

TARTU ÜLIKOOL
FÜÜSIKA-KEEMIA TEADUSKOND
EKSPERIMENTAALFÜÜSIKA JA TEHNOLOOGIA INSTITUUT

Aapo Prii
IPMC JÕU MÕÕTMINE
Bakalaureusetöö

Juhendajad: dotsent/ vanemteadur Alvo Aabloo
teadur Andres Punning

Tartu 2006

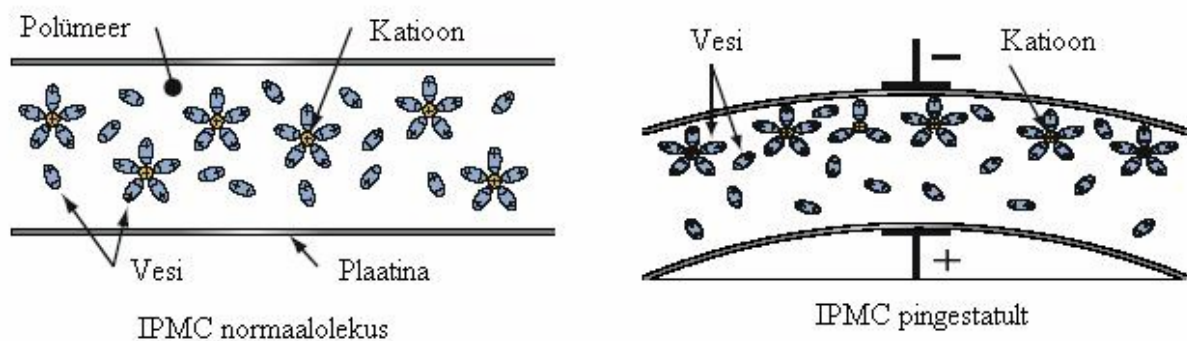
SISUKORD

1.	SISSEJUHATUS	3
2.	KASUTATAVAD MÕISTED, FÜÜSIKALISED SUURUSED JA VALEMID.....	5
2.1.	Mõisted.....	5
2.2.	Füüsilised suurused	5
2.3.	Valemid	5
3.	KIRJANDUSE ÜLEVAADE	7
3.1.	IPMC üldised omadused	7
3.2.	IPMC materjalide jaoks välja pakutud rakendused.....	7
3.3.	Jõu mõõtmine	8
4.	KATSESEADME JA MÕÕTMISMETOODIKA KIRJELDUS	9
4.1.	Seadme kirjeldus	9
4.2.	Mehaanika	10
4.3.	Elektroonika	12
4.4.	Programmi ülesehitus.....	13
4.5.	PIC-i suhtlus magnetanduriga	13
4.6.	PIC-i suhtlus digitaal-analoogmuunduriga	13
4.7.	PIC-i suhtlus USB <i>hosti</i> -ga	14
4.8.	Väljundandmete töötlemine ja kasutamine	14
4.9.	Mõõtmismetoodika	15
5.	KATSETULEMUSED	17
5.1.	Kasutatud IPMC.....	17
5.2.	Katsed.....	17
5.3.	Veahinnang	20
6.	TULEMUSTE ANALÜÜS.....	22
7.	KOKKUVÕTE	24
8.	SUMMARY	25
9.	KASUTATUD KIRJANDUS.....	26
10.	LISAD	27

1. SISSEJUHATUS

IPMC (*Ionomeric Polymer-Metal Composite*) on elektroaktiivsetel polümeeridel põhinev materjal, mis muudab elektiväljas oma kuju. Tüüpiline IPMC koosneb umbes 0,2 mm paksusestioonvahetuspolümeerist membraanist (Nafion®, Flemion®), mis on mõlemalt küljelt kaetud 5-10 µm paksuste metallelektroodidega. Polümeeri ahelate vahel on vesi ja vabalt liikuvad katioonid (Nafion®-i puhul; näiteks Na⁺, Li⁺) või anioonid (Flemion®-i puhul). Elektroodide vahele rakendatud elektrivälja mõjul hakkavad Nafion®-il põhinevas IPMC-s katioonid polümeeri sees difundeeruma anoodi suunas, Flemion®-i kasutamise puhul difundeeruvad anioonid katoodi suunas. Kuna vee molekulid on teatavas lähenduses dipoolid, siis nad orienteerivad ennast elektromagnetväljas ja haakuvad vabade katioonide (või vabade anioonide) külge, difundeerudes koos nendega. Kui molekulid kuhjuvad ühe elektroodi juures, tekib lokaalne ülerõhk, mis põhjustab membraani deformatsiooni ja IPMC materjali paindumise (joonis 1). Kui elektrivälja polaarsus vahetada, paindub IPMC vastupidises suunas. Elektrivälja mõju lõppemisel püüab IPMC saavutada sisemist rõhkude tasakaalu ning liigub oma esialgse asendi suunas. IPMC-s toimib ka vastupidine efekt: materjali painutamisel surutakse vedelikku koos ionidega membraani ühte serva, tekkinud pinget saab mõõta [1]. Antud põhimõttel toimib IPMC materjal positsiooniandurina.

Joonis 1. IPMC töötamispõhimõte[2]



IPMC-d nimetatakse mõnikord ka kunstlihaseks (*artificial muscle*), kuigi kunstlihasel on tunduvalt laiem tähendus. Käesolevas töös mõistetakse kunstlihase all ainult IPMC tükki. IPMC avaldab suhteliselt nõrka jõudu – alla 10 mN. Nii väikese jõu dünaamiliseks mõõtmiseks ei ole suudetud hankida tööstuslikke dünamomeetreid. Jõumõõtmise seade, mida praeguses töös arendatakse, on vajalik laboris antud materjalide arendamise töös mõõtmiste teostamiseks, mis omakorda võimaldab luua paremaid materjale ning leida rohkem rakendusvõimalusi.

Käesolevas töös mõõdetakse IPMC jõudu dünaamiliselt inertsimomendi kaudu - tükike kunstlihast liigutab kindlaks määratud inertsimomendiga mehhanismi ümber mehhanismi pöörlemistelje. Niisugusel meetodil saab uurida IPMC liikumist ja tekitatavat jõudu mõlemas paindumise suunas kogu paindumise ulatuses. Käesoleva töö eesmärgiks on valmistada töötav seade, millega saab mõõta jõudu IPMC kogu liikumise ulatuses. Käesolev töö koosneb sissejuhatausest, kirjanduse ülevaatest, katseseadme ja mõõtmismetoodika kirjeldusest, katsetulemustest, tulemuste analüüsist, kokkuvõttest ning kasutatud kirjandusest. Lisana on CD, mis sisaldab käesoleva töö tervikteksti, programmi koodi ning seadme pilte.

2. KASUTATAVAD MÕISTED, FÜÜSIKALISED SUURUSED JA VALEMID

2.1. Mõisted

PIC – mikrokontroller PIC18F4550

USB – Universal Serial Bus

IPMC – *Ionomeric Polymer-Metal Composite*, eestikeelne ametlik termin puudub

DAC – digitaal-analoogmuundur

CS – *Chip Select* - kiibi aktiveerimise signaal

2.2. Füüsikalised suurused

I – inertsimoment

L – impulsimoment (pöörlemishulk)

μ – jõumoment

F – jõud

ω – nurkkiirus

φ – nurk

t – aeg

l – jõu õlg

R – raadius

m – mass

x – kaugus pöörlemisteljest

2.3. Valemid

jõumoment: $\mu = \frac{dL}{dt}, \mu = F * l$

impulsimoment: $L = I * \frac{d\varphi}{dt}$

kera inertsimoment telje suhtes, mis läbib tema tsentrit: $I = \frac{2}{5}mR^2$

homogeense ketta inertsimoment telje suhtes, mis läbib tema tsentrit ning on risti tema

tasapinnaga: $I = \frac{1}{2}mR^2$

peenikese varda inertsimoment vardaga risti oleva ning selle keskpunkti läbiva telje suhtes:

$$I = \frac{1}{12}ml^2$$

pöörlemisteljest eemal asuva keha inertsimoment: $I = I_0 + mx^2$ [3]

3. KIRJANDUSE ÜLEVAADE

IPMC tüüpi materjalid suudavad muuta oma kuju välise elektrivälja toimetel ning tekitada elektrivälja mehaaniliste mõjutuste toimetel. IPMC suudab tagada suhteliselt väikese võimsuse (hinnanguliselt 10 W/kg)[1], mis on bioloogiliste lihastega võrreldes 100 korda vähem. Erinevalt bioloogilistest lihastest ei tõmba IPMC kokku, vaid paindub (sarnaneb taimede liikumisega). IPMC on kompaktne, tal puuduvad liikuvad detailid, teda saab juhtida madala pingega ning ta on mehaanilistele kahjustustele suhteliselt vähetundlik. IPMC tüüpi materjalidele on rakendusi ka tänu sellele, et nad toimivad vesikeskkonnas.

