

Bakalárska práca



České  
vysoké  
učení technické  
v Praze

**F3**

Fakulta elektrotechnická  
Katedra mikroelektroniky

## Testování vlastností umělého svalu z EAP

Richard Štec

Vedúci: Ing. Lubor Jirásek CSc.  
Odbor: Kybernetika a Robotika  
Študijný program: Systémy a řízení  
Máj 2017



## Podakovanie

Ďakujem Ing. Luborovi Jiráskovi CSc. za príkladné vedenie práce, Michalovi Gabrielovi za exstenzívnu asistenciu pri výrobe vzorkou a konzultácii návrhu a Jirkovi Hodnému za pomoc pri osadzovaní plošných spojov.

## Prehlásenie

Prehlasujem, že som predloženú prácu vypracoval samostatne, a že som uviedol všetky použité informačné zdroje v súlade s Metodickým pokynom o dodržovaní etických princípov pri príprave vysokoškolských záverečných prác.

.....

V Prahe, 25. mája 2017

## Abstrakt

Umelé elektrické svaly predstavujú novú perspektívnu formu akčných členov, ktoré by umožnili značné pokroky v mnohých oblastiach, kde využitie bežných akčných členov, ako sú motory, je neefektívne. Jednou z najskúmanejších podskupín týchto svalov, je skupina takzvaných dielastických elastomérov. Táto práca sa zamerala na návrh meracej stanice, ktorá umožňuje meranie charakteristík vzorky dielastického elastoméru, či už krátkodobých alebo dlhodobých.

Ukázalo sa, že navrhnutá stanica je schopná operácie, no zároveň trpí nedostatkami a je nutné vykonať niekoľko úprav. Tieto nedostatky a ich možné úpravy sú popísané v závere práce.

**Kľúčové slová:** Umelý sval, Elektroaktívny polymer, Dielastický elastomér, zber dát

**Vedúci:** Ing. Lubor Jirásek CSc.  
Katedra mikroelektroniky,  
Technická 2,  
Praha 6

## Abstract

Artificial electric muscles present a new perspective form of actuators, that could lead to significant progress in various fields, where the use of common actuating mechanisms, such as motors, is inefficient. One of the most studied subgroups of this artificial muscles, is a group called dielastical elastomers. This work focuses on a design of a measuring station, that allows measurement of characteristics of a dielastical elastomer sample, both short- and long-term.

However, it has been shown, that designed measuring station is functional, however suffers from several deficiencies and several adjustments are necessary. Possible adjustments that could resolve this imperfections and description of this imperfections can be found in conclusion.

**Keywords:** Artificial muscle, Electroactive Polymer, Dielastical Elastomer, Data acquisition

**Title translation:** Testing of EAP Artificial Muscle Properties

# Obsah

## Časť I

### Teoretický úvod

<b>1 Úvod do problematiky</b>	<b>3</b>
<b>2 Hlavný predstavitelia umelých svalov</b>	<b>5</b>
2.1 Elektroaktívne polyméry(EAP) ..	5
2.1.1 Elektrické EAP .....	5
2.1.2 Íonické EAP .....	7
2.2 Pneumatické umelé svaly .....	7
2.3 Tepelne ovládané umelé svaly ...	7
2.4 Zliatiny s tvarovou pamäťou ....	7

## Časť II

### Meranie vlastností dielastických elastomérov

<b>3 Výroba vzorku</b>	<b>15</b>
3.1 Návrh vzorky .....	15
3.2 Použitý materiál .....	15
3.3 Postup výroby .....	16
<b>4 Návrh merania</b>	<b>21</b>
4.1 Meranie zmeny geometrie vzorky	21
4.2 Meranie sily vyvolanej vzorkou .	22
4.3 Systém pre zber a spracovanie dát	22
4.4 Napájanie elektronickej časti meracej stanice .....	24
4.5 Návrh meracej stanice .....	25
<b>5 Záver</b>	<b>27</b>
<b>Literatúra</b>	<b>29</b>

### Prílohy

<b>A Návrh plošných spojov</b>	<b>33</b>
<b>B Návrh meracej stanice</b>	<b>37</b>
<b>C Zadání práce</b>	<b>41</b>

## Obrázky

2.1 Hlavný predstaviteľ EAP (prevzaté z [1]) . . . . .	5
2.2 Vlastností rôznych dielektrických materiálov (prevzaté z [4]) . . . . .	9
2.3 Blokové schéma merania . . . . .	13
3.1 Páska nalepená na natáhovací mechanizmus . . . . .	16
3.2 Natiahnutá páska . . . . .	17
3.3 Natiahnutá páska nalepená na plastový rám . . . . .	18
3.4 Istiacie pásy na stranách . . . . .	18
3.5 Nanosená vrstva uhlíkového prášku pre spojenie s kontaktmi . . . . .	19
3.6 Istiacie pásy na vrchu vzorky; alobalové kontakty . . . . .	20
3.7 Konečná forma vzorky . . . . .	20
4.1 Blokové schéma zapojenia meracieho obvodu) . . . . .	21
4.2 Koncept prenosu dát po rozhraní UART ( <i>Pozn. použité MCU štandardne nepodporuje paritu</i> ) . . . . .	24
5.1 Zaznamenanie pohybu hallovho senzoru oproti magnetickej páske v rozsahu približne 1mm. . . . .	27
5.2 Prijaté dáta z tenzometrického mostíku pri manipulácii s ním . . . . .	28

## Tabuľky

4.1 Binárne masky pre identifikáciu jednotlivých dátových packetov . . .	23
4.2 Kódy hlásení a chybových správ	24



# Časť I

## Teoretický úvod





# Kapitola 1

## Úvod do problematiky

**P**ojem umelý sval obecně označuje skupinu syntetických materiálů, ktorých účelom je napodobovať funkciu prírodného svalového tkaniva a to hlavne v zmysle zmeny geometrie, pri vystavení externým podnetom, ako je napríklad priloženie externého napätia, ale aj zmeny tlaku, teploty, vystavení magnetickému poľu a podobne.

Biologické svaly možno považovať za akčné členy stavané primárne na impulznú, aperiodickú operáciu. Typické umelo vytoverené akčné členy, ako motory, su výkonovo prispôsobené na cyklickú operáciu. Aby dosiahli podobných výsledkov ako biologické svaly, je nutné do systému zaviesť komplexné prevodové mechanizmy a rôzne formy vyvolania prerušení, čo sa podpisuje na ich účinnosti, opotrebovaní a najmä aj finančných nákladoch na konštrukciu takýchto mechanizmov. Motory navyše predstavujú skupinu relatívne ťažkých mechanizmov čím sa ich aplikácia v tejto oblasti nepreferuje [2] [5].

Piezoelektrické členy pri priložení externého napätia vykazujú deformáciu podobnú vyžadovanej pre napodobenie svalu. Táto deformácia je však malá (približne 0.1%) a tak nie sú schopné poskytnúť dosatočné predĺženie pre efektívnu operáciu.

Prírodné svaly navyše disponujú pružnými vlastnosťami, ktoré im umožňujú fungovať ako brzdy, či tlmiče. S týmto ohľadom môžeme povedať, že akčný člen, slúžiaci k napodobeniu biologického svalu, by mal disponovať nasledujúcimi vlastnosťami:

- prijateľná účinnosť pri neopakovaných, prerušovaných pohyboch
- značná deformácia/predĺženie pri aplikovaní externého stimulu
- nízka hmotnosť
- rýchly reakčný čas a krátka doba ustálenia
- schopnosť operácie aj po mnohých pracovných cykloch

K týmto základným vlastnostiam možno navyše pridať ďalšie vlastnosti, ktorými disponuje biologický sval, ako je schopnosť sebaobnovy alebo energetickej regenerácie pri spätnej kontrakcii alebo expanzii.

Vyššie uvedenie tvrdenia tak viedli k snahe vytvoriť nový akčný člen, ktorý by tieto nepriaznivé vlastnosti potlačoval. Momentálne existujú rôzne

podoby takýchto materiálov, splňujúce niektoré z vyššie uvedených vlastností, fungujúcich na rôznych princípoch. Každá skupina umelých svalov sa však stretáva s vlastnými obmedzeniami v praktickom použití, ktoré sa ale postupne odstraňujú. Aj vďaka tomu môžeme tvrdiť, že umelé svaly tak predstavujú novú, perspektívnu formu akčných členov, s potenciálnym využitím v rôznych oblastiach, najmä však v robotike a medicíne.

Nasledujúce odstavce popisujú niekoľko najvýznamnejších skupín umelých svalov.

## Kapitola 2

### Hlavný predstavitelia umelých svalov

#### 2.1 Elektroaktívne polyméry(EAP)

Elektroaktívne polyméry sú skupina umelých svalov, ktorých operácia je riadená elektrickým poľom. V súčasnosti sú asi najskúmanšou formou umelých svalov, pretože vykazujú značnú podobu svalom biologickým a to najmä v ohľade pružnosti a odolnosti voči poškodeniu [5]. Podľa aplikovanej technológie môžu byť pomerne ľahké, vykazovať nízku spotrebu a ich výroba môže byť relatívne nízkonákladová [8].

Podľa toho, či k aktivácií mechanizmu svalu dochádza pri premiestňovaní elementarných nosičov náboja, alebo iónov, ich môžeme deliť na elektrické, alebo iónické. Tieto dva skupiny možno deliť podľa princípu operácie ešte ďalej:

Electronic EAP	Ionic EAP
Dielectric EAP Electrostrictive graft elastomers Electrostrictive paper Electro-viscoelastic elastomers Ferroelectric polymers Liquid crystal elastomers (LCE)	Ionic polymer gels (IPG) Ionic polymer metal composite (IPMC) Conducting polymers (CP) Carbon nanotubes (CNT)

**Obrázok 2.1:** Hlavný predstavitelia EAP (prevzaté z [1])

Elektroaktívne polyméry sa v svojich začiatkoch stretávali s množstvom nedokonalostí. V súčasnej dobe sa ale ukazuje, že použitím špirálových štruktúr a jednoduchým materiálom ako je napríklad obyčajný nylon, je možné mnohé tieto nedostatky odstrániť a dosiahnuť lepšie výsledky ako pri používaní jednoduchších návrhov [7].

##### 2.1.1 Elektrické EAP

Narozdiel od iónických EAP vyžadujú často relatívne vysoké aktivačné napätia -  $150mV/\mu m$  [1] - čo predstavuje značné obmedzenie, keďže je treba dbať na to, aby pri operácií nedošlo k dosiahnutiu prierazného napätia

materiálu a jeho následného znehodnotenia.

Ich operáciu môžu zaistovať buď mechanizmy na princípe elektrostatických síl, ako je to napríklad pri dielektrických elastoméroch, alebo na princípe elektrickej polarizácie materiálu, kde elektrické dipóly vo vnútri polyméru spôsobia vzájomným pôsobením deformáciu materiálu - elektrostriekcia [5].

## ■ Dielektrické elastoméry

Asi najvýznamnejšou skupinou elektroaktívnych polymérov sú dielektrické elastoméry. V mnohých vlastnostiach vykazujú značnú podobnosť svalom biologickým, ako je rýchlosť operácie, či značná tvarová deformácia (v laboratorných podmienkach táto tvarová deformácia dosiahla až 1692%), čo ich posúva do popredia ako jednu z najperspektívnejších podskupín umelých svalov [11].

