

České vysoké učení technické v Praze

Fakulta elektrotechnická

Katedra teorie obvodů



Bakalářská práce

Ovládací zařízení na principu snímání EMG signálu

Control device based on the principle of sensing  
the EMG signal

Autor: Ildar Raupov

Vedoucí práce: Ing. Adam Bouřa, Ph.D.

Studijní program: Lékařská elektronika a bioinformatika

Praha 2022

## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Raupov** Jméno: **Ildar** Osobní číslo: **478070**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra teorie obvodů**  
Studijní program: **Lékařská elektronika a bioinformatika**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Ovládací zařízení na principu snímání EMG signálu**

Název bakalářské práce anglicky:

**Control device based on the principle of sensing the EMG signal**

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 základě získaných poznatků navrhnete a sestavte zařízení na snímání EMG signálu pro účely vícekanalového ovládání externího aktuátoru.
3. Pro zvolený typ aktuátoru sestavte testovací pracoviště a ověřte funkčnost vašeho návrhu. Kriticky zhodnoťte parametry a limity vašeho zařízení a navrhnete případná vylepšení.

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: **02.02.2022** Termín odevzdání bakalářské práce: **20.05.2022**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2023**

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

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

V Praze dne .....

.....

Podpis autora práce

## **Poděkování**

Rád bych touto cestou poděkoval Ing. Adamu Bouřovi, Ph.D. za pomoc a rady při zpracování této práce.

## **Abstrakt**

Bakalářská práce se věnuje návrhu a realizaci funkčního prototypu pro vícekanálové snímání EMG signálu a následně ovládání robotického ramena. Práce obsahuje teoretický úvod do problematiky snímání EMG signálu. Praktická část ukazuje postupy pro realizaci řídicí jednotky a její testování.

**Klíčová slova:** EMG, akční potenciál, svalová kontrakce

## **Abstract**

The bachelor's thesis deals with the design and implementation of a functional prototype for multi-channel sensing of the EMG signal and subsequent control of the robotic arm. The work contains a theoretical introduction to the issue of EMG signal sensing. The practical part shows the procedures for the implementation of the control unit and its testing.

**Keywords:** EMG, action potential, muscle contraction

## Seznam použitých zkratk

EMG	elektromyografie
AP	akční potenciál
AD	analogovo-digitální
OZ	operační zesilovač

# Obsah

<b>1. Úvod.....</b>	<b>9</b>
<b>2. Cíle práce.....</b>	<b>10</b>
<b>3. Teoretický rozbor .....</b>	<b>11</b>
3.1. Svaly .....	11
3.2. Inervace svalu .....	12
3.3. Vlastnosti elektromyografického signálu.....	15
3.4. Obvody pro zpracování EMG signálu.....	15
3.4.1. Analogové zpracování.....	15
3.4.2. Číslicové zpracování .....	19
3.4.3. Řídicí jednotka .....	22
3.4.4. Robotické rameno RA1-PRO.....	23
<b>4. Návrh vlastního řešení .....</b>	<b>24</b>
4.1. Obvod pro analogové zpracování signálu .....	24
4.2. Obvod pro digitální zpracování signálu .....	26
4.3. Obvod pro řízení robotického ramene.....	26
4.4. Řídicí program .....	26
<b>5. Testování .....</b>	<b>27</b>
5.1. Snímání signálu při různém umístění elektrod.....	27
5.2. Ovládání robotického ramene .....	29
<b>6. Návrh dalšího vylepšení .....</b>	<b>30</b>
<b>7. Závěr.....</b>	<b>31</b>
<b>Použitá literatura .....</b>	<b>32</b>
<b>Seznám příloh .....</b>	<b>33</b>
<b>Příloha 1 Schéma stavby kosterního svalu.....</b>	<b>34</b>
<b>Příloha 2 Robotické rameno.....</b>	<b>35</b>
<b>Příloha 3 Povrchové elektrody .....</b>	<b>36</b>

<b>Příloha 4 Schéma zapojení senzoru .....</b>	<b>37</b>
<b>Příloha 5 Svaly předloktí .....</b>	<b>38</b>
<b>Příloha 6 Motivy plošných spojů .....</b>	<b>39</b>
<b>Příloha 7 Deska plošných spojů.....</b>	<b>40</b>
<b>Příloha 8 Zdrojový kod .....</b>	<b>41</b>



# 1. Úvod

---

Elektromyografie se využívá pro diagnostiku nervosvalových onemocnění. Na základě snímaného signálu se dá posoudit o stavu periferních nervů. Vyšetření se provádí pomocí elektromyografu.

V teoretické části jsou rozebrány základní informace ohledně geneze EMG signálu a jeho vlastnosti a také způsoby, jak se zpracovává EMG signál.

Na základě teoretické části pak bude sestaven přístroj pro snímání EMG signálu.

## 2. Cíle práce

---

- Shrnutí teorie o vzniku elektromyografického (EMG) signálu a o základních principech, které se používají k jeho vyhodnocení.
- Realizace zařízení pro vícekanálové snímání EMG signálu a charakterizace přeslechů mezi kanály v závislosti na poloze snímacích elektrod na těle.
- Realizace obvodu pro vícekanálové ovládání robotického ramene pomocí EMG signálu.

## 3. Teoretický rozbor

---

### 3.1. Svaly

Svaly jsou tkáň s elastickými vlastnostmi, mající schopnost k smrštění (kontrakce) a uvolnění (relaxace). Rozlišujeme tři druhy svalu:

#### **Srdečná svalovina**

Hlavní funkcí srdeční svaloviny (myokard) je zajištění distribuce krve po celém organismu. Na povrchu srdce se nachází tzv. převodní srdeční systém. Tento systém je schopen vytvářet a rozvádět elektrické vzruchy, které zajišťují rytmickou kontrakci myokardu. Nervy sympatiku a parasympatiku ovlivňují srdeční frekvenci pouze v určitém rozsahu [1]

#### **Hladká svalovina**

Hladká svalovina se nachází převážně v stěnách dutých orgánů. Není ovladatelná vůlí. Kontrakce je umožněná vegetativním nervovým systémem. [1]

#### **Kosterní svalovina**

Stejně jako i srdeční svalovina patří k příčným-pruhovaným svalům, však nemá schopnost autonomního stahů. Její základní jednotkou jsou svalová vlákna, která tvoří základ kosterních svalů. Svalová vlákna se skládají z myofibril a jader. [1]

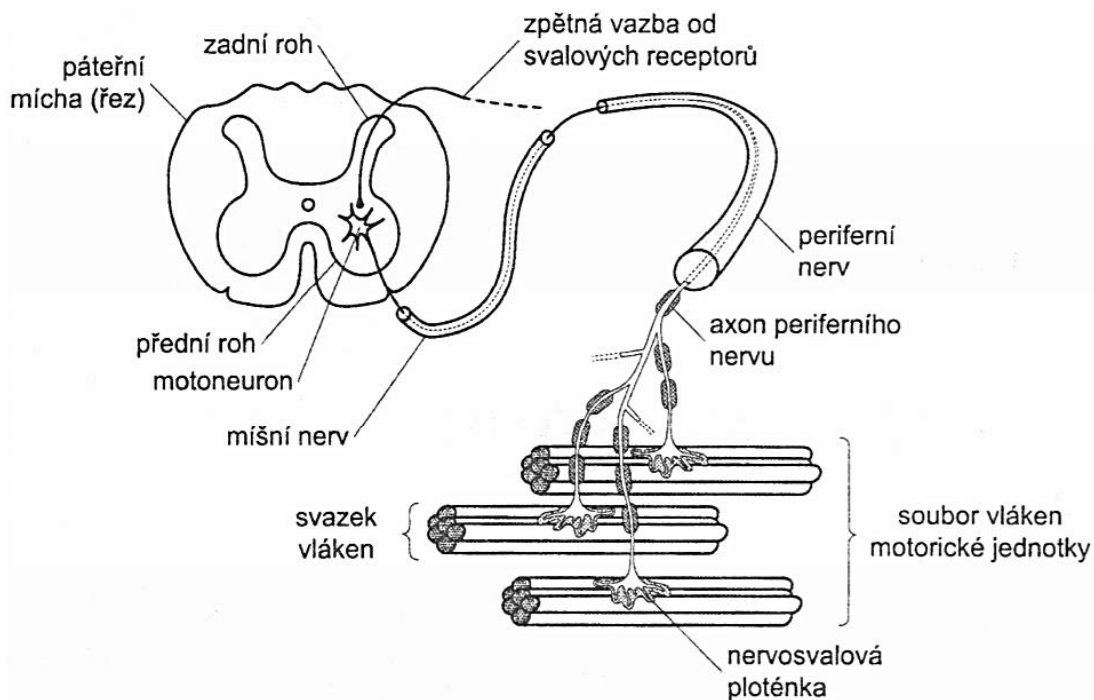
Myofibrily jsou tenká vlákénka složená ze dvou typů bílkovin. Při kontrakci molekuly těchto bílkovin zapadají do sebe a díky tomu se sval zkracuje. Kosterní svalovina je řízená míšními a hlavovými nervy, což znamená že je ovladatelná vůlí. [1] Stavba kosterního svalu je představená na v příloze 1

## 3.2. Inervace svalu

### Motorická jednotka

Motorická jednotka (Obrázek. 1) je základní funkční jednotkou svalového aparátu. Skládá se z jednoho motoneuronu a všech svalových vláken, které jsou tímto motoneuronem inervovány. Somatická část (tělo) motoneuronu se nachází v předním rohu páteřní míchy. Z těla vybíhá axon, kterým se šíří podráždění. Na konci axon se rozvětňuje na několik výběžek, které jsou zakončeny nervosvalovou ploténkou.

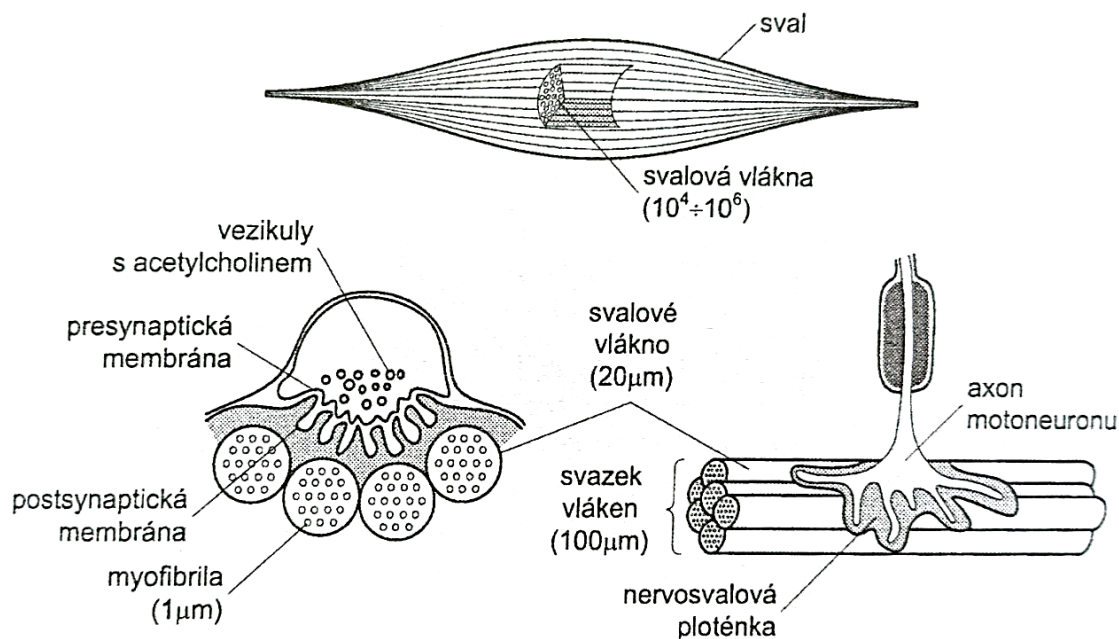
Kontrakce svalu probíhá pomocí stimulaci nervovými impulzy přicházejícími motorické nervové kořeny, která v sobě mají jednotlivá motorická nervová vlákna. Síla stažení svalu se reguluje pomocí zvětšení počtu zapojených motorických jednotek. Aby svalová buňka zůstávala trvale stažená nesmí se vrátit do relaxovaného stavu. Zajišťujeme to zvýšením frekvence nervových vzruchu, přicházejících do každé motorické jednotky.