3.1. IPMC üldised omadused

IPMC reageerib suhteliselt madalale pingele - alla 10 V.

IPMC peab sisaldama vett või mõnda muud ioonvedelikku (etüleenglükool). Vedeliku puudumine piirab oluliselt materjalisest vabade katioonide liikumist ning IPMC poolt tekitatud jõud kas väheneb tugevalt või lõpetab ta üldse liikumise. IPMC-põhist kunstlihast on võimalik kasutada ka gaasikeskkonnas, aga siis tuleb teda pidevalt niisutada või katta vett mitte läbi laskva kattega. Kui IPMC juhtpinge tõuseb üle 1,23 volti, kaasneb vee elektrolüüs. Elektrolüüs suurendab hüppeliselt voolutarvet ning lagundab vett vesinikuks ja hapnikuks.

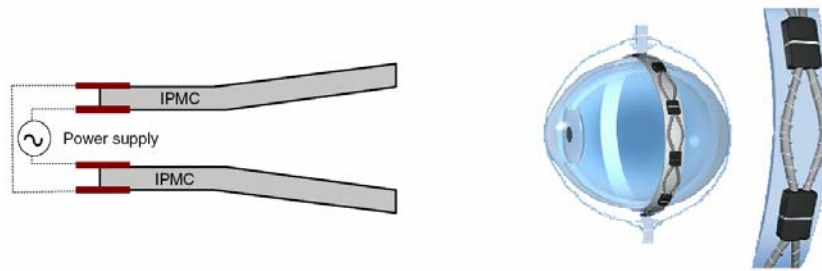
IPMC töötamisel tekivad elektroodi pinna muundumised, paindumised ja muud hälbed, mis võivad suures ulatuses tema liikumisomadusi muuta. Vabade ioonide lekked vähendavad IPMC liikumist. Seetõttu on lihase kasutusaeg piiratud ning tema liikumisomadused muutuvad töötamise käigus.

IPMC valmistamine on praegu veel kallis, kuna elektroodidena kasutatakse väärismetalle ning IPMC valmistamiseks kasutatav polümeer on suhteliselt kallis[1].

3.2. IPMC materjalide jaoks välja pakutud rakendused

Tänu IPMC paindumisomadustele on seda tüüpi materjale kasutades võimalik valmistada positsioneerimisandureid (nii ühe- kui kahemõõtmelise liikumisega), väänlevaid tehismadusid, lüliteid, allveeroboteid. Saab valmistada väikest jõudu rakendavaid miniatuurseid haaratseid(joonis 2).

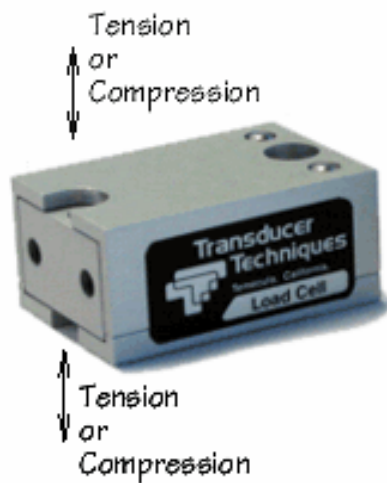
On püütud leida ka meditsiinilisi rakendusi nagu südamestimulaator ning silma nägemise korrigeerija (joonis 2). Veel on mõistlik IPMC materjale kasutada kosmoseaparatuurides tänu liikuvate detailide puudumisele, kuna kosmoses on aparatuuri hooldus raskendatud.[4]



Joonis 2. vasakul – kunstlihasest valmistatud haarats; paremal – silma nägemise korrigeerija[4]

3.3. Jõu mõõtmine

Varem on IPMC jõu mõõtmiseks kasutatud *load cell*-i. *Load cell* on elektrooniline seade, mis vastavalt rakendatud jõule muudab oma takistust. *Load cell* koosneb tavaliselt neljast silda ühendatud painutamisel takistust muutvast andurist. Praegu on jõu mõõtmiseks kasutada *load cell* Transducer Techniques GSO-10[5] (joonis 5) . GSO-10 sensori positsioon muutub maksimaalselt 0,1 mm ulatuses, seega saab temaga teostada mõõtmisi ainult ühes punktis.[5]

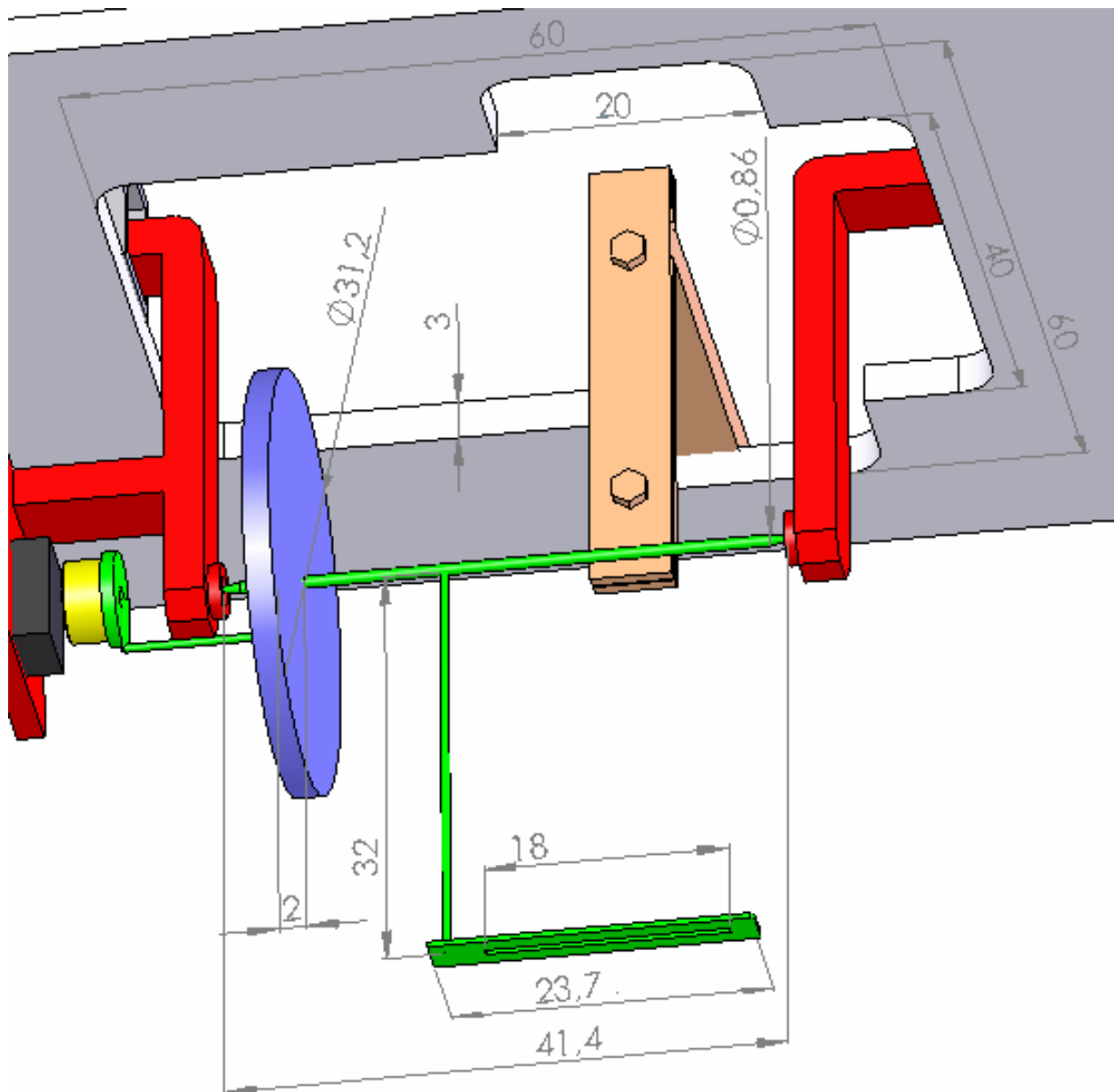


Joonis 2. *Load cell* Transducer Techniques GSO-10[5]

