

TARTU ÜLIKOOL
Loodus- ja täppisteaduste valdkond
Tehnoloogiainstituut

Jane Saar

Demonstratsiooniseade tekstiilalusel ioonsetele tehislihastele

Bakalaureusetöö (12 EAP)
Arvutitehnika eriala

Juhendajad:
BSc Artur Abels
PhD Indrek Must

Tartu 2019

Resümee/Abstract

Demonstratsiooniseade tekstiilalusel ioonsetele tehislihastele

Tartu Ülikooli tehnoloogiainstituudis arendatakse tehislihaseid, mis on perspektiivsed materjalid tarkade tekstiilide arendamisel. Sellest tulenevalt on käesoleva töö eesmärk valmistada seade, mis võimaldab demonstreerida tehislihaseid kui tarku tekstiile võimaldavat tehnoloogiat. Töö käigus arendatakse välja musterdamismeetod spetsiifilise kujuga tehislihaste tootmiseks kanga osana. Lisaks disainile luuakse demonstratsiooniseadmele ka sobilik elektroonikalahendus, mis võimaldab vähendada energiakadusid tehislihase peal, pikendades seeläbi tehislihase kui täituri eluiga. Töö käigus välja töötatud lahendusi on tulevikus võimalik ära kasutada tehislihastel põhinevate pehmete kantavate robotite tootmiseks.

CERCS: T125 Automatiseerimine, robotika, control engineering; T130 Tootmistehnoloogia; T150 Materjalitehnoloogia; T170 Elektroonika;

Märksõnad: Ioonne ja mahtuvuslik laminaat, tehislihas, pehmerobotika, tekstiilrobotika, elektroonika.

Demonstration device for ionic artificial muscles as smart textiles

Artificial muscles, being developed in The University of Tartu, are promising materials for creating smart textiles. For this reason, the aim of this thesis is to create a device that can be used to demonstrate artificial muscles as part of a fabric (smart textiles). This is done by developing a patterning method and further developing the previously used production technology. In addition, a suitable electronics solution is created, allowing to reduce the energy losses of the artificial muscle, thus prolonging the actuator's lifetime. The solutions developed in this work can be utilised in the future for the production of smart wearable robots made using artificial muscles.

CERCS: T125 Automation, robotics, control engineering; T130 Production technology; T150 Material technology; T170 Electronics

Keywords: Ionic and capacitive laminate, artificial muscles, soft robotics, smart textiles, electronics.

Sisukord

Resümee/Abstract	2
Lühendid	5
1 Sissejuhatus.....	6
2 Ülevaade valdkonnast	7
2.1 Ioonised elektroaktiivsed tehislihased.....	7
2.1.1 Metallkomposiitelektroodidega täitured	8
2.1.2 Juhtivpolümeerelektroodidega täitured	9
2.1.3 Süsinik-polümeerkomposiitelektroodidega täitured.....	9
2.2 Ekvivalentskeem	9
2.3 Tehislihase juhtimismeetodid.....	10
2.3.1 Pingega juhtimine	10
2.3.2 Pulsilaiusmodulatsiooni rakendamine	11
2.3.3 Konstantse vooluga juhtimine.....	12
2.3.4 Tehislihase juhtimismeetodite võrdlus	12
2.4 Tekstiilil põhineva tehislihase valmistamine	13
2.5 ICL-baasil valmistatud robotid ja seadmed.....	14
3 Valminud seade.....	16
3.1 Nõuded seadmele	16
3.2 Seadme disain ja ülesehitus.....	16
4 Tehislihase valmistamine.....	19
4.1 Membraan.....	19
4.2 Elektroodide pealekandmine	21
4.3 Voolukollektori pealekandmine	22
4.4 Tehislihase välja lõikamine	23
5 Tehislihase juhtimiselektronika	25
5.1 Toitelahendus	26
5.2 Mikrokontroller	28
5.3 Tehislihase juhtimine	28
5.4 Tehislihast läbiva voolu mõõtmine	29
5.5 Toitepinge reguleerimine	30
5.6 Mahtuvuslik puuteandur.....	30
5.7 Elektronikaplaatide disain	31

5.8	Programmeerimisliidese plaat	32
6	Püsivara.....	33
6.1	Programmiloogika.....	33
7	Tulemused ja kokkuvõte	36
	Viited.....	37
	Lisad.....	41
	Lihtlitsents.....	42

Lühendid

ADC – analoog-digitaalmuundur (*analog-to-digital converter*).

AWeX – Atmeli mikroprotsessorite laiendus, millega on võimalik mootori juhtimiseks omavahel vastasfaasis käituvad pulsilaiusmodulatsiooni signaalid luua (*advanced waveform extension*).

CPC – süsinik-polümeerkomposiit (*carbon-polymer composite*).

EMIM-Otf – 1-etüül-3-metüülimidasoolium trifluorometaansulfonaat ehk ioonne vedelik (*1-ethyl-3-methylimidazolium trifluoromethanesulfonate ionic liquid*).

HAL – riistvara abstraktsioonikiht (*hardware abstraction layer*).

ICL – ioonne mahtuvuslik laminaat (*ionic and capacitive laminate*).

IO – mikroprotsessori sisend-väljundjalg (*input-output*).

IPMC – ionopolümeer-metallkomposiit (*ionic polymer-metal composite*).

LiPo – liitium-polümeer või liitium-ioon-polümeer (*lithium polymer* või *lithium-ion-polymer*).

MCU – mikrokontroller (*microcontroller unit*).

MP – 4-metüül-2-pentanoon (*4-methyl-2-pentanone*).

PDI – Programmeerimise ja silumise liides (*Program and Debug Interface*).

PPy – polüpürrool (*polypyrrole*).

PVdF – polüvinülideendifluoriid (*polyvinylidene fluoride*).

PVdf-HFP – polü(vinülideendifluoriid-ko-heksafluoropropüleen) (*poly(vinylidene fluoride-co-hexafluoropropene)*).

PWM – pulsilaiusmodulatsioon (*pulse width modulation*).

UART – universaalne asünkroontransiiver (*universal asynchronous receiver/transmitter*).

USB – universaalne järjestiksiin või universaal-jadasiin (*universal serial bus*), välissiini standard.