Obrázek 1 Motorická jednotka [2]

### Nervosvalová ploténka

Nervosvalová ploténka (Obrázek. 2) je synaptické spojení mezi nervem a svaem. Slouží k přenosu akčního potenciálu z motoneuronu na svalová vlákna. [1]



Obrázek 2 Nervosvalová ploténka [2]

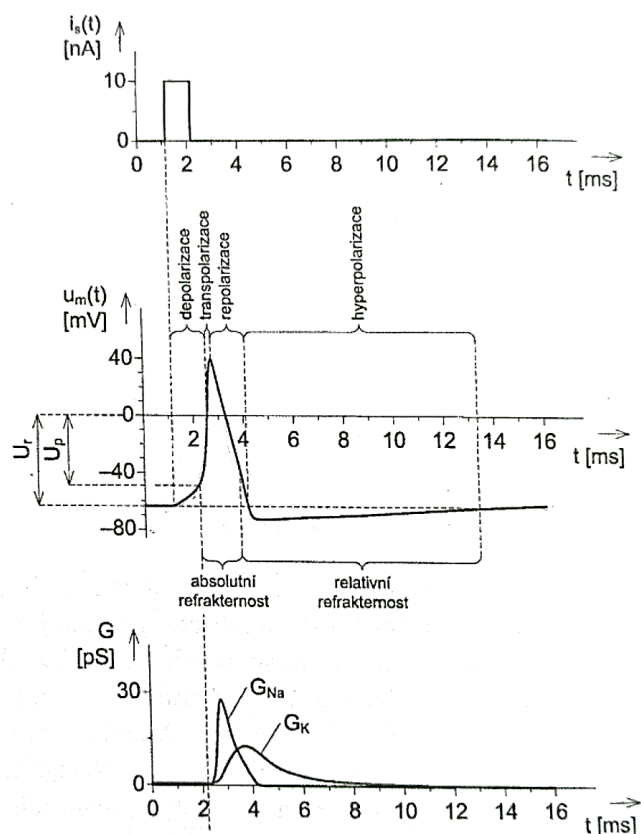
Nervosvalová ploténka se skládá z presynaptické části, synaptické štěrbin a postsynaptické částí. Presynaptická část je představovaná nervovým zakončením, obsahující vezikuly neurotransmiterem, umožňující snadné dávkování neuromediátoru do synaptické štěrbin. Synaptická štěrbin má malou tloušťku, 30 až 50 nm. Postsynaptická část se nachází uprostřed svalového vlákna a na svém povrchu má receptory, které reagují na neurotransmitery. [2]

## Akční potenciál

Akční potenciál (AP) je děj, při kterém se na určitou dobu dojde k změně polarity buněčné membrány.[2] Pro spouštění tohoto děje musí přijít dostatečně velký impuls, aby membránové napětí se změnilo na tzv. prahovou hodnotu. Pokud impuls bude menší, než je potřeba pro dosažení prahové hodnoty nedojde k vzniku AP

AP se skládá ze čtyř fází (viz Obrázek 3):

1. Depolarizace
2. Transpolarizace
3. Repolarizace
4. Hyperpolarizace



Obrázek 3 Stimulační proudový impuls, membránové napětí nervové buňky v průběhu AP a vodivost membrány pro ionty sodíku a draslíku [2]

V klidovém stavu membránové napětí činí  $-80\text{mV}$ , většina  $\text{Na}^+$  kationtů se nachází v extracelulárním prostoru a  $\text{K}^+$  kationty v intracelulárním.[2] Po spuštění AP se zvyšuje propustnost buněčné membrány pro  $\text{Na}^+$  kationty. Díky nízké koncentraci těchto kationtů uvnitř buňky a zápornému potenciálu vnitřního prostoru  $\text{Na}^+$  kationty postupují dovnitř. Toto působí rychlou změnu membránového napětí do kladných hodnot (1. fáze). Pak následuje obrácení polarity membrány (2. fáze). Po dosažení maximálního membránového napětí propustnost membrány pro  $\text{Na}^+$  kationty klesá a pro  $\text{K}^+$  kationty se naopak zvyšuje, což působí klesání membránového napětí do původních hodnot (3. fáze). V 4. fázi membránové napětí nepatrně klesá pod hladinu klidového napětí. Pote propustnost membrány pro  $\text{Na}^+$  a  $\text{K}^+$  kationty se snižuje, což působí návrat membránového napětí do klidové hodnoty.

Po spuštění AP (1. fáze) buňka nereaguje na další podráždění. Na další podráždění buňka schopna reagovat, jakmile proběhne částečná repolarizace.[2]

Membránové napětí se dá změnit přiložením vnějšího napětí. Tím ovlivníme propustnost membrány pro různé druhy kationtů.

### 3.3. Vlastnosti elektromyografického signálu

Vlastnosti EMG signálu závisí na způsobu snímání. Při invazivním snímání jsme schopní umístit elektrody blízko svalu, což umožňuje snímání signálu malého množství motorických jednotek. Využitelné frekvenční pásmo se dostává na hodnotu až 10 kHz. Příčinou tomu je malá vzdálenost mezi elektrodou a svalovým vláknem. Díky malému rozměru a dobrému umístění elektrod špičkové napětí dosahuje několik stovek  $\mu\text{V}$ . [2]

Při snímání EMG s povrchu těla vzniká signál, reprezentovaný činností velkého množství motorických jednotek, což zvyšuje špičkové napětí do desítek mV. Horní hranice horní hranici frekvenčního pásma je omezená na 500 Hz. Příčinou tomu je velká vzdálenost mezi povrchovými elektrodami a svalovými vlákny. [2]

### 3.4. Obvody pro zpracování EMG signálu

#### 3.4.1. Analogové zpracování

##### Operační zesilovač

Operační zesilovače je univerzální zesilovací obvod. Zaváděním zpětné vazby lze vytvořit řadu specializovaných obvodů (invertující a neinvertující zesilovač, komparátor, integrátor, derivátor apod).[3]

Ideální operační zesilovač má následující vlastnosti:

- Nekonečný vstupní odpor
- Nekonečné zesílení
- Nekonečnou šířku pásma
- Nulový offset
- Nulový vstupní proud
- Nulový výstupní odpor

Tyto vlastnosti se využívají pro snadné výpočty, které budou ukázány dal.

Souhlasné napětí se počítá jako střední hodnotu vstupních napětí:

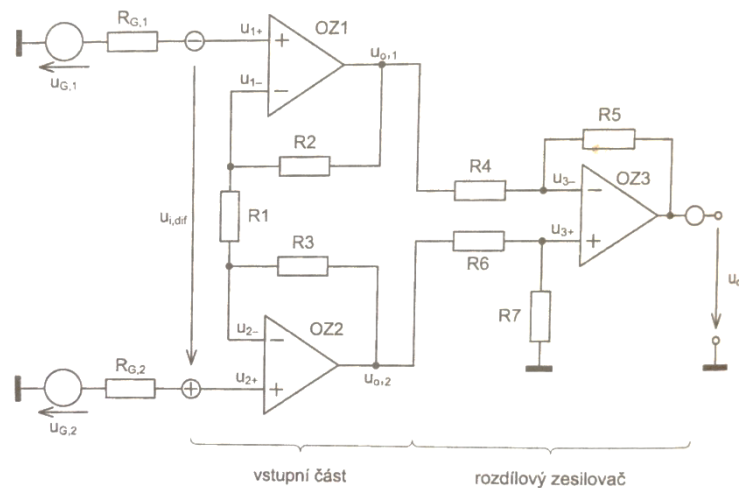
$$U_{CM} = \frac{U_+ + U_-}{2} \quad (1)$$

rozdílové napětí se počítá jako rozdíl vstupních napětí:

$$U_{DIF} = U_+ - U_- \quad (2)$$

## Přístrojový zesilovač

Skládá se ze 3 OZ. CMRR současných přístrojových zesilovačů dosahuje až 160 dB. [2]



Obrázek 4 Přístrojový zesilovač [2]

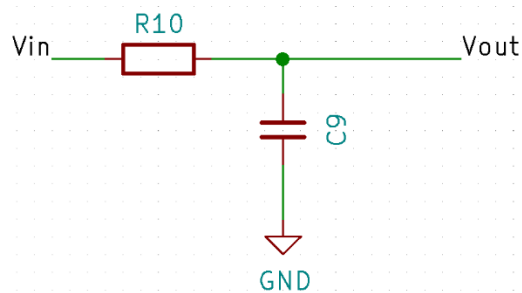
Má velký vstupní odpor, zesílení se dá nastavit pomocí jednoho rezistoru. Slouží pro potlačení souhlasného napětí a zesílení signálu na vhodnou úroveň pro další zpracování

## Filtrace

Filtrační obvody slouží k potlačení nežádoucího kmitočtového pásma signálu. Existuje pasivní a aktivní filtry. Pasivní filtry se skládají z rezistorů, kondenzátorů a cívek a mají zesilovací činitel nejvýše 1. Aktivní filtry mohou mít tento činitel vyšší než 1

Na obrázku 5 je pasivní filtr typu horní propust. To znamená, že potlačuje frekvence signálu, které jsou menší, než mezní kmitočet.





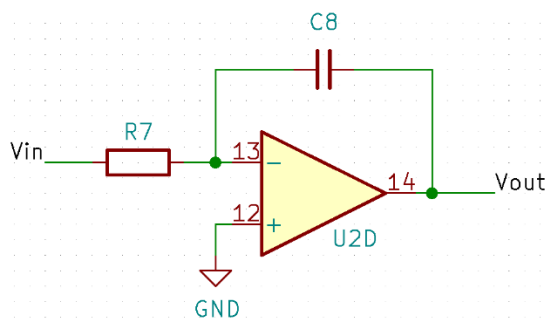
Obrázek 5 RC-článek

Mezní kmitočet se počítá jako

$$f_{mez} = \frac{1}{2\pi R_{10} C_9} \quad (3)$$

Filtr typu dolní propust se dá jednoduše udělat vzájemnou výměnou rezistoru a kondenzátoru.

Na obrázku 7 je představeno zapojení integrační zesilovač. Používá se jako dolní propust.



Obrázek 6 Integrační zesilovač.