4. KATSESEADME JA MÕÕTMISMETOODIKA KIRJELDUS

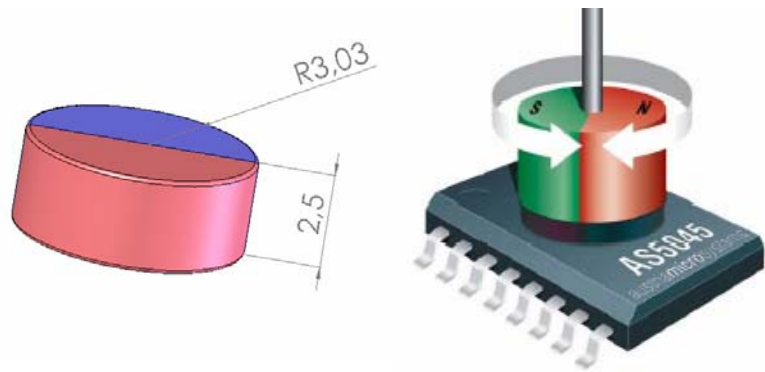
4.1. Seadme kirjeldus

IPMC jõu mõõtmiseks valmistati käesoleva töö autori poolt originaalseade (joonis 5).



Joonis 5. Katseseade. Hooratas – sinine, pöördmehhanism – roheline, magnet – kollane, pöördmagnetandur – must, hooratast hoidev mehhanism – roheline, näpits – oranž, mehhanismi toed koos laagritega – punane

Seadme töötav element on hooratas. Hooratas kinnitub pöördmehhanismi külge, mis hoiab hooratast õiges kohas. Hooratas peab olema valitud niisuguse inertsimomendiga, et uuritav IPMC tükk suudaks seda vaevu pöörata. IPMC tükk pöörab pöördmehhanismi koos hoorattaga hoova abil. Hoova pikkus määrab jõu õla pikkuse, mida kasutatakse jõu arvutamiseks. Et oleks võimalik igal ajahetkel hoova (ja seejuures ka IPMC tüki) positsiooni määrata, on pöördmehhanismi külge kinnitatud magnet (joonis 4).



Joonis 4. Magnetimõõtmed ning magneti asetus positsiooni määramisel[6]

Seade töötab põhimõttel, et pingestatud kunstlihas muudab hoova asendit ja sellega ka magneti asendit ümber pöördmehhanismi pöörlemistelje. Magnetipöörlemine registreeritakse pöördmagnetanduri abil ja edastatakse mikrokontrollerile. Seadmel on kaks väljundit: USB ja analoogväljund. Mõlemat väljundit võib kasutada paralleelselt või kumbagi sõltumatult eraldi. Mikrokontroller edastab andmed töödeldud kujul valitud väljundi(te)sse. Digitaal-analoogmuunduri väljundist tuleb magnetanduri positsioon välja analoogpingena, mis genereeritakse magnetandurilt saadud andmetest, USB kaudu saadetakse positsioon digitaalsel kujul arvutisse. Arvutis teostatakse positsiooni ajalisest sõltuvusest jõu arvutamine.

4.2. Mehaanika

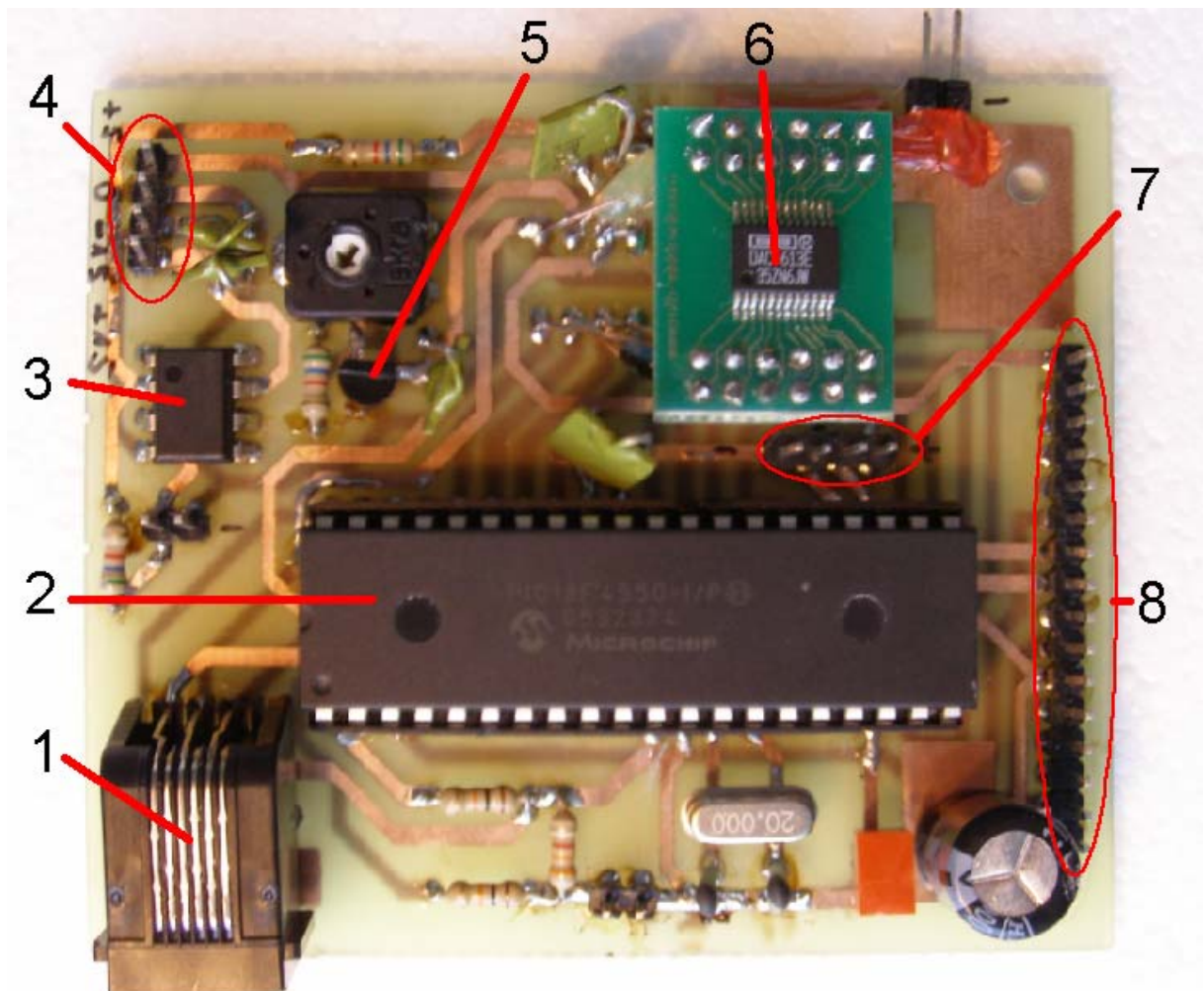
Võllina kasutatakse kahest otsast teritatud nõela, mille külge on kinnitatud hoob, hooratas ja magneti konstruktsioon. Nõel toetub mõlemast otsast rubiinlaagritele, mis tagavad madala hõõrdeastme. Laagrid kinnituvad kahe pleksiklaasist hoidja külge, mille vahelist kaugust on võimalik muuta, see võimaldab pöördmehhanismi vahetada (võimalik kasutada erineva inertsimomendiga hoorattaid ning erineva jõu õlaga hoobasid). Käesolevas töös on arvutused tehtud pöördmehhanismiga, mille komponentide mõõtmed ja massid on esitatud tabelis 1. Hoorattana kasutatakse metallketast massiga 10 grammi. Et hooratast võllile kinnitada, on hooratta keskele puuritud 0,8 mm läbimõõduga ava.

Konstruksioon magneti kinnitamiseks võllile on valmistatud traadist ja seibist. Seibi sümmeetriatelg paikneb pöördmehhanismi pöörlemisteljel. Magnet kinnitub seibi külge magnetiliste jõududega, seega on tema positsiooni võimalik käsitsi seada.

Hoob, mille kaudu rakendub IPMC jõud pöördmehhanismile, koosneb traadist vardast ja fluoroplastist hoidjast. Fluoroplast ei juhi elektrit ning seega ei lühista IPMC kunstlihase külgi omavahel (joonis 5).

