízkých kmitočtech signálu, a naopak vysoké rozlišení v časové oblasti vysokofrekvenčních složek. Princip transformace je podobný STFT, zase se porovnává analogový signál se vzorovými funkcemi, ale zde se používají takzvané vlnky. Rozdíl oproti STFT je ve volbě délek segmentovacích oken. U STFT jsou délky oken stejně dlouhé, zde se záměrně vybírají pro různé frekvence jinak dlouhé. Signál se rozloží na několik vícerozměrných součástí podle mateřské vlnky značené $\Psi(t)$. Výstupem z vlnkové transformace je míra podobnosti signálu s vlnkou [17], [18].

Je definována jako:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) s(t) dt \quad (2.5)$$

kde $W(a, b)$ je produkt vlnkové transformace, $\frac{1}{\sqrt{a}}$ slouží k zachování energie, Ψ je mateřská vlnka a $s(t)$ je vstupní signál.

Vlnková transformace lze využít k rozložení signálu a určení signálů z jednotlivých svalových vláken a rozpoznání specifického pohybu. Také lze využít k vyfiltrování rušivých signálů.

■ 2.4.11 Vlastnosti povrchového elektromyografického signálu v časové oblasti

V časové oblasti je nejvýznamnější měřenou hodnotou amplituda. Podle [14] má amplituda elektromyografického signálu rozptyl kolem nuly, proto při zprůměrování nezískáme žádnou užitečnou informaci. Nejčastěji se tento problém řeší spočítáním střední kvadratické odchylky (RMS – Root Mean Square) nebo průměrnou hodnotou usměrněného signálu. Změna velikosti amplitudy může znamenat zvětšení svalové aktivity, díky zapojení více akčních motorických jednotek nebo změně rychlosti, při které motorické jednotky pracují. Může se ale také jednat o přeslechy z ostatních svalových vláken.

■ 2.4.12 Vlastnosti povrchového elektromyografického signálu ve frekvenční oblasti

Ze změn v mediánové nebo průměrné frekvenci lze zjistit svalová únava. Při svalové únavě se sníží rychlost, kterou se šíří potenciál akční motorické

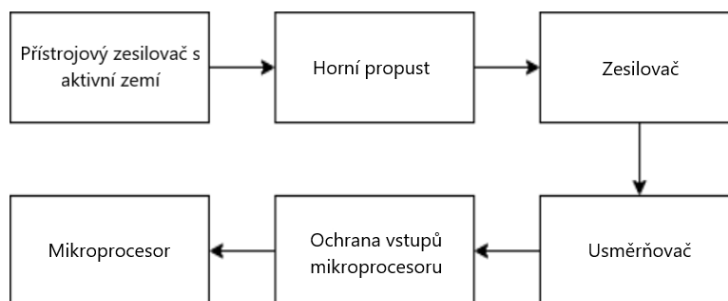
jednotky. Se snižováním rychlosti bude naměřený signál vypadat delší v čase a jeho frekvenční složky se budou přibližovat více k nulovým frekvencím. K podobnému jevu dochází i s rostoucí teplotou [14].

Kapitola 3

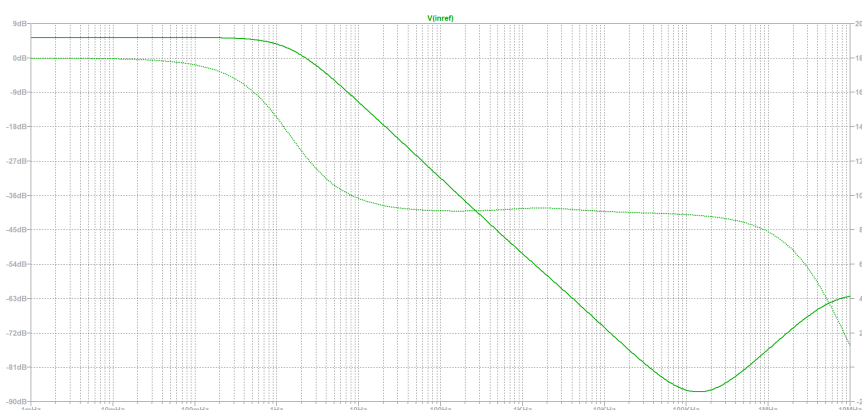
Sestavení zařízení

3.1 Návrh obvodu

Pro tuto práci byly sestaveny dva podobné obvody, které snímají a usměrní signál podle konceptů popsaných v první části. První obvod má navíc část s aktivní zemí, která významně zvyšuje odstup signálu od šumu. Druhý obvod neobsahuje obvod aktivní země a využije ho propojením s deskou 1. Těchto obvodů je několik, aby bylo možno snímat čtyři kanály. Měřený signál byl ze svalu získán pomocí dvojice elektrod připojených na břicho svaly, kde se nachází největší počet svalových vláken a do přístrojového zesilovače, který souhlasný signál potlačí a rozdílový zesílí. Třetí elektroda, referenční, byla připojena na koleno levé nohy a na výstup obvodu aktivní země, který k tomu byl přidán. Z přístrojového zesilovače putuje signál do filtru horní propusti, která se postará o odstranění stejnosměrného signálu. Pokud by nebyla stejnosměrná složka odstraněna, v další fázi by byla zesílena až do saturační úrovně a většina cenné informace obsažené v měřeném signálu by byla ztracena. Druhá fáze zesílení má volitelný zisk pomocí přepínačů. Další fází zesílení je obvod absolutní hodnoty, který usměrní veškerý signál. Nakonec je obvod s Shottkyho diodami jako ochrana vstupu mikrokontroléru. Na obrázku 3.1 je blokové schéma:



Obrázek 3.1: Blokové schéma desky 1.



Obrázek 3.2: Frekvenční charakteristika obvodu aktivní země.

na 6,66 Hz z důvodu pohybových artefaktů, které jsou blíže vysvětlené v kapitole 4.4. Zlomová frekvence je napočítána podle vztahu:

$$f = \frac{1}{R_7 C_2 2\pi} = 6,66 \text{ Hz}. \quad (3.2)$$

■ Výpočet zesílení druhého zesilovače

Druhý stupeň zesílení je tvořen zapojením neinvertujícího zesilovače TL081 s volbou zesílení pomocí zkratovacích propojek. Zesílení neinvertující operačního zesilovače bylo spočítáno ze vztahu:

$$A_u = \frac{R_8}{R_{zv}} + 1. \quad (3.3)$$

Kde R_{zv} jsou takové odpory R_9 , R_{10} nebo R_{11} , aby bylo možné pomocí zkratovacích propojek nastavit zesílení $A_{u2} = 100$, 50 nebo 25, respektive 32,5.

■ Usměrňovač

Čistý nasnímaný EMG signál se pro určení velikosti amplitudy usměrňuje, z jednoduchého průměrování nezískáme téměř žádnou užitečnou hodnotu, protože je signál rovnoměrně rozprostřen kolem nulové hodnoty. Použití obyčejného dvoucestného můstku také nemá smysl, protože se na usměrňovacích diodách ztratí signál. Proto byl použit obvod absolutní hodnoty.

Je tvořen dvěma operačními zesilovači. V prvním jsou umístěny dvě diody D_1 a D_2 jsou zapojeny ve zpětné vazbě do invertujícího vstupu první operačního zesilovače. Kladné vstupní napětí se otočí na záporné napětí na výstupu z prvního operačního zesilovače a objeví se na vstupu druhého operačního zesilovače, který slouží jako invertující sumátor. Zároveň se na jeho vstupu objeví původní kladné napětí s dvojnásobnou hodnotou a v sumátoru se sečte. Výsledkem je kladné výstupní napětí.

s jedním nebo dvěma operačními zesilovači. Rozdílový zesilovač AD620 je kvůli dostupnosti a předchozím zkušebním realizacím v drátovém provedení.

■ 3.2.1 Prvotní realizace

Jako první byl realizován pouze rozdílový zesilovač s obvodem aktivní země, filtrem horní propusti a druhou fází zesílení. Obvod byl napájen ze stejného symetrického zdroje $\pm 6V$ jako výsledný obvod. Přístrojový zesilovač měl na výstupu vlivem parazitních vstupních proudů jedno ze saturačních napětí, pokud na jeho vstup nebyly připojeny elektrody. Jakmile byly připojeny a začal se snímat rozdílový signál, obvod začal být funkční. Obvod aktivní země kmital, takže bylo třeba mezi invertující vstup operačního zesilovače a jeho výstup připojit další kondenzátor, který změnil průběh fáze celé zpětné vazby a obvod přestal kmitat, viz frekvenční charakteristika na obrázku 3.2

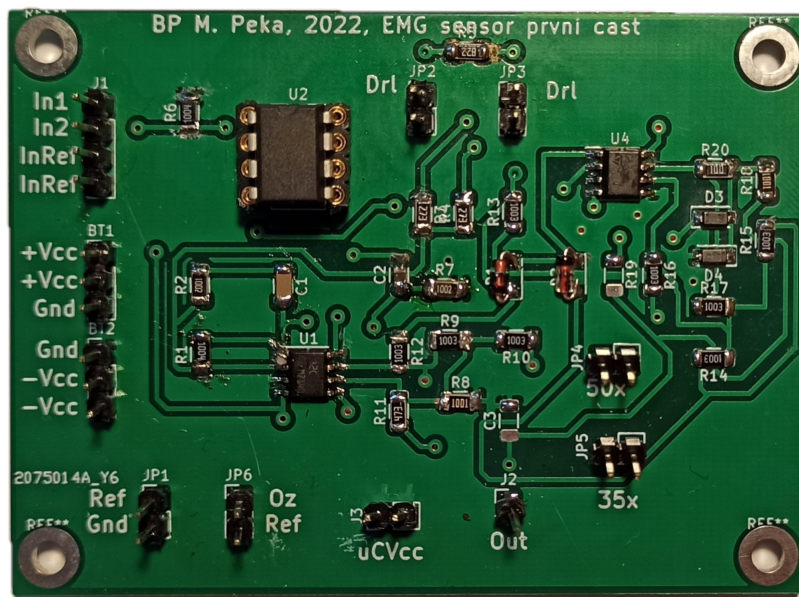
■ 3.2.2 Návrh desky plošného spoje

Nákresy desek plošných spojů jsou v příloze na konci dokumentu, Deska 1 vrchní vrstva A.2, spodní vrstva A.3, Deska 2 horní vrstva B.2 a spodní B.3.

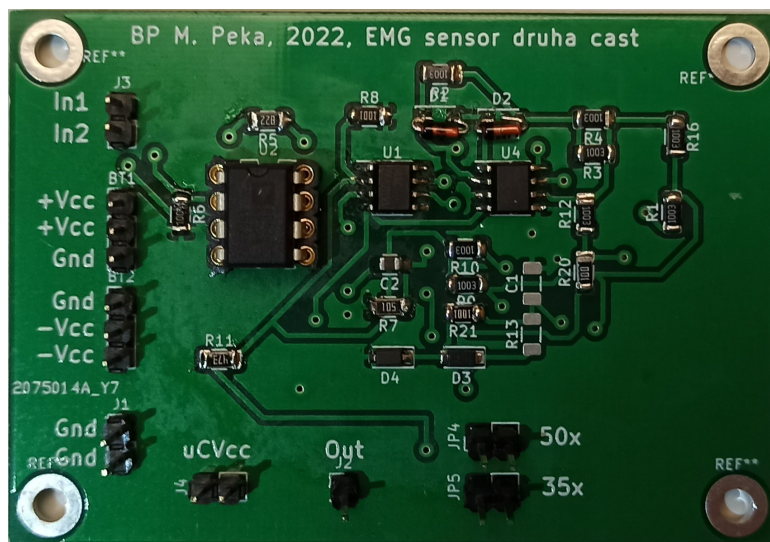
Schémata obvodů a desky plošných spojů byly realizovány v programu KiCad verze 5.1.10. Nejdříve bylo nakresleno schéma obvodu, přidány dílčí obvodové součástky, integrované obvody, pasivní součástky a napájecí konektory, jejichž modely jsou volně dostupné v knihovnách programu. Další krok bylo přidělení správných pouzder a očíslování součástek. Poslední krok byla samotná tvorba návrhu desky. Izolační mezera i šířka spoje mají velikost 0,5 mm, průchodka mezi horní a spodní vrstvou má rozměr 1,5 mm. Plošný spoj je dvouvrstvý s smd i drátovými součástkami na přední straně.

U obou desek je vlevo nahoře umístěn přístrojový zesilovač, aby byl co nejbližší vstupním přívodům signálu. V pravé části je druhý zesilovací stupeň s usměrňovacím obvodem a ochranou vstupů do mikrokontroléru. Volba zisku druhého zesilovacího stupně se na deskách volí pomocí zkratovacích propojek.

U první desky je v levé spodní části umístěn obvod aktivní země. Volba, zda je referenční elektroda připojena do obvodu pomocí aktivní země nebo pouze na referenci přístrojového zesilovače, se provádí pomocí zkratovacích propojek. Pokud jsou spojeny zkratovací propojky s názvem Drl a zároveň Oz – Ref, potom se obvod aktivní země využívá. Pokud jsou propojky Drl nepropojeny a spodní propojka Ref-Gnd je spojená, potom se obvod aktivní země nevyžívá. Tato možnost byla využita při porovnání měření velikosti odstupu signálu od šumu a byla by využita i v případě, že by obvod vlivem zpětné vazby začal kmitat.



Obrázek 3.3: Konečné provedení desky 1.



Obrázek 3.4: Konečné provedení desky 2.

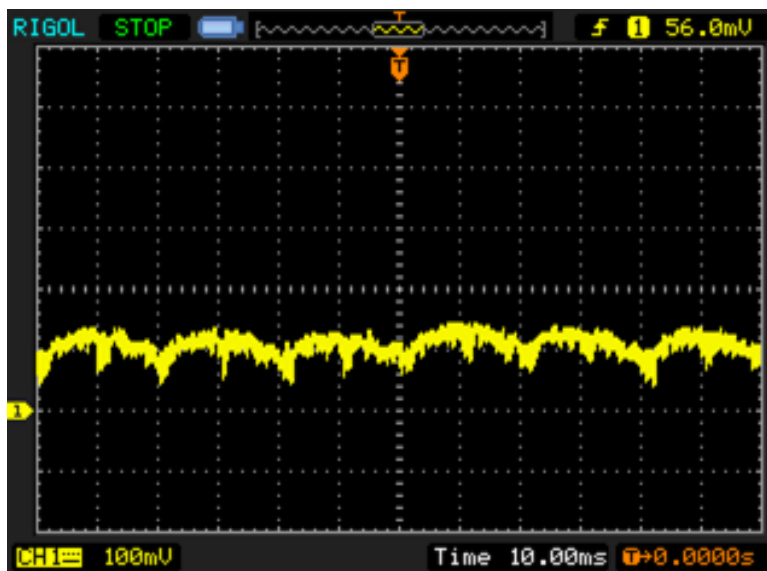
Kapitola 4

Měření

4.1 Měření signálu a přeslechů

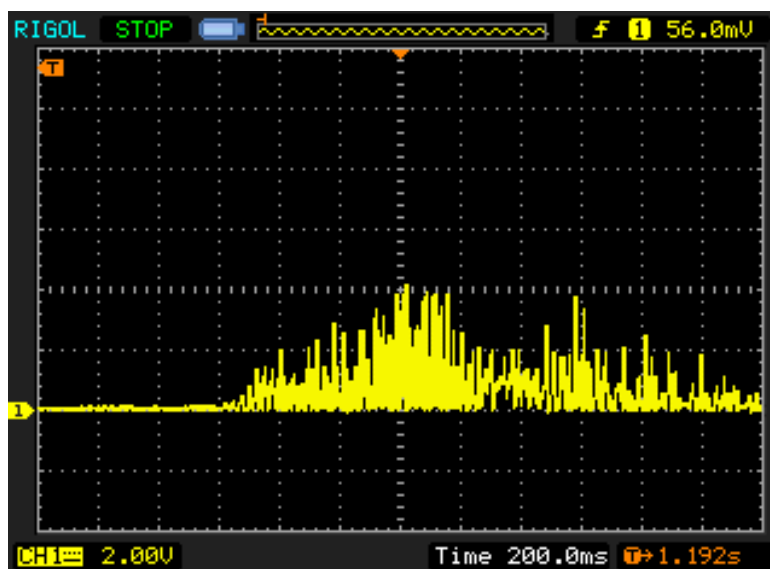
Pro měření tohoto bodu byla použita deska 1, která obsahuje i obvod aktivní země. Byla napájena ze symetrického zdroje $\pm 6V$. Vyhodnocení bylo provedeno na osciloskopu Rigol DS1102E. Měření byla provedena pro jeden kanál za účelem zjištění rozdílu mezi použitím obvodu s aktivní zemí a bez použití tohoto obvodu. Elektrody byly umístěny na biceps levé ruky a sval byl zatěžován konstantní zátěží.