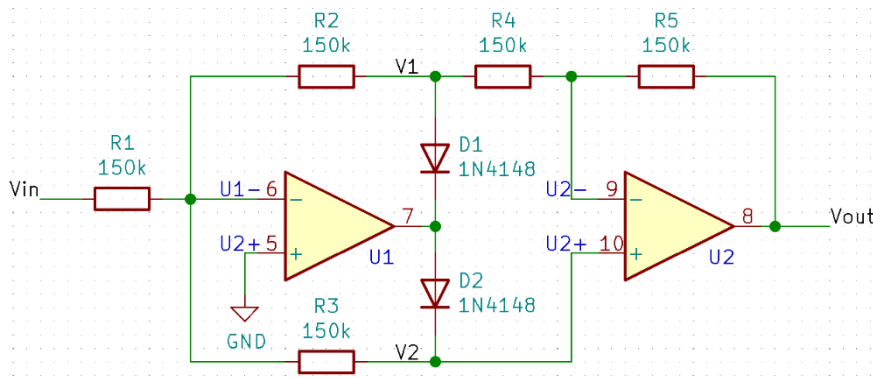
Mezní kmitočet se počítá jako

$$f_{mez} = \frac{1}{2\pi R_7 C_8} \quad (4)$$

Vzájemnou výměnou rezistoru vznikne derivační článek, který se používá jako horní propust

## Usměrňování

Na obrázku 8 je představené schéma zapojení usměrňovacího obvodu.



Obrázek 7 Schéma zapojení dvoucestného usměřňovače

Pro  $V_{in} > 0$  dioda  $D_2$  je uzavřena,  $D_1$  je otevřená. Do kladné svorky  $U_{2+}$  neteče žádný proud, což znamená, že přes rezistor  $R_3$  taky neteče proud (ubytok napětí je roven nule). Pak

$$U_{2+} = U_{1-} = U_{1+} = 0$$

Otevřená dioda  $D_1$  zamyká zápornou zpětnou vazbu a proud teče přes  $R_1$  a  $R_2$

$$V_1 = -V_{in} \quad (R_1 = R_2 \text{ a } I_{R1} = -I_{R2}).$$

Napětí  $V_{out}$  spočteme stejným způsobem a vyjde že

$$V_{out} = -V_1 = V_{in}$$

Pro  $V_{in} < 0$  dioda  $D_1$  je uzavřena,  $D_2$  je otevřená a proud teče přes všechny rezistory. Pak

$$U_{2-} = U_{2+} = V_2 = \frac{R_5}{R_2 + R_4 + R_5} \cdot (V_{out} - U_{1-})$$

$$R_2 = R_4 = R_5 \text{ a } U_{1-} = 0, \text{ pak } U_{2-} = \frac{2}{3} \cdot V_{out}$$

$$I_{in} = -I_{R2} - I_{R3} = -\frac{V_{out}}{R_2 + R_4 + R_5} - \frac{2}{3} \cdot V_{out} \cdot \frac{1}{R_3} = -\frac{1}{R} \cdot \left( \frac{V_{out} + 2V_{out}}{3} \right) = -\frac{V_{out}}{R}$$

Pak  $V_{out} = -I_{in}R = -V_{in}$ , pro  $V_{in} < 0$   $V_{out} > 0$

Podle výpočtu plyne, že  $V_{out} = |V_{in}|$

## 3.4.2. Číslicové zpracování

### Analogovo-digitální převodník

Pro analyzování signálu potřebujeme ho převést z analogové do digitální domény. V dane práci pro tento účel byla použita vývojová deska Arduino (viz kapitola 3.4.3)

Analogový signál je reprezentován spojitou funkcí, měnící se v čase. Při převodu signálu do digitální formy signál představuje po částech konstantní funkci

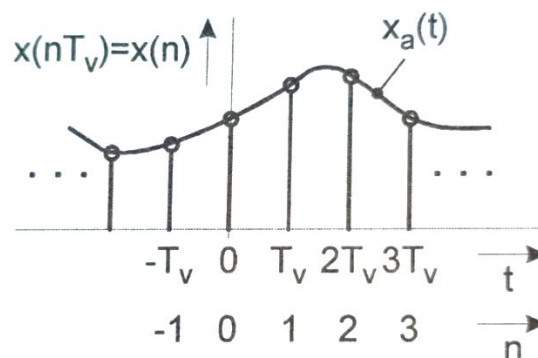
### Vzorkovací frekvence

Vzorkovací frekvence udává počet diskretních hodnot analogového signálu za sekundu. Větší frekvence znamená větší počet diskretních hodnot, což umožňuje zaznamenávat rychlejší změny signálu.

Vzorkování s pevnou vzorkovací frekvencí se nazývá sekvenční vzorkování. Vzorkováním spojitého v čase signálu  $x(t)$  se přiřazuje diskretní v čase signál  $x_d[n]$  a platí:

$$x_d[n] = x(nT) \quad (5)$$

kde  $T$  je vzorkovací perioda. Vzorkovací frekvence se pak spočítá jako  $f_{vz} = \frac{1}{T}$



Obrázek 8 Princip vzorkování [5]

Frekvence vzorkování se volí podle Shannonůva vzorkovacího teoremu, který říká, že bezchybná rekonstrukce signálu z jeho vzorku je možná pouze při splnění následující podmínky:

$$f_{vz} > 2 * f_{max} \quad (6)$$

kde  $f_{vz}$  je vzorkovací frekvence a  $f_{max}$  je maximální frekvenční složka signálu. Jinými slovy vzorkovací frekvence se musí rovnat alespoň dvojnásobku maximální frekvenční složky signálu.

## Kvantování

Kvantování je zaokrouhlení amplitudy vzorku na předem definované kvantizační hladiny. Tento proces je ztrátový a nevratný. Počet hladin  $N$  je určen jako:

$$N = 2^b \quad (7)$$

kde  $b$  je počet bitů AD-převodníku, používaných k reprezentování analogového signálu. Šířka  $\Delta$  mezi kvantizačními hladinami je určena rozsahem napájení AD-převodníku  $R$  a počtem kvantizačních hladin  $N$ :

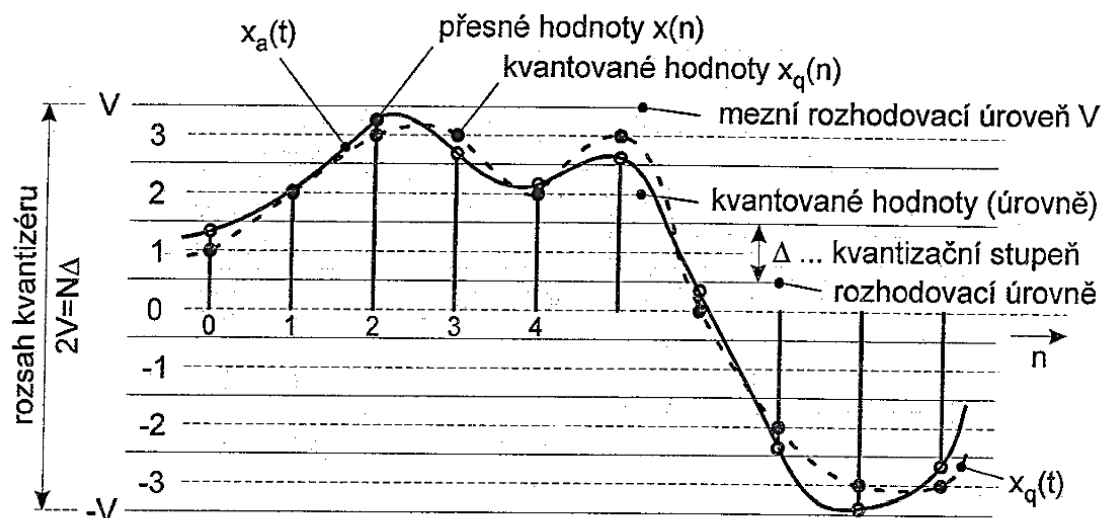
$$\Delta = \frac{R}{N} = \frac{R}{2^b} \quad (8)$$

Následkem kvantování je vznik kvantizační chyby  $e[n]$ , která je definovaná jako rozdíl mezi kvantovanou  $x_q[n]$  a přesnou  $x[n]$  hodnotou vzorku signálu:

$$e[n] = x_q[n] - x[n] \quad (9)$$

Kvantizační chyba se pohybuje v intervalu  $\pm \frac{\Delta}{2}$ .

Na obrázku 10 je znázorněn proces kvantování

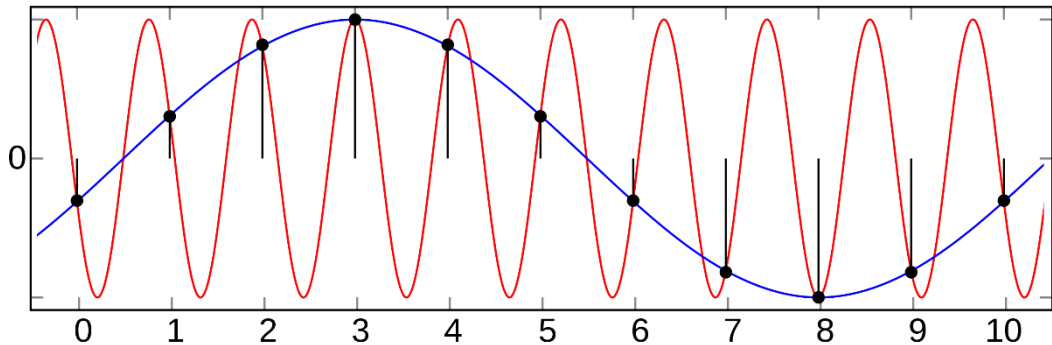


Obrázek 9 Princip kvantování a základní pojmy [5]

## Aliasing

Aliasing je jev, při kterém se nedá rozpoznat diskrétní signál několika různých spojitých signálů. Důvodem tohoto jevu je nesprávně zvolená frekvence vzorkování.

Na obrázku 11 je představená situace, kdy nebyl dodřen vzorkovací teorém. Podle diskrétních hodnot se dá zrekonstruovat dva spojité signály s různou frekvencí. V tomto případě výsledný signál se bude skládat ze součtu těchto dvou signálů.



Obrázek 10 Příklad dvou různých sinusových vln odpovídajících stejnému vzoru [6]

Aliasing je jedním z hlavních problémů při analogovo-digitálním převodu. Pro zabránění tomuto nežádoucímu jevu vzorkovací frekvence musí být správně zvolená (podle vzorkovacího teorému) a před použitím AD-převodníku signál musí být frekvenčně omezený. To zajistíme použitím filtru typu dolní propust, který odstraní vysokofrekvenční složky původního signálu.

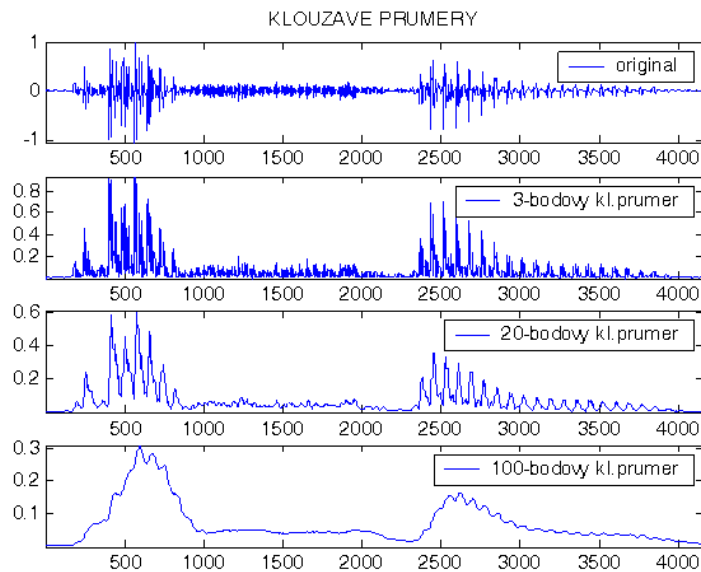
## Klouzavý průměr

Klouzavý průměr se používá pro vyhlazení amplitudy EMG signálu a potlačení šumu. Klouzavý průměr se počítá jako:

$$KP_k = \frac{1}{k} \sum_{i=n-k+1}^n p_i \quad (10)$$

kde  $k$  je počet vzorků pro výpočet průměru,  $p_i$  je hodnota vzorku  $i$ .