Dielektrické elastoméry sú založené na prítomnosti vysoko deformovateľného dielektrického média, ktoré je deformované elektródami kondenzátoru na jeho stranách. Keďže elektródy kondenzátoru sa pri priložení napätia polarizujú opačne, vzniká medzi nimi sila, či napätie, ktoré sa označuje ako Maxwellovo napätie. Toto napätie spôsobuje približovanie elektród, čo zasa spôsobí stlačenie dielektrika a jeho následné zmeny rozmerov. Výhodou dielektrických elastomérov je ich jednoduchá konštrukcia. Priložením rôznych mechanických obmedzení, je možné ovplyvniť objemovú expanziu materiálu, čím sa dá dosiahnuť smerovosť. Ako však popisuje 2.1.1, je nutné dbať na to, aby priložené napätie neprekročilo hranicu prierazu materiálu a taktiež pri výrobe sa uistiť že pri výrobe nedošlo k poškodeniu člena, čo by mohlo viesť k degradácii jeho vlastností, prípadne úplného znehodnotenia v podobe spojenia na krátko.

Vyvolaná deformácia materiálu je obecné úmerná dielektrickej konštante materiálu a druhej mocniny elektrického poľa [1]. Zvyšovaním intenzity elektrického poľa sa však môžeme priblížiť k prierazu materiálu, preto sa preferuje voľba materiálov s vysokou dielektrickou konštantnou. Takúto vlastnosť pri skúmaní vykázali najmä akryláty a silikonové zmesi [4]. Obrázok 2.2 ukazuje porovnanie vlastností rôznych materiálov, ktoré možno použiť ako dielektrikum. Ukazuje sa však taktiež, že je možné posunúť hodnotu prierazného napätie predpnutím dielektrického média medzi elektródami kondenzátoru [10].

Dielektrické elastoméry majú aj ďalšie príjemné vlastnosti. Ich štruktúra, ktorá v podstate predstavuje kondenzátor s premenlivou kapacitou, im umožňuje fungovať ako senzory či generátory napätia [9].

Nároky sa kladú však aj na samotné elektródy kondenzátoru. V minulosti sa pre tento účel používali tenké kovové filmy, tie však kvôli svojej tuhosti neumožnili značnú objemovú deformáciu. V spojení však s lepidlami na povrchu dielektrika je možno na jeho povrch naniesť rôzne vodivé vrstvy, ktoré deformáciu umožnia. Najčastejšie používaná látka je *uhlíkové mazivo*, ktoré má dobrú prilnavosť k materiálu dielektrika a je stále dobre vodivé aj pri jeho natiahnutí a jeho negatívny vplyv na operáciu svalu je minimálny. Alternatívou je uhlíkový prášok, ktorý má taktiež dobré vlastnosti, vyžaduje však lepidlo na povrchu, aby mohol k stranám dielektrika prilnúť [4].

### ■ 2.1.2 Íonické EAP

V porovnaní s elektrickými EAP, vyžadujú relatívne nízke napätia, v rozmedzí 1 - 7V. Na druhej strane však vyžadujú prítomnosť elektrolytu, alebo majú iné nároky na pracovné prostredie (napríklad vlhkosť). Taktiež, ich časová odozva na elektrický signál je značne pomalšia ako pri elektrických EAP [1][5].

Íony, ako voľné nosiče náboja, sa pri vystavení externému elektrickému poľu začnú pohybovať a v miestach kde dochádza k ich absencii, dochádza k zužovaniu materiálu a naopak, v mieste kde ich koncentrácia narastá s jeho expanziou [5]. Takéto materiály navyše prevažne produkujú ohyb, než natiahnutie a to má za následok nižšie výsledné pôsobacie sily [1].

## ■ 2.2 Pneumatické umelé svaly

Pneumatické umelé svaly zvyčajne pozostávajú z pružnej membrány, do ktorej je vŕhané, alebo z ktorej je vysávané pracovné médium - plyn. Pri takejto operácii dochádza k expanzii alebo kontrakcii pružnej membrány čo umožňuje vytvorenie sily na jej okrajoch. Ich vlastnosti sú značne premenlivé a odvíjajú sa od konštrukcie svalu.

Najčastejšou konštrukciou je však membrána obalená v dvojzávitnicovo tvarovanom rukáve, čo spôsobuje jednosmernosť expanzie [6]. Takéto akčné členy však k operácii vyžadujú kompresor/pumpu čo im pridáva na váhe a navyše, ich reakčná doba je značne malá. Ich využitie v systémoch, kde je vyžadovaná rýchla reakcia, je teda ojedinelé.

## ■ 2.3 Tepelne ovládané umelé svaly

Tepelne ovládané umelé svaly vykazujú zmenu objemu na princípe zmeny fázy materiálu, ku ktorej dochádza pri variácii teploty prostredia. Jedná sa hlavne o gély schopné vyvolať kontraktívnu silu až  $100kPa$  s časovou odozvou 20 až 90 sekúnd [1].

Vzhľadom k tomuto obmedzeniu a nutnej prítomnosti chladiacich a ohrievacích mechanizmov, je taktiež ich praktické využitie v robotike či priemysle veľmi ojedinelé. Jedným z potenciálnych využití ale oblastí, kde sa prienik látok reguluje teplotou prostredia. Membrána vyrobená z takéhoto materiálu, je napríklad schopná zabrániť prechodu studenej tekutiny a povoliť prechod teplej. Ďalším možným využitím predstavuje regulované dávkovanie liečiv, kde je priepustnosť aktívnych látok regulovaná teplotou prostredia. [1]

## ■ 2.4 Zliatiny s tvarovou pamäťou

Najčastejšie využívaný efekt je termálne indukovaná tvarová pamäť. Materiál disponujúci touto vlastnosťou so po nahriatí na určitú teplotu môže deformovať do iného dočasného tvaru. Pri poklese teploty dôjde k návratu

materiálu do pôvodnej formy. Ak však pri manipulácii dôjde k prekročeniu hraničnej teploty, nový tvar materiálu sa stáva permanentným. [1]

Podobne ako je to u tepelne ovládaných umelých svalov, je nutná prítomnosť externých tepelných stimulantov, čo je nevýhodou pri použití v robotike, kde sa dôraz kladie na minimalizáciu konštrukcie akčného člena.

Polymer (specific type)	Prestrain (x%, y%)	Energy	Actuation	Thickness	Area	Young's	Electric	Dielectric constant	Dielectric loss factor	Mechanical loss factor	Coupling	Efficiency
		density	pressure	strain	strain	modulus	field				efficiency $k^2$	Efficiency
		$\text{MJ} \cdot \text{m}^{-3}$	MPa	%	%	MPa	$\text{MV} \cdot \text{m}^{-1}$				%	%
Silicone (Nusil CF19-2186)	–	0.22 <sup>e1</sup>	1.36 <sup>f1</sup>	32	–	1	235	2.8	54	–	–	–
Silicone (Nusil CF19-2186)	(45, 45)	0.75 <sup>e1</sup>	3	39	64	1.0 <sup>g1</sup>	350	2.8	6.3	0.005	0.05	79
Silicone (Nusil CF19-2186)	(15, 15)	0.091 <sup>e1</sup>	0.6	25	33	–	160	2.8	–	–	–	–
Silicone (Nusil CF19-2186)	(100, 0)	0.2 <sup>e1</sup>	0.8	39	63 (linear)	–	181	2.8	–	–	–	–
Silicone (Dow Corning HS3)	–	0.026 <sup>e1</sup>	0.13 <sup>f1</sup>	41	–	0.135	72	2.8	65	–	–	–
Silicone (Dow Corning HS3)	(68, 68)	0.098 <sup>e1</sup>	0.3	48	93	0.1 <sup>g1</sup>	110	2.8	79	0.005	0.05	82
Silicone (Dow Corning HS3)	(14, 14)	0.034 <sup>e1</sup>	0.13	41	69	–	72	2.8	–	–	–	–
Silicone (Dow Corning HS3)	(280, 0)	0.16 <sup>e1</sup>	0.4	54	117 (linear)	–	128	2.8	–	–	–	–
Silicone (Dow Corning Sygard 186)	–	0.082 <sup>e1</sup>	0.51 <sup>f1</sup>	32	–	0.7	144	2.8	54	–	–	–
Polyurethane (Deerfield PT61005)	–	0.087 <sup>e1</sup>	1.6 <sup>f1</sup>	11	–	17	160	7	21	≈0.5	≈0.08 (at 30 Hz)	–
Polyurethane (Estane TPU588)	–	0.0025	0.14	8	–	–	8 (at max. strain)	6	–	–	–	–
Polyurethane– carbon powder composite (Estane TPU588)	–	0.0043	0.14	12	–	–	8 (at max. strain)	6	–	–	–	–
Fluorosilicone (dow corning 730)	–	0.0055 <sup>e1</sup>	0.39 <sup>f1</sup>	28	–	0.5	80	6.9	48	–	–	–
Fluoroelastomer (Lauren L143HC)	–	0.0046 <sup>e1</sup>	0.11 <sup>f1</sup>	8	–	2.5	32	12.7	15	–	–	–
Isoprene natural rubber latex	–	0.0059 <sup>e1</sup>	0.11 <sup>f1</sup>	11	–	0.85	67	2.7	21	–	–	–
Dr. Scholl's gelactix tubing	(140, 0)	–	0.0037	1.8	–	–	28	–	–	–	–	–
Acrylic (3M VHB)	–	3.4 <sup>e1</sup>	7.2	79	380	–	–	–	–	–	–	60–80
Acrylic (3M VHB 4910)	(300, 300)	3.4 <sup>e1</sup>	7.2	61	158	3.0 <sup>g1</sup>	412	4.8	90	< 0.005	0.18	80
Acrylic (3M VHB 4910)	(15, 15)	0.022 <sup>e1</sup>	0.13	29	40	–	55	4.8	–	–	–	–
Acrylic (3M VHB 4910)	(540, 75)	1.36 <sup>e1</sup>	2.4	68	215 (linear)	–	239	4.8	–	–	–	–
Acrylic (3M VHB 4910)	Nominal	0.0057	–	7	7.5	2.3 <sup>h1</sup>	17	4.2	14.5	–	–	–
Acrylic (3M VHB 4905)	Nominal	0.0014	0	11	12.4	2.3 <sup>h1</sup>	34	4.2	20.9	–	–	–
SEBS161 (30 wt.-% copolymer)	Nominal	0.013	–	14	16.5	1.3 <sup>h1</sup>	27	–	28	–	–	–
SEBS217 (5–30 wt.-% copolymer)	(300, 300)	0.119–0.139	–	71–31	245–47	0.002– 0.133	22–98	1.8–2.2	88–40	–	–	–
SEBS217 (30 wt.-% copolymer)	Nominal	0.013	–	16	18.8	1.1	29	–	28	–	–	–
SEBS75	Nominal	0.0263 (at 30 wt.-%)	–	16 (at 25 wt.-%)	19 (at 25 wt.-%)	12 (at 30 wt.-%) <sup>h1</sup>	29–41	2.08–2.12	29	–	–	–
ACN rubber	(60, 60)	0.084	0.3	20	–	4	50	14	–	–	–	–
IPN (VHB 4910 – HDDA)	(0, 0)	–	–	70	233	2.5	300	–	–	–	–	–
IPN (VHB 4905 – TMPTMA)	(0, 0)	0.68	1.51	59.36	146	3.94	265.4	2.43	83.5	–	–	–
IPN (VHB 4910 – TMPTMA)	(0, 0)	3.5	5.06	74.97	300	4.15	418.05	3.27	93.7	–	–	–