Naměřený signál v klidovém stavu s použitím volby aktivní země dosahoval velikosti 50 mV.



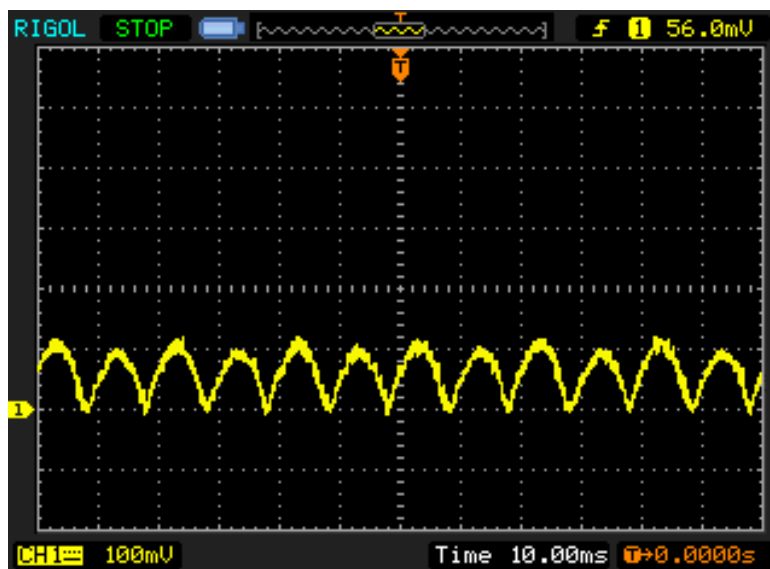
Obrázek 4.1: Naměřený průběh v klidovém stavu na osciloskopu s použitím aktivní země.

Při kontrakci měl pak signál amplitudu 4 V. Tedy odstup signálu od šumu $SRN = 38 dB$.



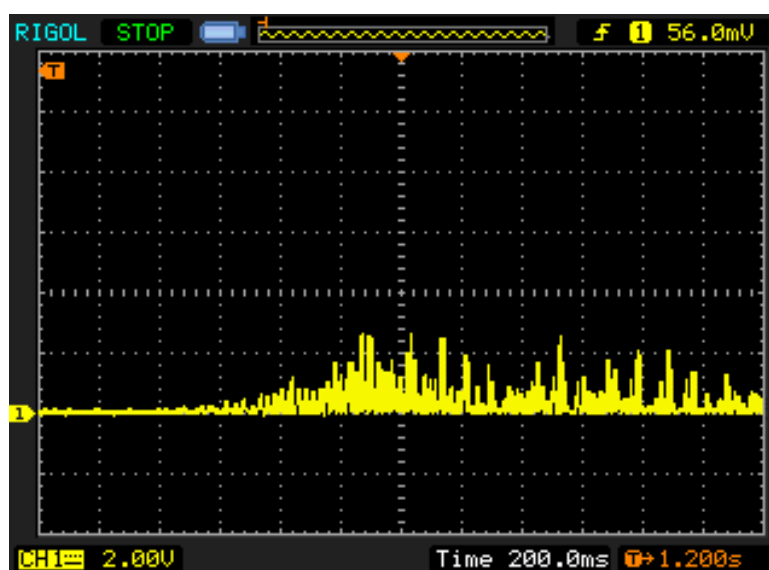
Obrázek 4.2: Naměřený průběh při kontrakci s volbou aktivní země.

Oproti použití volby bez aktivní země měl signál v klidovém stavu amplitudu 100 mV



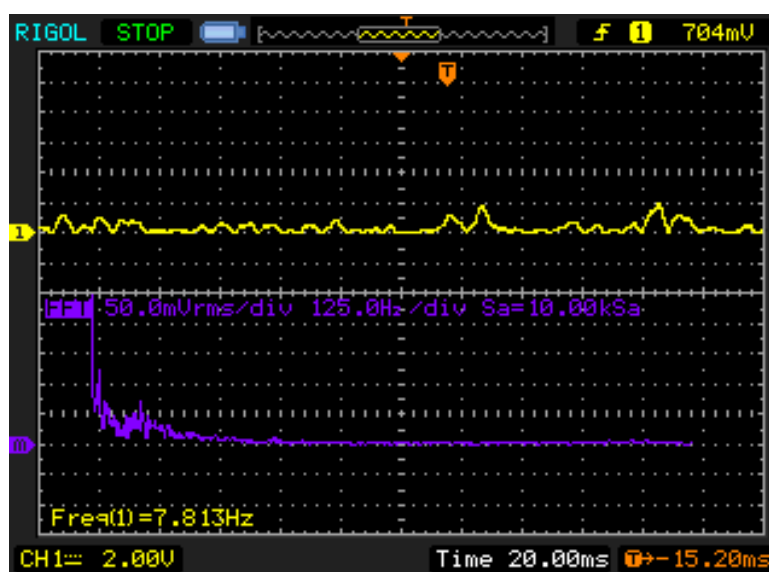
Obrázek 4.3: Naměřený průběh v klidovém stavu na osciloskopu bez použití aktivní země.

a při kontrakci 2,6 V, tedy $\text{SNR}=28$ dB.



Obrázek 4.4: Naměřený průběh při kontrakci bez volby aktivní země.

Frekvenční spektrum signálu je pak vidět na následujícím oscilogramu, zase lze porovnat sval v klidu nebo při kontrakci. Při klidovém stavu se objeví jen slabá složka síťového rušení, při kontrakci se pak spektrum signálu pohybuje zejména od 0 – 80 Hz.



Obrázek 4.5: Frekvenční spektrum při kontrakci svalu.

4.2 Získání signálu pomocí mikroprocesoru

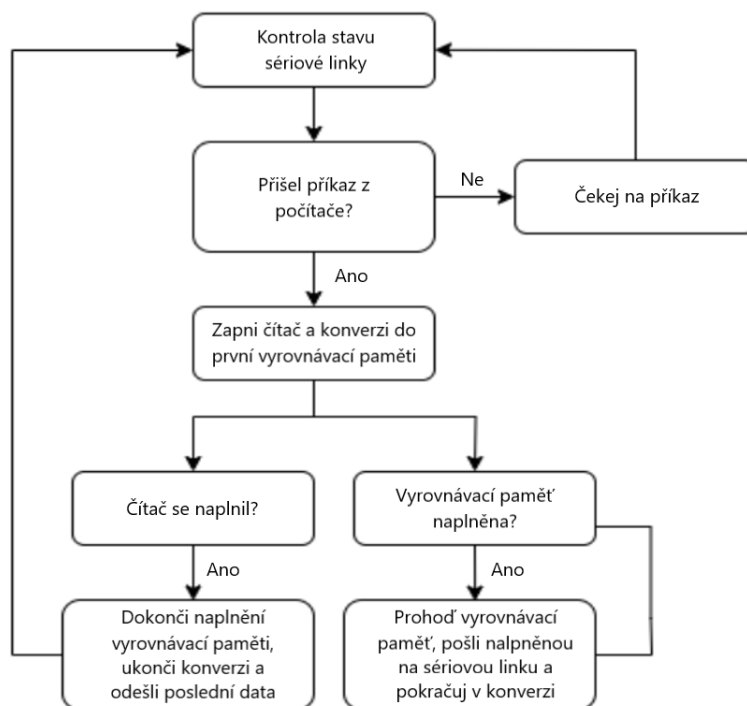
Pro určení frekvence byl použit mikroprocesor STM32F303, signál byl navzorkován a poté zpracován pomocí Matlabu.

■ Vzorkovací obvod a jeho princip

Analogová hodnota se v mikroprocesoru převádí pomocí periferie, která se nazývá ADC – analogově digitální převodník. Protože konverze analogového napětí na digitální úroveň trvá nějaký počet taktů procesoru, musí být zajištěna neměnnost přeměňovaného napětí. To se provádí přivedením signálu do obvodu Sample and Hold. Do kondenzátoru se nejprve přivede měřený signál, poté se přeruší přívod signálu a z napětí na kondenzátoru se určí navzorkovaný signál.

■ 4.2.1 Program pro navzorkování signálu

Mikroprocesor STM32F303 má tři možné druhy konverze analogově digitálního převodníku. V mém programu využívá převodník pomocí další periferie, která se nazývá Direct memory access, tedy přímý přístup do paměti. Místo aby se využíval výkon vlastního procesoru, pracuje převodník cyklicky a nezávisle ukládá data pomocí přímého přístupu do paměti. Hlavní smyčka procesoru je tedy uvolněná a lze ji využít pro jiný účel. Obdobně pracuje výpis dat na sériovou linku, místo úkonů v hlavní smyčce pracuje periferie DMA nezávisle a odesílá data z naplněné vyrovnávací paměti. V hlavní smyčce se tedy děje pouze režie programu, viz vývojový diagram programu na následujícím obrázku.



Obrázek 4.6: Vývojový diagram programu pro vzorkování.

Nejprve se provedou potřebné inicializace, jako nastavení převodníku, séri-

ové komunikace UART a logických pinů, řízení hodin a čítače. Poté se přiřadí přerušovací funkce příchozímu pinu ze sériové linky a funkce zpětného volání pro vypisování dat na sériovou linku. Následuje hlavní smyčka, ve které se provádí režie prohazování vyrovnávacích pamětí, pokud dojde k naplnění daty. Procesor při přerušování při příjmu dat z počítače spustí čítání čítače a nastartuje cyklickou konverzi do první vyrovnávací paměti. Jakmile se dokončí naplnění vyrovnávací paměti daty, spustí se funkce zpětného volání, kterou automaticky spouští převodník. Ve funkci zpětného volání se nastaví příznaková proměnná, že je konverze kompletní. Navíc se nastartuje přenos dat pomocí DMA na sériovou linku. V hlavní smyčce se zjistí změna příznakové proměnné a prohodí se ukazatel ukazující na adresu, kterou má převodník vyplnit daty.

Je to z důvodu zajištění plynulosti vzorkování dat. Když bylo vzorkováno pouze do jedné vyrovnávací paměti, docházelo k nespojitosti dat vlivem přepsání. Převodník začal naplňovat vyrovnávací paměť znovu a dřív, než druhá jednotka DMA stihla odeslat data. Na druhé straně v počítači, se to projevilo prohozením horního za spodní byte dat.

Jakmile čítač dočítá dokonce a uplyne nastavený čas, vyvolá se další funkce zpětného volání, tentokrát od čítače, ve které se zastaví převodník a vypíšu se poslední data. Poté procesor zase čeká, než přijde po sériové lince příkaz pro zaznamenávání dat.

Program byl napsán v prostředí STM Cube s použitím referenčního manuálu od firmy ST [23]. V tomto prostředí se nejprve provede nastavení vlastností použitých pinů a ostatních periférií, jako převodníku, čítače a komunikace UART. K vzorkování byl použit pin PA5, na kterém je převodník ADC2. Procesor vzorkoval s rozlišením 12 bitů, s napětovým rozsahem 0 – 3,3 V, tedy s krokem 0,8 mV na jednu hodnotu a celkem 4096 hodnot.

Základní hodiny procesoru měly takt 8 MHz, do převodníku byl pak takt snižen pomocí předděličky na 140 625 Hz. Na jednu konverzi potřebuje převodník podle referenčního manuálu 12,5 taktů hodin pro určení navzorkované hodnoty. Navíc má volitelnou dobu vzorkování do vzorkovacího obvodu Sample and Hold, nejrychlejší 1,5 taktů a v práci bylo zvoleno 61,5 taktů. Změna taktu se provádí v inicializační funkci převodníku zapsáním příslušné binární hodnoty do registru SMPR1 pro analogově digitální převodník 2.

Vzorkovací frekvence byla spočítána ze vztahu:

$$f_s = \frac{f_{adc}}{T_{conv}} = 1900,33 \text{ Hz} \quad (4.1)$$

kde f_{adc} je frekvence převodníku a T_{conv} je celkový čas nutný pro konverzi.

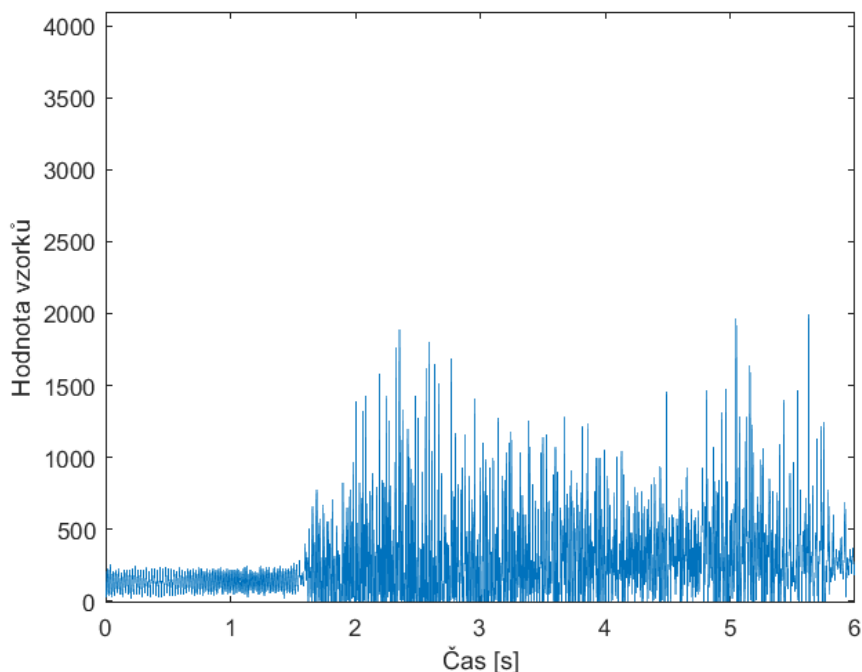
Vzorkovací frekvence je více než dvakrát větší, než je nejvyšší frekvence, která se může objevit podle zdrojů z kapitoly 2 v elektromyografickém signálu (500 Hz).

Délka čítání čítače byla určena z frekvence procesoru, vydělenou velikostí předděličky a nastavením horní hodnoty, při které má dojít k opakovanému čítání, respektive v mém programu ukončení vzorkování.

$$T_{\text{čítání}} = \frac{1}{f_{cpu}} (\text{Předdělička} + 1) (\text{Horní hodnota} + 1) = 6 \text{ s} \quad (4.2)$$

kde $T_{\text{čítání}}$ je doba, po kterou bude čítač čítat, f_{cpu} je takt procesoru, $(\text{předdělička} + 1)$ je hodnota předděličky, kterou se vydělí takt hodin mikroprocesoru, $(\text{Horní hodnota} + 1)$ je vrchní hodnota, do které čítač čítá.