1 Sissejuhatus

Tänapäeval koguvad üha enam populaarsust kantavad targad tekstiilid, tekstiilil põhinev pehmerobotika ja kantav elektroonika. Targad kantavad seadmed võimaldavad muuta igapäevaelu mugavamaks ja parandada elukvaliteeti [1-5]. Tekstiili on võimalik ära kasutada, et luua erinevaid kantavaid täitureid ja sensoreid, rakendades neid näiteks biomeditsiini ja spordivaldkondades, rehabilitatsiooniks ning mujal [1-7].

Üheks tekstiilil põhinevaks pehmete täiturite ehk tehislihaste tüübiks on Tartu Ülikooli tehnoloogiainstituudis arendatavad ioonsed mahtuvuslikud laminaadid (ICL - *ionic and capacitive laminate*). Need on oma olemuselt painduvad kolmekihilised laminaadid, mis on võimelised elektrilise stiimuli abil enda kuju muutma. Tehislihaste suuruse ja kuju muutumine toimib sarnaselt bioloogilistele lihastele [8-10].

Sellelaolistest tehislihastest on valmistatud erinevaid pehmeid roboteid ja seadmeid. Valminud seadmed on loodud näiteks loomsete liikumiste jäljendamiseks või tehislihase töö demonstreerimiseks [10-12]. Samas ei ole Tartu Ülikoolis siiani loodud seadet, mis esitaks tehislihast kui tarka tekstiili.

Tartu Ülikoolis valmistatavad ioonsed tehislihased põhinevad enamasti tekstiilidel [12, 13], mistõttu on need väga perspektiivsed kantavate täituritena. Töö eesmärgiks on konstrueerida esinduslik ja meeldejääv seade, millega on võimalik konverentsidel, messidel ja muudel üritustel demonstreerida painduvate tehislihaste tööd ja tutvustada nende ülesehitust.

Kuna demonstratsiooniseadme juures on tähtis ka tehislihase vastupidavus, on töö lisaeesmärgiks välja töötada elektroonikalahendus, mis võimaldab pikendada tehislihase eluiga, vähendades sellel eralduva soojuse kogust.

Töö käigus valmis ICL-tüüpi tehislihaste demonstratsiooniseade. Nimetatud seadme jaoks valmis tehislihas, tehislihast juhtiv elektroonikalahendus ja mikrokontrolleri püsivara. Lõpliku lahenduse jaoks valmistati lillele sarnaneva kujuga tehislihas, et jäljendada looduslikku liikumist varem loodud seadmetest erineval viisil. Sellest tulenevalt disainiti tehislihase kujule ka vastav elektroonikalahendus. Tehislihaste perspektiivsuse rõhutamiseks kantava robotika valdkonnas on tehislihas valmistatud siidraamile, millest tulenevalt arendati töö raames välja ICL-i tekstiilile musterdamise meetod.

Käesoleva töö raames kasutati materjaliteaduse eriala tudengi Friedrich Krulli valmistatud kunstlihase segusid (ja retsepti), mis valmisid tema bakalaureusetöö osana.

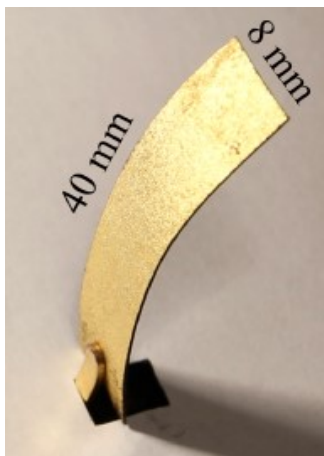
2 Ülevaade valdkonnast

Huvi vastupidavatest materjalidest loodud pehmete täiturite vastu on viimaste aastatega üha kasvanud. Sellised täitured võimaldavad luua pehmeid kantavaid roboteid (rüürobotid) ja abivahendeid, mis pakuvad turvalist ja efektiivset suhtlust inimeste ja robotite vahel [1-7].

Seesuguste täiturite ja robotite loomiseks on väga sobilikud tekstiilile kantavad aktiivsed polümeerid. Kuna polümeerid on oma olemuselt kerged, pehmed ja painduvad ning nendel põhinevate täiturite ülesehituses saab ära kasutada tekstiili, siis võimaldab see luua täitureid, mis on kantavate riiete osad [7, 14, 15].

Aktiivseid polümeere saab jaotada erinevatesse gruppidesse nende tööpõhimõtete järgi. Erinevat tüüpi polümeerid võivad reageerida näiteks valgusele, temperatuurile, niiskusele ja magnetilisele või elektrilisele stiimulile [16].

Aktiivsetest polümeeridest on võimalik valmistada täitureid, mida kutsutakse tehislihasteks. Tartu Ülikooli tehnoloogiainstituudis on enamlevinult kasutusel elektrilisele stiimulile reageerivad tehislihased, mis painduvad ionide ümberpaigutamise tagajärjel. Seesuguseid tehislihaseid valmistakse tüüpiliselt kolmekihiliste laminaatidena, kus ioonijuhtiv kiht on ümbritsetud elektronjuhtivate kihtidega [8-10, 12]. Alloleval joonisel (Joonis 1) on näide ionsest elektroaktiivsest tehislihasest.



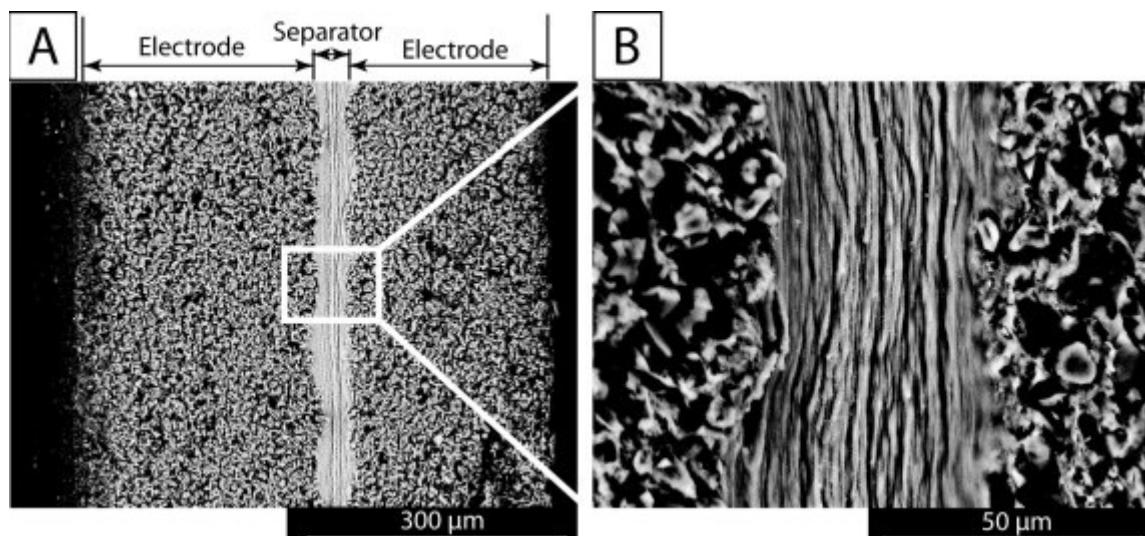
Joonis 1. 40x8 mm suurune ionne elektroaktiivne tehislihas [17].