Pöördmehhanismi tasakaalustamiseks võib kinnitada hooratta külge lisaraskusi. Tasakaalustamine tuleks sooritada reaalses mõõtmisolukorras – kui mõõtmisi teostatakse vees, siis tuleks ka tasakaalustada nii, et pöördmehhanism on osaliselt vees.

IPMC kinnihoidmiseks valmistati spetsiaalsed näpitsad, mis kinnituvad seadme kerele. Näpitsa klemmid on valmistatud kullast. Näpitsad on konstrueeritud nii, et lihase kinnituskoht asetseks võimalikult võlli lähedal, et jõu õla pikkus muutuks pöörlemisel võimalikult väikeses ulatuses.



Joonis 6. Trükiplaat ja selle põhilised komponendid: 1 – pesa Microchip MPLAB ICD2 ühendamiseks; 2 – mikrokontroller PIC18F4550; 3 – operatsioonvõimendi LM741; 4 – toitepistik; 5 – stabilisaator TL431CLP; 6 – digitaal-analoogmuundur DAC7613E; 7 – pistik USB kaabli ühendamiseks; 8 – pistik pöördmagnetanduri AS5045 ühendamiseks.

4.3. Elektroonika

Seadme kere külge kinnitub elektroonikaplokk (joonis 6). See koosneb trükiplaadist, millele kinnituvad pöördmagnetandur, mikrokontroller, DAC koos operatsioonvõimendiga ja pingestabilisaator; lisatud on ka pesa Microchip MPLAB ICD2 ühendamiseks juhuks, kui on tarvis mikrokontrolleri programmi muuta. Andmete liikumine elektroonikakomponentide vahel on kujutatud joonisel 7.

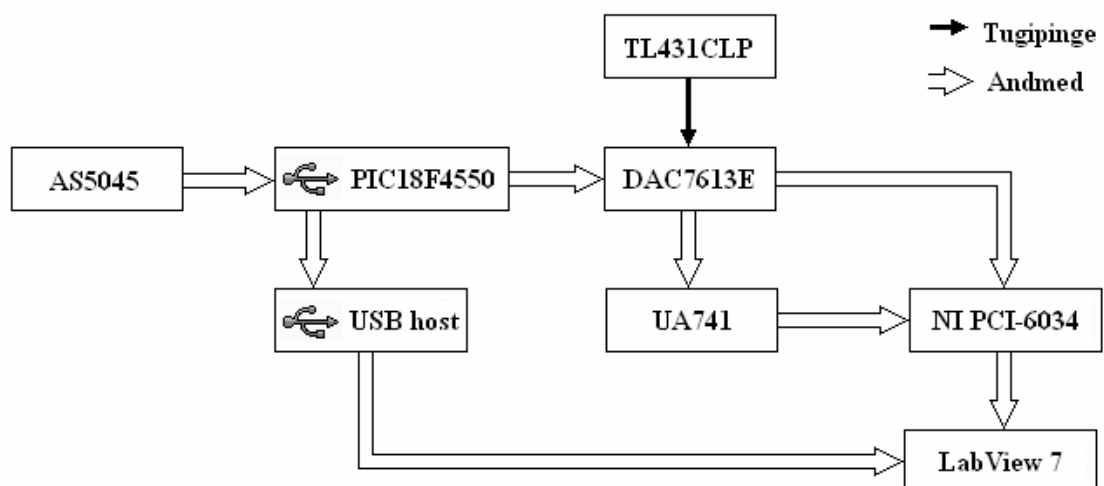
Seadet juhib mikrokontroller PIC18F4550[7] (edaspidi PIC). PIC kontrollib, et näitude võtmine pöördmagnetandurilt toimuks konstantsete ajaintervallide järel, andmete edastamist digitaal-analoogmuundurile (edaspidi DAC) ning samuti andmete saatmist USB liidese abil.

Magnetandurina kasutatakse 12bitist pöördnurgaandurit AS5045[8], mis on PIC-iga ühendatud sünkroonse jadapordi abil. AS5045 suudab positsiooni määrata 0,088 kraadi täpsusega. Magnetiks kasutatakse magnetit BMN-35H, mis on NdFeB kuumpressitud magnet läbimõõduga 6 mm ja paksusega 2,5 mm[9].

AS5045 juhtimiseks peab PIC genereerima takti ning CS signaali. AS5045 saadab hetkepositsiooni informatsiooni 22 andmebiti abil, millest positsiooni määravad esimesed 12 bitti ning 10 järgnevat on olekubitid.

DAC-ina on kasutatud 12bitist paralleelmuundurit DAC7613E[10]. See on tööle pandud ühepolarse toitega (tugipinge on +2,5V, väljundpinge vahemikus 0..+2,5V). DAC-ile stabiilse tugipinge tagamiseks on kasutatud stabilisaatorit TL431LP[11]. DAC-i väljundisse on ühendatud operatsioonvõimendi LM741[12].

Toitepinged ühendatakse trükiplaadile pistikuga, milles on kontaktid maanduse, +5 V PIC-i, DAC-i ja magnetanduri tarvis ning ± 15 V operatsioonvõimendi jaoks. Väljundpinget võib mõõta ka ilma operatsioonvõimendita ning siis võib süsteemi toita ka ainult USB liidese kaudu.



Joonis 7. Suhtlus elektroonikakomponentide vahel

4.4. Programmi ülesehitus

Programm on põhistruktuurilt lõpmatu tsükkel. Tsükli ühekordse läbimise jooksul toimuvad jadamisi positsiooni registreerimine, positsiooni muundamine alalispingeks, andmete vahepuhvrissi salvestamine ning igal neljandal läbimisel andmete USB 2.0 liidese kaudu edastamine (kui kasutaja soovib andmeid USB liidese kaudu saada). Tagamaks, et positsiooni mõõdetaks konstantse sagedusega, töötab põhitsükliga paralleelselt taimer. Tsüklit hakatakse uuesti läbima alles siis, kui taimer on ületäitunud. Taimerist ei ole abi, kui andmete edastamiseks USB liidese abil kulub liiga palju aega. Juhul kui andmeid vastu võttev arvuti on liialt koormatud ega suuda õigeaegselt andmeid vastu võtta, ei ole garanteeritud näitude valiidsus ning tuleb USB liidese kasutamisest loobuda.

4.5. PIC-i suhtlus magnetanduriga

PIC suhtleb magnetanduriga sünkroonse jadapordi (EUSART) abil, magnetandur on *slave*, PIC on *master* rollis andmevahetuse protkollis. Andmevahetuse alustamiseks peab PIC aktiveerima magnetanduri CS signaali. Reaalselt saab magnetandur andmeid saatma hakata alates hetkest, kui PIC hakkab genereerima takti sagedusega 10,42 kHz, mis vastab AS5045 protsessori kiirele moodile. Sagedusi genereeritakse PIC-ile sisseehitatud taktigeneraatori abil, kus sagedus määratakse SPBRGH:SPBRG registerpaari vajalikule sagedusele vastava arvu laadimisega. Kui PIC on vajaliku hulga andmeid ära lugenud, siis ta deaktiveerib CS signaali[8].

4.6. PIC-i suhtlus digitaal-analoogmuunduriga

DAC7613E on 12-bitine paralleelne digitaal-analoogmuundur, tema eeliseks jadamuundurite ees on kiirus. Enne andmete saatmist peab PIC oma väljundportidesse andmed seadma. Saatmisprotsess algab *READ* (see tähendab, et muundur loeb) ja CS signaalide aktiveerimisega. *READ*-signaal võib olla kogu aeg aktiivne, sest konkreetse seadme puhul pole vaja muundurist kunagi andmeid lugeda. DAC7613E muundamisaeg on 10 μ s, st andmetele vastava analoogpinge saamiseks tuleb 10 μ s pärast CS aktiveerimist see deaktiveerida[10].

4.7. PIC-i suhtlus USB *hosti*-ga

Programmi, mis tagab USB-suhtluse PIC-i ja USB *hosti*-i vahel, aluseks on võetud B. A. Minchi poolt loodud kood[13] ning seda on autori poolt modifitseeritud. Põhilised muudatused seisnesid saadetavate andmete vahepuhvri asukoha muutmises.