Na obrázku 11 je ukázána závislost signálu na počtu vzorků.

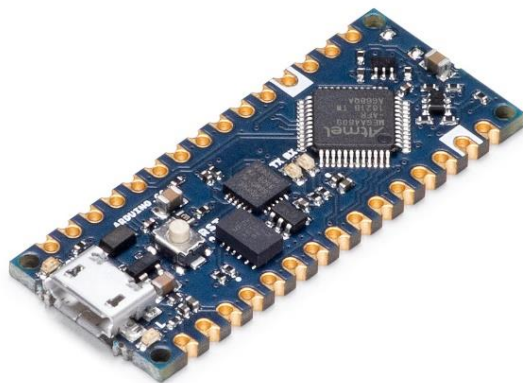


Obrázek 11 Klouzavé průměry pro s různým počtem vzorku [7]

### 3.4.3. Řídicí jednotka

Existuje mnoha různých platformy. Nejpopulárnější jsou Raspberry Pi, Nucleo a Arduino. Pro účely této práce řídicí jednotka nemá obtížné povinnosti. Stačí, aby byla schopná přijímat analogové signály z EMG senzorů, digitalizovat je a posílat signál pro ovládání externího aktuátoru. Proto byla zvolena vývojová deska Arduino Nano, která splňuje všechna kritéria, a navíc je kompaktní (18 x 45 mm), levná a dá se jí lehce sehnat. [8]

Arduino je open-source elektronická platforma založená na snadno použitelném hardwaru a softwaru. [8] Má 8 analogových vstupů a dohromady 14 digitálních vstupů a výstupů. Na desce je obsazen mikrokontrolér z rodiny ATmega. Platforma má zabudovaný AD-převodník s 10-ti bitovým rozlišením, vhodná k použití pro výukové účely a vytváření prototypu.



```
AnalogReadSerial | Arduino 1.8.13
Soubor Úpravy Projekt Nástroje nápověda

AnalogReadSerial $
void setup() {
  Serial.begin(9600);
}

void loop() {
  int sensorValue = analogRead(A0);
  Serial.println(sensorValue);
  delay(1);
}
```

Obrázek 12 vlevo - vývojová deska Arduino Nano, vpravo - programovací prostředí

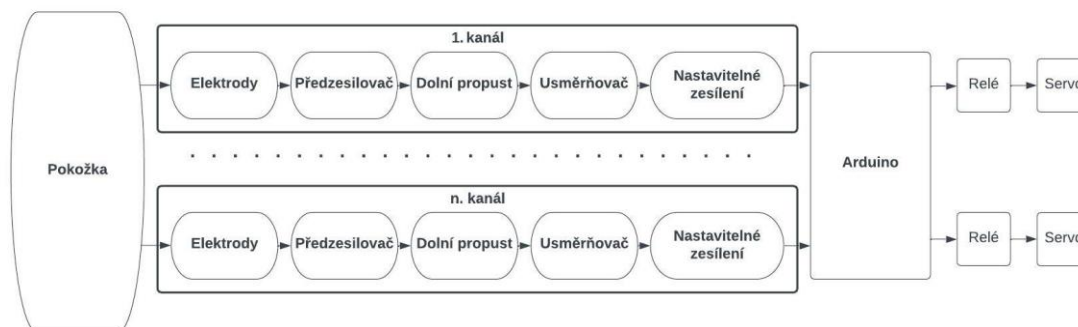
Pro platformu Arduino existuje nespočetné množství dostupných zdrojových kodů a knihoven. Má jednoduché a přehledné programovací prostředí (viz obrázek 13). Stačí připojit Arduino k počítači přes USB kabel, stáhnout jeden archiv, otevřít ho a začít psát kód.

### 3.4.4. Robotické rameno RA1-PRO

V příloze 2 je představeno robotické rameno. Ideálně se hodí pro školní projekty. Robotické rameno je řízeno mikrokontrolérem ATMEGA64 a pomocí nástroje Open Source Tools se dá nahrát vlastní programy. Ramenem se dá ovládat pomocí klávesnici, která je v sadě s tímto ramenem.[10]

## 4. Návrh vlastního řešení

Na obrázku 15 je představeno blokové schéma, které obsahuje předzesilovač, usměrňovač, filtr, zesilovač, řídicí jednotku, relé a externí aktuátory.



Obrázek 13 Blokové schéma

Pro snímání signálu z pokožky těla byli použity povrchové elektrody, na které byly nasazeny patentky s připájenými drátky (viz příloha 3)

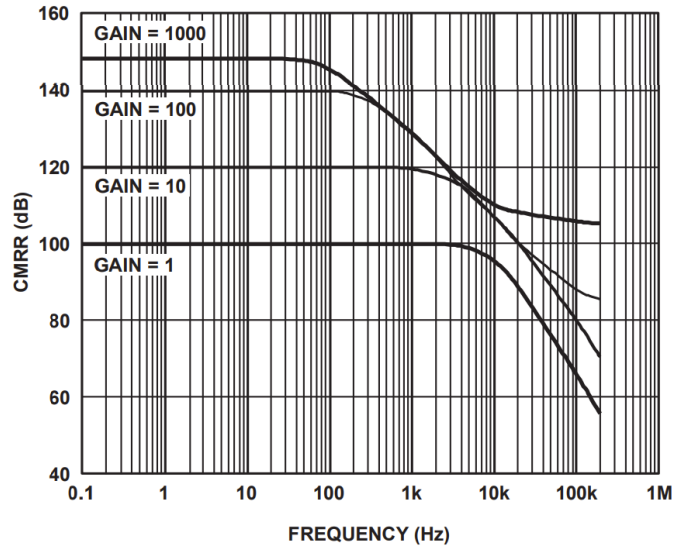
Dal bude rozebrán jeden kanál zařízení. Ostatní kanály mají stejné zapojení.

### 4.1. Obvod pro analogové zpracování signálu

V příloze 4 je představené schéma zapojení.

Pro zesílení EMG signálu byl zvolen přístrojový zesilovač AD8221, který má široký rozsah napájení  $\pm 2.3$  V až  $\pm 18$  V a velký činitel potlačení souhlasného signálu. Na obrázku 16 je představen graf závislosti CMRR na frekvenci a nastaveném zesílení.





Obrázek 14 závislosti CMRR na frekvenci a nastaveném zesílení [9]

Na grafu je vidět, že pro mezní kmitočet 1 kHz CMRR je 130 dB a zesílení je přibližně 300 (logaritmická škála). Tento mízní kmitočet je zcela dostačující pro snímání EMG signálu, obsahující frekvence do 500 Hz. Koeficient zesílení  $G$  se počítá podle vztahu [9]

$$G = 1 + \frac{49.4 \text{ k}\Omega}{R_G} \quad (11)$$

kde  $R_G$  je rezistor pro nastavení zesílení. Pro zesílení  $G = 300$  je potřeba mít  $R_G = 165 \Omega$ .

Dal se signál usměrní pomocí usměrňovače. Záporné hodnoty se převracejí do kladných hodnot, absolutní hodnota amplitudy se nezmění.

Pak následuje filtrační obvod typu dolní propust, který je realizován pomocí integračního zesilovače. Taky slouží jako antialiasingový filtr. Podle rovnici 4 pro  $R = 200 \text{ k}\Omega$  a  $C = 1.5 \text{ nF}$  mezní kmitočet  $f_{mez} \approx 530 \text{ Hz}$

Po filtraci následuje zesilovač s proměnným zesílením. Slouží k detailnímu nastavení zesílení aby se využil plný rozsah AD-převodníku.

## 4.2. Obvod pro digitální zpracování signálu

Pro digitální zpracování byla využita vývojová deska Arduino Nano (viz kapitola 3.4.3), která má 10-ti bitový AD-převodník. Podle vztahu [7] počet kvantizačních hladin  $N = 1024$ . Pro rozsah napájení 10 V (od -5V do +5V) a vztahu [8] kvantizační krok  $\Delta$  je přibližně roven 10 mV.

## 4.3. Obvod pro řízení robotického ramene

Servomotory robotického ramena jsou ovládaná pomocí relátek. Na základě amplitud EMG signálů zapínáme určitá relé.

## 4.4. Řídicí program

Program (viz příloha 8) pro načítání a zpracování signálu byl napsán v integrovaném vývojovém prostředí Arduino. Skládá se z několika bloků:

- Předdefinované hodnoty se obvykle dávají na začátek kodu. V mém případě to jsou nadefinované piny pro relé a EMG sensory
- Funkce `setup()`  
V této sekci probíhá inicializace a nastavení počátečních hodnot jako rychlost sériové komunikaci, inicializace pinů na vstup nebo výstup.
- Funkce `loop()`  
Jak vyplývá z názvu tento cyklus se opakuje dokola. Tady provádíme filtraci signálů a pak na základě amplitud zapínáme nebo vypínáme relé.

## 5. Testování

### 5.1. Snímání signálu při různém umístění elektrod

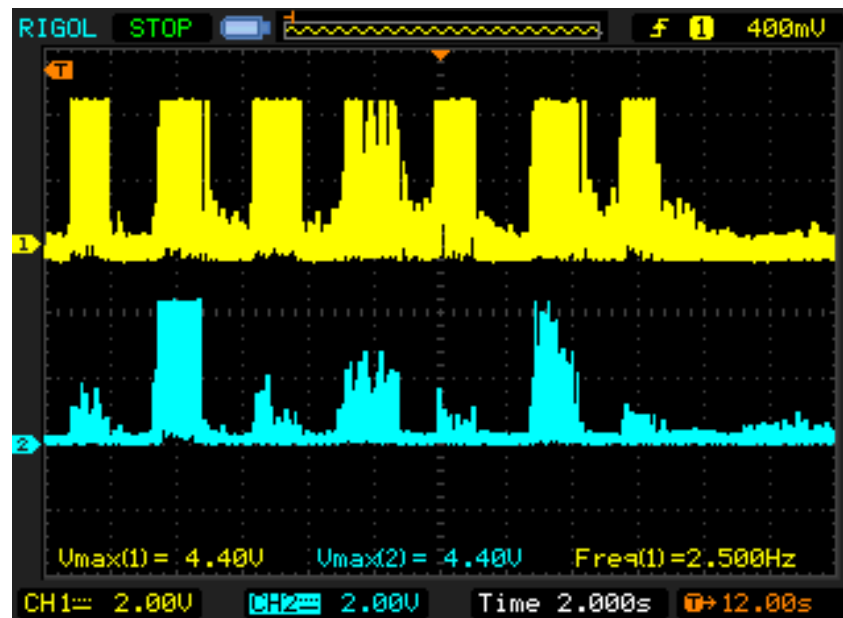
Bylo vyzkoušeno několik různých konfigurací zapojení elektrod. V každé konfiguraci zemní elektroda je umístěná na lokti a je společná pro všechny kanály. Detailní přehled svalů předloktí je v příloze 5.