Käesolevas peatükis antakse ülevaade erinevatest ionsetest elektroaktiivsetest tehislihastest ja tuuakse välja tehislihase ekvivalentskeem. Seejärel kirjeldatakse erinevaid tehislihase juhtimismeetodeid ning tekstiilil põhineva tehislihase valmistamismeetodit. Samuti antakse ülevaade varasematest IMS laboris valminud seadmetest.

2.1 Ioonseid elektroaktiivsed tehislihased

Ioonseid elektroaktiivsed laminaadid on biomimeetilised materjalid, mis on elektrilise stiimuli rakendamisel suutelised enda kuju muutma. Oma olemuselt on need kolmekihilised laminaadid, mis koosnevad kahest elektriliselt juhtivast elektroodist ning nende vahel olevast

ioonjuhtivast membraanist (Joonis 2) [8-10, 12, 13, 18]. Seesugustest materjalidest valmistatud aktuaatoreid kutsutakse tehisliahasteks, kuna need jäljendavad naturaalsete lihaste tööd [10, 19].



Joonis 2. 250x suurendus kolmekihilisest laminaadist (A), 1500x suurendus tehisliahase membraanist (B) [18].

Tehisliahase elektrodidel on kolm põhilist funktsiooni [10, 12, 20, 21]:

- Elektroodi suur eripindala võimaldab salvestada suurt hulka ioone selle pinnale,
- Elektroodi poorsus võimaldab ioonidel vabalt liikuda,
- Elektrodide abil on võimalik luua elektriliselt juhtiv ühendus tehisliahase ja toiteallika vahel.

Kuna tehisliahase elektrodid ei tohi üksteisega elektroonselt ühendatud olla, siis on nende vahel ainultioonjuhtiv membraan, mis võimaldab ioonidel kahe elektroodi vahel vabalt liikuda [10, 12, 20, 21].

Tihti lisatakse elektrodide peale lisaks voolukollektor, milleks üks levinuimaid materjale on kuldfoolium. See võimaldab luua parema elektrilise kontakti tehisliahase ja juhtelektroonika vahel ning parandab tehisliahase pinna elektrijuhtivust [10, 12, 13, 21].

Ioonseid elektroaktiivseid laminaate leidub erinevaid tüüpe. Tavaliselt klassifitseeritakse neid kas elektroodi materjali või tööpõhimõtte järgi. Levinuimad elektrodimaterjalid on metallid, mis on kasutusel näiteks ioonpolümeer-metallkomposiidis ehk IPMC-s (*ionic polymer-metal composite*), juhtivpolümeerid ja süsinik-polümeerkomposiidid ehk CPC-d (*carbon-polymer composite*) [8, 17, 20, 22-24].

2.1.1 Metallkomposiitelektroodidega täiturid

Üheks metallil põhinevaks tehisliahase polümeeritüübiks on IPMC ehk ioonpolümeer-metallkomposiit. Tüüpiline IPMC-baasil loodud tehisliah koosneb polüelektrolüütmembraanist, mille mõlemad pooled on kaetud väärismetalliga. Sellisele

tehislihasele pinge andmine põhjustab hüdreeritud katioonide liikumise, mille tagajärjel hakkab tehislihas painduma [9, 22, 24].

Tüüpiliselt töötavad IPMC-tüüpi tehislihased deioniseeritud veekeskkonnas, seega on nende põhiline piirang kiire kuivamine. Õhkkeskkonnas hakkab nendes sisalduv vesi aurustuma, mille tagajärjel tehislihas kuivab ning kaotab oma liigutusomadused [22].

2.1.2 Juhtivpolümeerelektroodidega täiturid

Tehislihaste valmistamiseks on võimalik kasutada polümeere, mis on elektronjuhtivad. Elektroodimaterjalina kõige levinum juhtivpolümeer on polüpürrool (PPy). Kuni 2 V pinge rakendamisel hakkab kunstlihas polümeeri vastaselektroodidel toimuva asümmeetrilise ruumalaefekti tõttu painduma [24].

2.1.3 Süsinik-polümeerkomposiitelektroodidega täiturid

Üheks süsinik-polümeerkomposiitelektroodidega valmistatud täiturite tüübiks on ioonne mahtuvuslik laminaat (ICL), mis koosneb kahest CPC ehk süsinik-polümeerkomposiidist valmistatud elektroodist, mis on üksteisest eraldatud membraaniga. Sellised mahtuvuslikud täiturid sarnanevad oma olemuselt superkondensaatoritele [8, 12, 20].

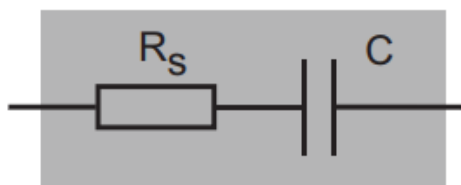
Ioonsest vedelikust elektrolüüdiga ICL-id on võimelised töötama nii õhk- kui ka vaakumkeskkonnas [12].

Käesolevas töös kasutatakse tehislihase valmistamiseks CPC elektroode.

2.2 Ekvivalentskeem

Kuna ICL-id on mahtuvusliku olemusega ning neid võib võrrelda superkondensaatoritega [20, 25, 26], saab elektroaktiivsete tehislihaste ekvivalentskeemi esitada lihtsustatult omavahel jadamisi ühendatud takisti ja kondensaatori abil.

Joonisel 3 on kujutatud lihtsustatud ekvivalentskeem, kus R_s kujutab ICL-i sisetakistust ning C mahtuvust [25].