Obrázok 2.2: Vlastností rôznych dielektrických materiálov (prevzaté z [4])







## Časť II

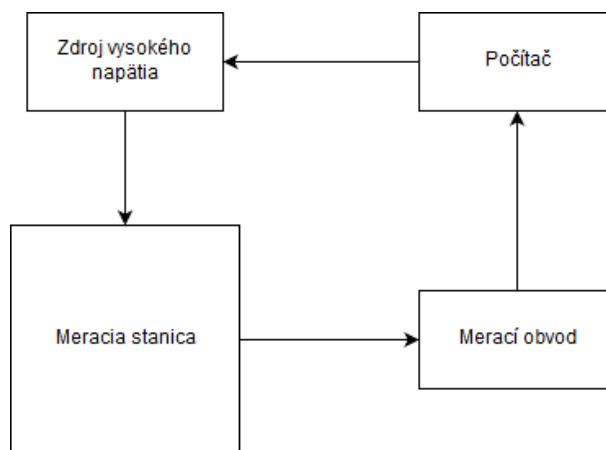
### Meranie vlastností dielastických elastomérov



Táto práca sa zameriava na štúdium vlastností dielektrických elastomérov (pozri 2.1.1). Primárne nás zaujímali nasledujúce vlastnosti:

- Chovanie vzorky pri vystavení vysokému napätiu
- Chovanie vzorky pri rôznych predpnutiach
- Chovanie vzorky po viacerých pracovných cykloch; sledovanie únavy materiálu

Pre umožnenie tohto porovnania sme zamerali návrh meracej stanice tak, aby bola schopna monitorovať zmenu rozmeru/natiahnutia vzorky a silu vygenerovanú jej ťahom, pri priložení napätia. Obrázok 2.3 ukazuje obecné blokové schéma návrhu meracej stanice. Nasledujúce odstavce podrobene popisujú jednotlivé kroky návrhu, ako je konštrukcia samotnej vzorky, konštrukcia meracej stanice po mechanickej aj elektronickej stránke a návrh software-u pre realizáciu tohto merania.



**Obrázok 2.3:** Blokové schéma merania



## Kapitola 3

### Výroba vzorku

#### 3.1 Návrh vzorky

Pre návrh vzorky sme zvolili jednoduchý dizajn: dielektrikum obdĺžnikového tvaru, na ktoré sa z oboch strán naniesol vodivý materiál, čo umožňuje nabíjanie a vybíjanie elektród a teda existenciu opačne orientovaných elektrických síl, ktorá je principiálnym elementom fungovania svalu. Vzorka je na hornej a spodnej hrane z oboch strán poistená pevným materiálom. Z povrchu vzorky sa taktiež vynesú kontakty, ktoré umožňujú pripojenie k zdroju napätia. Takto navrhnutá vzorka teoreticky umožňuje kontrakciu v smere paralelne k normalám plôch elektród a expanziu v ďalších dvoch smeroch.

#### 3.2 Použitý materiál

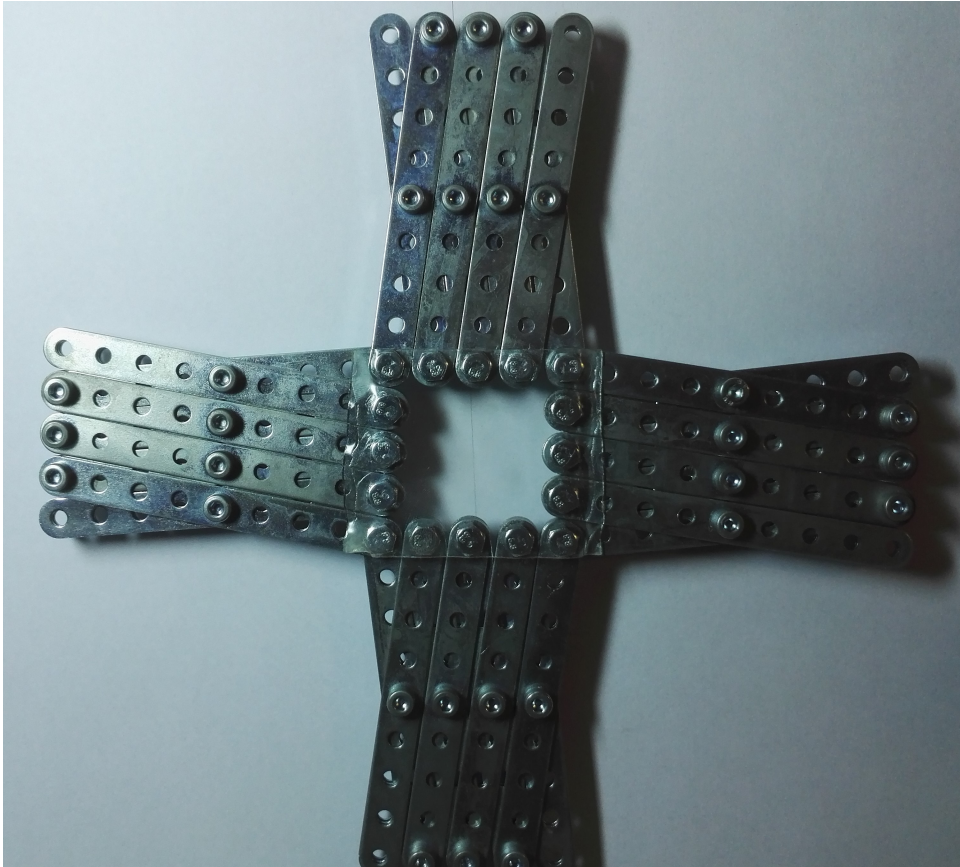
Asi najdôležitejším rozhodnutím pri výrobe takejto vzorky je voľba vhodného dielektrického materiálu. Ten musí spĺňať niekoľko kritérií: V prvom rade musí tento materiál byť pružný aby elektrické sily mohli vyvolať dostatočnú deformáciu. Zároveň však musí mať vysoké prierazné napätie, aby pri aplikácii vysokých napätí nedošlo k nenávratnému zničeniu materiálu. Pre tento účel bola použitá akrylová obojstraná lepiaca páska VHB (pre porovnanie vlastností, vid 2.2).

Kedže elektródy sú súčasťou vzorky, nesmú brzdiť roztahovanie vzorky pri aplikácii napätia a teda musia byť tiež v istom zmysle elastické. Pre tento účel sme sa rozhodli použiť uhlíkový prášok, ktorý sme naniesli na oba strany lepiacej páske. Ako istiaci materiál na hranách sa použili plastové páske. Tu treba podotknúť, že kritickou vlastnosťou je prilnavosť plastu k páske aby nedošlo k jej odtrhnutiu a následnej deformácii.

Pre tvorbu vodivého spojenia sme zvolili alobal, ktorý sme prilepili na páske cez okraj uhlíkovej vrstvy, formujúc tak jednoduchý kontakt. Kedže sa tento elastomér principiálne chová ako kondezátor a nám z dôvodu čo najrýchlejšieho reakčného času ide o minimalizáciu jeho časovej konštanty, ktorá je úmerná kapacite elektród a sériovému odporu, dôraz sa tak kladie na minimalizáciu odporu tohto kontaktu.