Takto vypadal navzorkovaný průběh:



Obrázek 4.7: Časový průběh navzorkovaného signálu.

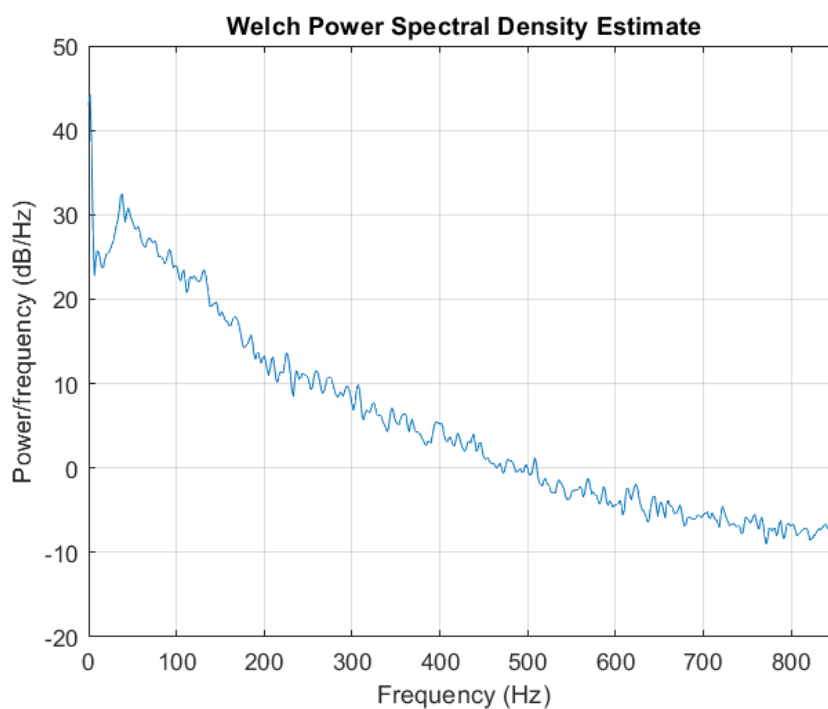
Na straně počítače byla data získávána ze sériové linky pomocí aplikace napsané v jazyce Python. Pokaždé, když byl skript puštěn, se připojil na sériovou linku. Po připojení zahodil veškerá data na sériové lince a vyslal procesoru příkaz, aby začal vzorkovat. Procesor spustil vzorkování a následné vypisování dat. Data přicházely jako `uint16_t`, tedy jedna číselná hodnota z převodníku vyslaná procesorem byla rozložena do dvou bytů, horního a spodního. Python cyklicky kontroloval zbývající počet bytů a přečetl vždy dva byty, které složil zpět dohromady do jednoho čísla, které potom zaspal do csv souboru.

V Matlabu byl načten soubor s výsledky ze vzorkování, spočítána vzorkovací frekvence, a spektrum bylo odhadnuto pomocí Welchovy metody vyhlazeného odhadu.

Welchova metoda vyhlazeného odhadu vypočítává spektrum užitím diskrétní fourierovy transformace DFT. Nejprve signál nasegmentuje na dílčí úseky s určitým překryvem a přenásobí váhovacím oknem. Následně provede na každý segment algoritmus pro výpočet Fourierovy transformace a všechny takto spočítané segmenty se zprůměrují dohromady. Výsledek se zobrazí jako spektrální výkonová hustota, ze které je možné lépe určit, jaké frekvenční složky měl měřený signál, než při pouhém spočítání Fourierovy transformace na celkový signál.

Parametry pro odhad spektra: vzorkovací frekvenci byla spočítána z délky záznamu a počtu vzorků, váhovací okno bylo zvoleno Hammingovo, s délkou 512 a přesahem 50%. Počet bodů Fourierovy transformace byl zvolen 1024. Pro zobrazený průběh byla zvolena kontrakce bicepsu, která byla navzorkována pomocí desky 1 a procesoru. Při vzorkování nebyl použit obvod aktivní země. Nejvýznamnější složky spektra jsou mezi 0 - 80 Hz. Kontrakce začala po první sekundě vzorkování až do konce uplynutí doby vzorkování. Elektrody byly použity nalepovací s gelem.

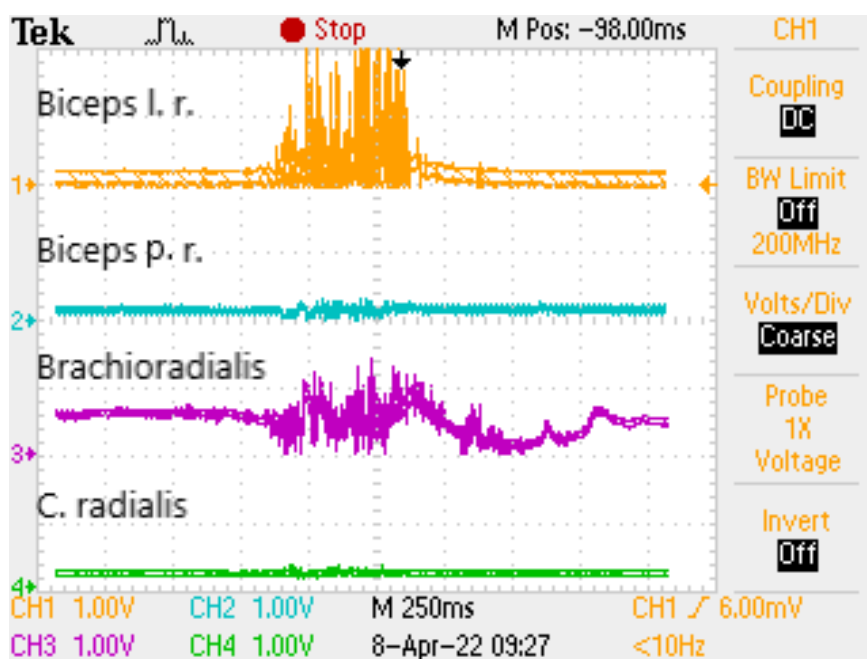
A odhad spektra:



Obrázek 4.8: Vyhlazený spektrální odhad navzorkovaného signálu.

4.3 Měření přeslechů pomocí nalepovacích elektrod

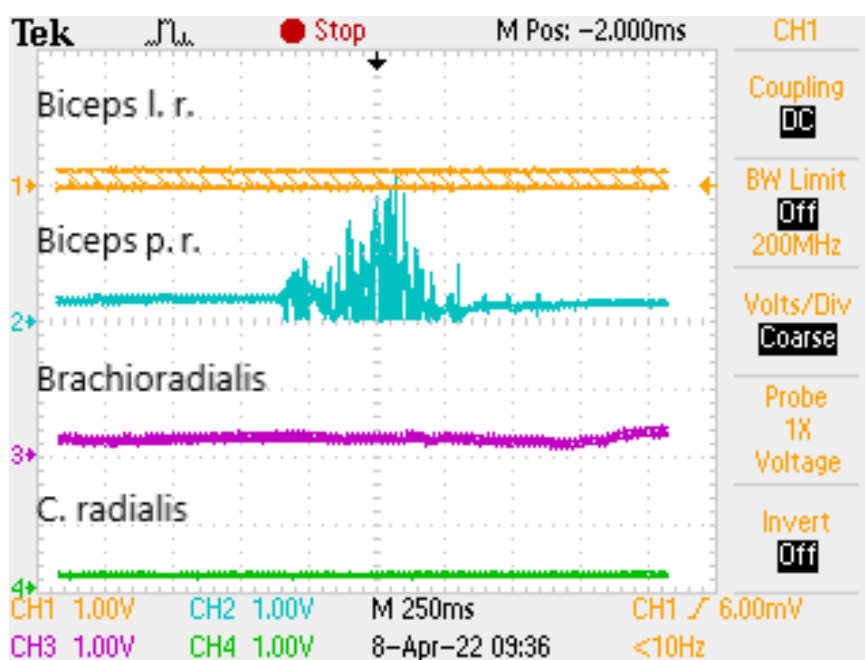
Pro měření přeslechů byl použit čtyř kanálový osciloskop Tektronix TPS2024, všechny čtyři destičky, včetně obvodu aktivní země a povrchové nalepovací elektrody s gelem. Zařízení bylo napájeno ze symetrického zdroje o napětí +6 V a -6 V. Osciloskop měl časovou základnu nastavenou na 250ms, aby byl vidět celý průběh signálu. Rozlišení všech signálů bylo nastaveno na 1V na dílek mřížky osciloskopu. Elektrody byly připevněny na oba dva bicepsy, brachioradialis a na flexor carpi radialis na levé ruce. Pro brachioradialis a carpi radialis byly rozmístěny podobně podle obrázku 4.17, který zobrazuje rozložení suchých elektrod při pozdějším měření. Provedla se série měření, vždy byl zatnut jeden sval a zaznamenán na oscilogram průběh signálu. Takto pro všechny svaly. Na následujících obrázcích žlutý kanál CH1 reprezentuje biceps na levé ruce, modrý kanál CH2 je biceps na pravé ruce, fialový kanál CH3 je sval brachioradialis a poslední čtvrtý kanál CH4 reprezentuje flexor carpi radialis.



Obrázek 4.9: První měření přeslechů, měřený sval je biceps na levé ruce (na obrázku Biceps l . r.).

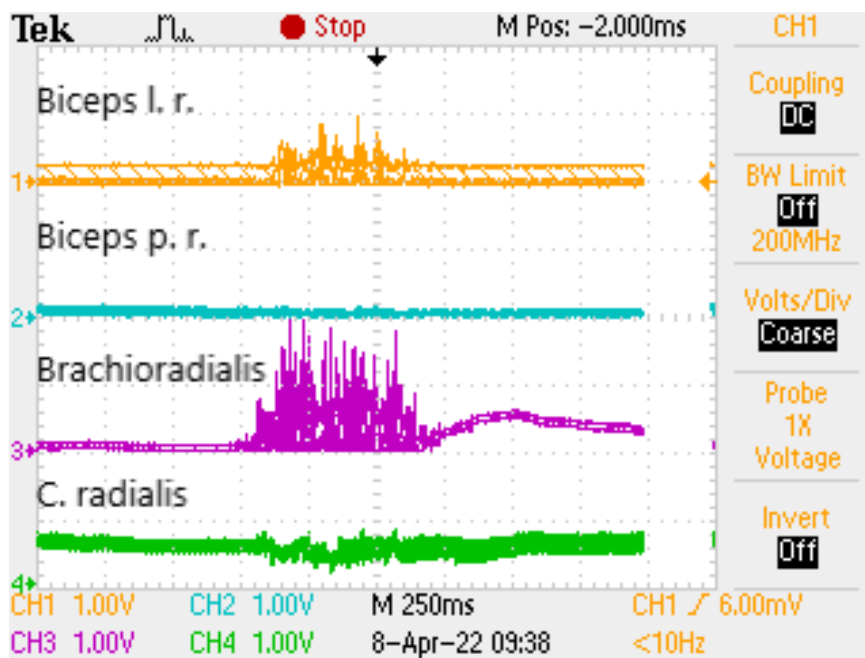
První oscilogram je měření zatnutí bicepsu na levé ruce, amplituda signálu z bicepsu i brachioradialis dosahuje větší úrovně než okolní šum.

Další měření je na pravé ruce na bicepsu, zde se žádné významné přeslechy neprojeví.



Obrázek 4.10: Druhé měření přeslechů, měřený sval je biceps na pravé ruce (na obrázku Biceps p. r.).

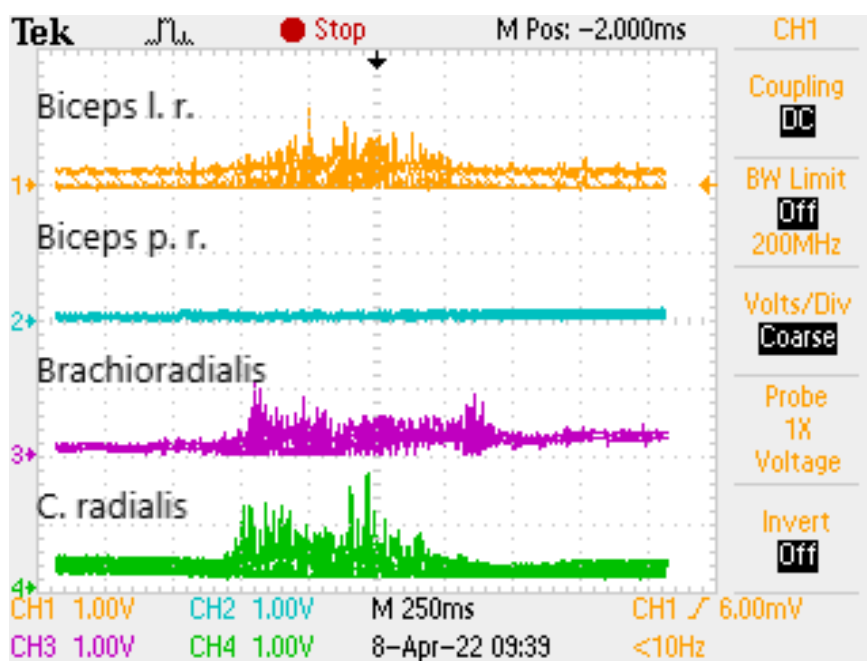
Na třetím obrázku jsem snímal brachioradialis, Přeslechy jsou vidět i na ostatních snímačích na levé ruce, ale mají menší úroveň amplitudy.



Obrázek 4.11: Třetí měření přeslechů, měřený sval je brachioradialis (na obrázku Brachioradialis).

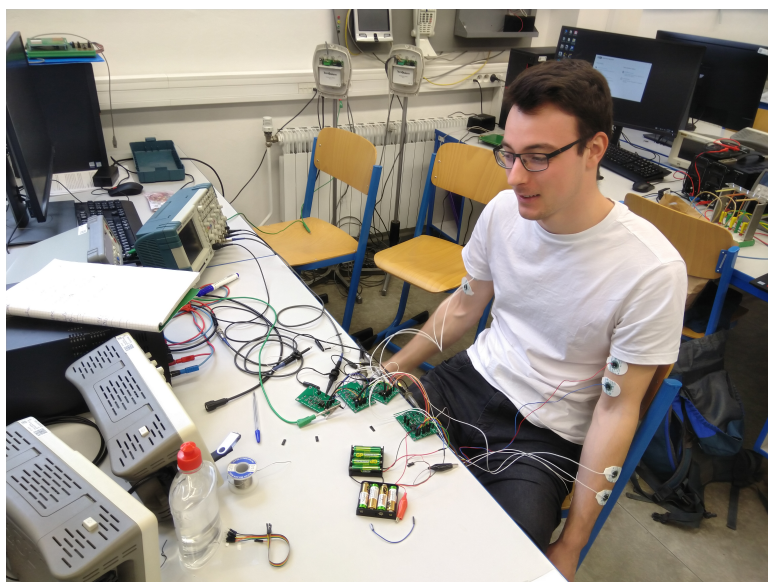
Čtvrtý oscilogram zobrazuje stisk flexoru carpi radialis. Velikost amplitudy

je podobně blízka ostatním testovaným svalům a z hlediska vyhodnocování se jedná o nejhorší případ.



Obrázek 4.12: Čtvrté měření přeslechů. měřený sval je carpi radialis (na obrázku C. radialis).