- Konfigurace 1

Vzdálenost mezi elektrody je přibližně 10 cm

Kanál 1 Elektrody jsou umístěné nad *m.flexor carpi radialis* a *m. palmaris longus*

Kanál 2 Elektrody jsou umístěné nad *m.extensor digitorum* a *m.extensor carpi radialis longus*



Obrázek 15 1.kanál - modrý průběh, 2.kanál - žlutý průběh

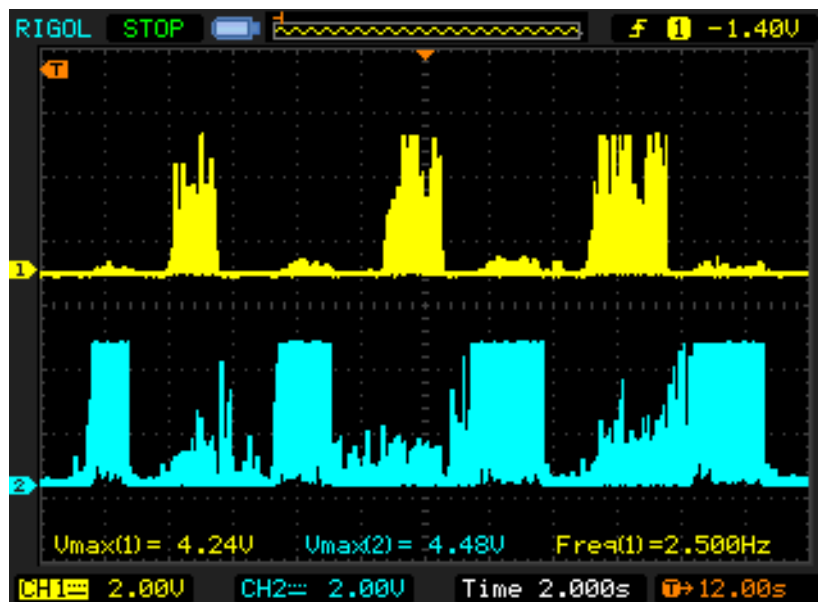
Je vidět, že při flexe zápěstí oba kanály zaznamenali amplitudově skoro stejný signál. Během hyperextenze zápěstí tyto přeslechy už nejsou tak značné.

- Konfigurace 2

Vzdálenost mezi elektrody je přibližně 3 cm

Kanál 1 Elektrody jsou umístěné nad *m. palmaris longus*

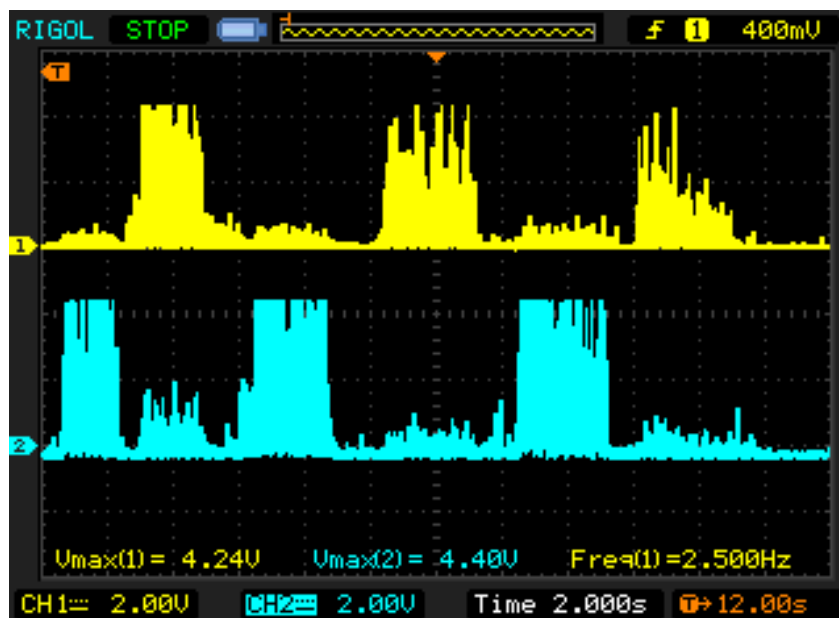
Kanál 2 Elektrody jsou umístěné nad *m.brachioradialis*



Při takovém umístění elektrod dochází k částečným přeslechům.

- Konfigurace 3

Táto konfigurace se liší od první pouze vzdálenosti elektrod a ta je přibližně 3 cm



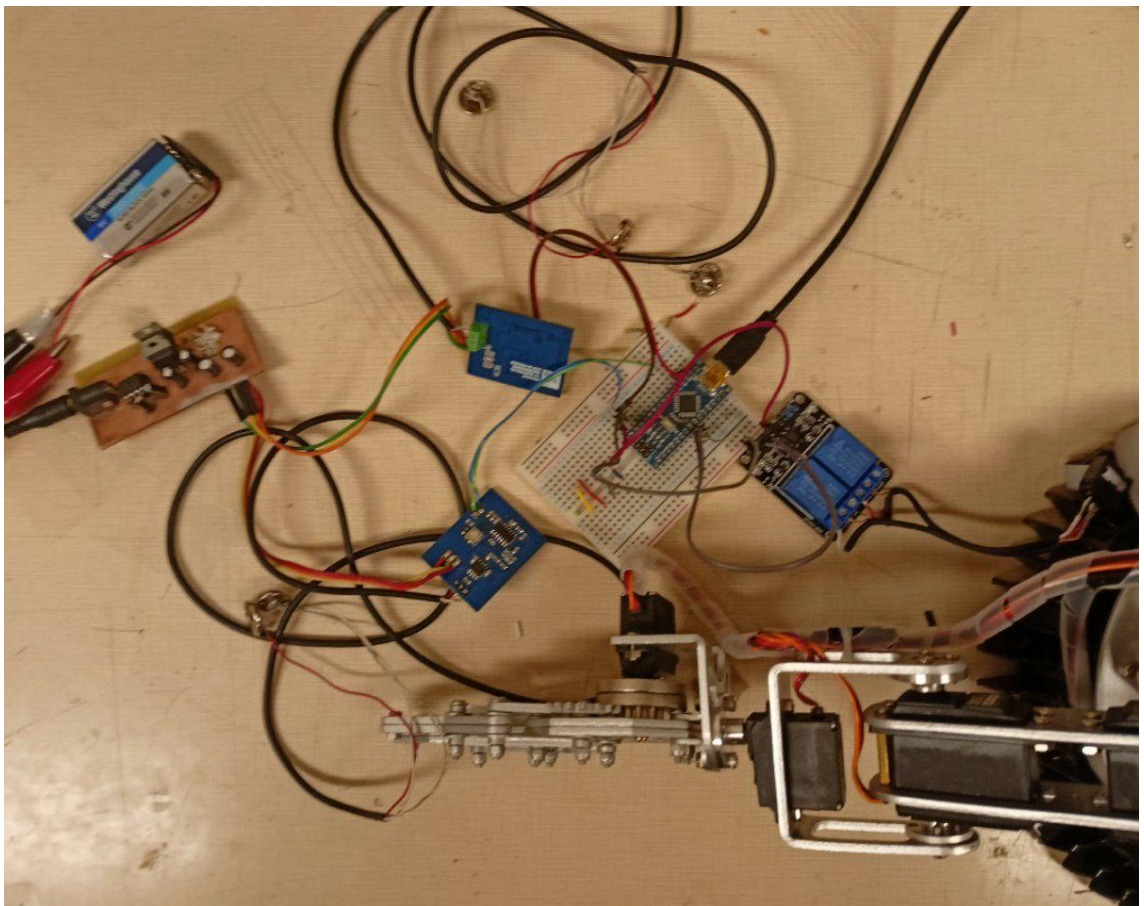
Obrázek 16 1.kanál - modrý průběh, 2.kanál - žlutý průběh

Umístěním elektrod blíž k sobě pomohlo se značně zbavit přeslechu. Pořád tam jsou ale tentokrát kanály se navzájem ovlivňují mnohem menší.

## 5.2. Ovládání robotického ramene

Pro ovládání dvou servomotorů robotického ramena používají se 4 kanály. Povrchové elektrody byly umístěny podle konfiguraci 3 (viz kapitola 5.1). Jednou rukou se dá ovládat jedním servomotorem do obou směrů.

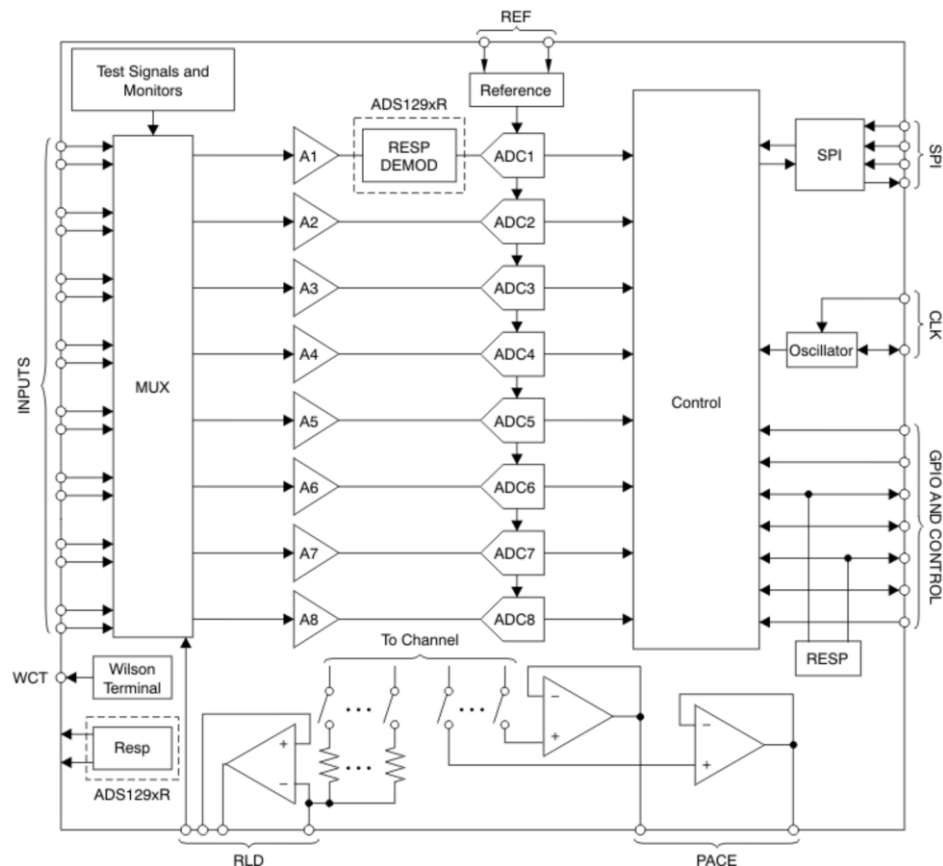
Po aplikaci klouzavého filtru signál se představuje obálku původního signálu. Amplituda filtrovaného signálu se mění pomalu. Pokud amplituda signálu překročí prahovou hodnotu Arduino zapíná relé a servomotor se pohybuje. Prahová hodnota byla zvolena experimentálně a rovná se 200.



Obrázek 17 Obvod pro ovládání robotického ramena

## 6. Návrh dalšího vylepšení

Pro ovládání vícekanálového aktuátoru potřebujeme snímat signál z více míst současně. Jednou z možností je využít speciální integrovaný obvod (třeba ADS1298 (Obrázek 18)). Tento obvod obsahuje osm diferenciálních analogových vstupů. Umožňuje programově nastavovat zesílení, což usnadňuje změnu zesílení. Má zabudovaný AD-převodník s vysokým rozlišením (24 bitů), SPI sběrnici pro komunikaci.



Obrázek 19 Blokové schéma ADS1298 [11]

Pro ovládání velkého počtu aktuátoru nestačí koukat jen na amplitudu signálu. Můžeme zavést další parametry, například frekvence signálu (můžeme prozkoumat, jestli se všechny svalová vlákna inervují se stejnou frekvencí přicházejících vzruchu). Pak pro interpretaci těchto parametru můžeme použít strojové učení (vyzkoušet různé algoritmy a porovnat je mezi sebou)

Další vylepšení je nepoužívat jednorázové elektrody ale udělat jakousi manžetu s zabudovanými elektrodami s použitím bezdrátového přenosu dat do mikrokontroléru.