Joonis 3. ICL-i lihtsustatud elektriline ekvivalentskeem [25].

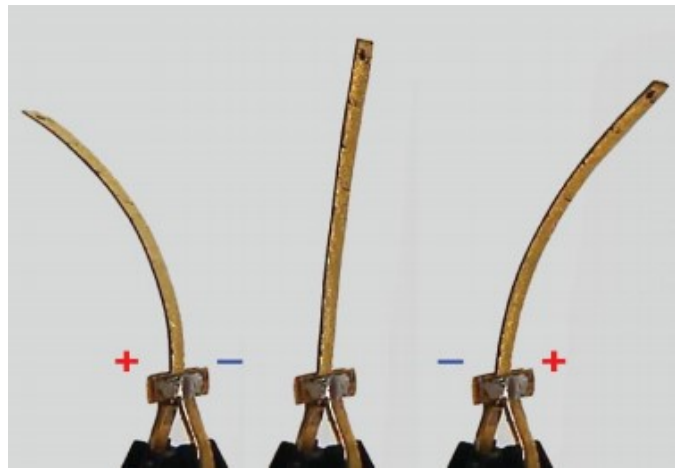
Tehislihase sisetakistus tuleneb elektroodide jadatakistusest ja elektroodidevahelisest ioontakistusest ning sõltub tehislihase ehitusest ja materjalidest. Tartu Ülikoolis kaetakse tehislihased kullast volukollektoritega [10, 12, 13, 21]. Seetõttu on antud töös kasutatavate tehislihaste puhul elektroodi takistus lihase pikisuunas väga madal ja jadatakistust domineerib

just ionide liikumise takistus. Seega mida suurem on tehislihas, seda väiksem on selle takistus [10, 26]. Tüüpiline kunstlihase jadatakistus on vahemikus 10-100 $\Omega \cdot \text{cm}^2$.

Seevastu mahtuvus tuleneb sellest, et ionide ümberpaiknemisel moodustub elektrodide pinnale elektriline kaksikkiht. ICL-i kui kondensaatori mahtuvus on umbes 150 mF/cm² [10].

2.3 Tehislihase juhtimismeetodid

ICL-tüüpi tehislihaseid on võimalik laengu salvestamise abil painutada. Elektrivälja rakendamise tagajärjel toimub materjalis ionide ümberpaigutamine, mis väljendub tehislihase kuju muutumisena. Ioonsetel kunstlihastel on suhteliselt madal tööpinge, milleks on tüüpiliselt umbes 0,1-5 V [9, 10, 27, 28]. Tehislihase painutuse suund sõltub seejuures pinge polaarsusest (Joonis 4) [9, 27].



Joonis 4. *Tehislihase painutamine vastavalt pinge polaarsusele [9].*

Tehislihase liigutamiseks võib välja tuua kolm erinevat meetodit:

- Tehislihasele otse toitepinge andmine,
- Pulsilaiusmodulatsiooniga juhtimine, kus tehislihast kontrollitakse ajas keskmistatud vooluga,
- Silutud konstantse vooluga juhtimine.

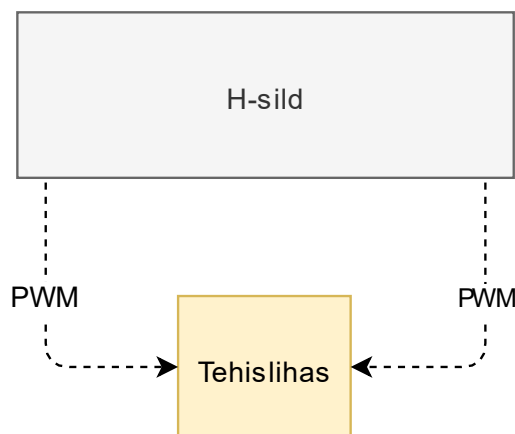
2.3.1 Pingega juhtimine

Kõige lihtsam meetod tehislihase liigutamiseks on sellele otse toitepinge andmisega. Tehislihase üks elektrod ühendatakse toiteallika positiivse kontaktiga ning teine negatiivse kontaktiga. Tehislihase kui kondensaatori täitumisega hakkab see liigutama ehk painduma.

Sellise juhtimise juures on tehislihast läbiv vool piiratud ainult selle sisetakistusega. See tähendab, et madala sisetakistusega tehislihase puhul võib toite sisselülitamisel kunstlihast läbida liialt suur vool. Selle tagajärjel hakkab tehislihas selle sisetakistuse peal eralduva võimsuse tõttu soojenema. Ülesoojenemine põhjustab omakorda tehislihase delamineerumist, mistõttu ei taga selline juhtimise meetod kõige paremat tehislihase eluiga.

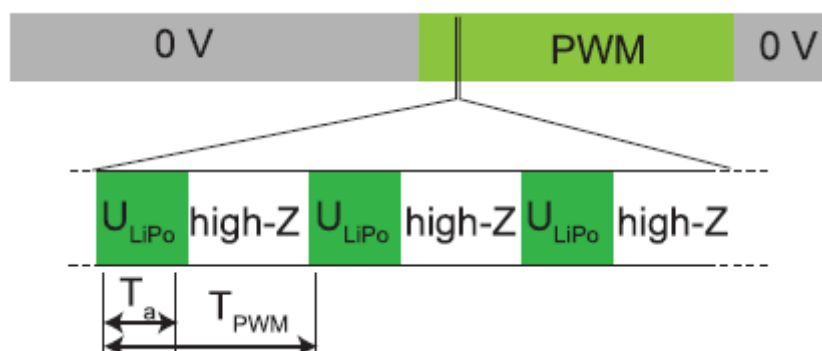
2.3.2 Pulsilaiusmodulatsiooni rakendamine

Et vähendada tehislühasele rakendatud soojusstressi ja võimaldada liikumise üle paremat kontrolli, on välja arendatud juhtimissüsteem, kus toitepinget rakendatakse tehislühasele pulsilaiusmodulatsiooni abil ilma pinget ega voolu silumata. Sellist juhtimise viisi kirjeldab joonis 5, kus tehislühase pulsilaiusmodulatsiooniga juhtimiseks kasutatakse H-silda [10, 27].