Takto vypadalo sestavené pracoviště pro měření přeslechů pomocí nalepovacích elektrod:

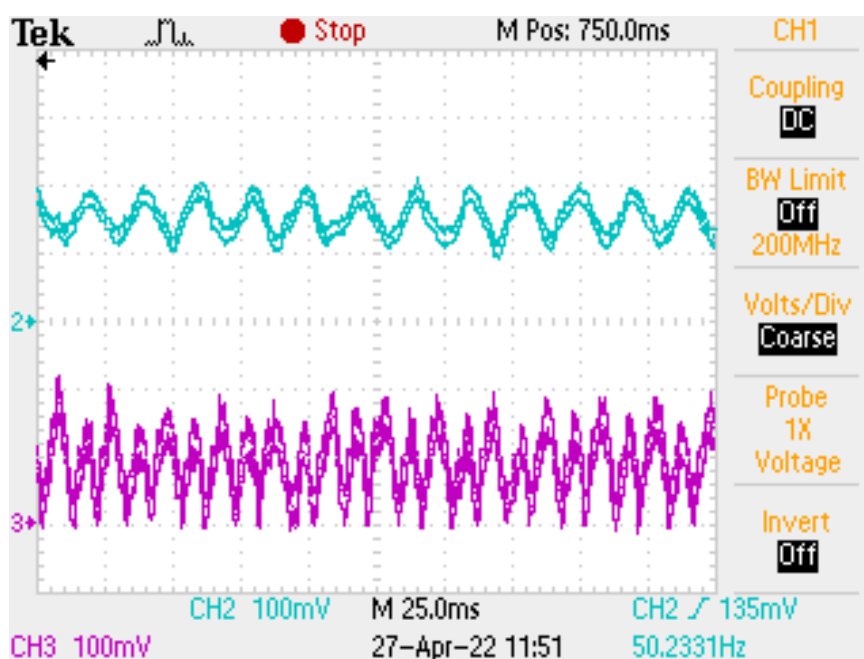


Obrázek 4.13: Sestavené měřící pracoviště pro měření přeslechů pomocí nalepovacích elektrod.

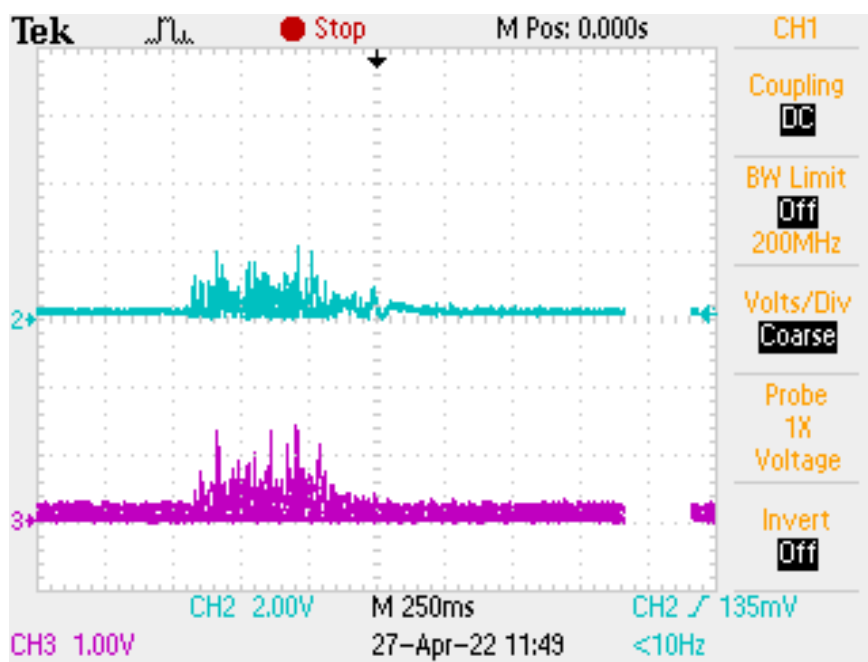
4.4 Měření přeslechů pomocí suchých elektrod

Pro zjištění rozdílu byl vyroben rukáv, na který byly našity kovové elektrody z nerezové oceli, o průměru 20 mm. S rostoucím průměrem elektrod se podle [24] zmenšuje impedance mezi elektrodou a kůží. Vysoká impedance vede ke ztrátě snímaného signálu, zkreslení nebo většímu rušení od síťového napětí. Tento problém lze eliminovat užitím rozdílového zesilovače se 100x větším odporem, než je odpor elektrod. Navíc byl použit ještě vodivý gel pro EKG, který velmi sníží impedanci použitých suchých elektrod.

Na následujících dvou oscilogramech 4.14 a 4.15 jsou nasnímané signály pomocí suché elektrody, na které byl aplikován vodivý gel (modrý průběh, kanál CH2) signál odebíraný z téhož místa, na kterém vodivý gel nebyl nanesen (fialový průběh) CH4. Na obrázku 4.14 měly oba dva kanály CH2 a CH3 rozlišení nastaveno na 100 mV na dílek, oscilogram zobrazuje rozdíl šumu, když byl sval v klidu. Na obrázku 4.15 měl kanál CH2 rozlišení nastaveno na 2 V na dílek, kanál CH3 měl nastaveno 1 V na dílek, obrázek ukazuje rozdíl mezi signály při kontrakci.



Obrázek 4.14: Rozdíl průběhu mezi rušivým signálem při použití gelu.

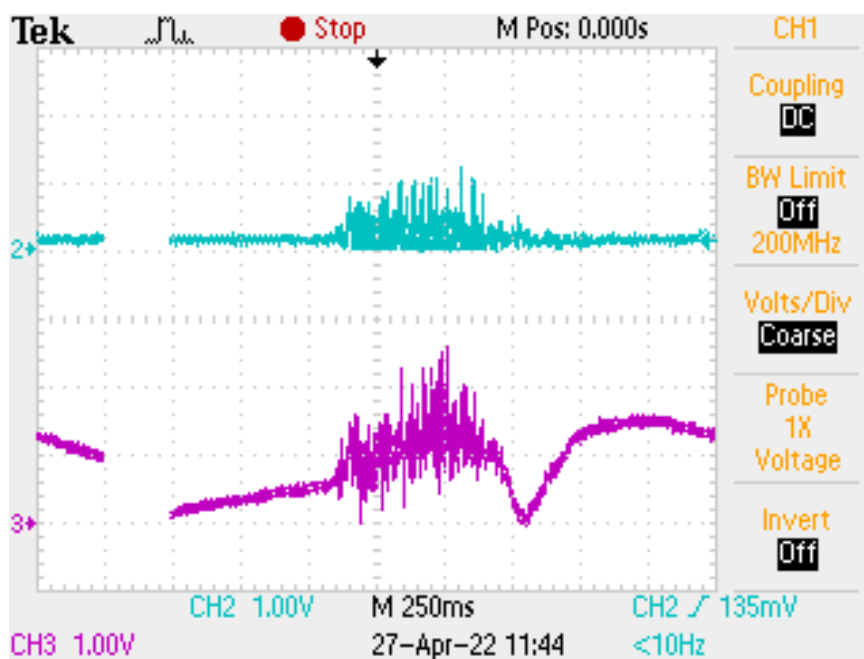


Obrázek 4.15: Rozdíl mezi rušivým signálem při použití gelu.

Rušení od síťového napětí je téměř dvakrát tak větší než při použití gelu. Velikost odstupu signálu od šumu pro první změřený průběh je 21,5 dB, druhého je 10,8 dB.

Navíc se při nepoužití vodivého gelu objevilo velké množství pohybových artefaktů. Pohybové artefakty se navíc objevily díky menšímu přitlaku elektrod než s použitím suchých nalepovacích, které se při měření téměř nepohybovaly. Protože má signál pohybového artefaktu dominantní složky frekvencí mezi 0 – 20 Hz, byl upraven filtr horní propusti na všech deskách podle rovnice 3.2 na 6,66 Hz oproti doporučené hodnotě z katalogového listu, tak aby se pohybové artefakty potlačily.

Na následujícím obrázku 4.16 je srovnání průběhu se změněným filtrem a filtrem původní pouze pro odstranění stejnosměrné složky. Signál byl snímán z bicepsu, ze stejných míst. Modrý průběh kanálu CH2 měl změněný filtr, fialový průběh kanálu CH3 neměl.



Obrázek 4.16: Příklad průběhu bez a s pohybovými artefakty.

Z těchto měření byl vyvozen závěr, aby měl měřící obvod filtr potlačující pohybové artefakty, a navíc aby na elektrody byl použit vodivý gel. Pro účely vyhodnocení na základě získané amplitudy je to dostatečné.

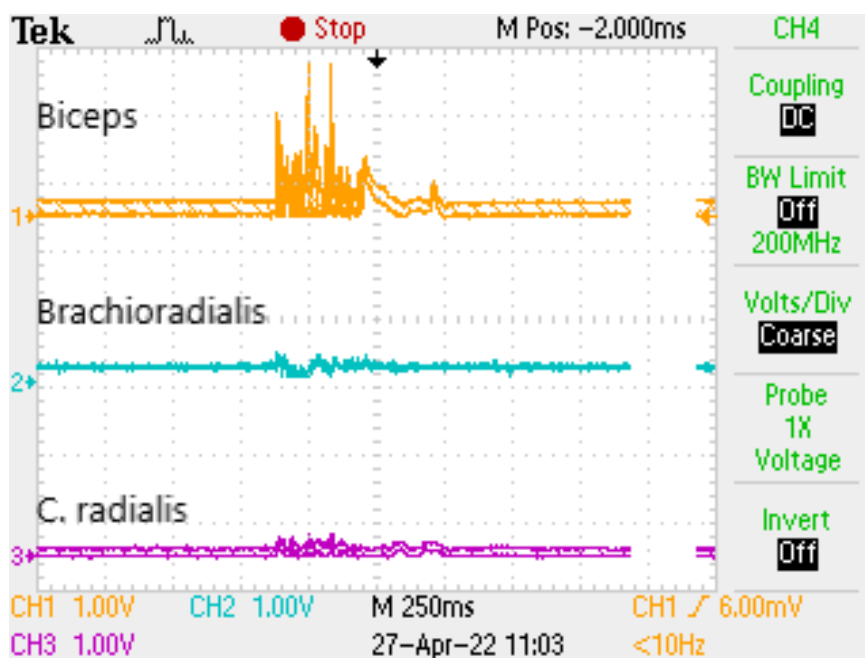
Na rukávu byly elektrody umístěny na stejné svaly, jaké se měřily pomocí nalepovacích elektrod. Navíc na carpi radialis a brachioradialis bylo o elektrodu navíc, aby bylo možno změřit více poloh a najít optimální rozložení s nejmenšími přeslechů a zároveň největší silou signálu.



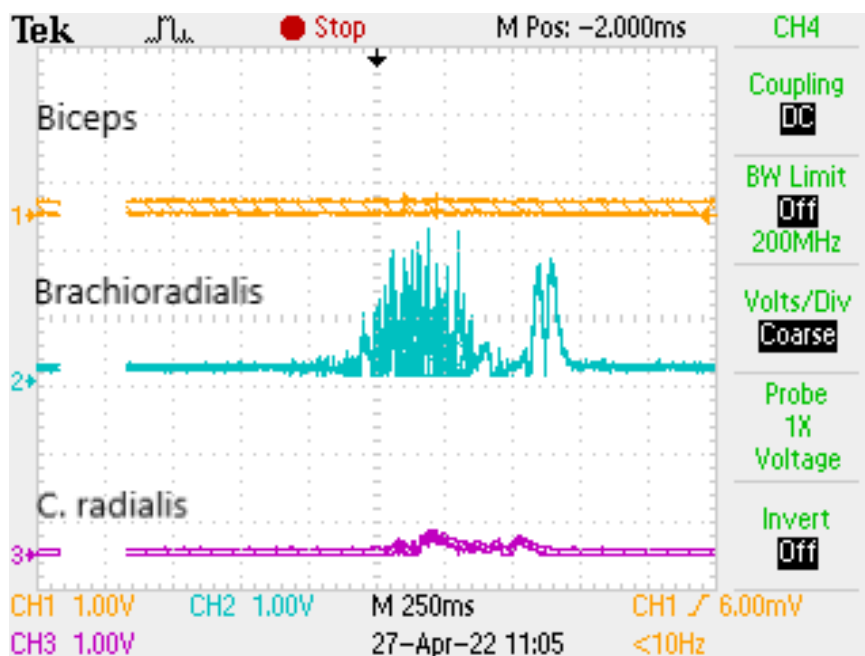
Obrázek 4.17: Rozmístění elektrod, vlevo je sval carpi radialis a v pravo brachioradialis, obrázek převzat a upraven z [25].

Nejsilnější signál byl získán, když byly elektrody rozmístěny ve větších vzdálenostech, se středy vzdálenými od sebe 70 mm a 80 mm, než když byly blíže u sebe (středy vzdáleny 30 - 40 mm). Také přeslechy dosahovaly ale vyšších úrovní.

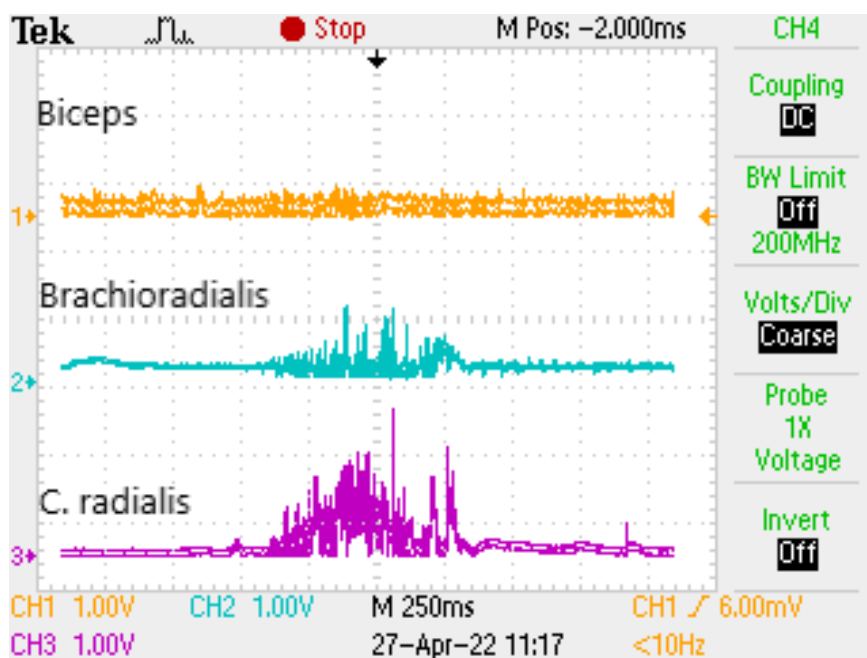
V příloze jsou všechny změřené průběhy, na jejich základě je optimální rozmístění suchých elektrod na měřicím rukávu tak, jak jsou na průbězích 4.18 pro biceps, 4.19 pro brachioradialis a 4.20 pro capri radialis. Pozice elektrod jsou v obou případech svalů brachioradialis a carpi radialis polohovány blíže k lokti.



Obrázek 4.18: Naměřený průběh na bicepsu při optimálním rozložení elektrod.



Obrázek 4.19: Naměřený průběh na brachioradialis při optimálním rozložení elektrod.