## 7. Závěr

---

Hlavním cílem této práce bylo sestavení zařízení pro vícekanálové snímání EMG signálu

V teoretické části byli prozkoumány základní informace o EMG signálu a o způsobech jeho zpracovávání.

Na základě teoretické části byl navržen obvod a dále v programu KiCad byla navržena deska plošných spojů a pak vyroben prototyp pro ověření funkčnosti schématu. Finální desky byly vyrobeny profesionálně na fabrice. Pak osazené DPS byly otestované měřením přeslechů mezi jednotlivými kanály v závislosti na umístění elektrod.

Pak na základě výše zmíněného byl sestaven obvod pro ovládání robotického ramena

## Použitá literatura

---

- [1] DYLEVSKÝ, Ivan. Somatologie: pro předmět Základy anatomie a fyziologie člověka. 3. přepracované a doplněné vydání. Praha: Grada Publishing, 2019. ISBN 9788027121113.
- [2] PENHAKER, Marek. Lékařské diagnostické přístroje: učební texty. Ostrava: VŠB - Technická univerzita Ostrava, 2004. ISBN 8024807513.
- [3] DOSTÁL, Jiří. Operační zesilovače. Praha: BEN - technická literatura, 2005. ISBN 8073000490.
- [4] HOROWITZ, Paul a Winfield HILL. The art of electronics: the x chapters. New York: Cambridge University Press, 2020. ISBN 9781108499941.
- [5] PRCHAL, Josef a Boris ŠIMÁK. Digitální zpracování signálů v telekomunikacích. Praha: Vydavatelství ČVUT, 2000. ISBN 8001021491.
- [6] [https://pl.wikipedia.org/wiki/Aliasing\\_\(przetwarzanie\\_sygna%C5%82%C3%B3w\)](https://pl.wikipedia.org/wiki/Aliasing_(przetwarzanie_sygna%C5%82%C3%B3w))
- [7] <http://amber.feld.cvut.cz/vyu/zs/zs7/cv7.htm>
- [8] <https://www.arduino.cc/en/Guide/Introduction>
- [9] <https://eu.mouser.com/datasheet/2/609/AD8221-1517477.pdf>
- [10] <https://www.conrad.com/p/arexx-robotic-arm>

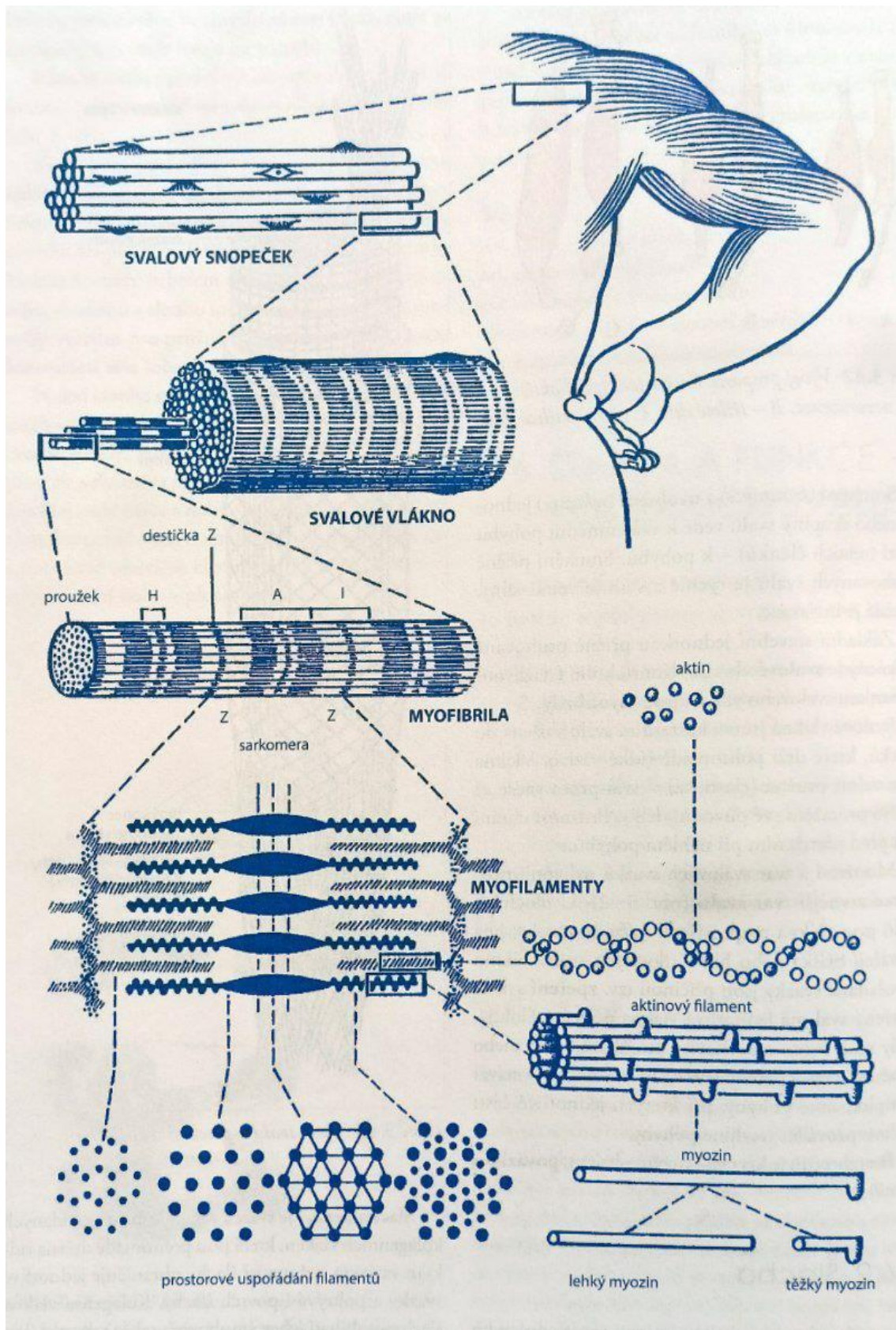


## Seznám příloh

---

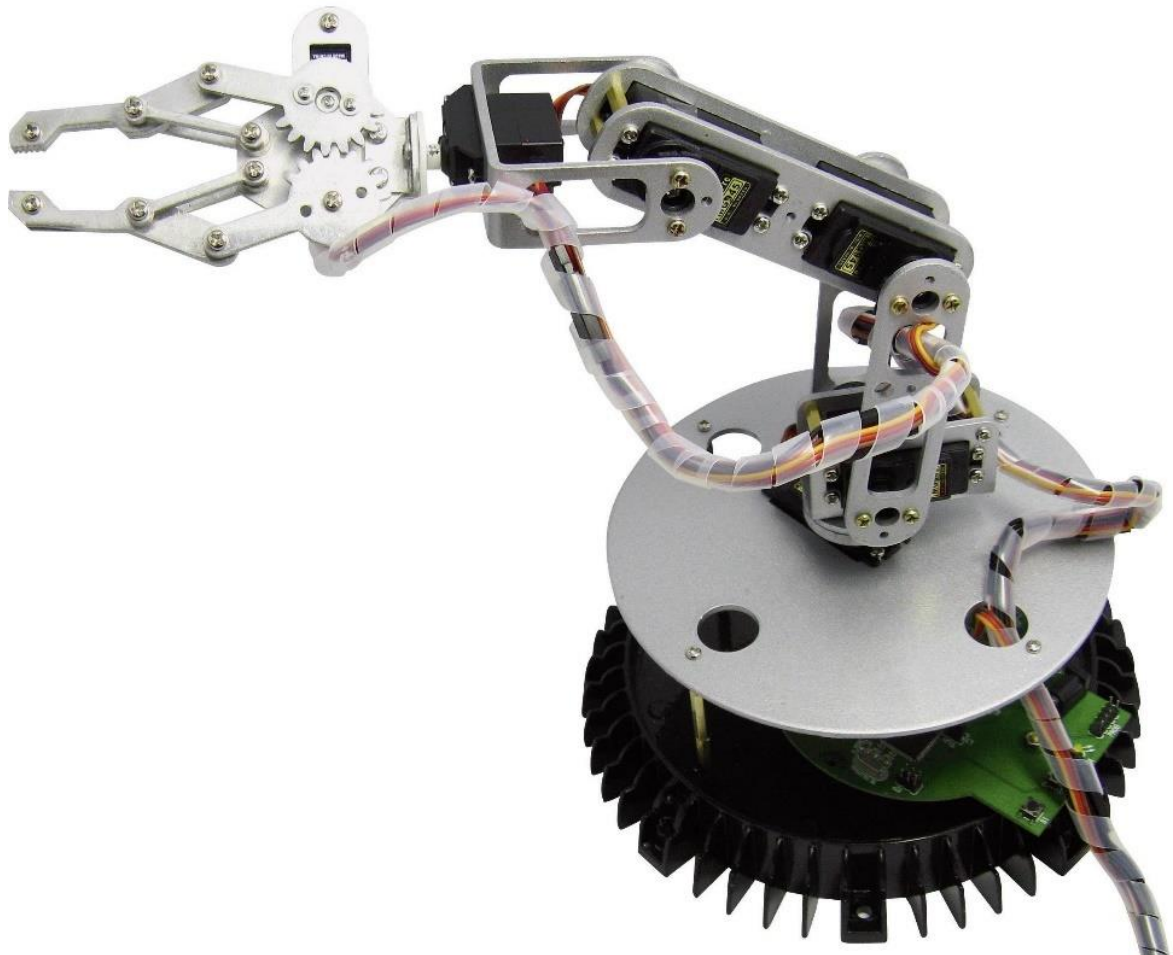
1. Schéma stavby kosterního svalu
2. Robotické rameno
3. Povrchové elektrody.
4. Schéma zapojení senzoru
5. Svaly předloktí
6. Motivy plošných spojů
7. Deska plošných spojů
8. Zdrojový kod