Kuna PIC suudab olla vaid USB *slave*, siis peab talle arvutist genereerima katkestusi. Katkestused annavad märku, et PIC peab andma USB mälupanga kasutusõiguse SIE-le (Serial Interface Engine), mis tegeleb automaatselt defineeritud mäluruumi salvestatud andmete edastamisega USB *host*-ile. Andmeid edastatakse USB kaudu iga 4 mõõtmise järel 4 mõõtmise kohta korraga (4 korda 2 baiti), et anda USB *host*-ile väike ajavaru.

Kui kasutaja ei soovi andmeid USB liidese kaudu, siis võib jätta kaabli ühendamata või katkestusi genereeriva programmi käivitamata, andmed liiguvad USB kasutamisest sõltumatult analoogväljundisse.

4.8. Väljundandmete töötlemine ja kasutamine

Magnetandurilt loeb PIC igal tsükli läbimisel 2 baiti andmeid. Kuna magnetandur AS5045 saadab esimesena kõrgeima biti ja viimasena madalaima biti, PIC aga tõlgendab esimesena saabunud bitti madalaimana, siis tuleb enne andmete edastamist DAC-ile ja USB *host*-ile andmed registrites ümber pöörata. Kahest edastatavast baidist andmetest 4 madalamat bitti (viimasena saadetavad) on *status*-bitid, mida pole vaja edastada. Ülejäänud 12 bitti edastatakse paralleelselt DAC-ile ning pannakse USB mälupanka ootama, et hiljem USB *host*-ile saata.

USB *host*-i poolel võtab andmed vastu LabView keskkonnas koostatud programm. Programm lubab kasutajal otsustada vastavalt oodatava mõõtmise kestusele, kui palju andmeid soovetakse vastu võtta. Andmed muudetakse kahendarvust kümnendarvudeks ning salvestatakse tekstifaili.

DAC-i väljundist saab andmed alalispingena. DAC-i (või operatsioonvõimendi) väljundisse saab ühendada 16bitise analoog-koodmuunduri NI PCI-6034. Samaaegselt saab lihasele genereerida pinget 16bitise kood-analoogmuundur NI PCI-6703 abil. Mõlemat muundurit juhitakse samast arvutist LabView 7 abil. Ühises süsteemis IPMC pingestamine ja positsiooni lugemine tagab minimaalse sisend- ja väljundpinge vahelise viivituse. LabView abil saab teostada edasise andmetöötluse.

4.9. Mõõtmismetoodika

IPMC poolt arendatav jõud leitakse inertsimomendi järgi. Jõud arvutatakse valemist

$$F = \frac{\mu}{l} = \frac{1}{l} \left(\frac{dL}{dt} \right) = \frac{I}{l} * \left[\frac{d \left(\frac{d\varphi}{dt} \right)}{dt} \right] = \frac{I}{l} * \frac{d^2\varphi}{dt^2},$$

kus inertsimoment on arvutatud tabelis 2, jõu õla pikkuseks on 30 mm ning φ on AS5045-lt saadud positsioon (nurk). Nurk φ arvutatakse magnetanduri positsiooninäitude järgi valemiga $\varphi[\text{rad}] = 2\pi * n/2^{12}$, kus n on magnetanduri näit ning 12 on magnetanduri andmebittide arv. Mõõtmiste tulemuseks on jõufunktsioon $F(t)$.

Pöördmehhanismi täpse inertsimomendi määramiseks kaaluti ära kõik detailid eraldi ning mõõdeti nihkkaliibriga nende kaugus pöörlemisteljest. Pärast pöördmehhanismi osadest kokku jootmist kaaluti kogu mehhanism veel kord, et hinnata jootmiseks kulunud tina kogust ja selle võimalikku mõju inertsimomendile. Pöördmehhanismi komponentide mõõdetud parameetrid on toodud tabelis 1 ning komponentide arvutatud inertsimomendid tabelis 2.

	Mass[g]	Raadius [mm]	Raadius (sisemine), [mm]	Kaugus teljest [mm]
Nõel	0,13	0,3	-	-
Hooratas	10,01	15,6	0,4	-
Seib	0,12	3,5	1,8	-
Magneti alus	0,04	3,9	1,7	-
Magnet	0,54	3,0	-	-
Traat #1	0,01	0,3	-	3,3
Traat #1 (kinnitused)	0,01	-	-	1,7
Traat #2 (vertikaalne)	0,11	-	-	16,5
Traat #2 (ringjoonel)	0,10	0,3	-	33,0
Tasakaalusraskus	0,47	4,0	-	19,6
Tina	0,64	3,0	-	-
Lihase hoidja	0,11	-	-	33,0

Tabel 1. Pöördmehhanismi komponentide parameetrid

Kui osa pöördmehhanismist, mille abil IPMC süsteemi mõjutab, on osaliselt vee all, mõjub sellele osale üleslükkejõud. Seepärast on mehhanism tasakaalustatud tööolukorras, st siis kui osa mehhanismist oli vee all. Samas ei mõjuta vedeliku üleslükkejõud inertsimomenti, seega inertsimomendi arvutamisel kasutati kõigi osade masse kaalutuna õhukeskkonnas.

	Inertsimoment [$\mu\text{g}\cdot\text{m}^2$]
Nõel	0
Hooratas	1217
Seib	1
Magneti alus	0
Magnet	3
Traat #1	0
Traat #1 (kinnitused)	0
Traat #2 (vertikaalne)	32
Traat #2 (ringjoonel)	110
Tasakaalusraskus	184
Jootmistina	3
Lihase hoidja	116
KOKKU	1666

Tabel 2. Pöördmehhanismi inertsimoment komponentide kaupa.

Süsteemi mõjutavad lisajõud

- Hõõrdejõud laagrite ja nõela otste vahel
- Hõõrdumine IPMC ja tema hoidja vahel
- Pöördmehhanismi õhutakistus
- Pöördmehhanismile mõjuv hüdrodünaamiline takistusjõud
- Kunstlihasele mõjuv hüdrodünaamiline jõud ja üleslükkejõud
- Lihasele mõjuv raskusjõud

Pöördmehhanismile ja lihasele mõjuvate jõudude mõju mõõtmistäpsusele püüti hinnata, tehes katse, kus esmalt pingestati kunstlihast vees, ning natukese aja pärast korrati katset samadel tingimustel õhus. Selle tulemusena suurenes kunstlihase poolt mehhanismile rakendatav jõud 15%.