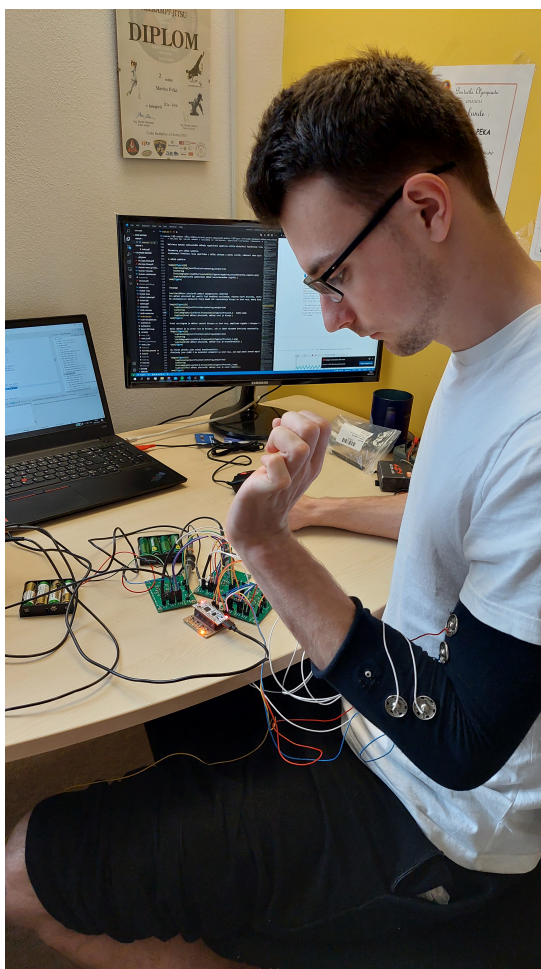
Obrázek 4.20: Naměřený průběh na carpi radialis při optimálním rozložení elektrod.

Průběhy jsou velmi podobné nalepovacím gelovým elektrodám, síla získaného signálu je menší, a míra přeslechů při zatnutí bicepsu je znatelněji menší. Na základě těchto měření byl naprogramován procesor pro jednoduché vyhodnocení měřeného signálu.

Výsledek vyhodnocení bylo zobrazováno rozsvěčováním LED, pro které byla navržena další deska, schéma i přední a zadní strana návrh desky plošného spoje je v příloze. V levé části desky jsou přívodní konektory signálu, napájení a výstup referenčního napětí mikroprocesoru, které se zapojí na přívod referenčních napětí na desce 1 a 2. Uprostřed desky je místo na vsazení nuclea a v pravé části jsou tranzistory s ochranným rezistorem z výstupu mikroprocesoru na vstup báze G tranzistoru a odporem vedeným z báze na zem přípravku pro vybití kapacity, která vznikne pod elektrodou báze tranzistoru, za účelem rychlé možnosti spínání, respektive vypínání. Každá LED má navíc odpor pro nastavení pracovního bodu diody.

4.5 Testování vícekanálového ovládacího zařízení

Pro testování vícekanálového ovládacího zařízení bylo sestaveno měřící pracoviště. Signály byly měřeny pomocí suchých elektrod našitých na rukávu zmíněném v kapitole 4.4. Na obrázku 4.21 jsou vidět zapojeny čtyři navržené obvody. První signalizační dioda oranžové barvy zobrazuje aktuálně stisknutý sval brachioradialis. Ostatní stisknutí svalů je v příloze E.1.



Obrázek 4.21: Testování vícekanálového ovládacího zařízení, zatnutý sval brachioradialis rozsvítil první LED.

4.5.1 Popis programu pro vyhodnocení a reprezentaci zařízení pro ovládání

Pro vyhodnocení byl použit stejný procesor STM32F303, jako pro vzorkování signálu za účelem určení frekvence 4.2.1. Program byl napsán obdobně v prostředí STMCube v jazyce C.

V procesoru nejprve proběhnou prvotní nastavení pinů, hodin, analogově číslicového převodníku a čítače. Pro čtení analogových hodnot je použit převodník ADC1, tedy piny PA0, PA1, a PB0. Pro výstupní piny ovládající báze tranzistorů jsou použity piny PA8, PA11 a PF0. Pro čítání je nastaven čítač Timer 2.

Poté se nastartuje čítač, dobu čítání jsem nastavil na 5 ms z rovnice 4.2, abych splnil vzorkovací teorém a vzorkovací frekvence byla nastavena na 2 kHz. Jakmile dojde k načítání do nastavené hodnoty, čítač zavolá svoji funkci zpětného volání, ve které se přečtou navzorkované hodnoty z převodníku. Převodník pracuje v režimu SCAN Conversion, tedy do vzorkovacího obvodu

každého z kanálů ve stejný čas uloží příchozí signál a poté ho postupně převede na digitální hodnotu. Výsledek je tak vzorkování tří signálů ve stejný okamžik.

Získaná data jsou vyhodnocovány pomocí klouzavého průměru. Hodnoty jsou vloženy na začátek fronty a poslední hodnota je z fronty vymazána, následně se provede průměr ze všech prvků, které jsou obsaženy ve frontě a číselný výsledek se uloží do proměnné, která se vyhodnocuje cyklicky v nekonečné hlavní smyčce. Na první vstup PA0 byl přiveden signál ze flexoru carpi radialis, na druhý vstup PA1 byl přiveden signál z bicepsu a na poslední byl přiveden ze svalu brachioradialis. Pokud byla hodnota odpovídající prvnímu kanálu větší než 0,3 V, byla sepnuta příslušná LED signalizující stisk svalu carpi radialis. Pokud byla hodnota druhého kanálu větší než 0,8 V, byl stisknut biceps a rozsvícena příslušná LED. Poslední LED se rozsvítila, pokud sval brachioradialis překročil hodnotu 0,8 V a zároveň byl přeslech z carpi radialis menší než 0,3 V. Jinak byl přívod ke všem LED vypnutý.



Kapitola 5

Další možnosti rozšíření

Práce by byla možná rozšířit o ostřejší filtr pro pohybové artefakty. Také by bylo možné použít strojové učení k určení modelu, který by lépe rozlišoval mezi přeslechmi měřeného signálu, nebo implementace jiné pokročilé metody číslicového zpracování signálu, jako třeba vlnková transformace.

Možné vylepšení by bylo i u technologie suchých elektrod použitých při snímání pomocí rukávu.

Kapitola 6

Závěr

Podle zadání bakalářské práce se podařilo splnit všechny zadané body. Cílem práce bylo nejprve prostudovat problematiku snímání elektromyografického signálu a navrhnout zařízení schopné takový signál změřit. Byly navrženy a osazeny desky plošných spojů, pomocí kterých bylo možné měřit přeslechy mezi svaly a bylo možné přidávat libovolné množství kanálů.

Zařízením bylo možné změřit velikost amplitudy elektromyografického signálu a navzorkovat ho pro pozdější odhad výkonového spektra pomocí číslicového zpracování.

Byly porovnány rozdíly mezi profesionálními nalepovacími elektrodami a suchými elektrodami z nerezové oceli našité na rukávu. Dále bylo nalezeno optimální rozložení suchých elektrod tak, aby získaný signál byl co největší a zároveň aby velikost amplitudy přeslechů byla nejmenší možná. Na základě získaných dat byl naprogramován procesor pro rozlišení mezi přeslechy a ovládání zařízení.

V průběhu práce se vyskytlo několik problémů, které se podařilo odstranit. Prvním problémem byly parazitní vstupní proudy u přístrojového zesilovače, které měly za následek saturační napětí na výstupu obvodu. Zde pomohl na jeden ze vstupu připojit rezistor na zem, přes který se proudy uzavřely. Druhý problém se vyskytl u vzorkování signálu pomocí mikroprocesoru a posílání dat přes sériovou linku. Docházelo k nespojitosti mezi vzorky a špatnému odesílání přes sériovou linku. Řešením bylo podtaktovat analogově digitální převodník na nižší ale dostatečně velikou vzorkovací frekvenci a prohazovat vyrovnávací paměť, do které převodník ukládal data. Další problém se vyskytl při měření pomocí suchých elektrod, které měli velikou impedanci a tudíž se objevilo větší síťové rušení. Také se při kontrakci vytvářelo velké množství pohybových artefaktů. Vyřešil to gel používaný při EKG a změna mezní frekvence filtru horní propusti.



Literatura

- [1] Elektromyografie. *Fakulta tělesné výchovy Univerzita Karlova* [online]. Praha, 2018 [cit. 2022-03-03]. Dostupné z: <https://ftvs.cuni.cz/FTVS-1512.html>
- [2] REAZ, M. B. I., M. S. HUSSAIN a F. MOHD-YASIN. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. *Biological Procedures Online* [online]. 2006, 8(1), 11-35 [cit. 2021-10-28]. ISSN 1480-9222. Dostupné z: [doi:10.1251/bpo115](https://doi.org/10.1251/bpo115)
- [3] WANG, Jingpeng, Liqiong TANG a John E BRONLUND. Surface EMG Signal Amplification and Filtering. *International Journal of Computer Applications* [online]. 2013, 82(1), 15-22 [cit. 2021-10-27]. ISSN 09758887. Dostupné z: [doi:10.5120/14079-2073](https://doi.org/10.5120/14079-2073)
- [4] DUBEY, Rahul, Mohit KUMAR, Abhay UPADHYAY a Ram Bilas PACHORI. Automated diagnosis of muscle diseases from EMG signals using empirical mode decomposition based method. *Biomedical Signal Processing and Control* 2022, 71(), 10-18. ISSN 17468094. Dostupné z: [doi:10.1016/j.bspc.2021.103098](https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103098)
- [5] SHAHANDASHTI, Peyman Fayyaz, Hamed POURKHEYROLLAH, Amir JAHANSHAHI a Hassan GHAFORIFARD. Highly conformable stretchable dry electrodes based on inexpensive flex substrate for long-term biopotential (EMG/ECG) monitoring. *Sensors and Actuators A: Physical*. Sensors and Actuators A: Physical. 2019, (295), 678-686. ISSN 0924-4247. Dostupné z: [doi:https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.06.041](https://doi.org/10.1016/j.sna.2019.06.041)
- [6] DAY, Scott. *Important factors in surface EMG measurement*. Bortec Biomedical Ltd Publishers, 2002, 1-17.
- [7] ZAHAK, Muhammad. Signal Acquisition Using Surface EMG and Circuit Design Considerations for Robotic Prosthesis. *Computational Intelligence in Electromyography Analysis - A Perspective on Current Applications and Future Challenges*. InTech, 2012. ISBN 978-953-51-0805-4. Dostupné z: [doi:10.5772/52556](https://doi.org/10.5772/52556)

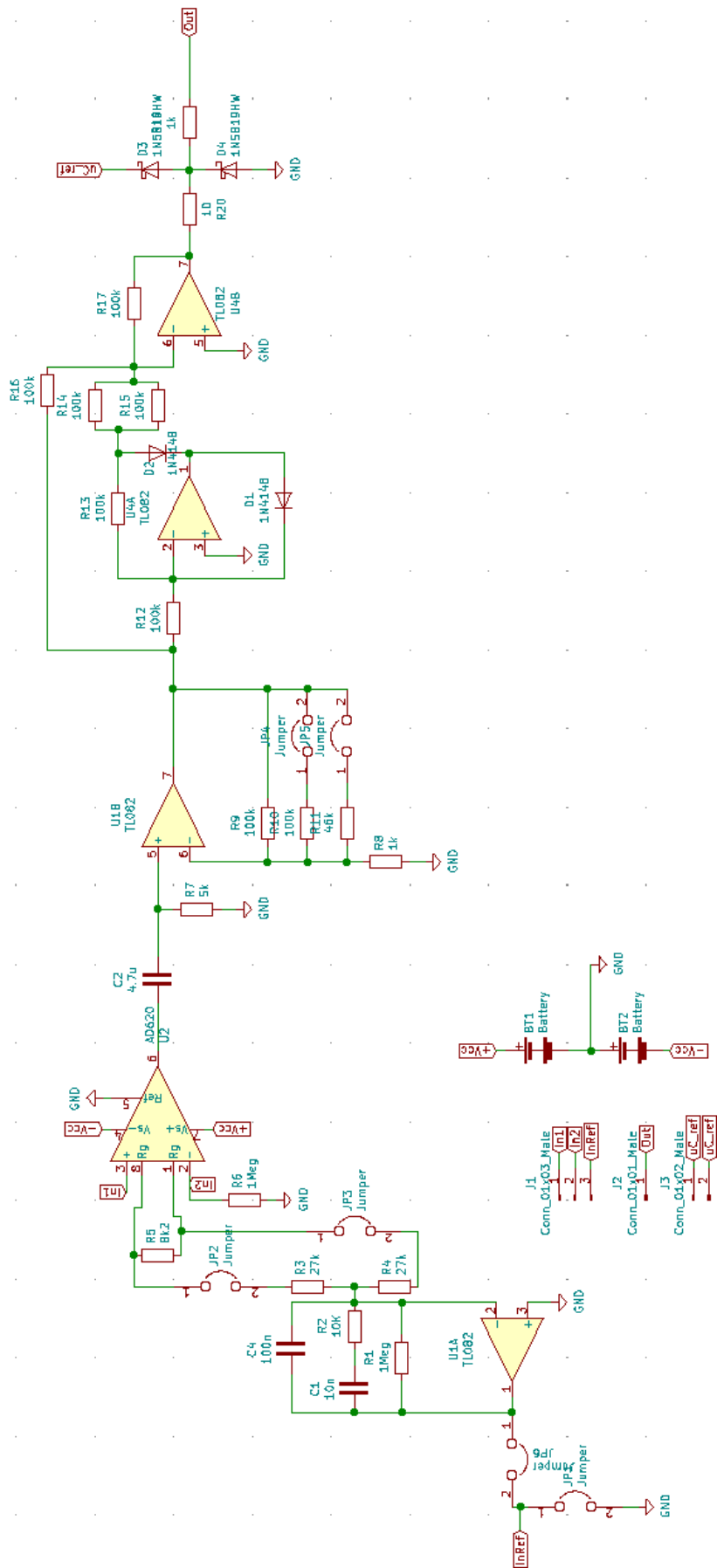
- [8] DE LUCA, Carlo J. The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. *Journal of Applied Biomechanics* [online]. 1997, 13(2), 135–163 [cit. 2022-04-18]. ISSN 543-2688. Dostupné z: doi:<https://doi.org/10.1123/jab.13.2.135>
- [9] DE LUCA, Carlo J. *A Practicum on the Use of Surface EMG Signals in Movement Sciences* [online]. Boston MA, USA: DelSys, 2008 [cit. 2022-03-14]. ISBN 978-0-9798644-0-7. Dostupné z: <https://delsys europe.com/downloads/TUTORIAL/a-practicum-on-the-use-of-semg-signals-in-movement-sciences.pdf>
- [10] HUIGEN, E., A. PEPPER a C. A. GRIMBERGEN. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2002, 40(3), 332-338 [cit. 2022-03-14]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:[10.1007/BF02344216](https://doi.org/10.1007/BF02344216)
- [11] MESIN, Luca. Crosstalk in surface electromyogram: literature review and some insights. *Physical and Engineering Sciences in Medicine* [online]. 2020, 43(2), 481-492 [cit. 2022-03-14]. ISSN 2662-4729. Dostupné z: doi:[10.1007/s13246-020-00868-1](https://doi.org/10.1007/s13246-020-00868-1)
- [12] HUIGEN, E., A. PEPPER a C. A. GRIMBERGEN. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Medical & Biological Engineering & Computing* [online]. 2002, 40(3), 332-338 [cit. 2022-03-14]. ISSN 0140-0118. Dostupné z: doi:[10.1007/BF02344216](https://doi.org/10.1007/BF02344216)
- [13] DE LUCA, Carlo J. *Surface electromyography: Detection and recording* [online]. DelSys Incorporated, 2002 [cit. 2022-03-19]. Dostupné z: <https://www.delsys.com/downloads/TUTORIAL/semg-detection-and-recording.pdf>
- [14] MCMANUS, Lara, Giuseppe DE VITO a Madeleine M. LOWERY. Analysis and Biophysics of Surface EMG for Physiotherapists and Kinesiologists: Toward a Common Language With Rehabilitation Engineers. *Frontiers in Neurology*. 2020, 11. ISSN 1664-2295. Dostupné z: doi:[10.3389/fneur.2020.576729](https://doi.org/10.3389/fneur.2020.576729)
- [15] FISCHER-CRIPPS, A.C. Digital signal processing. *Newnes Interfacing Companion* [online]. Elsevier, 2002, 2002, 269-283 [cit. 2022-03-18]. ISBN 9780750657204. Dostupné z: doi:[10.1016/B978-075065720-4/50121-2](https://doi.org/10.1016/B978-075065720-4/50121-2)
- [16] VAN DRONGELEN, Wim. Continuous, Discrete, and Fast Fourier Transform. *Signal Processing for Neuroscientists* [online]. Elsevier, 2018, 2018, 103-118 [cit. 2022-03-18]. ISBN 9780128104828. Dostupné z: doi:[10.1016/B978-0-12-810482-8.00006-0](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-810482-8.00006-0)
- [17] KEHTARNAVAZ, Nasser. Frequency Domain Processing. *Digital Signal Processing System Design* [online]. Elsevier, 2008, 2008, 175-196 [cit. 2022-03-18]. ISBN 9780123744906. Dostupné z: doi:[10.1016/B978-0-12-374490-6.00007-6](https://doi.org/10.1016/B978-0-12-374490-6.00007-6)