# Příloha 1 Schéma stavby kosterního svalu



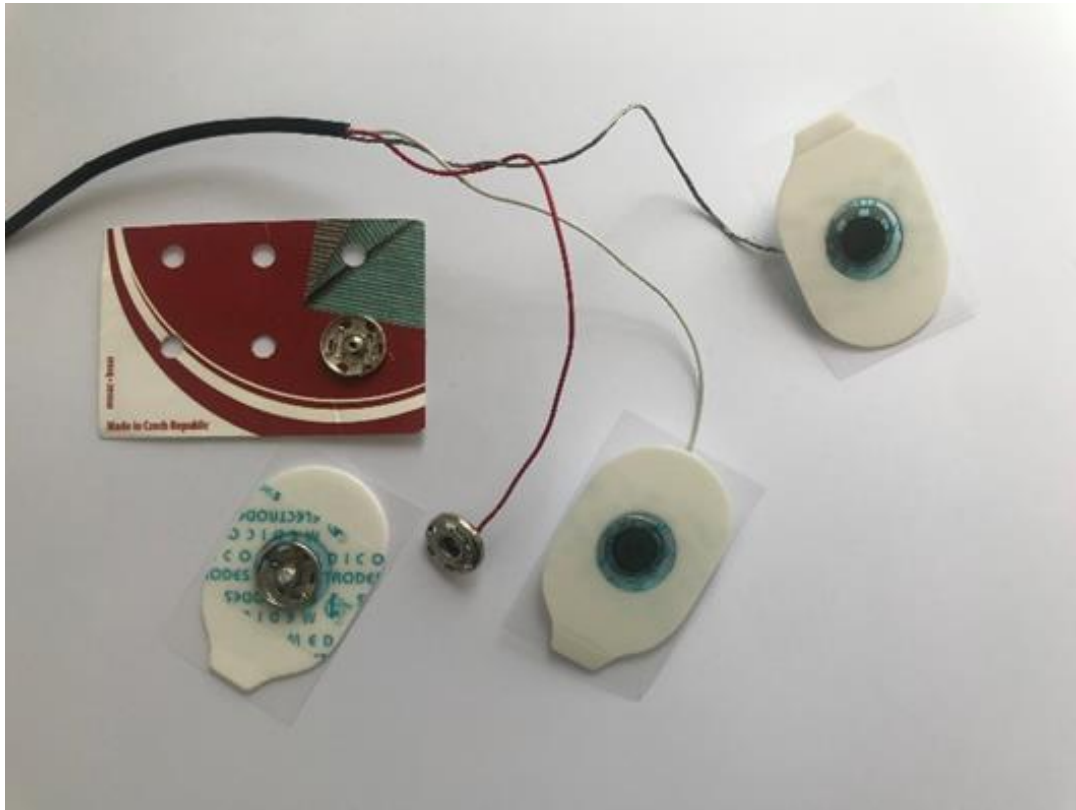
## Příloha 2 Robotické rameno

---

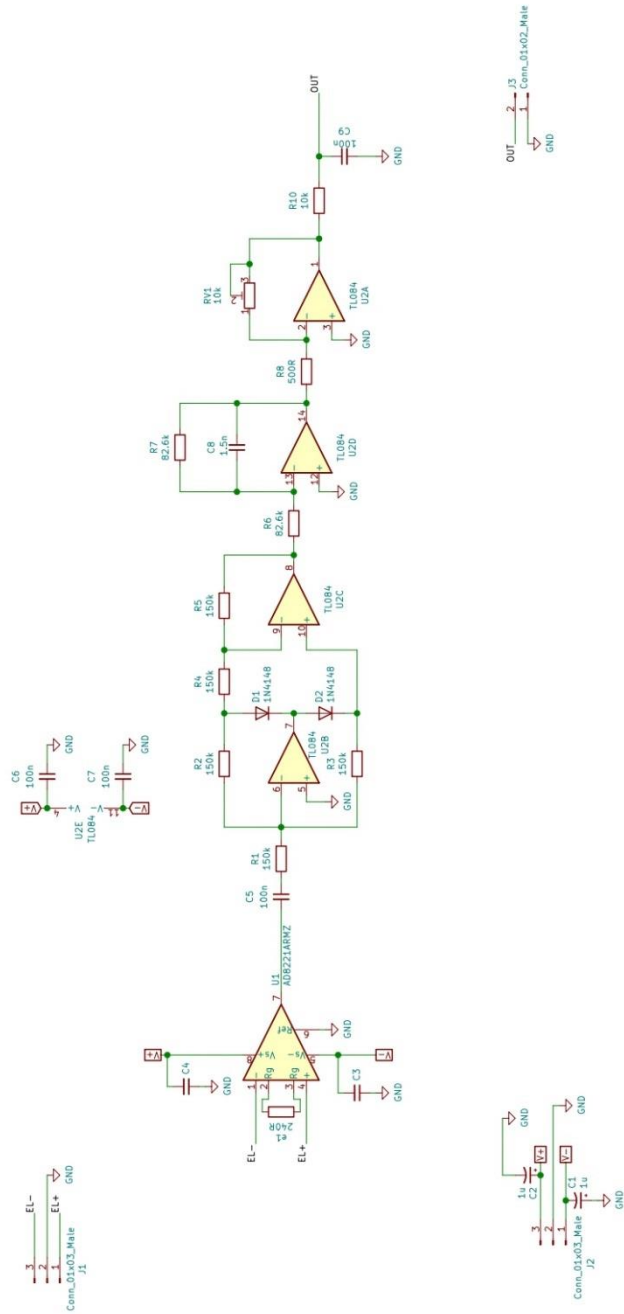


## Příloha 3 Povrchové elektrody

---

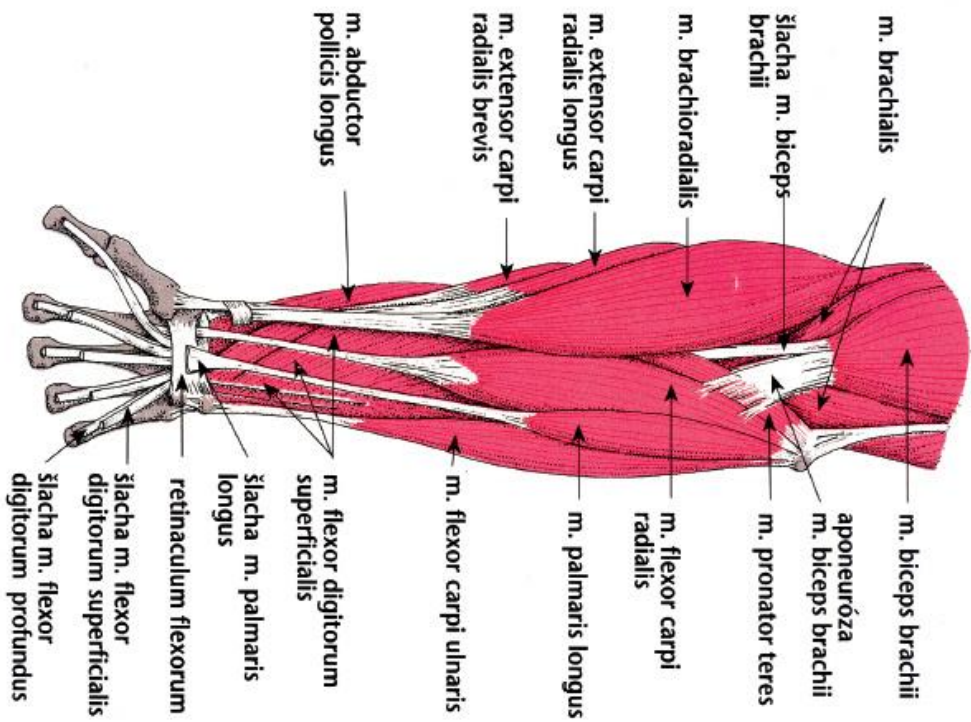


# Příloha 4 Schéma zapojení senzoru

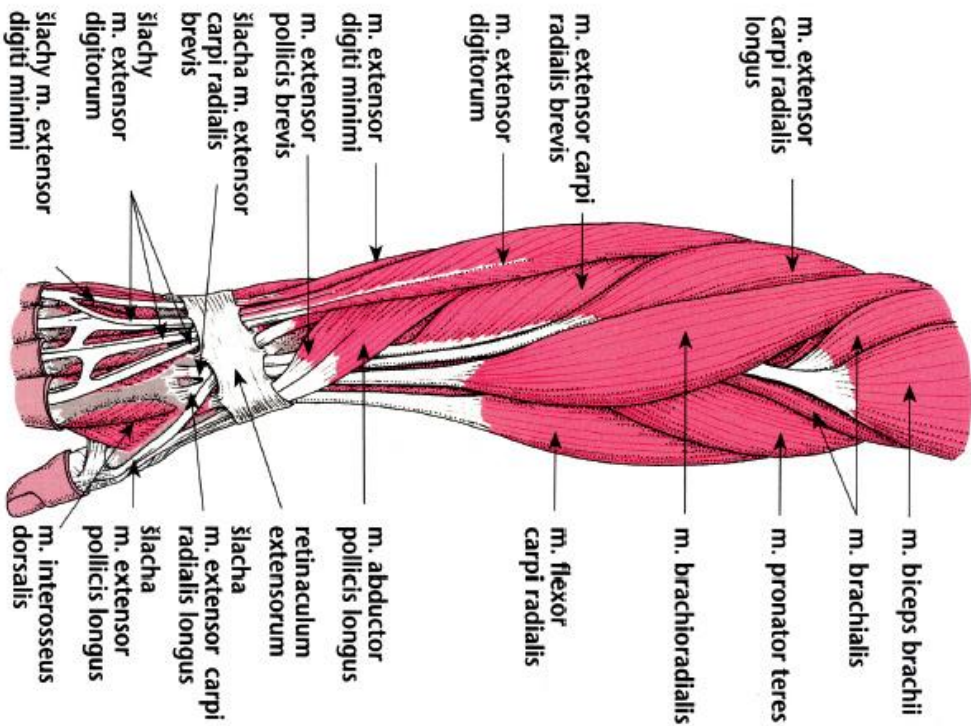


# Příloha 5 Svaly předloktí

Supinační postavení

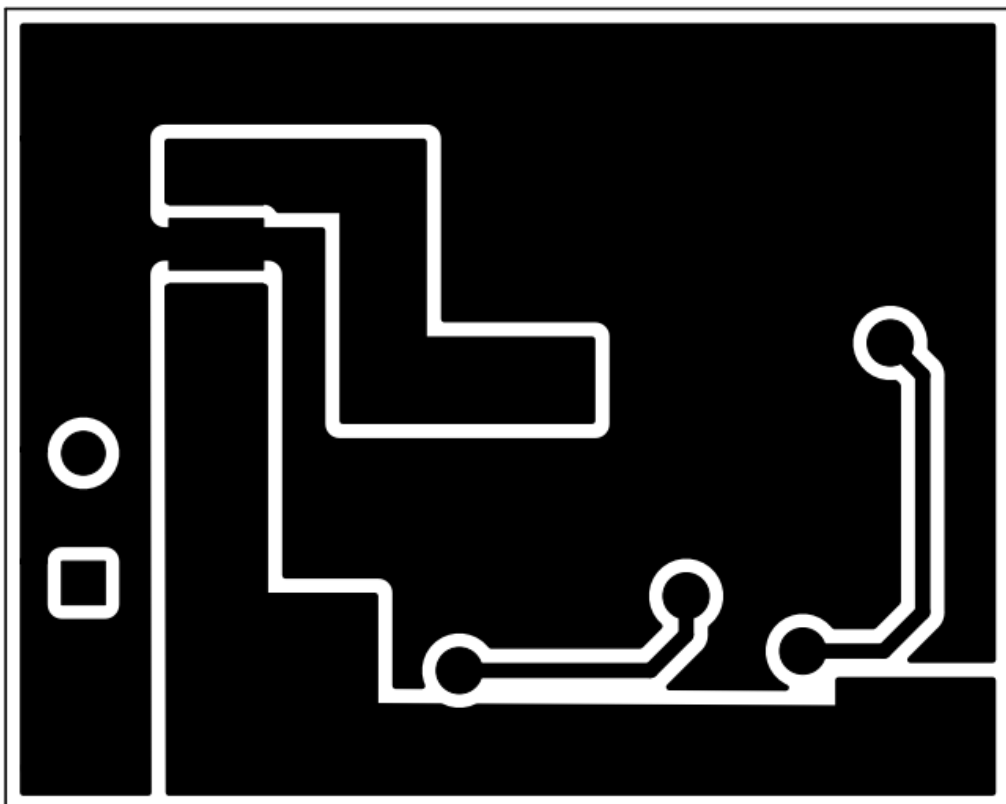
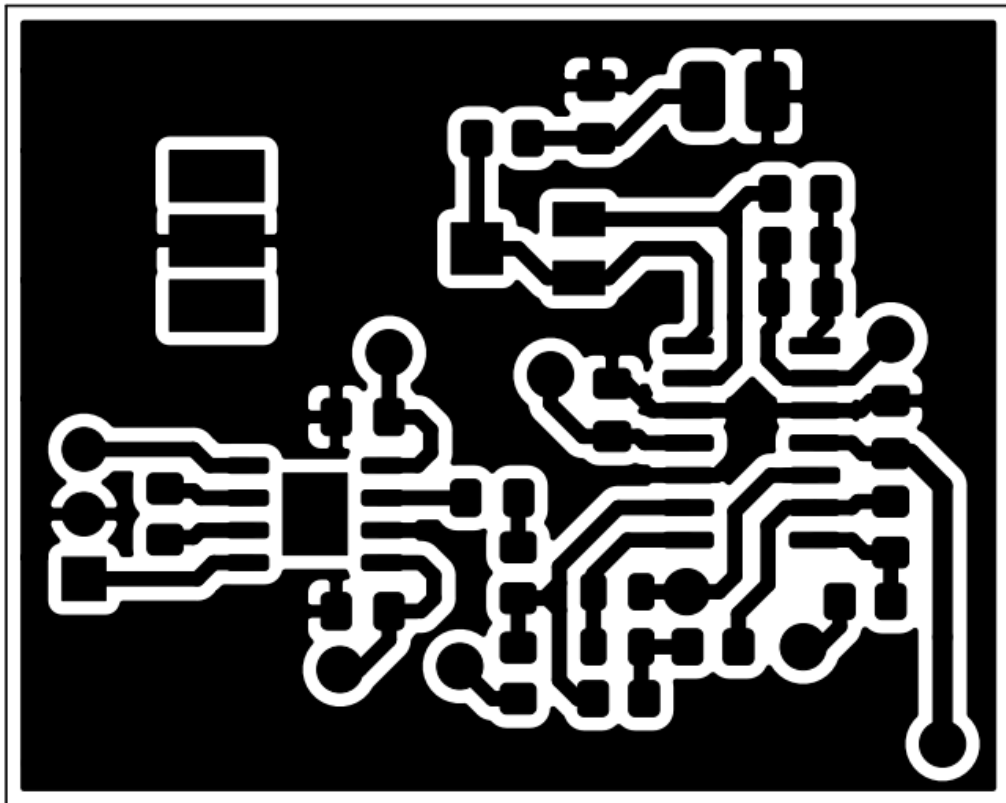