Joonis 5. *H-silla ja pulsilaiusmodulatsiooniga juhtimisskeem.*

Sellise juhtimise juures üks tehislühase kontakt maandatakse ning teisele rakendatakse pulsilaiusmodulatsiooni. Selline juhtimisviis on näidatud joonisel 6.



Joonis 6. *Ühele tehislühase kontaktile rakendatud pulsilaiusmodulatsiooni tsükkel [10].*

See tähendab, et osa ajast on kunstlihase peale rakendatud täistoitepinge (tinglikult – kõrge poolperiood, U_{LiPo}). Nendel ajavahemikel on hetkevool piiratud ainult tehislühase sisetakistusega. Ülejäänud aja on tehislühase juhtimisahel avatud ning seda läbiv vool on 0 (tinglikult – madal poolperiood, *high-Z*) ning tehislühase kontaktidelt on võimalik mõõta, mis pingeni see laetud on.

Kuigi nimetatud meetod ei piira hetkevoolusid, võimaldab see piirata üle PWM-i perioodi keskmistatud voolutugevust ja tehislühase sisetakistusel eralduvat võimsust.

Kui on teada, mis on tehislühase jadatakistus (R_s), toiteallika pinge (U_{toide}) ja tehislühase pinge (U_{ICL}), siis on võimalik välja arvutada kõrge poolperioodi hetkevoolu ning tehislühase jadatakistuse peal langeva hetkevõimsuse järgmiste valemite abil:

$$I_{kõrge} = \frac{(U_{toide} - U_{ICL})}{R_s} \quad (2.1),$$

$$P_{kõrge} = \frac{(U_{toide} - U_{ICL})^2}{R_s} \quad (2.2),$$

Madala poolperioodi jooksul on tehislihast läbiv vool ja sisetakistusel eralduv võimsus võrdsed nulliga.

Võttes pulsilaiusmodulatsiooni täituvuseks suuruse n , on võimalik välja arvutada ka tehislihast läbiv keskmine vool ja tehislihase jadatakistuse peal eralduv keskmine võimsus järgmiste valemitega:

$$I_{kesk} = I_{kõrge} * n = \frac{(U_{toide} - U_{ICL}) * n}{R_s} \quad (2.3),$$

$$P_{kesk} = P_{kõrge} * n = \frac{(U_{toide} - U_{ICL})^2 * n}{R_s} = I_{kesk} * (U_{toide} - U_{ICL}) \quad (2.4),$$

Valemitest on näha, et toitepinge suurendamisel suureneb ka tehislihase jadatakistusel eralduv võimsus, vaatamata sellele, et ajas keskmist voolu hoitakse stabiilsena (eeldusel, et tehislihase pinge on sama). Siit tuleneb ka nimetatud meetodi miinus.

Tartu Ülikooli IMS laboris kasutatakse tehislihaste liigutamiseks just sellist ajas keskmistatud vooluga juhtimist. Tehislihase liigutamisel arvestatakse üle PWM-i perioodi keskmise vooluga, milleks on umbes 100 mA tehislihase ruutsentimeetri kohta. See on empiiriline väärtus mille ületamisel hakkab lihase eluiga vähenema.

2.3.3 Konstantse vooluga juhtimine

Konstantse vooluga juhtimine eeldab, et tehislihas ühendatakse kontrollitud vooluallikaga. See tähendab, et kogu tehislihase juhtimise vältel on vool määratud vooluallika poolt, mitte tehislihase sisetakistusega. Tehislihasele rakendatud pinget on võimalik väljendada järgmise valemiga:

$$U_{toide} = U_{ICL} + I * R_s \quad (2.5).$$

Seega tehislihase sisetakistusel eralduvat võimsust (P_s) saab väljendada valemiga:

$$P_s = I^2 * R_s \quad (2.6).$$

2.3.4 Tehislihase juhtimismeetodite võrdlus

Eelmistes peatükkides välja toodud valemite abil on võimalik võrrelda soojuse eraldumist tehislihase jadatakistusel konstantse vooluga juhtimise ja pulsilaiusmodulatsiooniga juhtimise korral.

Kui oletada, et täielikult tühja ($U_{ICL} = 0$) 5 Ω -se sisetakistusega tehislihast soovitakse juhtida keskmiselt 100 mA-se vooluga, kusjuures toiteallikaks on 4,2 V LiPo aku, siis konstantse vooluga juhtimise puhul on tehislihase peal eralduv võimsus:

$$P_s = (0,1 A)^2 * 5 \Omega = 0,05 W \quad (2.7).$$

Pulsilaiusmodulatsiooniga ajas keskmistatud vooluga eraldub tehislihase sisetakistusel aga võimsus, milleks on:

$$P_{kesk} = (4,2 V - 0) * 0,1 A = 0,42 W \text{ (2.8).}$$

Arvutustest on näha, et konstantse vooluga juhtimisel on oma eelis – see võimaldab vähendada tehislihase peal eralduva soojuse kogust.

Samas on aga sellisel juhtimisel omad puudused. Nimelt nõuab see lisakomponente, et tekitada konstantset voolu. See aga tähendab, et tehislihase juhtimiseks on vaja suuremat ja raskemat elektroonikalahendust. Kui see on aktsepteeritav, siis võimaldab selline tehislihase juhtimine kas sama voolu juures pikemat tehislihase eluiga, või sama eluea juures kiiremat tehislihase laadimist.

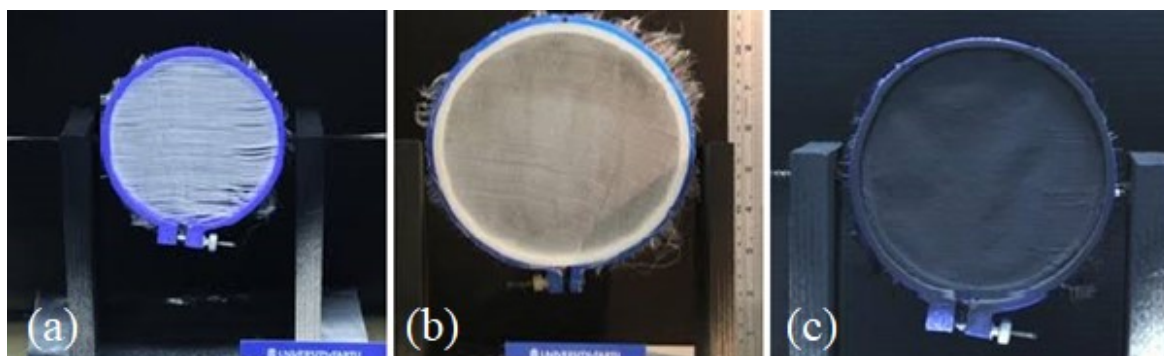
Käesoleva töö raames valminud seadme jaoks valiti just konstantse vooluga juhtimise meetod.