- [18] CHOWDHURY, Rubana, Mamun REAZ, Mohd ALI, Ashrif BAKAR, Kalaiivani CHELLAPPAN a Tae CHANG. Surface Electromyography Signal Processing and Classification Techniques. *Sensors* [online]. 2013, **13**(9), 12431-12466 [cit. 2022-03-19]. ISSN 1424-8220. Dostupné z: doi:10.3390/s130912431
- [19] DOSTÁL, J. *Operační zesilovače*, Praha 2005, Nakladatelství BEN - technická literatura, ISBN 80-7300-049-5.
- [20] ACHARYA, V. *Improving CommonMode Rejection Using the Right-Leg Drive Amplifier* [online application report]. Dallas, Texas 2011, Texas Instruments Incorporated, [cit.25.4.2022]. Dostupné z: https://e2e.ti.com/cfs-file/__key/communityserver-discussions-components-files/73/Improving-Common_2D00_Mode-Rejection-Using-the-Right_2D00_Leg-Driver-Amplifier.pdf
- [21] Analog Devices, Inc. [online katalogový list] *AD620* Rev. H, 2011 [cit.25.4.2022]. Dostupné z: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/ad620.pdf>
- [22] STMicroelectronics [online katalogový list] *TL081* Rev. 3, 2008 [cit.25.4.2022]. Dostupné z: <https://www.st.com/resource/en/datasheet/tl081.pdf>
- [23] STMicroelectronics [online referenční manuál] *RM0316 Reference manual* Rev. 8, 2017, DocID022558, Dostupné z: https://www.st.com/resource/en/reference_manual/dm00043574-stm32f303xb-c-d-e-stm32f303x6-8-stm32f328x8-stm32f358xc-stm32f398xe-advanced-arm-based-mcus-stmicroelectronics.pdf
- [24] CLANCY, E.A, E.L MORIN a R MERLETTI. Sampling, noise-reduction and amplitude estimation issues in surface electromyography. *Journal of Electromyography and Kinesiology* [online]. 2002, **12**(1), 1-16 [cit. 2022-04-28]. ISSN 10506411. Dostupné z: doi:10.1016/S1050-6411(01)00033-5
- [25] HANZALOVÁ, J a J HEMZA. Základy anatomie pohybového ústrojí: Svaly předloktí. In: *Fakulta sportovních studií, Masarykova univerzita* [online]. 2012 [cit. 2022-04-29]. Dostupné z: https://is.muni.cz/do/fsps/e-learning/zaklady_anatomie/zakl_anatomie_I/pages/svaly_horni_koncetiny.html

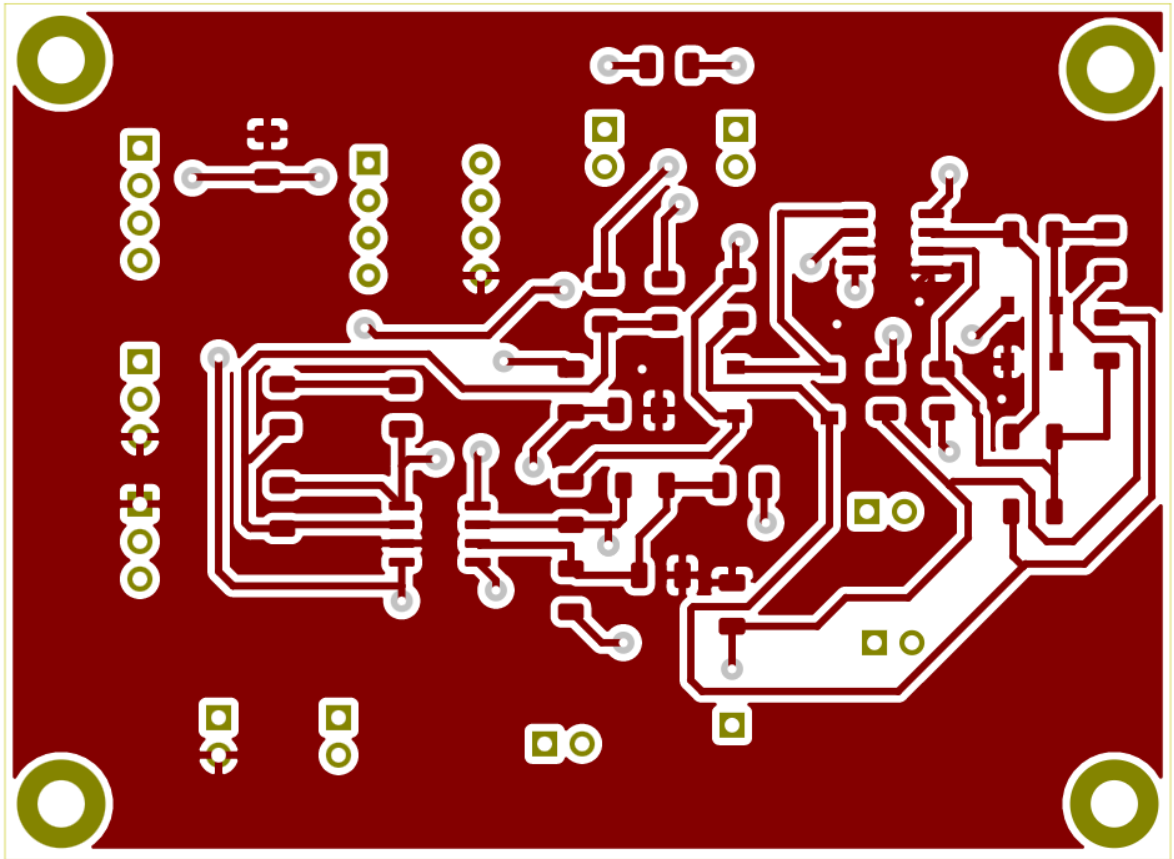


Příloha A

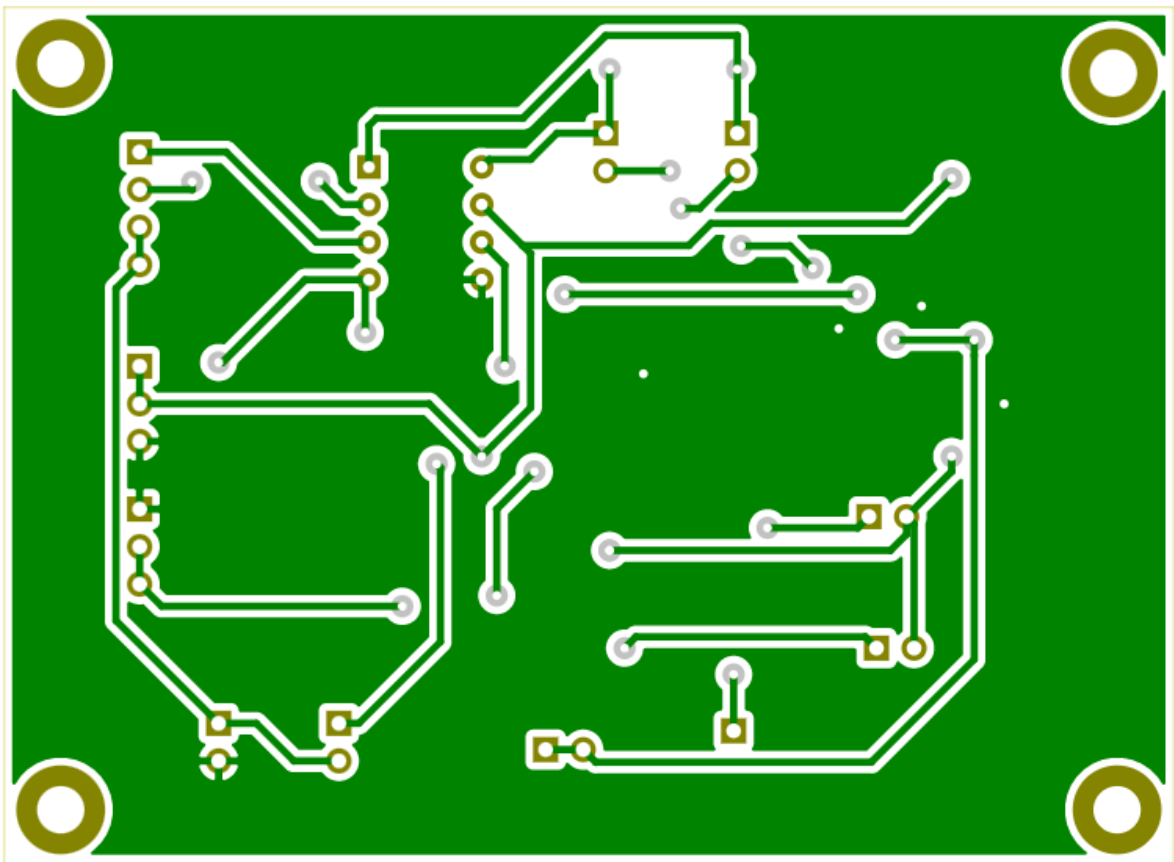
Schéma a návrh desek plošného spoje desky 1



Obrázek A.1: Schéma Deska 1.



Obrázek A.2: Vrchní vrstva plošného spoje desky 1.

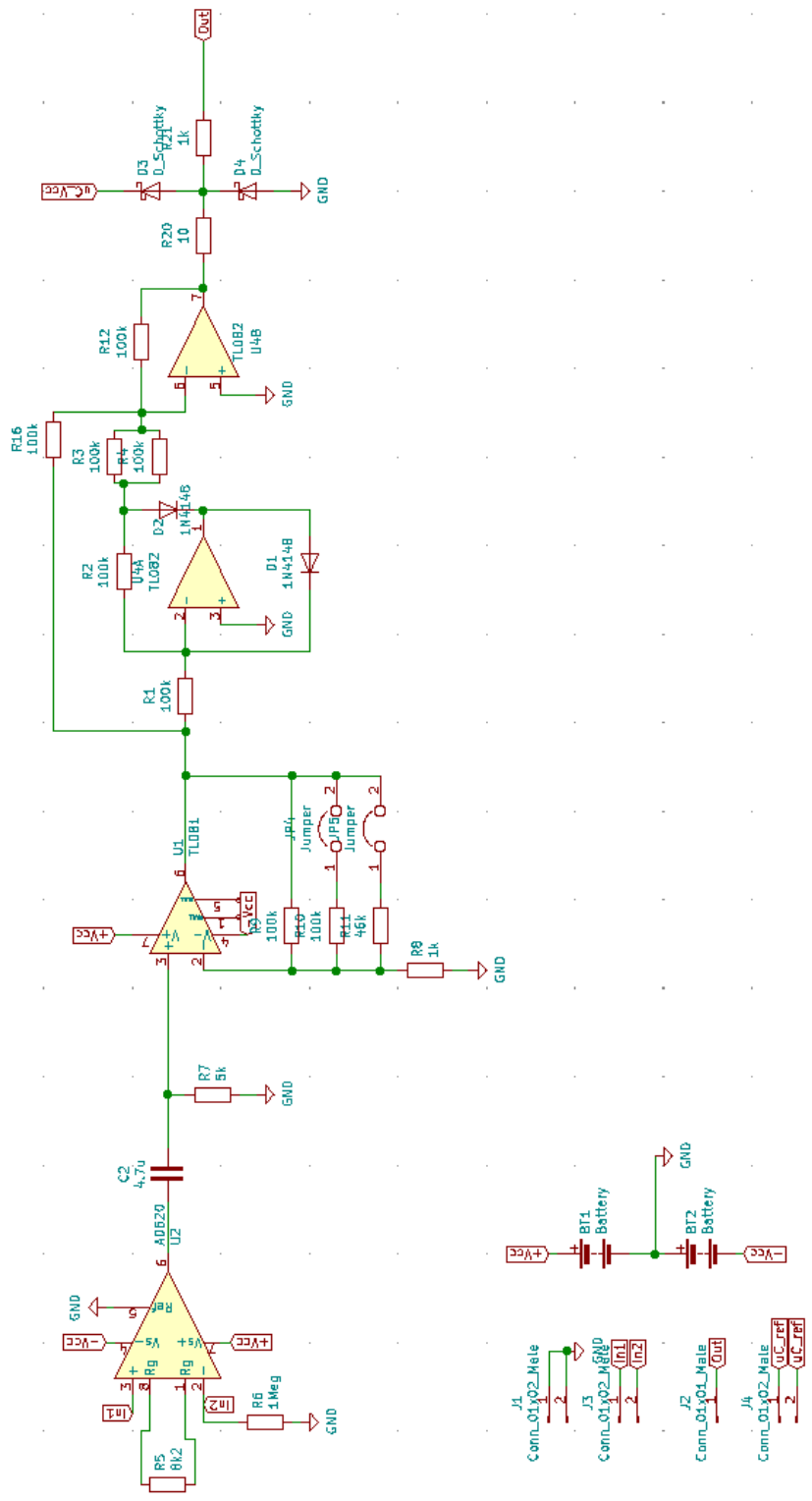


Obrázek A.3: Spodní vrstva plošného spoje desky 1.