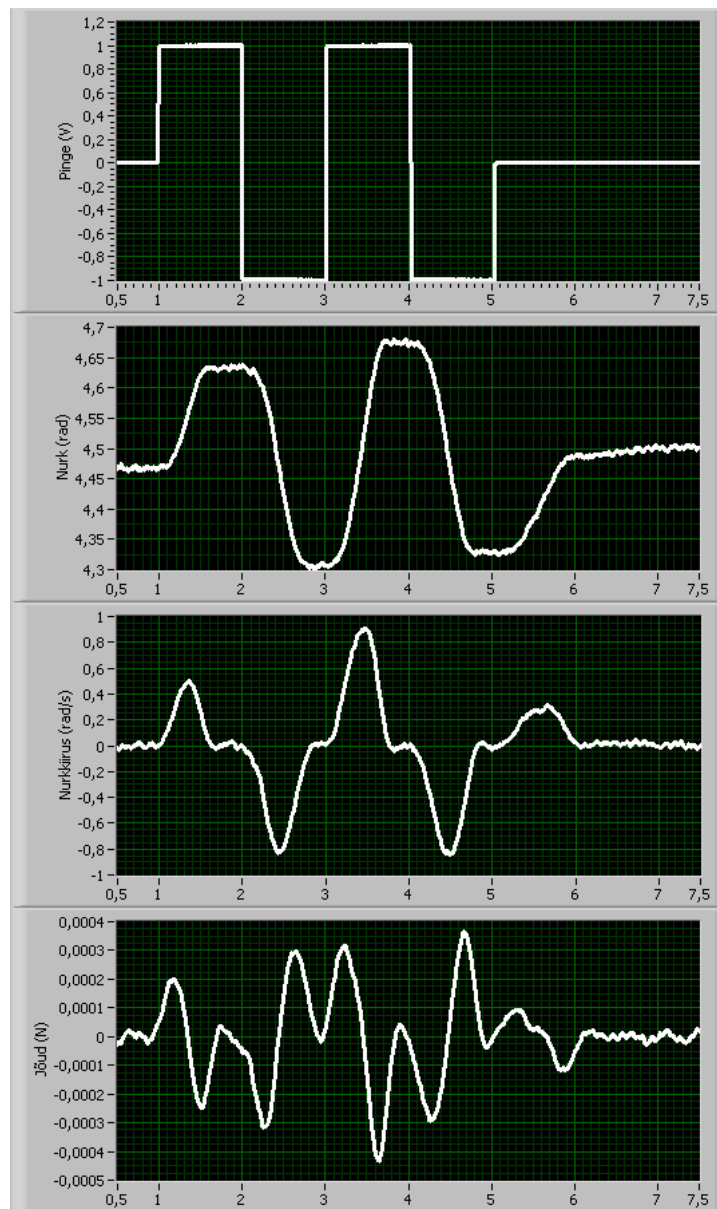
5. KATSETULEMUSED

5.1. Kasutatud IPMC

Katsetes kasutati *Biomimetic Products, Inc* poolt toodetud Nafion®-il põhinevat plaatinaelektroodidega Musclesheet™-i tükki. Tükk oli 6mm laiune ja 35 mm pikkune ristkülik. Tootja andmetel töötab Musclesheet™ pingetel 0,1 – 7 V sagedustel kuni 100 Hz. Optimaalse pikkuse ja piisavalt suure pinge korral on Musclesheet™-i tükk võimeline painduma mõlemale küljele umbes 90 kraadi ulatuses.[14]

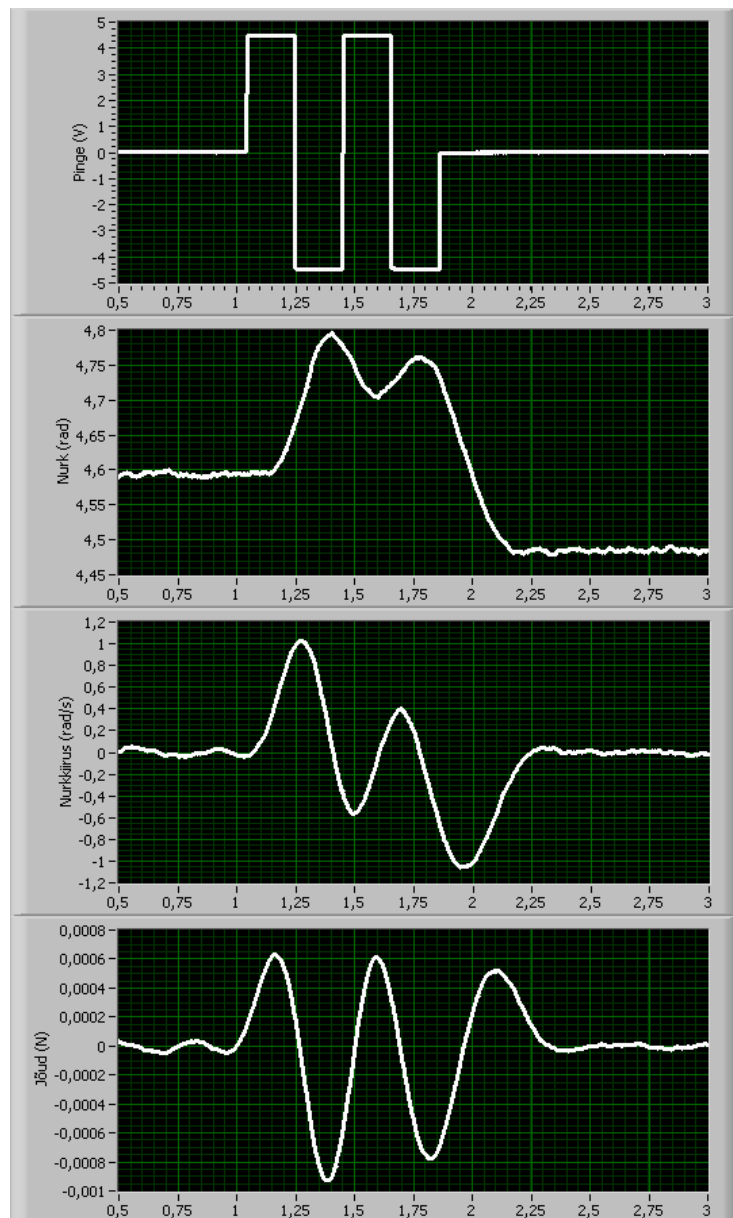
5.2. Katsed

IPMC tükiga viidi läbi katsed, kus seda pingestati mõne sekundi jooksul kas ühepolarse või muutuva polaarsusega ristkülikpingega. Pinge amplituud ulatus 1 voldist 4,5 voldini, impulsi pikkus 0,2 sekundist 2 sekundini. Kõrgemat pinget ei kasutatud, vältimaks lihaste liigkiiret väsimist. Katsed viidi läbi toatemperatuuril ning deioniseeritud vees. Analoogväljundi kaudu mõõdeti ära pöördmehhanismi positsioon, sellest arvutati nurkkiirus ning jõud. Kolme valitud katse tulemused on näha joonistel 8, 9 ja 10.



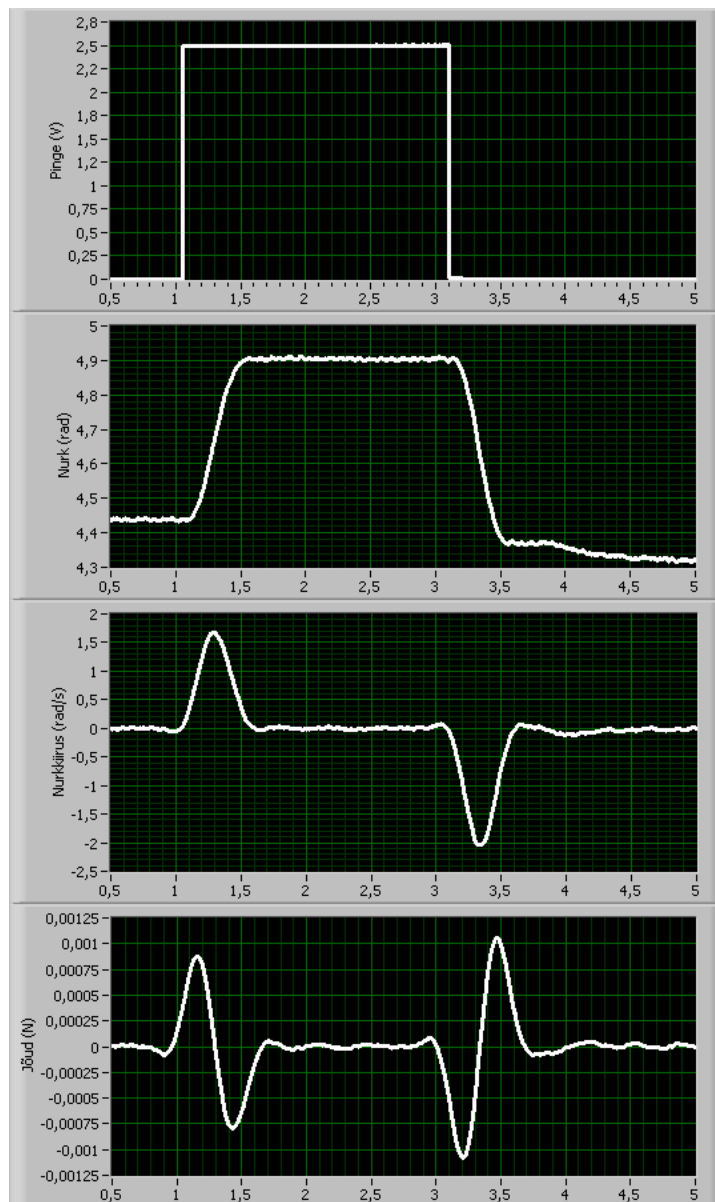
Joonis 8. Sisendpinge, pöördenurk, nurkkiirus ja jõud 1voldise muutuva polaarsusega 1 s pikkuste pingepulsside korral.

Joonisel 8 esitatud katses pingestati IPMC kunstlihast 4 sekundi jooksul kahepolarse ristkülikpingega. Pinge amplituudiks oli 1 volt. Lihas liigutas ennast peaaegu 0,4 radiaani ulatuses, maksimaalseks nurkiiruseks saavutati 0,9 rad/s ning maksimaalseks jõuks 0,45 mN.