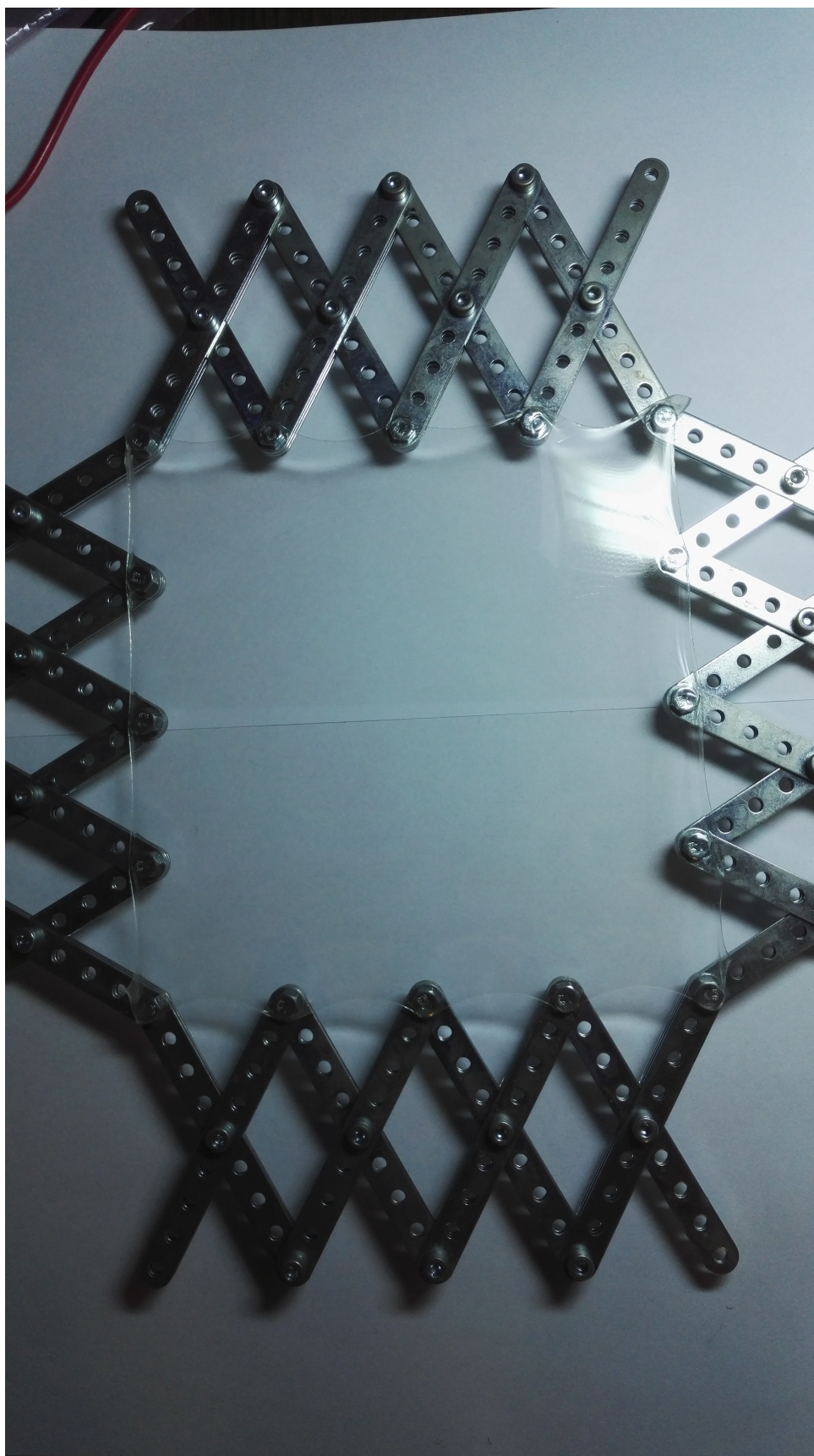
### 3.3 Postup výroby

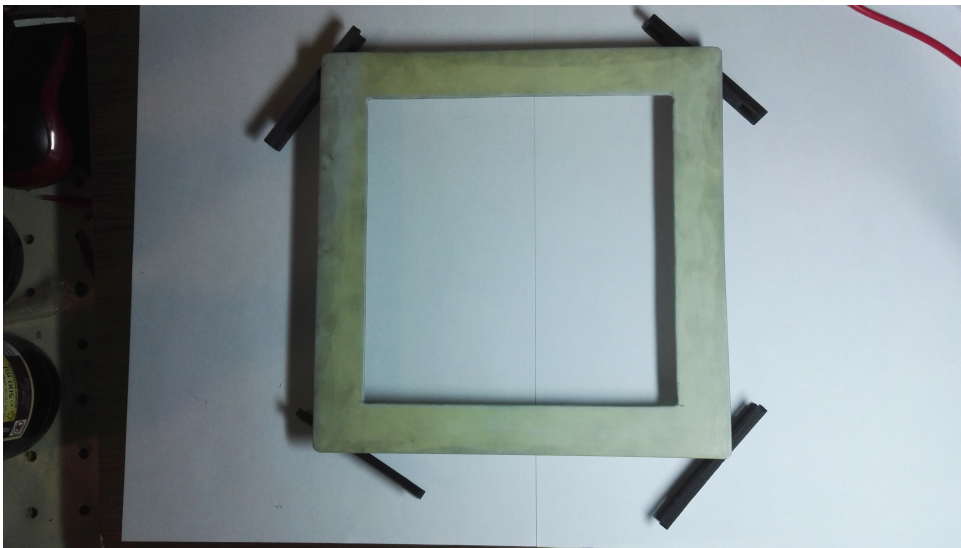
V prvom kroku výroby sme vystrihli 50x50mm kus pásky VHB. Podľa [10] má natiahnutá páska lepšie vlastnosti ako pri pôvodných rozmeroch. Preto sme následne nalepili na roztahovací mechanizmus (pozri obrázok 3.1), kde sa páska natiahla na niečo viac než 3x svojho pôvodného rozmeru (t.j. viac než 150x150mm, obrázok 3.2)). Takto natiahnutá páska sa nalepila na plastový rám (Obrázok 3.3)).



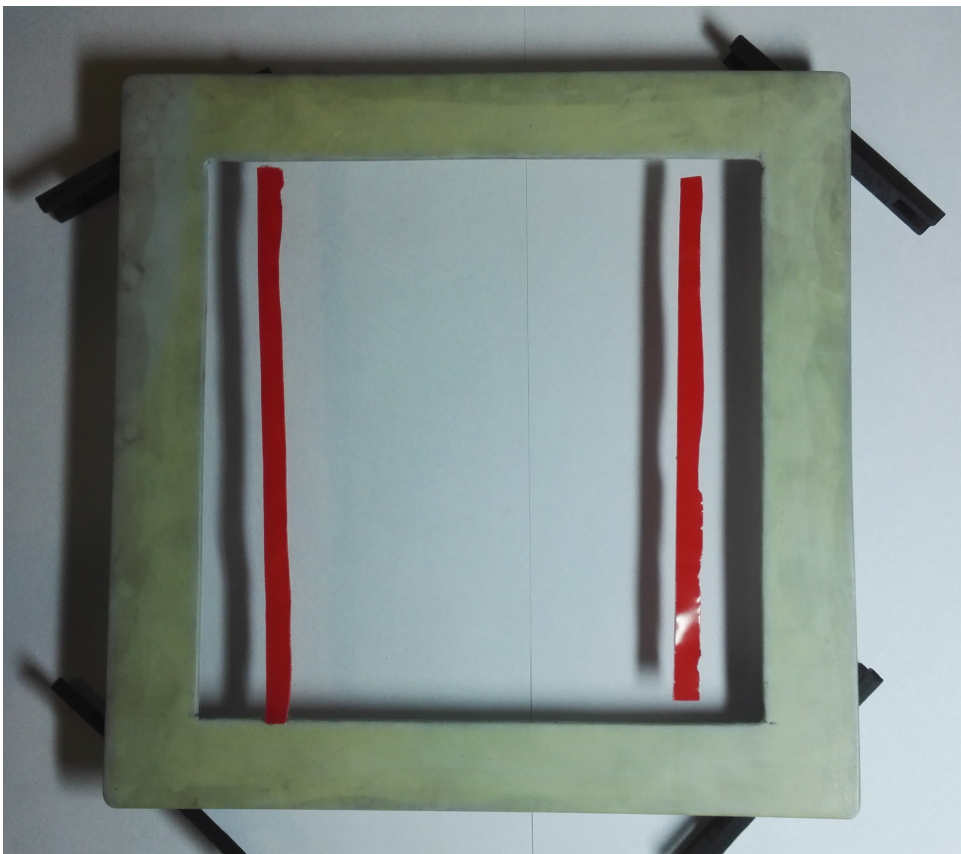
**Obrázok 3.1:** Páska nalepená na natáhovací mechanizmus

V ďalšom kroku sme vyrezali tenké pásky rovnakého materiálu o rozmere približne 75x14mm a nalepili ich po stranách vzdialených cca 5mm od okraja plastového rámu (Obrázok 3.4). Táto páska jednak z časti zabráni zmrsknutiu pásky pri jej vyrezávaní z rámu a zároveň zabráni propagácii trhliny, ktorá pri už spomenutom vyrezávacom procese vznikne. Na každú stranu vzorky sme pomocou masky naniesli časť uhlíkovej vrstvy (pozri Obrázok 3.5), ktorá slúži k prepojeniu s alubolovými kontaktmi, ktoré sa na ňu hneď po nanosení nalepia. Pre prípad potrebnej kompenzácie poškodeného spoja sa kontaktovej vrstvy nalepí viac.



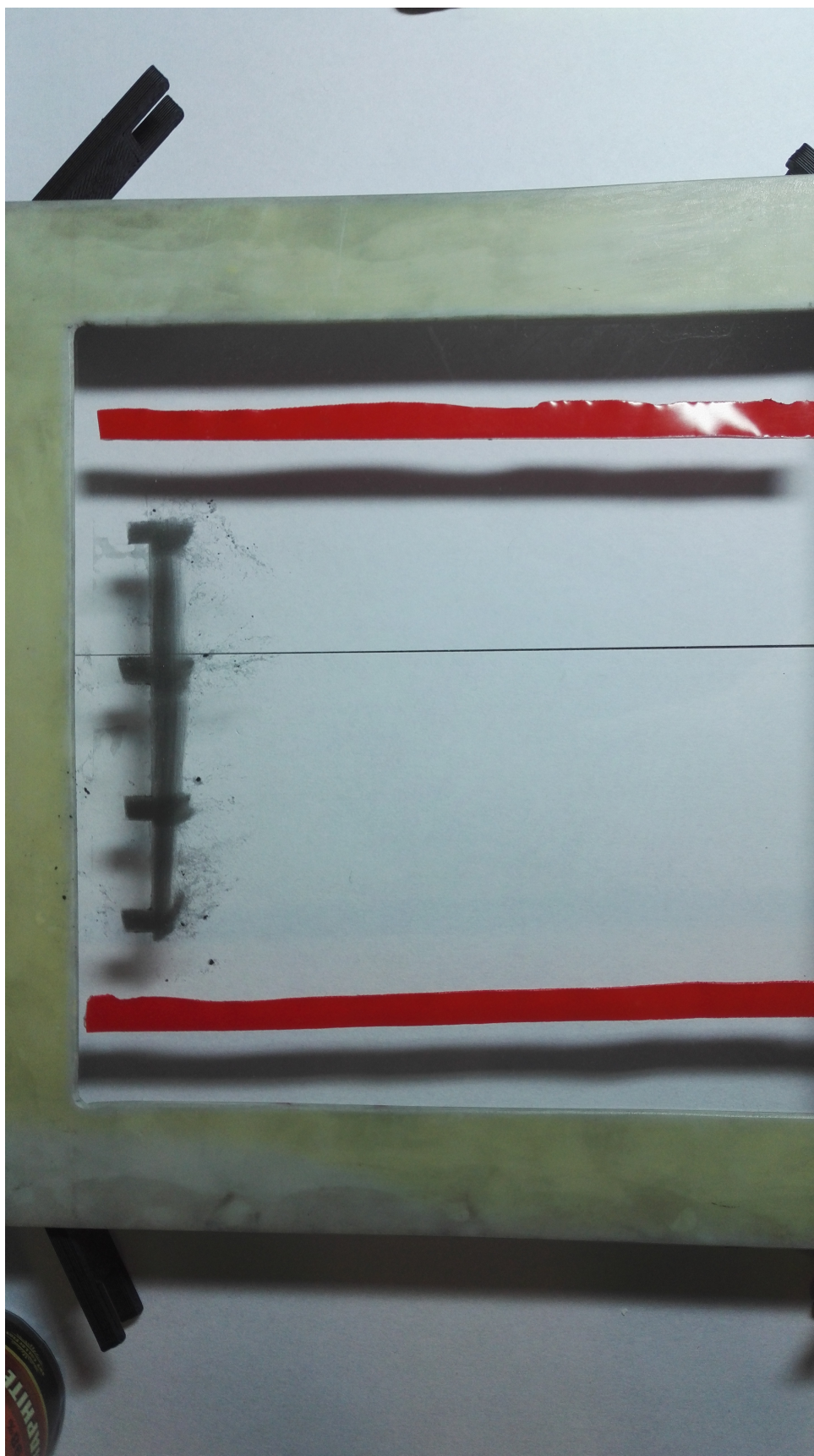


**Obrázok 3.3:** Natiahnutá páska nalepená na plastový rám



**Obrázok 3.4:** Istiacie pásy na stranách

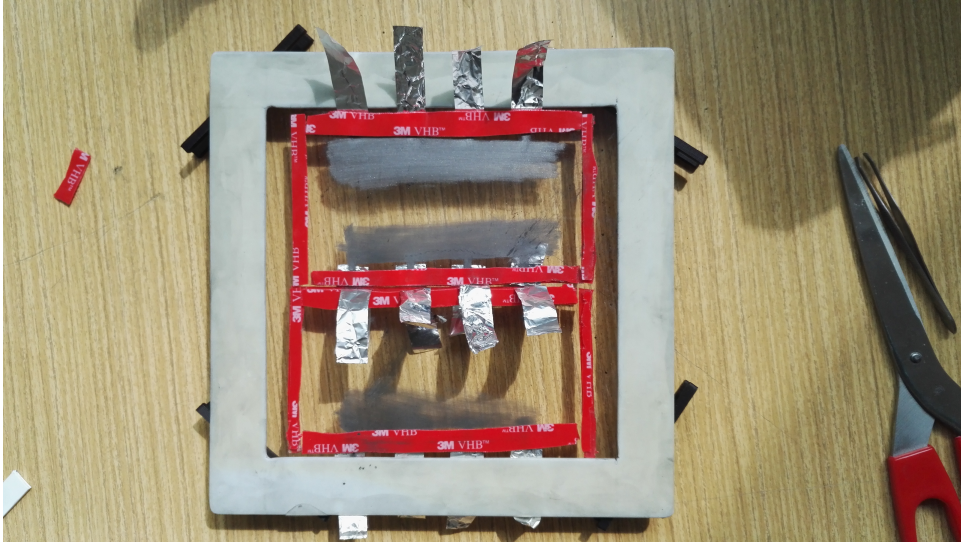




**Obrázok 3.5:** Nanesená vrstva uhlíkového prášku pre spojenie s kontaktmi

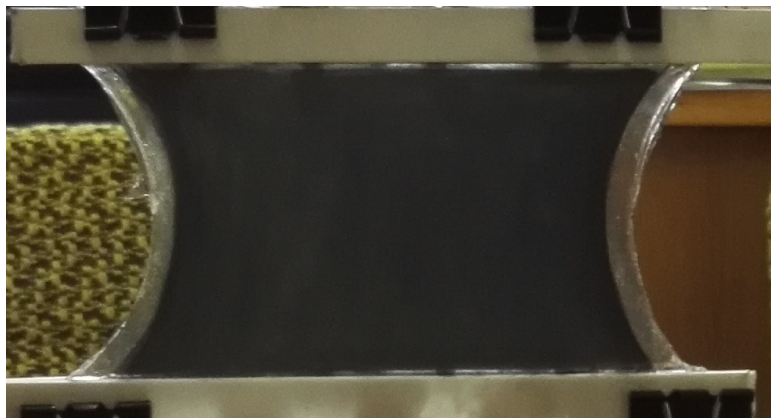
### 3. Výroba vzorku

Následne sa kvôli kompenzácii nerovnomernej úrovne okraja vzorky, ktorá vznikla kvôli nalepeniu postranných istiacich pásov, nalepili na horný a dolný okraj pásky cez kontakty o rozmere približne 6x14mm (ozri Obrázok 3.6 ). Na tieto okraje sme ďalej pripevnili plastové pásky, pre poistenie materiálu.