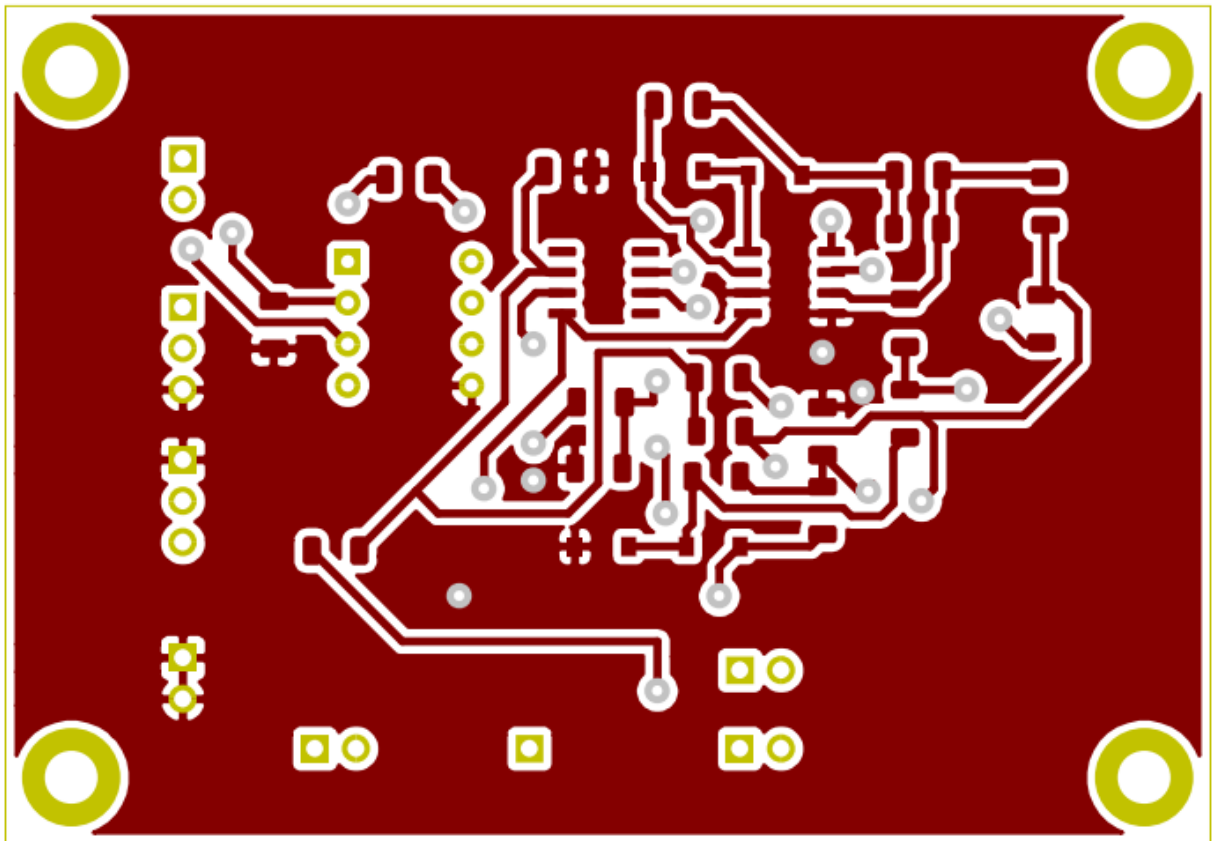


Příloha B

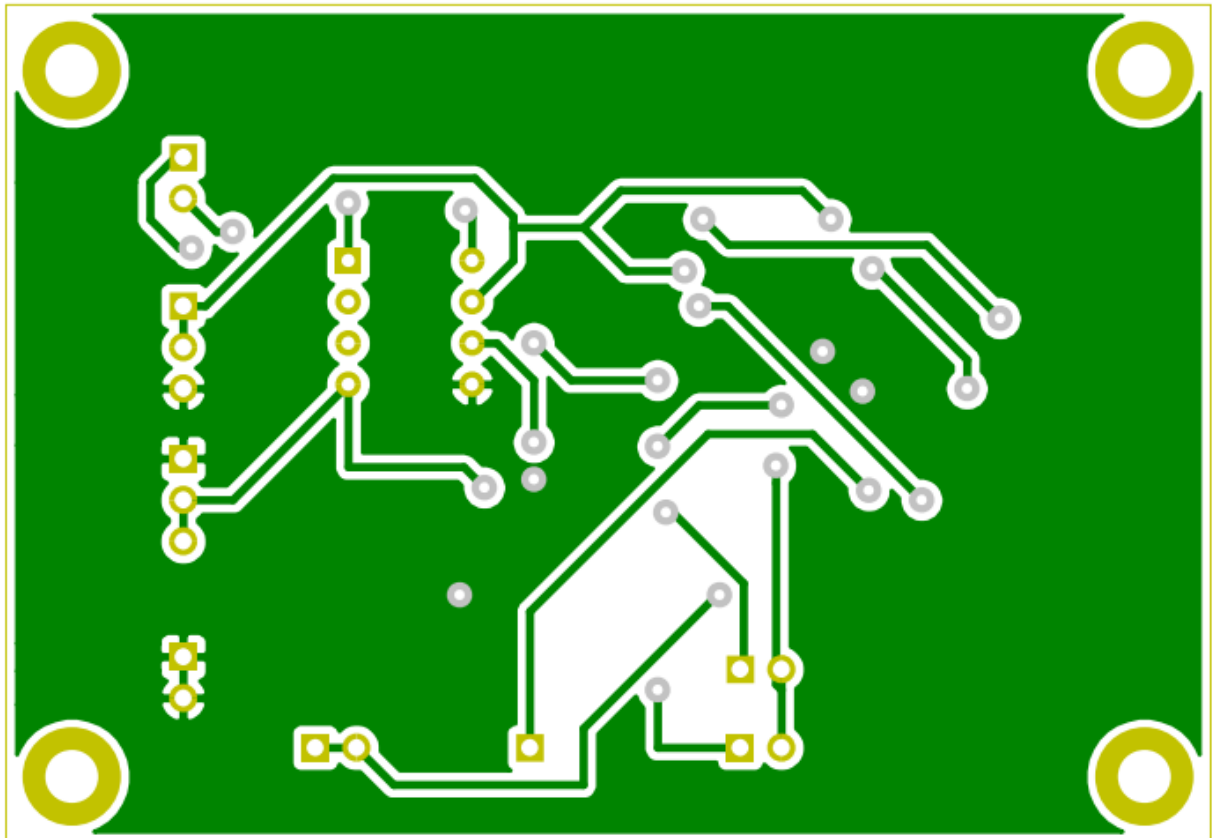
Schéma a návrh desek plošného spoje desky 2



Obrázek B.1: Schéma Deska 2.



Obrázek B.2: Vrchní vrstva plošného spoje desky 2.

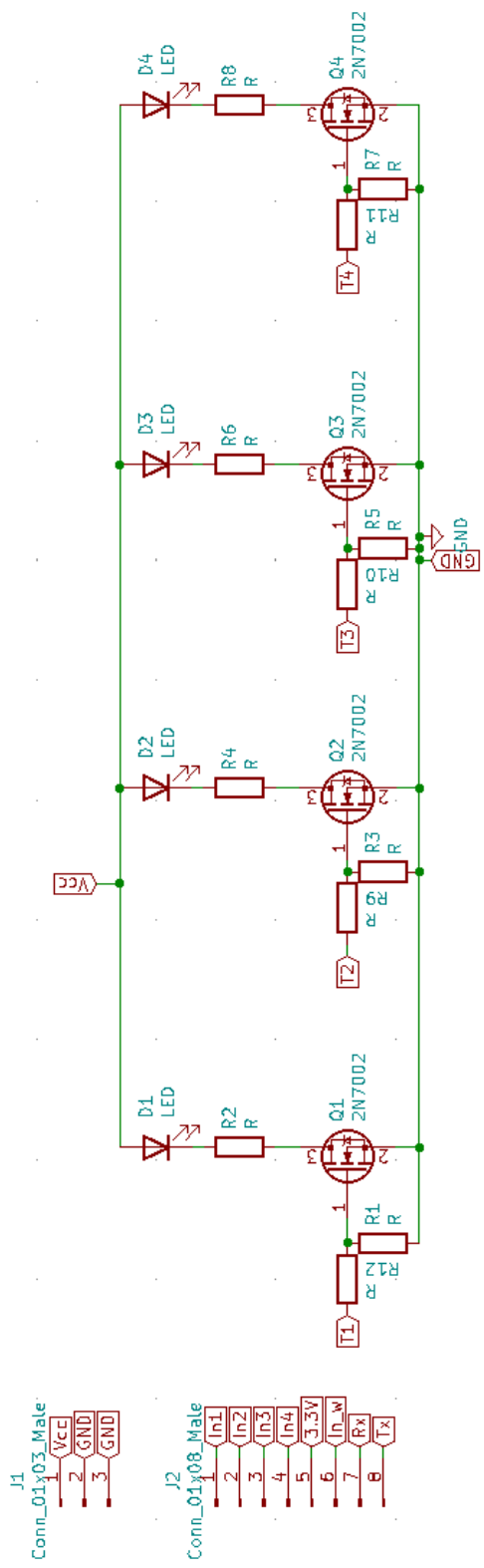


Obrázek B.3: Spodní vrstva plošného spoje desky 2.

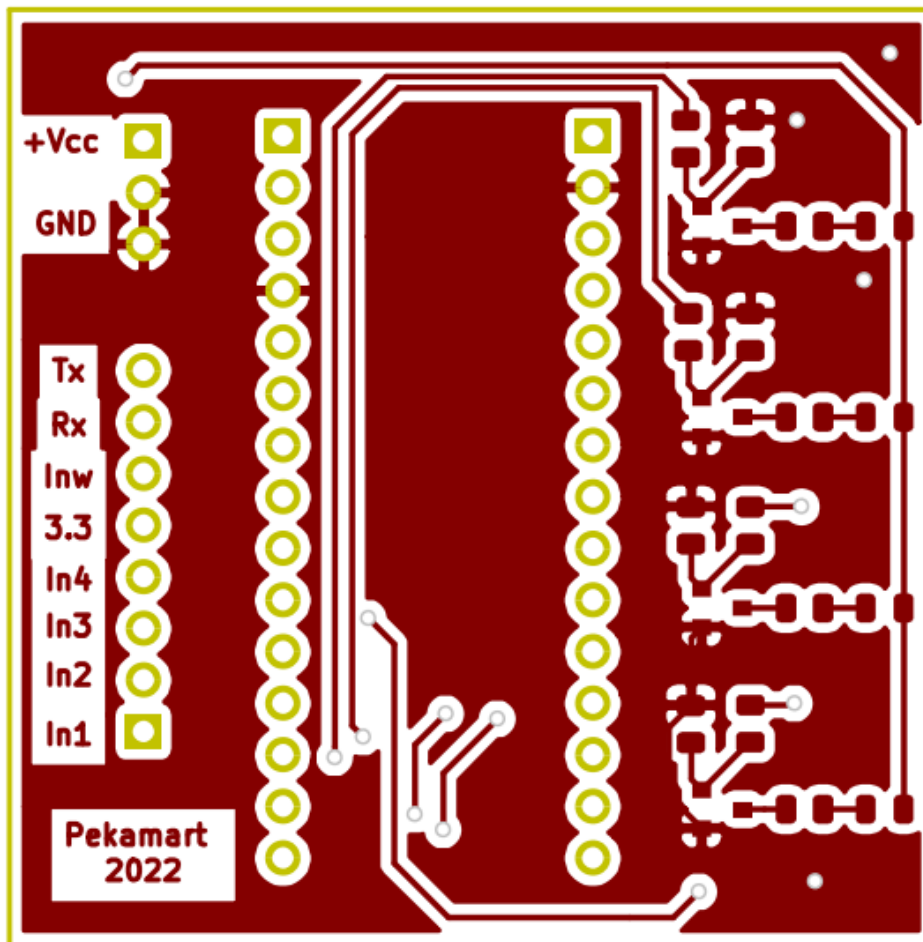


Příloha C

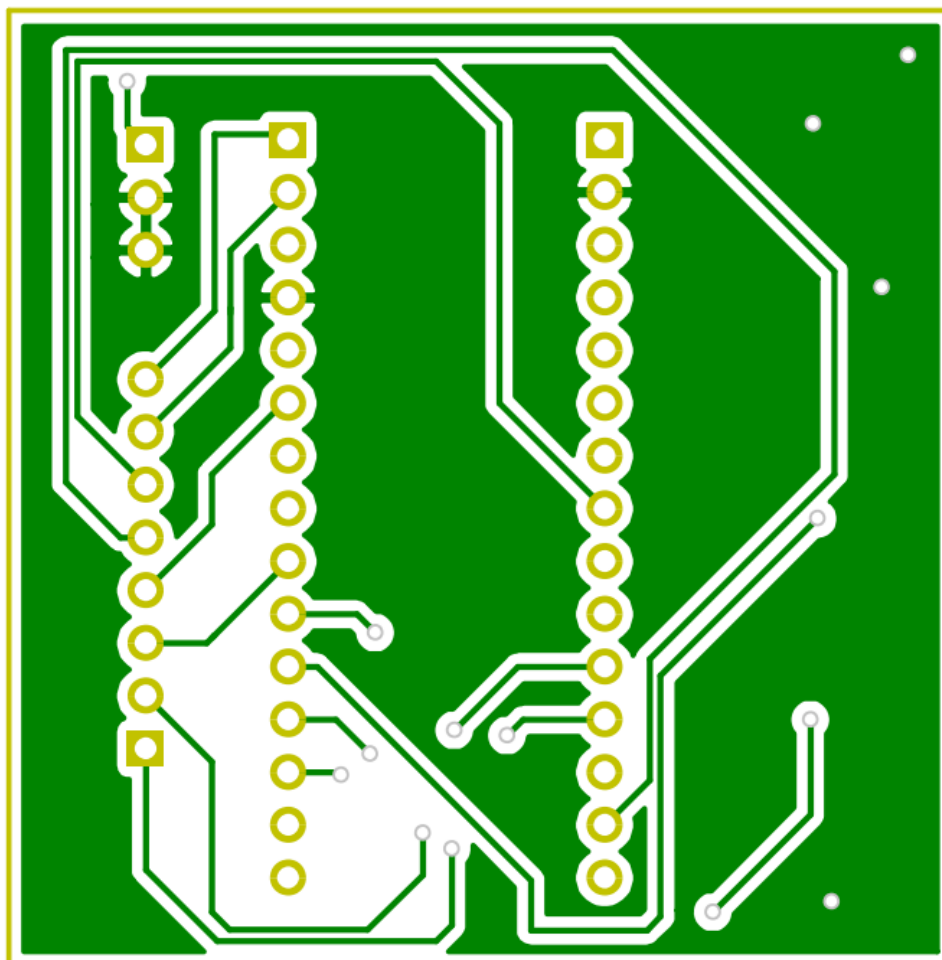
**Schéma, návrh desky plošného spoje
a obrázek vyhotovení desky 3**



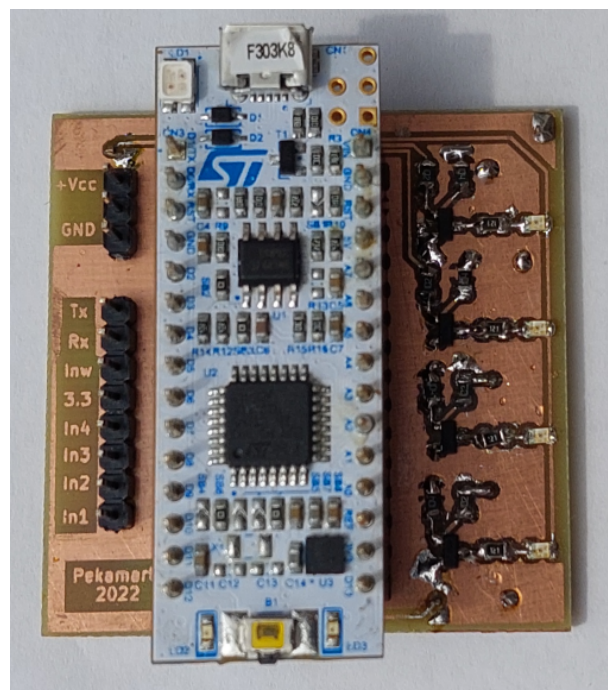
Obrázek C.1: Schéma Deska 3.