2.4 Tekstiilil põhineva tehislihase valmistamine

Tartu Ülikooli IMS laboris kasutatud ja arendatud masstootmiseks sobilikku tehislihase valmistamise viisi. Meetodi eripäraks on see, et tehislihase membraan ja elektrodid pihustatakse kihthaaval tekstiilile. Valitud tekstiiliks võib olla näiteks klaaskiudriie, siid jms [12, 13].

Selle valmistamismeetodi võib jagada viieks põhiliseks sammuks [12, 13]:

- Tekstiil kinnitatakse pinguldatult raamile (Joonis 7 (a)),
- Tekstiilile kantakse pintsli või aerograafi abil membraanilahus ning aurustatakse välja lahusti (Joonis 7 (b)),
- Kuivatatud membraanile pihustatakse aerograafiga elektrodimaterjali suspensioon, millest moodustuvad solvendi aurustudes elektrodid (Joonis 7 (c)),
- Kuivatatud elektrodikihtidele liimitakse membraanilahuse abil voolukollektorid, milleks on levinuim materjal kuldfoolium,
- Laminaadist lõigatakse (skalpelliga) välja sobivad täiturid.



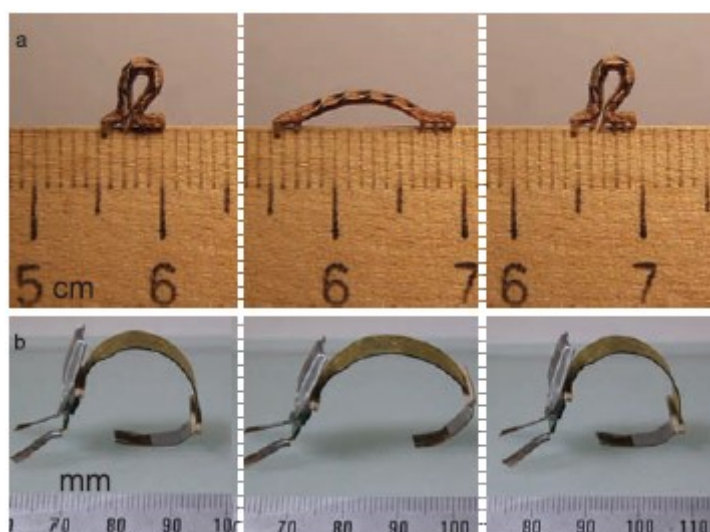
Joonis 7. Tekstiilile kantud tehislihase valmistamise sammud – (a) tikkimisraamile kinnitatud tekstiil, (b) tekstiilile pihustatud membraanikiht, (c) membraanile pihustatud elektrodikihid [13].

Sellist tekstiilile valmistamise meetodit on võimalik ära kasutada, et toota tarku tekstiile. Sellest tulenevalt antakse käesolevas töös panus, et demonstreerida tehislhaste potentsiaali olla targa tekstiili osa.

2.5 ICL-baasil valmistatud robotid ja seadmed

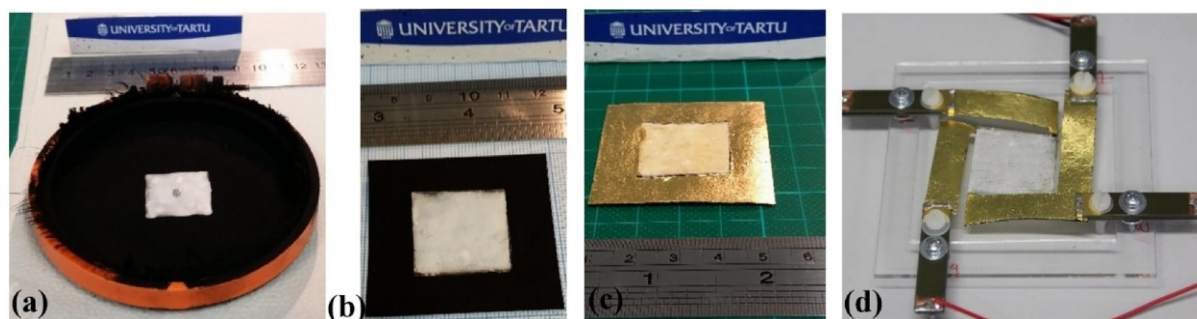
Tartu Ülikooli tehnoloogiasüsteemide instituut on ICL-il põhinevate tehislhaste jaoks loodud erinevaid seadmeid, mis kas jälgivad loomseid liikumisi või demonstreerivad tehislhaste tööd.

Näiteks loodi robotid, mis on suutelised ennast rööviku liikumist jälgendaval moel mööda erinevaid pindu edasi tõmbama (Joonis 8) [10].



Joonis 8. Rööviku liikumist jälgendav robot.

Samuti on Tartu Ülikooli IMS laboris süsteemi konstruktsioonelemendina ära kasutatud tehislhase membraanis olevat tekstiili. Selleks loodi nelja täituriga platvorm (Joonis 9), mille üksteisest sõltumatult juhitavad täituriid on omavahel ühendatud nende keskel oleva klaasfiiberkangaga. Seesuguse tehislhase eesmärk oli demonstreerida paralleelset manipulaatsioonisüsteemi, mida on võimalik kontrollida kolmes vabadusastmes [12].



Joonis 9. Nelja täituriga liikumisplatvorm – (a) raamile kinnitatud kangas, mis on kaetud elektrodikihiga, (b) raamist eemaldatud platvorm, (c) täitur peale kulla peale kandmist, (d) nelja täituriga platvormi lõpplahendus [10].

Tehtud tööde hulgas on ka erinevat laadi demonstratsiooniseadmeid. Kõige lihtsam neist on patareitoitel toimiv lülititega karp (Joonis 10), millega ühendatud tehislühast on võimalik kahe lüliti abil juhtida.