Joonis 9. Sisendpinge, pöödenurk, nurkkiirus ja jõud 4,5voldise vahelduva polaarsusega 0,2 sekundi pikkuste pingepulsside korral

Joonisel 9 esitatud katses tõsteti pinge amplituudi 4,5 voldini, kuid vähendati riskülikpinge perioodi 0,4 sekundini. Lihas suutis mehhanismi pöörata ühele küljele 0,2 ja teisele 0,1 radiaani ulatuses. Maksimaalne saavutatud nurkkiiruse väärtus on 1,05 rad/s ning jõud saavutab maksimaalseks väärtuseks 0,9 mN.



Joonis 10. Sisendpinge, pöördenurk, nurkkiirus ja jõud 2,5voldise 2 sekundi pikkuse pingeimpulsi korral

Joonisel 10 esitatud katses rakendati kunstlihasele 2 sekundi pikkune 2,5 voldise amplituudiga ristkülikimpulss. Lihas suutis mehhanismi pöörata peaaegu 0,5 radiaani ulatuses, pinge lühistamisel pöördus lihas vastassuunas natuke rohkem kui esialgses liikumissuunas, peaaegu 0,6 radiaani ulatuses. Maksimaalne saavutatud nurkkiiruse väärtus on 2 rad/s ning jõud saavutab maksimaalseks väärtuseks 1,1 mN.

5.3. Veahinnang

Mõõtevea põhjustajad:

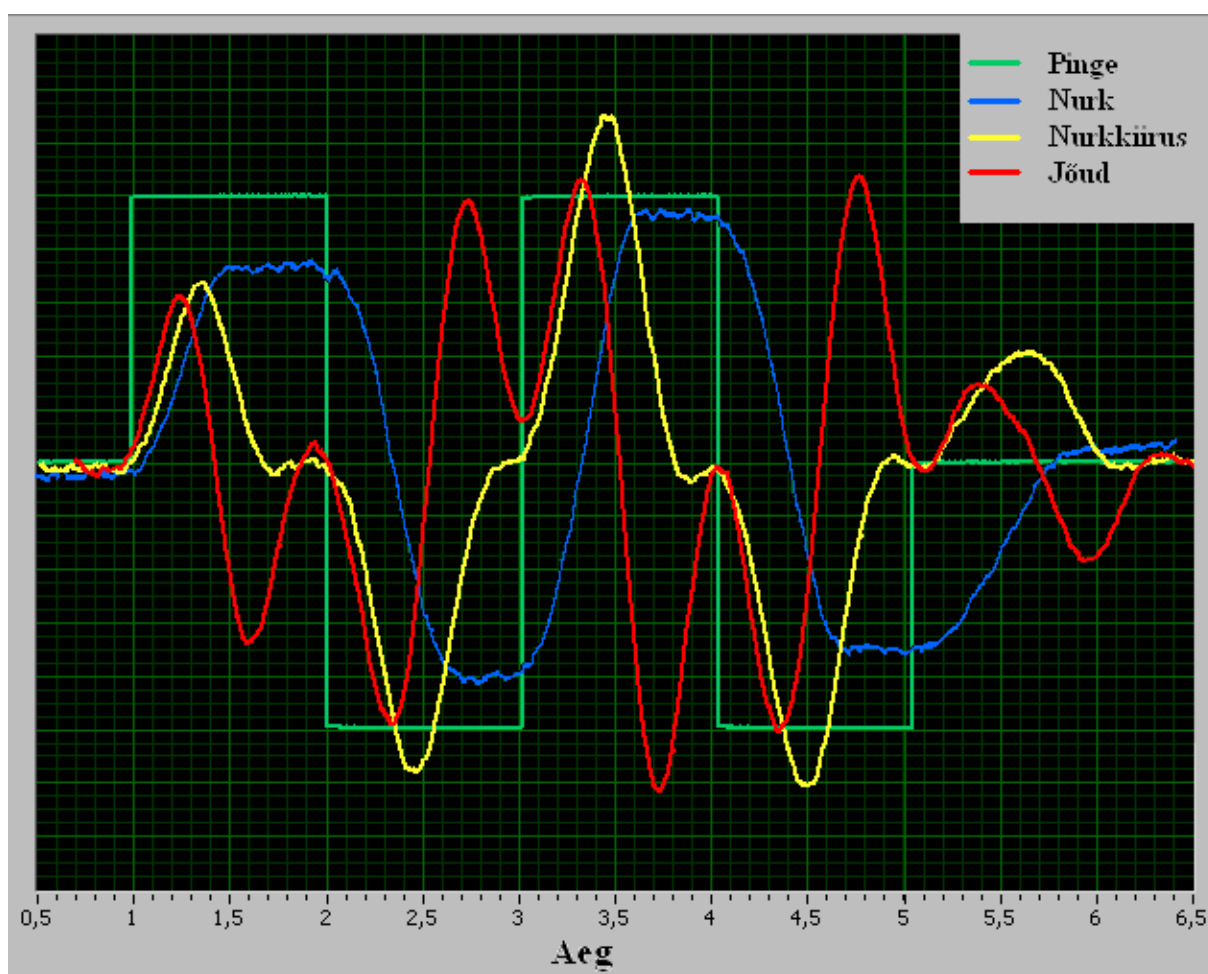
- Elektrooniliste seadmete mõõteviga. Elektrooniliste seadmete vead on põhjustatud elektroonikakomponentide ebatäpsusest. Siia kuuluvad magnetanduri lugemi võtmise ja

edastamise ebatäpsus, reference-pinge määramatus, kvartsist tingitud ajaperioodi ebatäpsus, DAC-i muundamise ebatäpsus ning väliskeskkonna mõjudest tingitud ebatäpsus (nt temperatuuri muutus töötamise ajal). DACi mõõtemääramatus on pool vähimast kvandist ehk $0,5 \cdot 2,5V/2^{12}$, kvartsil (mikrokontrolleri takti genereerimine) 0,003%, stabilisaatoril TL431LP 0,4% stabiliseeritud pingest, pöördmagnetanduril $0,06^\circ$ (~ 1 kvant). Tegelikult on mehaanilisest ebatäpsusest tingitud määramatus palju kordi suurem elektroonikaseadmetest tulenevast määramatusest.

- Seadme valmistamise mehaanilisest ebatäpsusest tingitud mõõtemääramatus. Siia kuuluvad pöördmehhanismi inertsimomendi ning jõu õla pikkuse määramatus. Põhiline osa pöördmehhanismi inertsimomendi määramatuses moodustavad suure massiga hooratas ja ebatäpse raadiusega tasakaalustusraskus, ülejäänud osad ei anna märkimisväärselt määramatust juurde. Mainitud kahe detaili inertsimomentide määramatust hinnati 4%, kogu seadme määramatuseks saadi tänu ebatäpsele ($\pm 10\%$) jõuõla pikkusele 20%.

6. TULEMUSTE ANALÜÜS

Uurimaks täpsemalt esimesel katsel saadud tulemusi, on paigutatud joonisel 8 esitatud graafikud kokku ühele joonisele (joonis 11). Jooniselt nähtub, et pinge polaarsuse muutumisel hakkab koheselt pinge muutumise suunas muutuma ka pöördmehhanismi nurk. Pärast 5ndat sekundit pinge lühistamisel töötab lihas edasi, kuni on saavutanud oma esialgse positsiooni lähedase asendi. See on tingitud vabade katioonide ja vedeliku liikumisest, mis püüab taastada materjali sisemist rõhkude ja laengujaotuse tasakaalu. Antud katses saavutati 1 V suuruse pinge abil 0,45 mN suurune jõud ning pöördnurk muutus 0,37 rad ulatuses. Jooniselt on näha, et jõud muudab ühepolaarse pulsi jooksul suunda. See on tingitud IPMC elastsusjõust, mis püüab takistada hooratta liikumist inertsil toimel.



Joonis 11. Pinge, nurga, nurkkiiruse ning jõu võrdlus ajas.

Teist katset kujutaval joonisel on näha, et positsioon on pinge polaarsusega vastupidine. See on tingitud pöördmehhanismi inertsist. Jõud hakkab polaarsuse vahetudes koheselt vastassuunas mõjuma, kuid nurk muutub tänu hoorattale ikka veel esialgses liikumissuunas. Kunstlihas ei jõua lihtsalt piisavalt suure jõuga pöördmehhanismi polaarsusele vastavalt kiirendada.