**Obrázok 3.6:** Istiace pásky na vrchu vzorky; alobalové kontakty

V predposlednom kroku sme naniesli zvyšok uhlíkovej vrstvy z oboch strán a vzorka sa tak môže vyrezať z rámu. Na prevenciu zmrsknutia sa na strany umiestnia istiace prvky vyrobené pomocou 3D tlače z plastu typu ABS. V prípade nechceného spoja na hrane vzorky sa môžu strany vzorky potrieť perchlórom, čo prípadné nechcené vodivé spojenie znehodnotí. Výslednú formu vzorky možno vidieť na Obrázku 3.7.

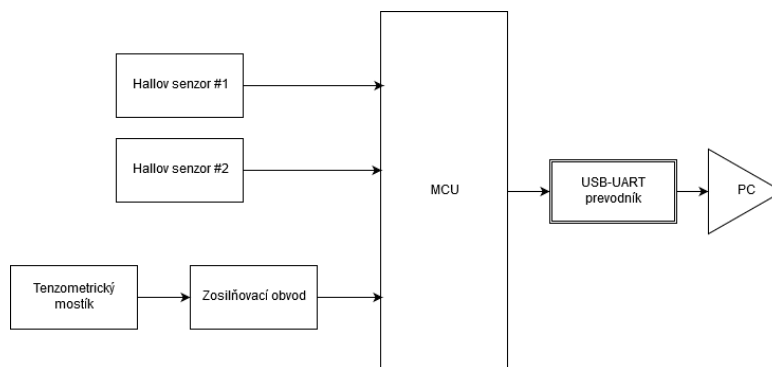


**Obrázok 3.7:** Konečná forma vzorky

## Kapitola 4

### Návrh merania

Kedže bočné strany vzorky sú mierne deformované ohybom (viď obrázok 3.7) a stlačenie vzorky môžeme očakávať vo veľmi malých rozmeroch, ich meranie by bolo komplikované a preto sa pre naše meranie rozhodlo sledovanie expanzie len jednej dimenzie vzorky. Pre dostatočnú citlivosť merania sme sa rozhodli pre použitie dvoch hallových senzorov na každom konci vzorky. Pre meranie tiaže vyvolanej vzorkou sme zvolili jednoduchý tenzometrický mostík upevnený na pružnom člene. Keďže aj toto meranie je dosť jemné, vygenerovaný signál bolo nutné zosilíť. Výsledne údaje sa následne cez UART-USB prevodník prenášali do osobného počítača. Obrázok 4.1 ukazuje blokové schéma zapojenia meracieho obvodu.



Obrázok 4.1: Blokové schéma zapojenia meracieho obvodu)

Sval bol počas merania pripojený na zdroj napätia generujúci obdĺžnikový signál s periódou rovnej 10 sekundám a striedou 50%. Použitý zdroj napätia je ovládaný počítačom, ktorý zároveň zaznamenáva momentálnu úroveň napätia na zdroji. Zdrojový kód programu bol upravený pre záznam úrovni napätia na zdroji, pre ďalšie spracovanie údajov.

#### 4.1 Meranie zmeny geometrie vzorky

Z vlastných predchádzajúcich experimentálnych meraní a meraní Ing. Vlachy [12] sa ukázalo, že podobne konštruovaný sval vykazuje maximálnu zmenu rozmerov v rade jednotiek milimetrov. Keďže sa pri meraní pohybuje na

širokom intervale napätí (500V DC - 4000V DC), zvolili sme meranie v rade mikrometrov. Pri priložení vyššieho napätia dochádza k prierazu dielektrika.

Pre takéto meranie je existuje mnoho možností, ale pre náš prípad sme zvolili použitie inteligentného hallovho senzoru AS5311 od spoločnosti Austria Mikro Systeme (AMS). Senzor AS5311 je inteligentný senzor s vysokou presnosťou umožňujúci výstup v 3 rôznych formách - Pulse Width Modulation(PWM), Serial Synchronous Interface(SSI) a inkrementačný výstup. Pre naše potreby sme zvolili výstup vo forme SSI, ktorý z daných troch umožňuje najvyššiu presnosť merania zmeny polohy a to pri správnom nastavení až na presnosť 488nm.

Senzory sú umiestnené na vlastnom plošnom spoji, ktorý musí byť čo najmenší aby mohli byť pripnuté na strany pohyblivej kovovej koštruktúrie meracej stanice (pozri Dodatky A a B). Pri prepojení týchto spojov s vyhodnocovacím obvodom musí byť taktiež kladený dôraz na to, aby daný spoj nijako neobmedzoval vzorku v pohybe. Z tohto dôvodu sa ako médium zvolili vysokofrekvenčné lanká.

Magnetická páska, ktorá je nutná pre samotné meranie je umiestnená na samotnej koštrukcii meracej stanice (pozri 4.5) a šírka jedného magnetického pólu musí byť 1mm. Sensory sa použili dva, pripevnené na oba konca vzorky.

## 4.2 Meranie sily vyvolanej vzorkou

Z predchádzajúcich meraní taktiež vyplynulo, že sval je schopný vyvolať tiaž o hodnote v rade desiatok gramov. V tomto ohľade sme sa taktiež rozhodli pre citlivejšie meranie a to aspoň na stotinu gramu. Pre tento účel bol použitý jednoduchý tenzometrický mostík pripevnený na pružný člen. Vzhľadom k nedostupnosti precíznych meracích jednotiek umožňujúcich nami žiadané rozlíšenie, sme senzor vyextrahovali zo zlatníckych váh LESAK P058.

Keďže očakávané zmeny napätia na senzore sú strašne malé, výstupný signál je nutné zosilniť. Pre tento účel bol navrhnutý dvojestupňový zosilovací obvod, pozostávajúci z nízkošumového zosilovača AD8221 firmy Analog Devices určený práve k účelu zosilňovania takýchto malých signálov, s nastaveným zosilnením približne 1000x v diferenciálnom zapojení.

Ako druhý stupeň zosilňovacieho obvodu bol zvolený unipolárny operačný zosilovač MCP601 spoločnosti Microchip s nastaveným zosilnením 100x v neinvertujúcom zapojení. Konečný zosilňovací obvod tak dodáva zosilnenie až približne 100 000x<sup>1</sup>. Pre schému a realizáciu obvodu pozri Dodatok A.

## 4.3 Systém pre zber a spracovanie dát

Senzory boli pripojené na mikroprocesor (model PIC18F45K22 od spoločnosti Microchip) ktorý bol ďalej pripojený cez UART-USB prevodníkové rozhranie (typ CP2102 STC) na osobný počítač. Hallove senzory AS5311 sa

<sup>1</sup>Meranie ukázalo, že toto zosilnenie je veľmi veľké. Rezistory na druhom stupni zosilňovača tak boli upravené, aby zosilňovač dodával zosilnenie približne 5x.

pripojili priamo na piny portu B procesoru [14], so spojeným hodinovým signálom. Výstup senzoru sa priamo ukladá do pamäte. Pre spracovanie výstupu tenzometrického mostíka (váh) sa použil interný 10-bitový analogovo-digitálny prevodník procesoru. Ako referenčné napätie sa použilo rovnaké napätie ako je napájanie mikroprocesru, t.j. 5V. Integrovaný AD prevodník je tak schopný dosiahnuť rozlišovaciu schopnosť až 1 mV.

Čítanie dát z hallových senzorov a z váhy prebieha v rámci jedného cyklu (ďalej označovaný ako jeden *prenosový cyklus*). Pred každým prenosovým cyklom sa odošle 'Status Packet' indikujúci začiatok nového prenosového cyklu a následne sa odošle časový údaj pre synchronizáciu dát pri spracovaní, v podobne počtu hodinových cyklov od začiatku merania. Oba údaje (údaj o polohe a údaj o tiaži vyvolanej) predstavujú 12-bitovú a 10-bitovú informáciu. Keďže komunikáciu po UARTe sa nastavila použitím 8-bitových dátových segmentov, na ich úplný prenos potrebujeme 2 packety, tvoriac celkovú dĺžku dátového segmentu 16-bitov na jeden úplný údaj. Zvyšné bity sa použijú ako bity identifikačné, ktoré slúžia k určeniu typu dát.

Najdlhší dátový údaj predstavuje 12-bitová informácia z hallových senzorov. Pre jednoduchú implementáciu jednoznačnej identifikácie údaje pri prenose sa zvolil nasledujúci postup: Každý dátový packet ma vyhradených 6 bitov pre prenos informácie a zvyšné 2 bity tvoria identifikačnú hlavičku packetu, vyplňujú tak kapacitu 8 bitov na jeden prenos (viď Obrázok 4.2 pre ilustráciu). Keďže sa na identifikáciu dát používajú len 2 bity, môžeme od seba odlišovať 4 možné druhy packetov. Tieto 4 druhy odpovedajú údajom z AD prevodníka (tiaž), prvému hallovmu senzoru, druhému hallovmu senzoru a posledná kombinácia je vyhradená pre packet nesúci informácie o priebehu alebo prípadných chýbách, označovaný ako 'Status Packet'. Tabuľka 4.1 ukazuje jednotlivé kódové označenia pre typ prijímaných dát.

Binárna maska/Package ID	Interpretácia
00xx xxxx	AD prevodník/Tiaž
01xx xxxx	Prvý hallov senzor
10xx xxxx	Druhý hallov senzor
11xx xxxx	Informácie o statuse

**Tabuľka 4.1:** Binárne masky pre identifikáciu jednotlivých dátových packetov

Prvé tri typy packetu tak predstavujú prenos nameraných dát. Posledný typ (Status Packet) využíva zvyšných 6 bitov pre zakódovanie informácie, alebo prípadnej chyby, ku ktorej mohlo dôjsť pri spracovaní dát. Príkladom je, že samotný hallov senzor AS5311 ma integrovanú podporu pre detekciu 3 rôznych druhov možných chýb - chyba linearity, chyba kompenzácie offsetu a chyba pretečenia a zároveň informáciu o polohu voči magnetickému polu [13]. Každá jedna táto chyba ma svoj špeciálny kód, ktorý je odosielaný s hlavičkou 'Status Packet ID', čo umožní kompenzáciu chýb pri ich následnom spracovaní. Kompletný zoznam kódových správ ukazuje tabuľka 4.2.

Obrázok 4.2 demonštruje koncept prenosu týchto dát po rozhraní UART.