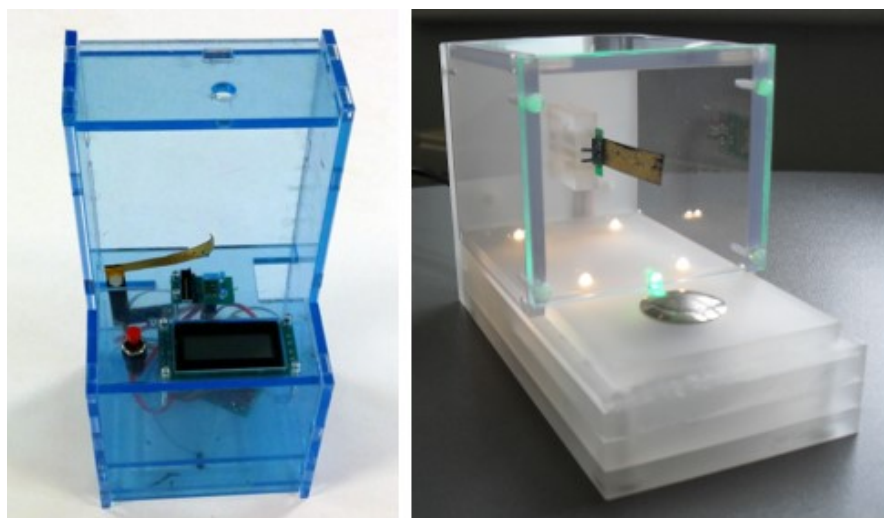


Joonis 10. Lihtne patareitoitega tehislühaste demonstratsiooniseade.

Seadme ühe lülitiga on võimalik toidet kas sisse ja välja lülitada või tehislühase elektroode omavahel lühistada. Lühistamine võimaldab tehislühase algseksse asendisse liigutada. Teise lülitiga saab muuta tehislühase paindumise suunda. Seadet kasutati tehislühase töö demonstreerimiseks aastal 2015 toimunud EuroEAP konverentsil Tallinnas [29].

Samuti on valmistatud erinevaid demonstratsioonistende, millest üks on aastal 2014 Raido Uudeli bakalaureusetöö raames loodud stend (Joonis 11, vasakul). Nimetatud seadmega on võimalik kindlaks teha tehislühase maksimaalne liigutuste arv selle liigutuste ulatuse alusel [11].

Teine demonstratsioonistend, mis on välja toodud joonisel 11 paremal, valmistas Tõnis Terasmaa. Demonstratsiooniseadmest valmis kaks erinevat eksemplari, millest üks asub TÜ ajaloomuuseumis. Pildil kujutatud seadme külge ühendatud tehislühast juhitakse *Raspberry Pi*-ga ning liigutamist on võimalik alustada nupuvajutusega.



Joonis 11. Raido Uudeli valmistatud stend (vasakul) [11], Tõnis Terasmaa valmistatud stend (paremal).

3 Valminud seade

Töö käigus valmis seade, mille eesmärk on targa tekstiilina valmistatud tehislihaste töö demonstreerimine. Seadet on võimalik tehislihase kui potentsiaalse targa tekstiili demonstreerimise eesmärgil esitleda erinevatel messidel, elektroaktiivsete polümeeride ja pehme robotika konverentsidel, muuseumides ja mujal.

3.1 Nõuded seadmele

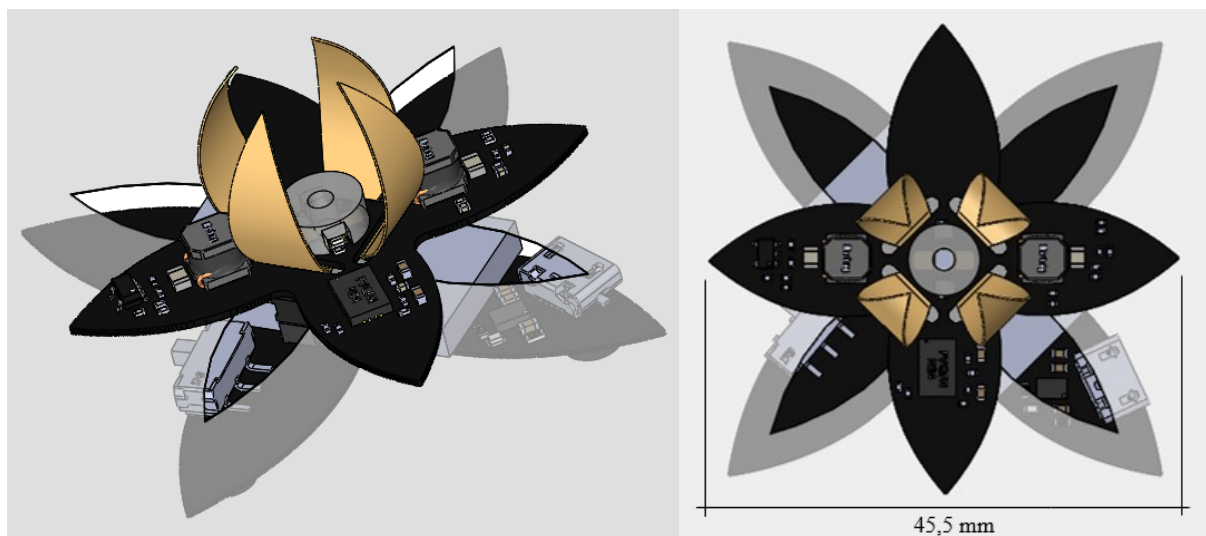
Seadme disainimisel seati sellele järgnevad nõuded:

- Demoseade peab olema esindusliku, ilusa ja meeldejääva disainiga,
- Seade peab demonstreerima tehislihast, mis on osa suuremast tekstiilist,
- Seade peab olema väike ja portatiivne,
- Seade peab olema konverentsidel välja jagamiseks sobilik,
- Seadme elektroonikalahendus peab vastama tehislihase disainile,
- Seadme elektrooniline lahendus peab tagama tehislihasele võimalikult suure töötssüklite arvu, ilma tehislihast rikkumata üleliigse soojuse eraldumise tõttu.

3.2 Seadme disain ja ülesehitus

Demonstratsiooniseadme juures on tähtis, et see oleks esinduslik ja meeldejääv. Kuna tehislihased on bio-inspireeritud, siis valiti lillele sarnanev disain. Samuti sooviti valida lahendus, mida ei ole varem rakendatud.