Obrázek C.2: Vrchní vrstva plošného spoje desky 3.



Obrázek C.3: Spodní vrstva plošného spoje desky 3.



Obrázek C.4: Deska s Nucleem a LED pro zobrazení zpracovaného signálu.

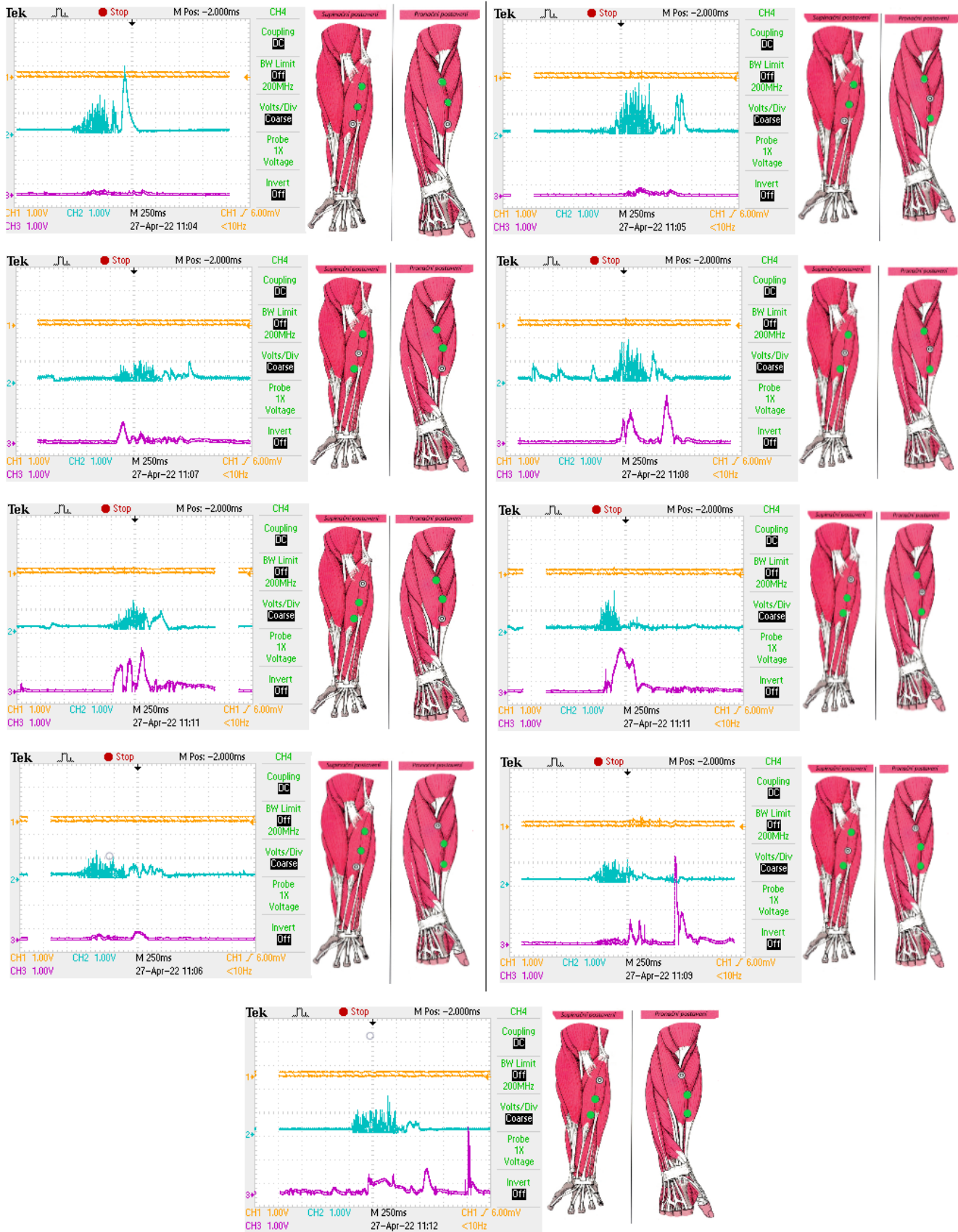
Příloha D

Naměřené průběhy pomocí suchých elektrod

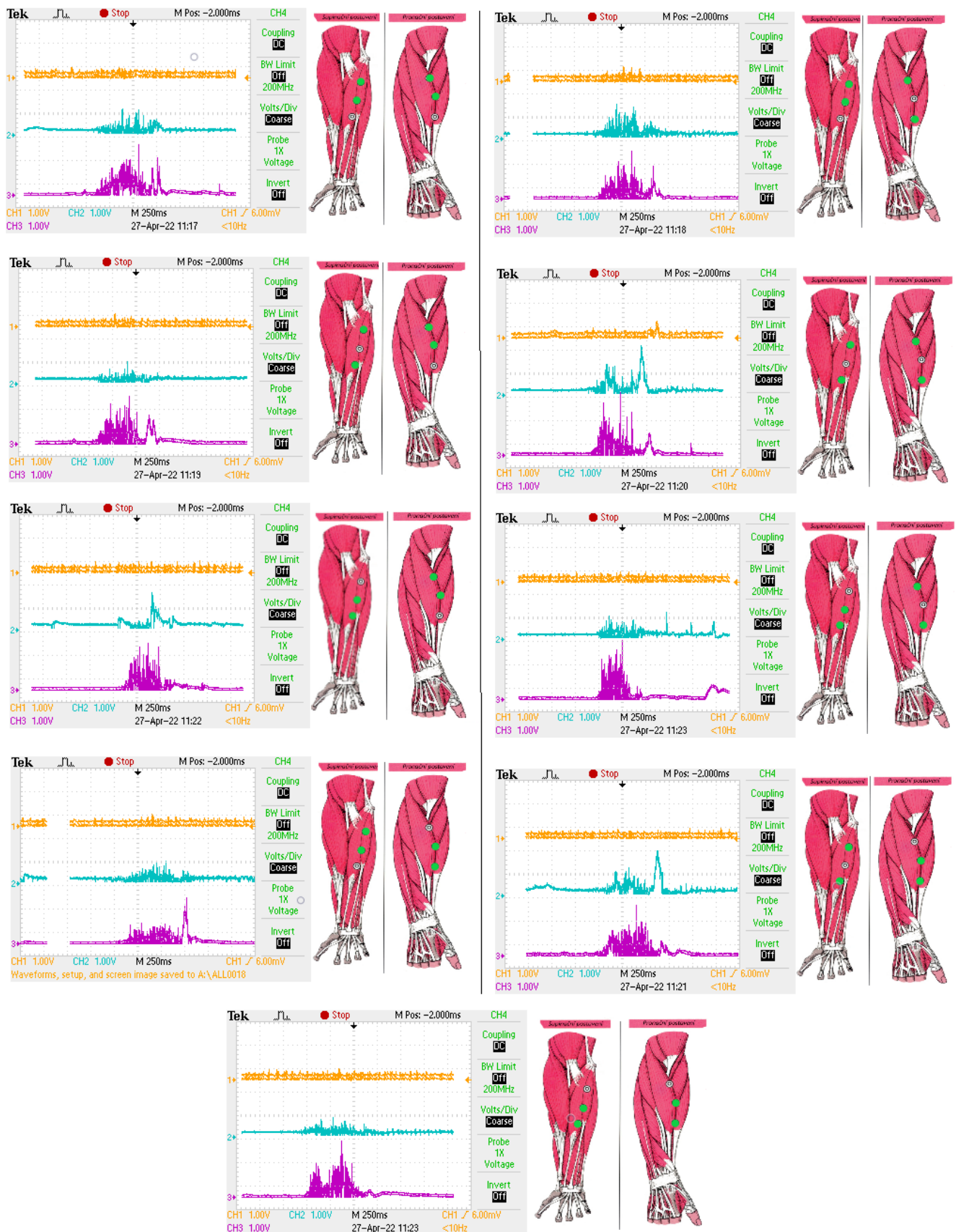
Na obrázcích D.1, D.2 a D.3 jsou všechny naměřené průběhy. Jedná se o několik oscilogramů společně se zobrazeným umístěním elektrod, vyznačených zelenou barvou na obrázku rozložení svalstva na horní končetině, který se nachází vždy vedle příslušného oscilogramu.

Obrázek rozložení svalstva horní končetiny převzat a upraven z [25].

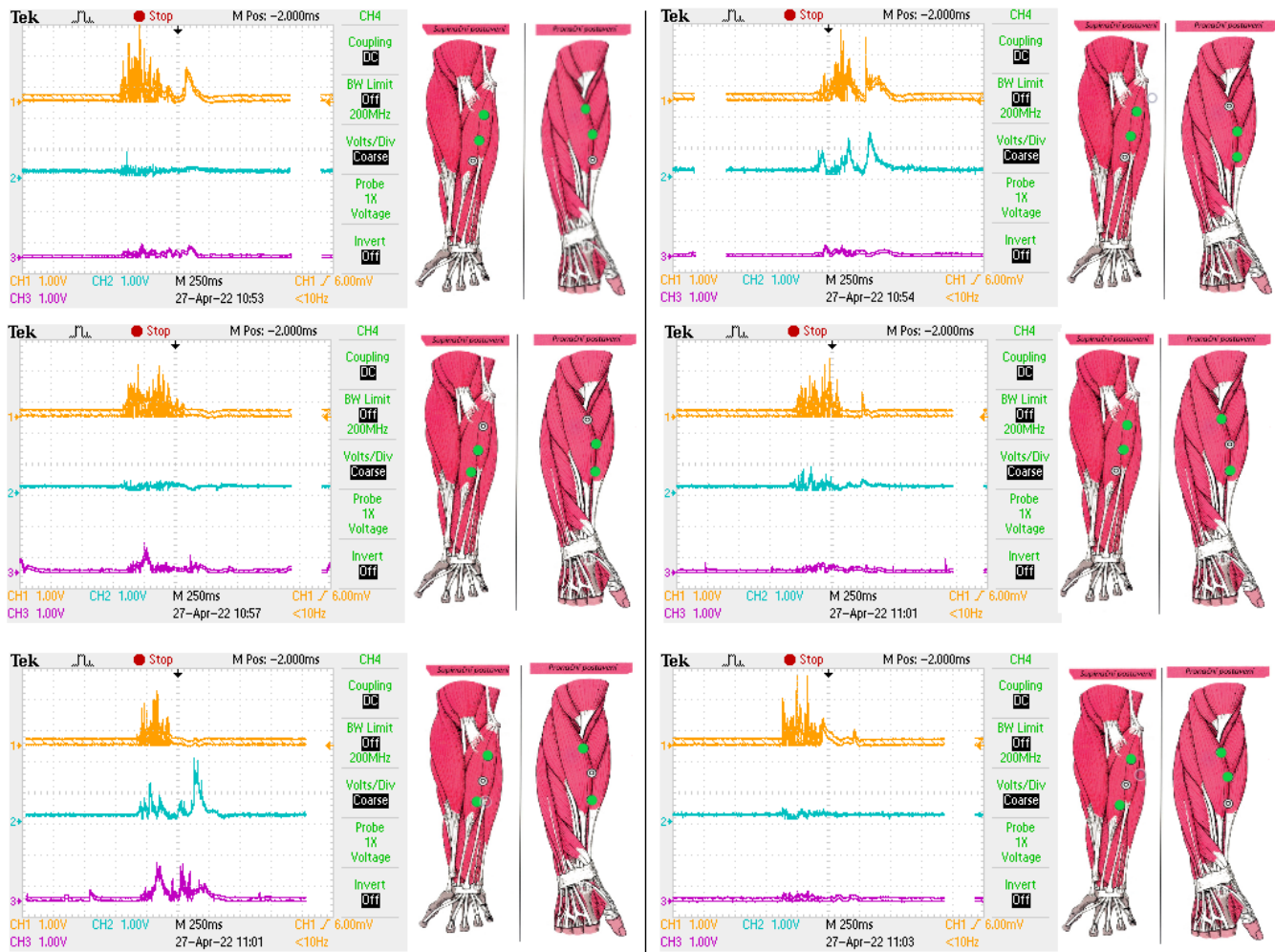
Z těchto průběhů bylo nalezeno optimální rozložení, které je na obrázcích 4.18, 4.19 a 4.20, nebo zde v příloze, vždy první průběh u každého svalu.



Obrázek D.1: Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, přehled všech naměřených průběhů na svalu brachioradialis.



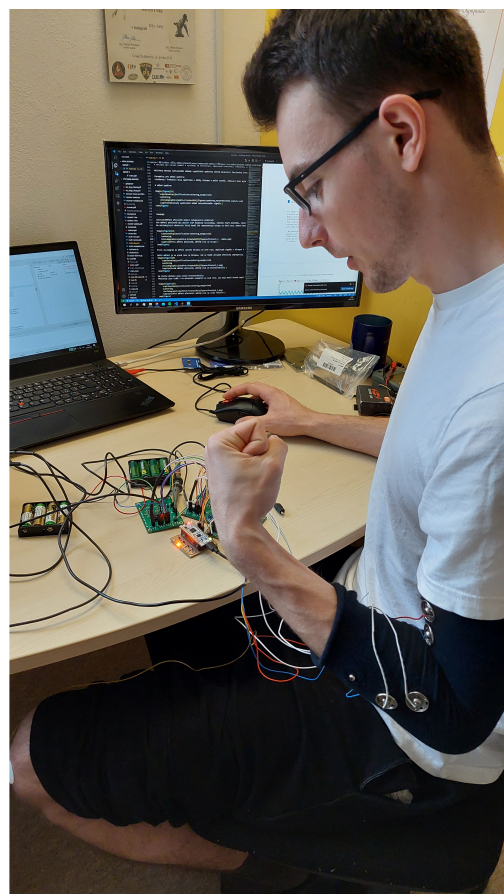
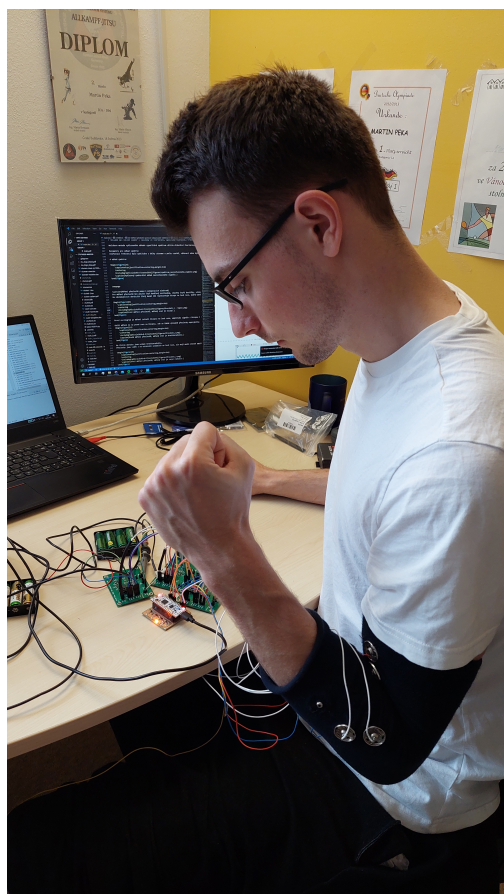
Obrazek D.2: Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, přehled všech naměřených průběhů na svalu carpi radialis.



Obrázek D.3: Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, přehled všech naměřených průběhů na svalu biceps.

Příloha E

Testování vícekanálového ovládacího zařízení



Obrázek E.1: Měření elektromyografického signálu pomocí suchých elektrod, vlevo je měřený sval biceps, vpravo je měřený sval carpi radialis.