Bin. kód hlásenia	Hex. reprezentácia	Hlásenie
1100 0000	0xC0	Chyba linearity hallovho senzoru
1100 0001	0xC1	Chyba pretečenia v algoritme CORDIC hallovho senzoru (Cordic Overflow)
1100 0010	0xC2	Chyba kompenzácie offsetu hallovho senzoru
1100 1101	0xCD	Chyba polohy voči mag. polu (MagDec) [13]
1100 1110	0xCE	Chyba polohy voči mag. polu (MagInc) [13]
1100 1111	0xCF	AD prevodník zaneprázdnený
1111 1111	0xFF	Začiatok prenosového cyklu

Tabuľka 4.2: Kódy hlásení a chybových správ



Obrázok 4.2: Koncept prenosu dát po rozhraní UART (Pozn. použité MCU štandardne nepodporuje paritu)

Tieto dáta su ďalej čítané v počítači pomocou sériového terminálu integrovaného do *mikroC PRO for PIC IDE* spoločnosti Microchip a ukladané v binárnom formáte do textového súboru. Dáta su potom spracované pomocou predpripraveného skriptu v Matlabe, ktorý ich podľa vyššie uvedených pravidiel interpretuje.

Schéma a detailný popis rozvrhnutia pinov procesoru sa nachádza v prílohe B.

## 4.4 Napájanie elektronickej časti meracej stanice

Elektronická časť merania je napájaná laboratorným zdrojom, ktorého napätie je ďalej zrazené použitím stabilizačných prvkov (typ 7805 a 7905, s toleranciou až 1A) na  $\pm 5V$ . Napätie  $+5V$  je použité pre napájanie všetkých prvkov obvodu s výnimkou zosilovača AD8221, ktorý vyžaduje navyše aj opačnú polaritu (t.j.  $-5V$ ). Lokálne blokovacie (decoupling) kondenzátory sú potom rozvrhnuté podľa odporúčaní výrobcov pre jednotlivé prvky obvodu [13][14][15][16].

## 4.5 Návrh meracej stanice

Meracia stanica (pozri *Dodatok B*) predstavuje drevenú podložku, na ktorej sú pripevnené dva závitové tyče. Na týchto tyčiach je pomocou matíc upevnený kovový nosník, na ktorom sú umiestené všetky obvody merania. Zároveň je tu umiestnený aj tenzometrický mostík, na ktorom visí kovová konštrukcia určená k uchytaniu vzorky. Podobná konštrukcia pre úchyt sa nachádza aj spodnej strane stanice.

Na spodných koncoch závitových tyčí su napájacie porty určené k pripojeniu vysokonapäťového zdroja pre napájanie vzorky. Do drevenej podložky sa taktiež umiestnili dva kovové trúbky obdĺžnikového prierezu v dostatočnej blízkosti k nosníku na závitových tyčiach, na ktoré bol pripevnený magnetický pások. Okrúhla trubka na vrchnej časti úchytného mechanizmu sa na koncoch sploštila a mierne ohla, oba dovolila pripevnenie plošných spojov s hallovými senzormi a blízky kontakt s magnetickou páskou.





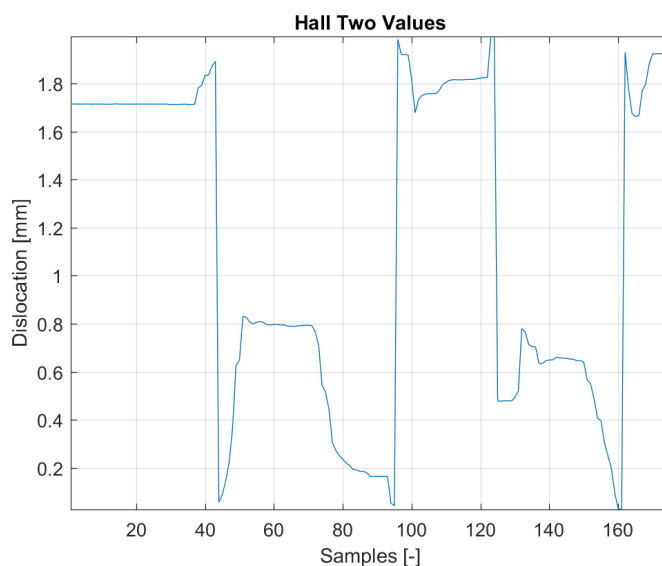
## Kapitola 5

### Záver

Podľa vyššie uvedeného návrhu sme zostrojili meraciu stanicu a vykonali niekoľko testovacích meraní, ktoré overili funkčnosť a zároveň odhalili nedostatky návrhu.

Ukázalo sa, že softwarový návrh stanice a taktiež realizácia elektrickej časti sú principiálne funkčné podľa očakávaní. Mikroprocesor bol schopný nadviazať komunikáciu s oboma Hallovými senzormi a taktiež s tenzometrickým mostíkom, ktorých výstup bol ďalej schopný preposlať na počítač, ktorý následne dáta správne interpretoval.

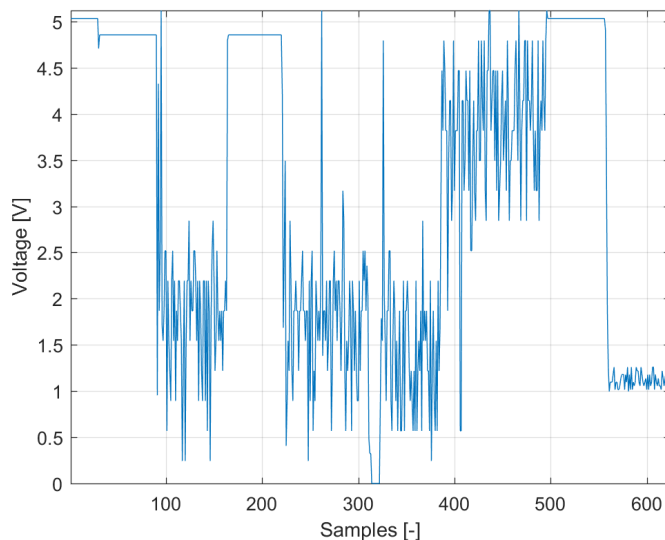
Taktiež sa nám podarilo overiť funkciu hallovho senzoru AS5311. Po umiestnení na konštrukciu uchycujúcu sval a priložení k magnetickej páske sme s ním vykonali pohyb voči štartovacej polohe o približne 1 milimeter dvakrát za sebou. Tento pohyb sme zaznamenali (Obrázok 5.1).



**Obrázok 5.1:** Zaznamenanie pohybu hallovho senzoru oproti magnetickej páske v rozsahu približne 1mm.

Problémom boli prijímané dáta z tenzometrického mostíka, ktoré pri snahe merať silu vyvolanú svalom nevykazovali žiadnu zmenu a pri manipulácii po

odňatí konštrukcie držiacej sval a snahe vážiť malé váhy vykazovali značné oscilácie (Obrázok 5.2). Toto je spôsobená dvoma faktormi. Prvým z nich je pravdepodobná nedostatočná presnosť integrovaného AD prevodníku (10 bitov) pre takto citlivé meranie. Druhým je samotná citlivosť merania. Meranie takto citlivých zmien je značne zašumené a pre presné meranie sa používajú neštandardné techniky, ako je vysielanie pulzu do mostíka a použitie filtračného mechanizmu na oslabenie vplyvu šumu. Taktiež nebol odstránený napäťový offset v prvom stupni zosilovača, ktorého propagácia môže za istých okolností spôsobovať saturáciu v druhom stupni.



**Obrázok 5.2:** Prijaté dáta z tenzometrického mostíku pri manipulácii s ním

Pri pokuse o meranie na vzorke sme taktiež zaznamenali, že po privedení obdĺžnikového signálu na kontakty vzorky, prestal mikroprocesor komunikovať a bolo nutné ho zreštartovať. To je spôsobené pravdepodobne vplyvom indukcie pri privedení napätia, keďže meracie obvody neboli dostatočne chránené.

S ohľadom na tieto skutočnosti a na nedostatok času z dôvodu oneskorení pri návrhu merania sme nemohli vykonať presné meranie na vzorkách. Vyššie uvedené nedostatky je však možné odstrániť.

Meranie napätia na mostíku je možné vylepšiť použitím iného meracieho princípu a zavedením externého precízneho AD prevodníku (ako je napríklad 24-bitový nízkošumový sigma-delta prevodník AD7190). Taktiež je veľmi nutné aplikovať rôzne opatrenia, pre prevenciu nežiadaneho indukčného rušenia vo všetkých členoch elektrickej časti merania, ktoré nie je možné pri takýchto napätiach zanedbať.



## Literatúra

- [1] Kim, J. K., Tadokoro, S.: *Electroactive polymers for robotic applications: artificial muscles and sensors*. Londýn, Springer-Verlag London limited, 2007, ISBN: 978-1-84628-371-0.
- [2] John D. W. Madden, Member, IEEE, Nathan A. Vandesteeg, Patrick A. Anquetil, Peter G. A. Madden, Arash Takshi, Rachel Z. Pytel, Serge R. Lafontaine, Paul A. Wieringa, and Ian W. Hunter: *Artificial Muscle Technology: Physical Principles and Naval Prospects*. IEEE Journal of Oceanic Engineering, Vol. 29, No. 3, July 2004.
- [3] Iain A. Anderson, Todd A. Gisby, Thomas G. McKay, Benjamin M. O'Brien and Emilio P. Calius: *Multi-functional dielectric elastomer artificial muscles for soft and smart machines*. Journal of Applied Physics, 2012
- [4] Paul Brochu, Qibing Pei: *Advances in Dielectric Elastomers for Actuators and Artificial Muscles*. Macromolecular Journals.
- [5] Tissaphern Mirfakhrai1, John D. W. Madden, and Ray H. Baughman: *Polymer artificial muscles*. Magazine Materials Today, Vol. 10, No. 4, April 2007.
- [6] Marc D. Doumit, Scott Pardoel: *Dynamic contraction behaviour of pneumatic artificial muscle*. Mechanical Systems and Signal Processing, No. 91, 2017.
- [7] Carter S. Haines, Na Li, Geoffrey M. Spinks, Ali E. Alieva, Jiangtao Dia, and Ray H. Baughman: *New twist on artificial muscles*. Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America, Vol. 113, No.42, 2017.
- [8] Y. Bar-Cohen: *Electroactive Polymers (EAP) as Artificial Muscles*. von Karman Auditorium Lecture Series, Február 21-22, 2002, dostupné na: <https://trs.jpl.nasa.gov/bitstream/handle/2014/11817/02-0472.pdf>
- [9] S. J. A. Koh, C. Keplinger ; T. Li, S. Bauer, Z. Suo: *Dielectric Elastomer Generators: How Much Energy Can Be Converted?*. IEEE/ASME Transactions on Mechatronics, Vol. 16, Issue 1, Február 2011 )

- [10] R. Pelrine, R. Kornbluh, G. Koffod: *High-Strain Actuator Materials Based on Dielectric Elastomers*. Advanced Materials, 12, No. 16, August 16, 2000.
- [11] C. Keplinger, T. Li, R. Baumgartner, Z. Suo, and S. Bauer: *Harnessing snap-through instability in soft dielectrics to achieve giant voltage-triggered deformation* Soft Matter 8, 285, 2012.
- [12] J. Vlach: *Elektrický umělý sval*. Bakalářská práce, ČVUT, Fakulta Elektrotechnická, 2012.
- [13] *High Resolution Magnetic Linear Encoder*, AS5311, Rev. 1.12, Austria Mikro Systeme, April 2013.
- [14] *28/40/44-Pin, Low-Power, High-Performance Microcontrollers with XLP Technology*, PIC18F45K22, Rev. F, Microchip, May 2012.
- [15] *Precision Instrumentation Amplifier*, AD8221, Rev. C, Analog Devices, Február 2017.
- [16] *2.7V to 6.0V Single Supply CMOS Op Amps*, MCP601, Rev. G, Microchip, December 2007.