Pronační postavení

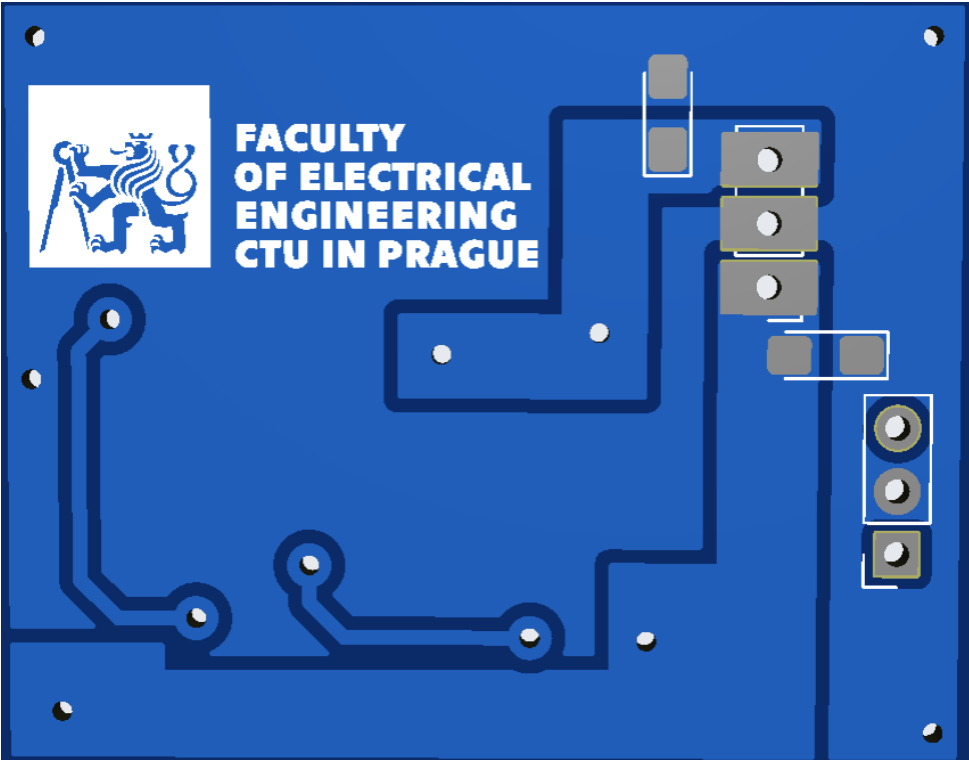
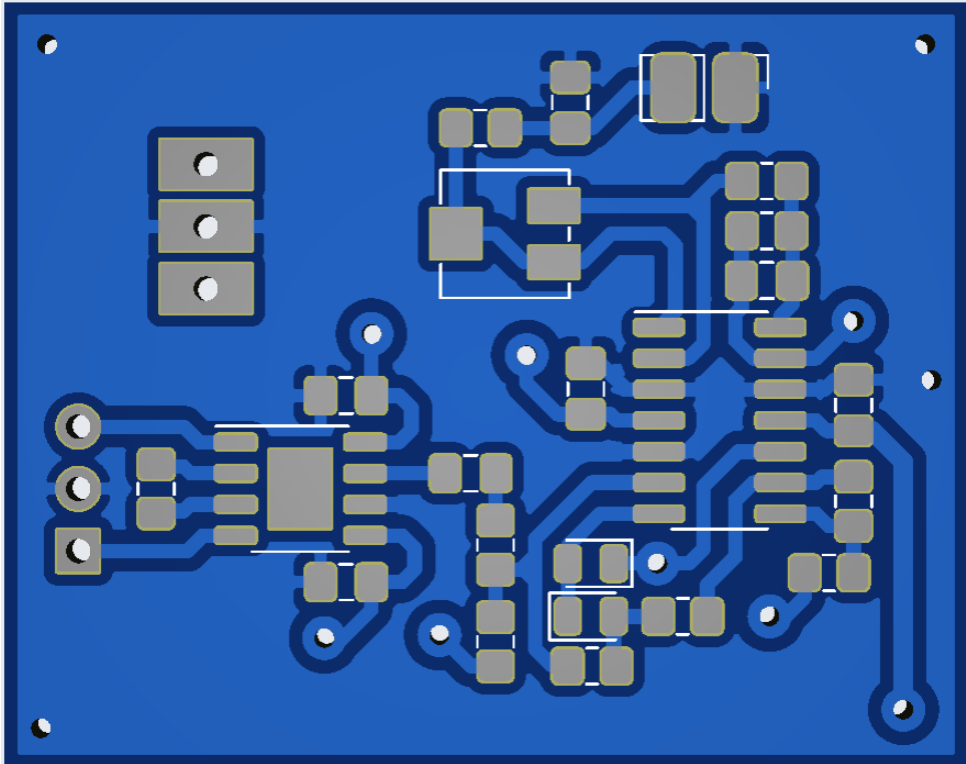


## Příloha 6 Motivy plošných spojů

---



# Příloha 7 Deska plošných spojů





## Příloha 8 Zdrojový kód

---

```
1 //----define pins for relays and sensors----
2 #define PIN_RELAY_1 5
3 #define PIN_RELAY_2 6
4 #define PIN_RELAY_3 7
5 #define PIN_RELAY_4 8
6
7 #define SENSOR_1 A0
8 #define SENSOR_2 A1
9 #define SENSOR_3 A2
10 #define SENSOR_4 A3
11 //-----
12
13 // define threshold
14 #define THRESHOLD 200
15
16 // number of samples
17 const int num_of_samples = 20;
18
19 // arrays for the samples
20 int samples_1[num_of_samples];
21 int samples_2[num_of_samples];
22 int samples_3[num_of_samples];
23 int samples_4[num_of_samples];
24
25 // the index of the current sample
26 int read_index = 0;
27
28 // the running totals
29 int total_1 = 0;
30 int total_2 = 0;
31 int total_3 = 0;
32 int total_4 = 0;
33
34 // the averages
35 int average_1 = 0;
36 int average_2 = 0;
37 int average_3 = 0;
38 int average_4 = 0;
39
40 void setup() {
41 // initialize serial communication with computer:
42 Serial.begin(57600);
43
44 // initialize pins for relays
45 pinMode(PIN_RELAY_1, OUTPUT);
46 pinMode(PIN_RELAY_2, OUTPUT);
47 pinMode(PIN_RELAY_3, OUTPUT);
48 pinMode(PIN_RELAY_4, OUTPUT);
49
50 // initialize all the samples to 0:
51 for (int i = 0; i < num_of_samples; i++) {
52 samples_1[i] = 0;
```

```

53     samples_2[i] = 0;
54     samples_3[i] = 0;
55     samples_4[i] = 0;
56 }
57 }
58
59 void loop() {
60     // subtract the last reading:
61     total_1 = total_1 - samples_1[read_index];
62     total_2 = total_2 - samples_2[read_index];
63     total_3 = total_3 - samples_3[read_index];
64     total_4 = total_4 - samples_4[read_index];
65
66     // read from the sensor:
67     samples_1[read_index] = analogRead(SENSOR_1);
68     samples_2[read_index] = analogRead(SENSOR_2);
69     samples_3[read_index] = analogRead(SENSOR_2);
70     samples_4[read_index] = analogRead(SENSOR_2);
71
72     // add the reading to the total:
73     total_1 = total_1 + samples_1[read_index];
74     total_2 = total_2 + samples_2[read_index];
75     total_3 = total_3 + samples_3[read_index];
76     total_4 = total_4 + samples_4[read_index];
77
78     // advance to the next position in the array:
79     read_index = read_index + 1;
80
81     // if we're at the end of the array...
82     if (read_index >= num_of_samples) {
83         // ...wrap around to the beginning:
84         read_index = 0;
85     }
86
87     // calculate the average:
88     average_1 = total_1 / num_of_samples;
89     average_2 = total_2 / num_of_samples;
90     average_3 = total_3 / num_of_samples;
91     average_4 = total_4 / num_of_samples;
92
93     // send it to the computer as ASCII digits
94     Serial.print(average_1);
95     Serial.print(',');
96     Serial.print(average_2);
97     Serial.print(',');
98     Serial.print(average_3);
99     Serial.print(',');
100    Serial.print(average_4);
101    Serial.println();
102
103    // for the 1th servo
104    if(average_1 > THRESHOLD and average_1 > average_2){
105        digitalWrite(PIN_RELAY_2, HIGH);
106        digitalWrite(PIN_RELAY_1, LOW);
107    }
108    else if(average_2 > THRESHOLD and average_2 > average_1){

```

```
109     digitalWrite(PIN_RELAY_1, HIGH);
110     digitalWrite(PIN_RELAY_2, LOW);
111 }
112
113 // for the 2th servo
114 if(average_3 > THRESHOLD and average_3 > average_4){
115     digitalWrite(PIN_RELAY_4, HIGH);
116     digitalWrite(PIN_RELAY_3, LOW);
117 }
118 else if(average_4 > THRESHOLD and average_4 > average_3){
119     digitalWrite(PIN_RELAY_3, HIGH);
120     digitalWrite(PIN_RELAY_2, LOW);
121 }
122
123 delay(1);           // delay in between reads for stability
124 }
```