Katsed, kus MusclesheetTM-i tükki pingestati 2 s pikkuse ühepoolaarse ristkülikpingega, andsid tulemuseks, et kui pinge lühistati, siis lihas hakkas liikuma vastupidises suunas ja peatus alles siis, kui oli liikunud üle oma tasakaaluasendi vastassuunas. Niisugust nähtust on kirjeldatud ka kirjanduses [1].

Läbiviidud katsed võimaldasid hinnata konkreetse kunstlihase jõu muutust vastavalt pingele. Pinge tõstmisel 1 voldilt 2 voldini suurenes kunstlihaselt pöördmehhanismile rakendatav jõud 2,5 korda; 1 voldilt 3 voldini 4,5 korda; 1 voldilt 4 voldini 5,5 korda.

MusclesheetTM-i tükk, mis kaalus 0,1 g suutis antud pöördmehhanismi liigutada maksimaalselt 2,25 mN suuruse jõuga.

7. KOKKUVÕTE

IPMC (*Ionomeric Polymer-Metal Composite*) on elektroaktiivsetel polümeeridel põhinev materjal, mis muudab elektiväljas oma kuju. Tüüpiline IPMC koosneb umbes 0,2 mm paksusest ioonvahetuspolümeerist membraanist (Nafion®, Flemion®), mis on mõlemalt küljelt kaetud 5-10 µm paksuste metallektroodidega. IPMC tüüpi materjalid on suhteliselt uued ning neid arendatakse pidevalt edasi.

Üks IPMC-l põhinevaid täitureid iseloomustav füüsikaline suurus on nende poolt avaldatav jõud. Käesoleva töö eesmärgiks on valmistada töötav seade, millega saab mõõta jõudu IPMC tüki kogu liikumise ulatuses. Töö alguses antakse lühike ülevaade IPMC materjalidest ja rakendustest, järgneb katseseadmete ja -objektide kirjeldus, katsetulemused ning tulemuste analüüs.

Töö tulemusena valmistati seade dünaamiliseks IPMC jõu mõõtmiseks. Seade töötab põhimõttel, et IPMC pöörab kindlaksmääratud inertsimomendiga hooratast hoidvat mehhanismi ning elektroonika fikseerib konstantsete ajavahemike järel mehhanismi positsiooni. Positsioon väljastatakse analoogpingena või USB liidese kaudu arvutisse, kus leitakse nurkkiirenduse kaudu jõud. Seadmega tehti rida katseid. Katseobjektina kasutati MusclesheetTM-i tükki mõõtmatega 6 x 35 mm, hooratta massiks oli 10g ning pöördmehhanismi inertsimomendiks 1,67 mg*m². Tulemuseks saadi, et antud MusclesheetTM-i tükk suutis antud pöördmehhanismi liigutada maksimaalselt 2,25 mN suuruse jõuga.

Seadme mõõtemääramatus on hinnanguliselt 20%. Põhiline määramatus tuleb mehaaniliste komponentide ebatäpsusest, elektroonikast tulenevad vead on suhteliselt tühised.

Seadme usaldusväärsuse parandamiseks on tarvis teha juurde täpselt määratud inertsimomendiga ning muudetava pikkusega jõu õlaga pöördmehhanisme. Muuta tuleks ka pöördmehhanismi konstruktsiooni, nii et kogu elektrivoolu poolt lihases tekitatud energia läheks pöördmehhanismi liigutamiseks. Mõõtemääramatuse vähendamiseks tuleks näpitsat ringi teha nii, et IPMC kinnituks täpselt pöördmehhanismi pöörlemistelje alla. Elektroonikakomponentidel on piisavalt lai mõõteskaala ning hea täpsusklass, täpsemate mõõtmiste teostamiseks tuleks esimesena välja vahetada stabilisaator, kuna see on elektroonikakomponentidest kõige ebatäpsem.

8. SUMMARY

Force measurement of IPMC

IPMC (Ionomeric Polymer-Metal Composite) is an electroactive polymer that changes its shape in response to electrical excitement. Typical IPMC consists of an approximately 0,2 mm thick ion exchange polymer membrane (Nafion®, Flemion®), covered on both side with 5-10 μm thick metal electrodes. IPMC bends, when a voltage (1-7Volts) is applied between the electrodes.

The purpose of the current thesis is to design a working device, capable to measure the force applied by an IPMC-based actuator in the range of its movement and to demonstrate the operation and features of the device.

The current thesis is organized as follows:

1. introduction
2. a short review of IPMC and applications based on this material;
3. a working principle of the apparatus;
4. a detailed description of the mechanics and electronics of the device;
5. the methodology and results of the experiments carried out.
6. summary
7. references

As a result of this work, a device was built for dynamic force measurements of IPMC. The working principle of the device is as follows: the actuator repositions a lever attached to the rotating mechanism and turns the flywheel. The position and momentum of inertia of the rotating mechanism are known, so the force applied by the IPMC actuator can be calculated. The electronics of the device determines the position of the rotating mechanism in constant time intervals and outputs the position to an external device. The appliance has two independent outputs: analog and USB. The calculations of the actual values of the force are performed off-board, for instance by National Instruments LabView software.

Some experiments have been carried out with the device. A piece of MusclesheetTM provided by Biomimetics Inc. with dimensions of 6 x 35 mm was used as an IPMC actuator. The weight of the flywheel was 10g and moment of inertia was 1,67 $\text{mg}\cdot\text{m}^2$. As a result, the specific piece of MusclesheetTM was able to apply the force of up to 2,25mN to the rotating mechanism.

The estimated accuracy of the device is 20%. The major indeterminacies are caused by mechanical construction of the device.

9. KASUTATUD KIRJANDUS

- [1] Nemat-Nasser, S., Thomas, C. W., Ionomeric Polymer-Metal Composites, in: *Electroactive polymer (EAP) actuators as artificial muscles*, Bar-Cohen, Y., Bellingham, Washington USA, SPIE Press, lk 171-223, 2004.
- [2] Punning, A., Anton, M., Kruusmaa, M., Aabloo, A., An Engineering Approach to Reduced Power Consumption of IPMC (Ion-Polymer Metal Composite) Actuators, http://lepo.it.da.ut.ee/~maarjakr/punning_icar_2005_camera_ready.pdf, 19. juuli 2005
- [3] Saveljev, I., Füüsika üldkursus, Tallinn, Valgus, lk 105-112, 1978
- [4] Shahinpoor, M., Kim, K. J., Ionic polymer-metal composites: IV. Industrial and medical applications, <http://stacks.iop.org/SMS/14/197>, 24. mai 2006.
- [5] Transducer Techniques, Inc., PRECISION GRAM SENSOR LOAD CELL UNIVERSAL / TENSION OR COMPRESSION, <http://www.transducertechniques.com/GSO-load-cell.cfm>, 2006
- [6] Austriamicrosystems AG, AS50xx Family of Magnetic Rotary encoders RECOMMENDED MAGNETS, http://www.austriamicrosystems.com/03products/products_detail/AS5045/download/AS50xx_supplier_list.pdf, 30. märts 2006
- [7] Microchip Technology Inc, PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet, <http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/39632c.pdf>, 2004
- [8] Austriamicrosystems AG, AS5045 Datasheet, http://www.austriamicrosystems.com/03products/products_detail/AS5045/download/AS5045_datasheet.pdf, 24. veebruar 2006
- [9] Bomatec AG, Data sheet for Magnet used with AMS AS5035 / 5040 / 5043 / 5045, http://www.austriamicrosystems.com/03products/products_detail/AS5045/download/Datasheet_AMS_Magnet.pdf, 20. juuli 2005
- [10] Texas Instruments, Inc, 12-Bit, Voltage Output DIGITAL-TO-ANALOG CONVERTER, <http://focus.ti.com/lit/ds/symlink/dac7613.pdf>, 27 Sep 2000
- [11] Motorola, Inc, Programmable Precision References, <http://www.ortodoxism.ro/datasheets/motorola/TL431ID.pdf>, 1998
- [12] National Semiconductor Corporation, LM741 Operational Amplifier, <http://www.ensc.sfu.ca/reference/data-sheets/LM741.PDF>, 26. mai 2006.
- [13] Minch, B. A., http://pe.ece.olin.edu/ece/projects/lab2_18F2455.zip, viimati alla laetud 18. veebruar 2006.
- [14] Biomimetic Products, Inc, MusclesheetTM datasheet, 2003.

10. LISAD

Lisa 1. CD:

1. Bakalaureusetöö “IPMC jõu mõõtmine” terviktekst
2. Programmi kood
3. Seadme pildid