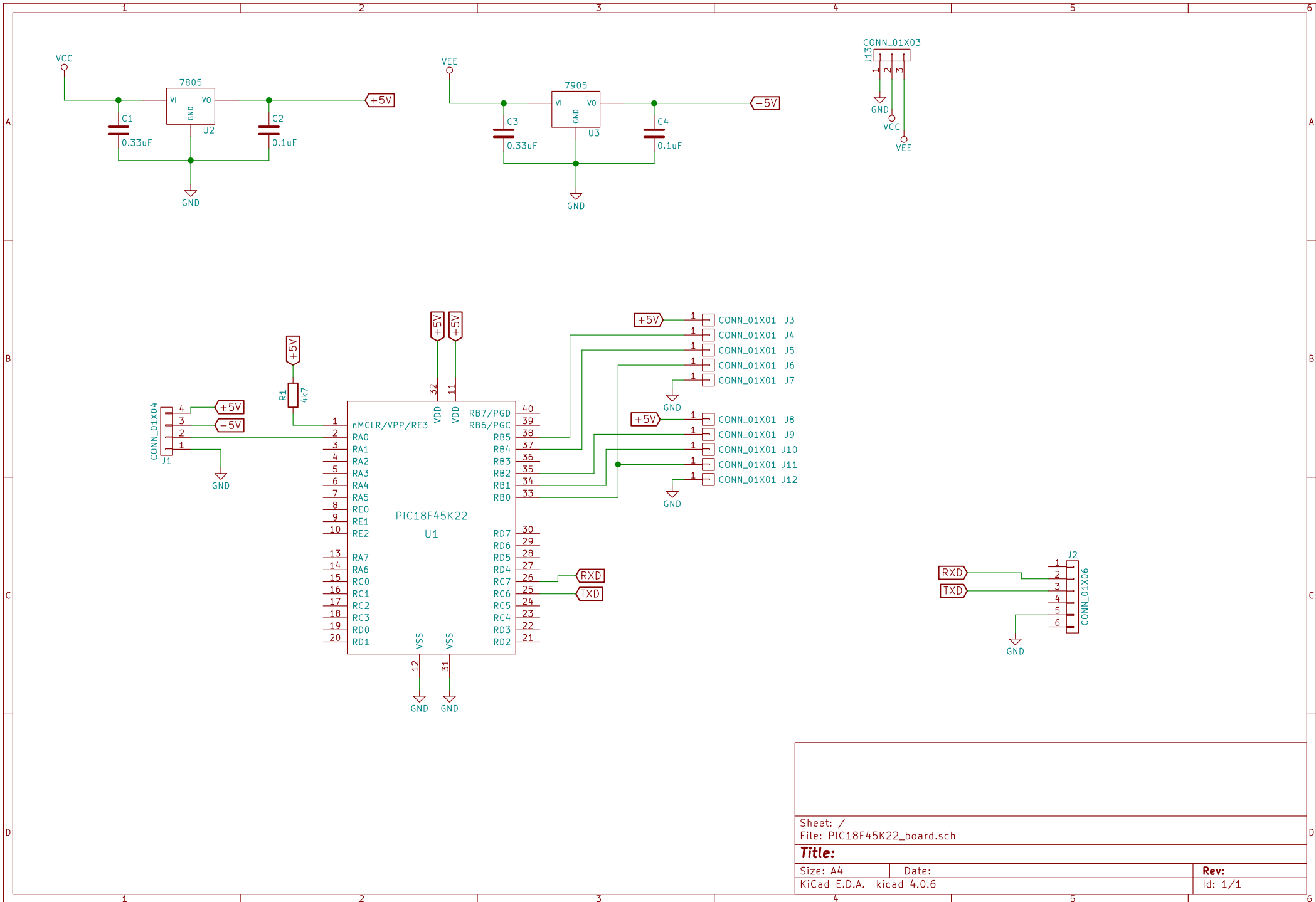
## Prílohy





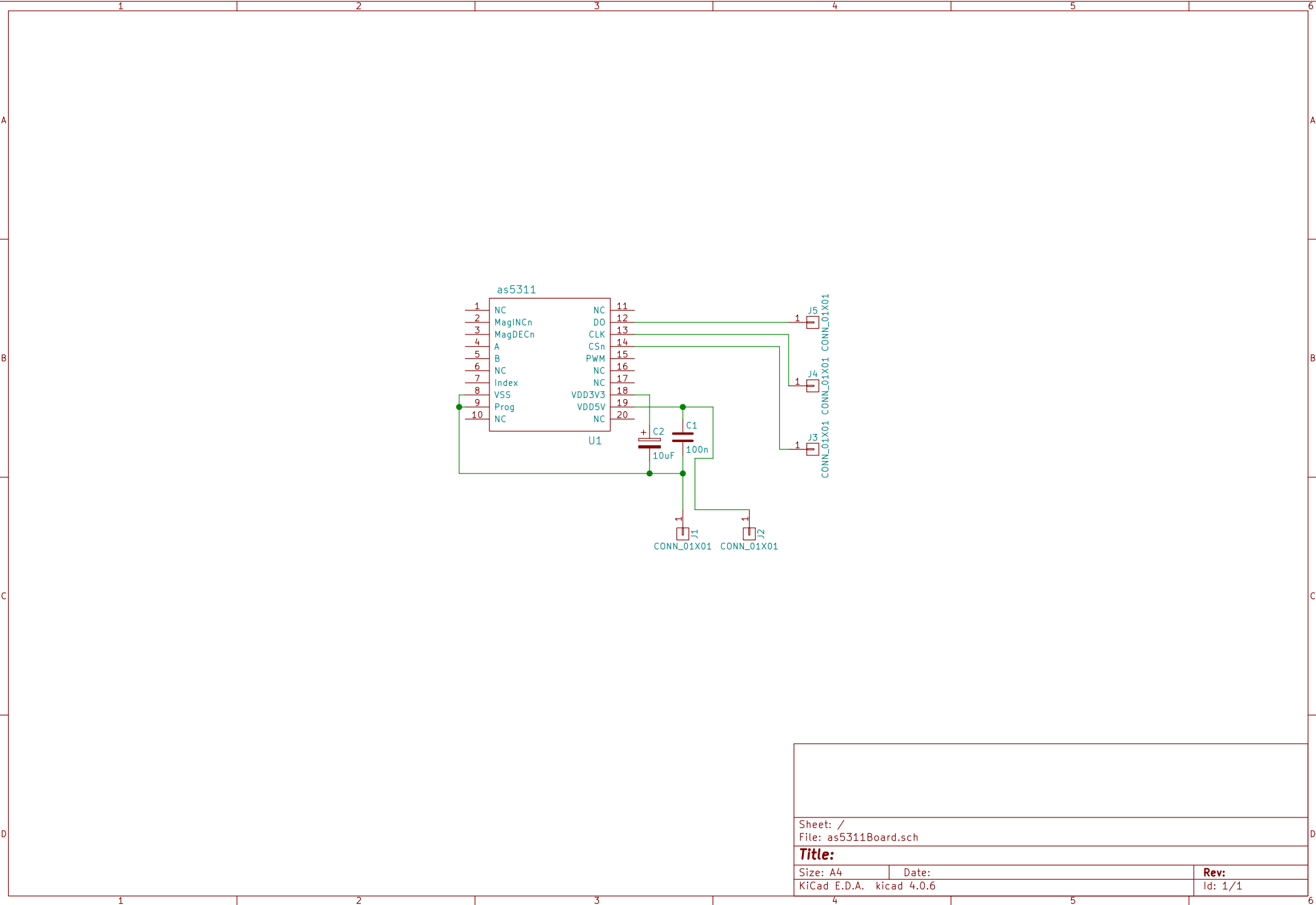
## **Dodatok A**

### **Návrh plošných spojov**

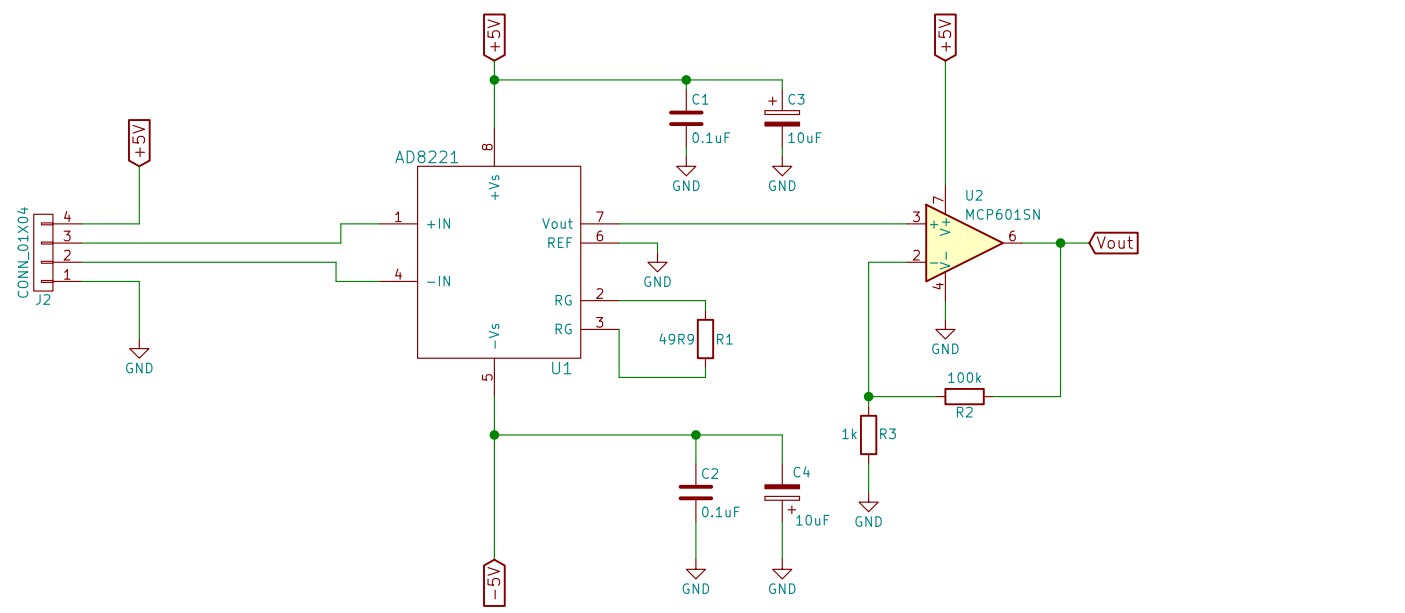


Sheet: /	
File: PIC18F45K22_board.sch	
<b>Title:</b>	
Size: A4	Date:
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6	Rev: 1/1





Sheet: /	
File: as5311Board.sch	
<b>Title:</b>	
Size: A4	Date:
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6	Rev: 1/1

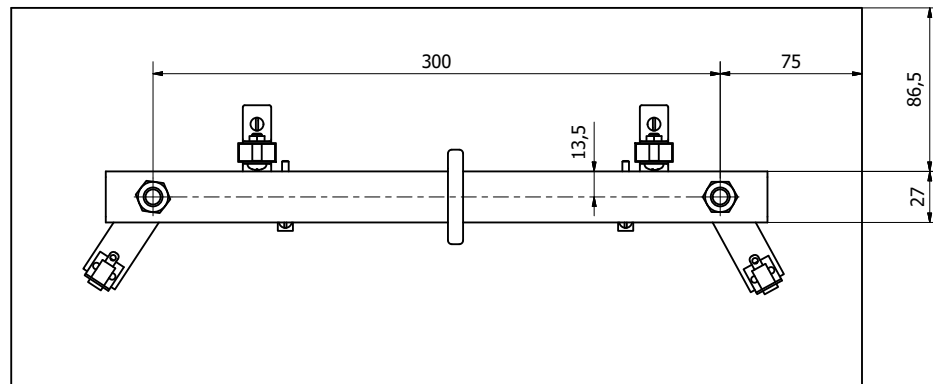
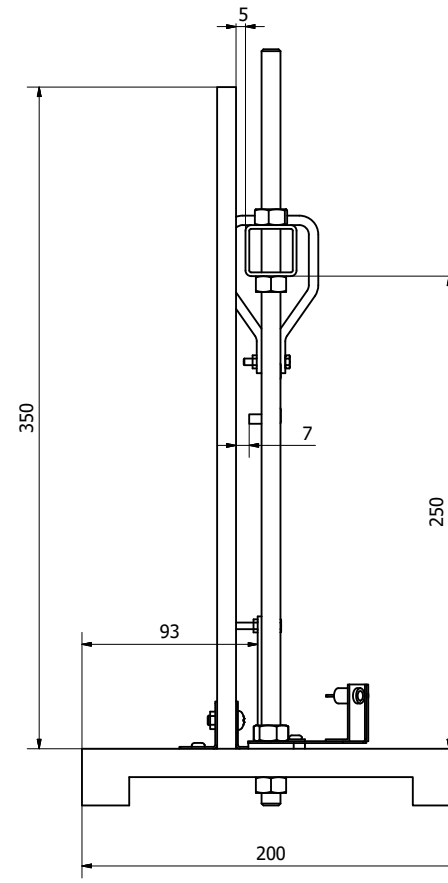
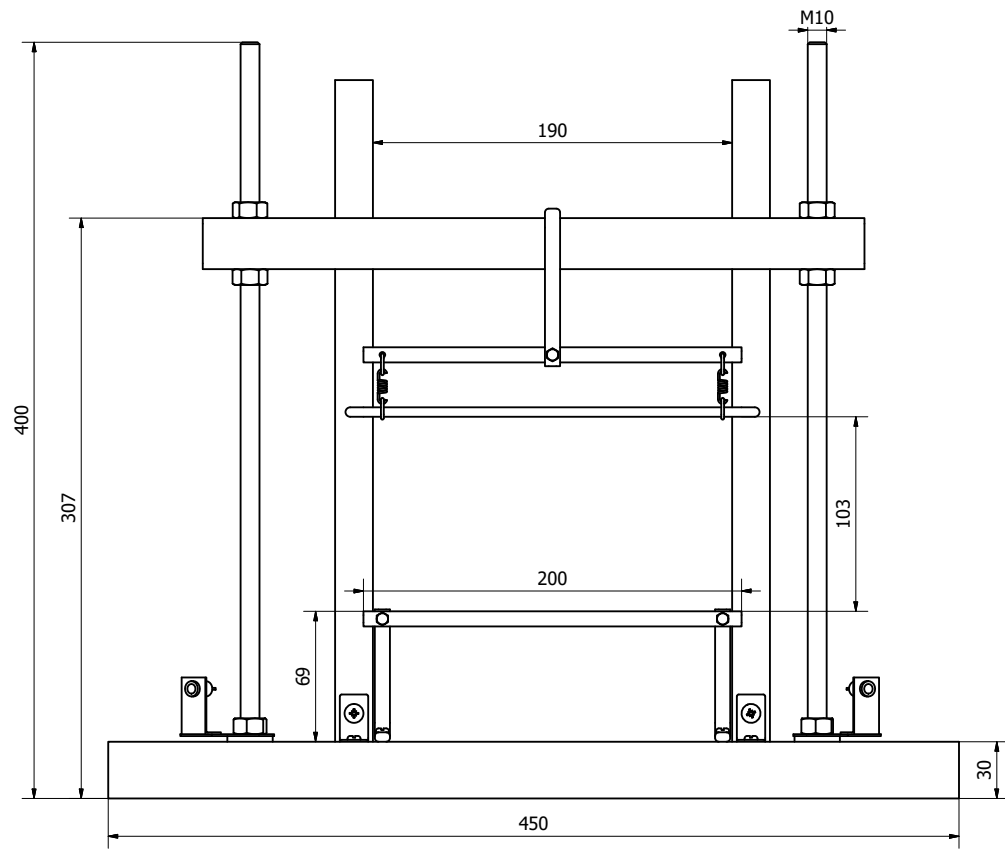


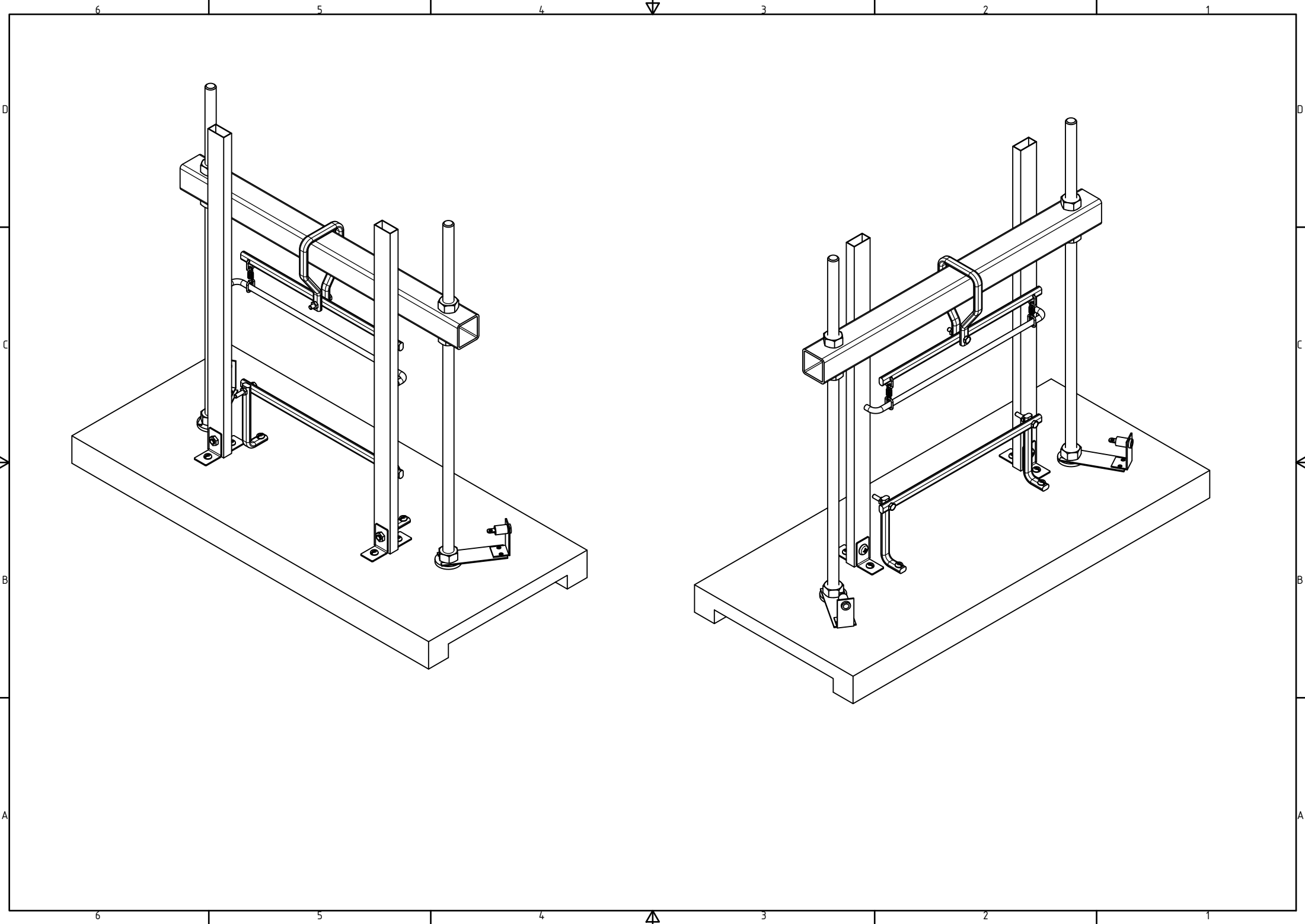
Sheet: /	
File: loadcellamp.sch	
<b>Title:</b>	
Size: A4	Date:
KiCad E.D.A. kicad 4.0.6	Rev: 1/1



## **Dodatok B**

### **Návrh meracej stanice**







## I. OSOBNÍ A STUDIJNÍ ÚDAJE

Příjmení: **Štec** Jméno: **Richard** Osobní číslo: **434784**  
Fakulta/ústav: **Fakulta elektrotechnická**  
Zadávající katedra/ústav: **Katedra řídicí techniky**  
Studijní program: **Kybernetika a robotika**  
Studijní obor: **Systemy a řízení**

## II. ÚDAJE K BAKALÁŘSKÉ PRÁCI

Název bakalářské práce:

**Testování vlastností umělého svalu z EAP**

Název bakalářské práce anglicky:

**Testing of EAP Artificial Muscle Properties**

Pokyny pro vypracování:

1. Prostudujte odbornou literaturu týkající se umělých elektricky ovládaných svalů z dielektrických elastomerů (DE).
2. Upravte měřicí pracoviště pro proměňování vlastností aktuatoru z DE jako jsou síla, délka a prodloužení v závislosti na přiloženém napětí. Zaměřte se zejména na příjem dat ze senzorů síly, polohy (Hallův) a zpracování dat v PC. Pokuste se využít počítačově ovládaný zdroj VN [4].
3. Ověřte funkčnost sestaveného pracoviště.
4. Proveďte měření na několika pokusných vzorcích. Provéřte krátkodobou a dlouhodobou časovou stabilitu parametrů umělých svalů z EAP (vliv stárnutí materiálu).
5. Vyhodnoťte dosažené výsledky.

Seznam doporučené literatury:

- [1] <http://eap.jpl.nasa.gov/> (2017)
- [2] Y. Bar-Cohen: Electroactive Polymer (EAP) Actuators as Artificial Muscles - Reality, Potential and Challenges, SPIE Press, 2001, ISBN 0-8194-4054-X
- [3] Vlach, J.: Diplomová práce. ČVUT FEL, Praha 2014.
- [4] Skořepa, V.: Bakalářská práce. ČVUT FEL, Praha 2013.

Jméno a pracoviště vedoucí(ho) bakalářské práce:

**Ing. Lubor Jirásek CSc., katedra mikroelektroniky FEL**

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

Datum zadání bakalářské práce: **17.02.2017** Termín odevzdání bakalářské práce: **26.05.2017**

Platnost zadání bakalářské práce: **30.09.2018**

Podpis vedoucí(ho) práce

Podpis vedoucí(ho) ústavu/katedry

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