Seadmele valmistatud tehislihas matkib avanevaid ja sulguvaid kroonlehti lilleõies. Vastavalt tehislihase kujule disainiti ka lillekujulised elektroonikaplaadid. Joonisel 12 on näidatud valminud demoseadme disain.

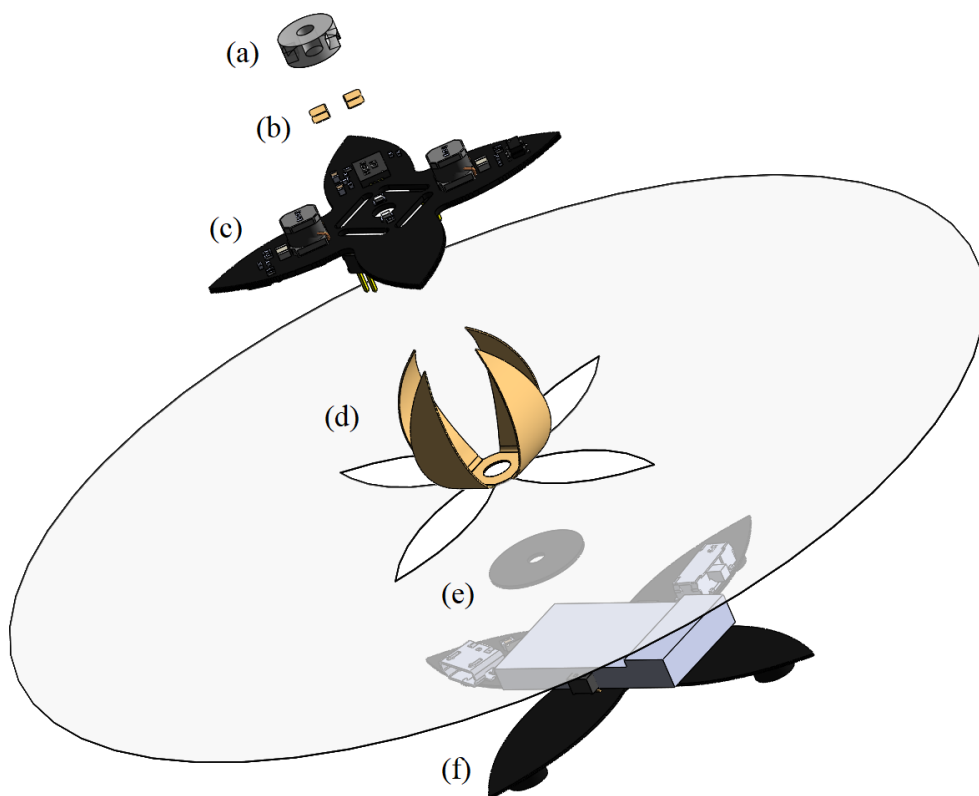


Joonis 12. Valminud demonstratsiooniseadme disain.

Demonstratsiooniseade koosneb siidile valmistatud tehislihasest ning selle juhtimiseks mõeldud elektroonikalahendusest. Kuna disainile seati nõue, et seade oleks kaasaskantav, siis toitub seade akust. Tegemist on aga väikeses skaalas elektroonikalahendusega ning välja tuli mõelda, kuidas ühendada seadmega aku nii, et see esinduslik välja näeks.

Selleks otsustati disainida kaks erinevat elektroonikaplaati, millest ühe eesmärk on tehislihase juhtimine ning teine on mõeldud toiteplaadiks. See võimaldas kinnitada aku seadme külge nii, et puuduvad juhtmetega ühendused ning aku ei kinnitu siidkanga külge.

Joonisel 13 on näidatud, kuidas ühenduvad seadme erinevad komponendid üksteisega.



Joonis 13. (a) Läbipaistev 3D-prinditud seib, millest kumavad läbi valgusdiodid, (b) kuldkontaktid elektroonika- ja tehislihasevahelise ühenduse tekitamiseks, (c) elektroonikaplaad tehislihase juhtimiseks, (d) siidraamile valmistatud tehislihas, (e) alumine seib, (f) akuga toiteplaat.

Tehislihase juhtimiseks mõeldud elektroonikaplaad (c) ühendub siidraamiga selle ülemisel poolel. Elektroonikaplaadis on piklikud avad, millest siidkanga küljes oleva tehislihase (d) kroonlehed läbi tulevad. Selline ühendamise viis aitab kaasa trükkplaadi korrektses asendis püsimisele. Plaadi ja tehislihase omavahelise elektrilise ühenduse tekitamiseks joodetakse elektroonikaplaadi külge kuldkontaktid (b). Seejärel kinnitatakse elektroonikaplaad ja siidkangal olev tehislihas omavahel poldiga kahe seibi abil (a, e). Pealne seib (a) on 3D-prinditud läbipaistvast materjalist, et sellest kumaks läbi valgusdiodid.

Toiteplaat (f), millele kinnitub aku, ühendub ülejäänud seadmega pistikute abil. Selleks on lisatud mõlemale elektroonikaplaadile piikribad, mis vastavalt omavahel ühenduvad. Seadme lauale asetamise võimaldamiseks lisati toiteplaadi alla kummist jalad.

Järgmistes peatükkides antakse ülevaade seadme jaoks valminud tehislühase valmistamismeetoditest, seadme elektroonikalahendusest ja selle püsivarast.

4 Tehislihase valmistamine

Kogu demonstratsiooniseadme aluseks on tekstiil, millele kanti elektroaktiivsed komponendid ja kinnitati elektroonikaplaat. Selleks valiti kommertsiaalselt saadaolev 10 cm läbimõõduga raamile pinguldatud siid (Pongé 05), mis on kujutatud joonisel 14.



Joonis 14. *Tehislihase valmistamise jaoks valitud siidraam (Ø10 cm).*

Tehislihase loomisel kasutati ära Tartu Ülikooli tehnoloogiainstituudis kasutatavat tootmistehnikat [12, 13] ning arendati seda edasi viisil, mis võimaldab valmistada tekstiili osana spetsiifilise kujuga täitureid. Seejuures on olulised kaks aspekti:

- Tekstiil, mis on tehislihase valmistusprotsessi käigus alusmaterjaliks, säilitab tehislihase koosseisus oma funktsiooni struktuurse komponendina ja tõmbetugevuse andjana,
- Ainult valitud osa tekstiilist muudetakse elektroaktiivseks, kasutades musterdamistehnikat.

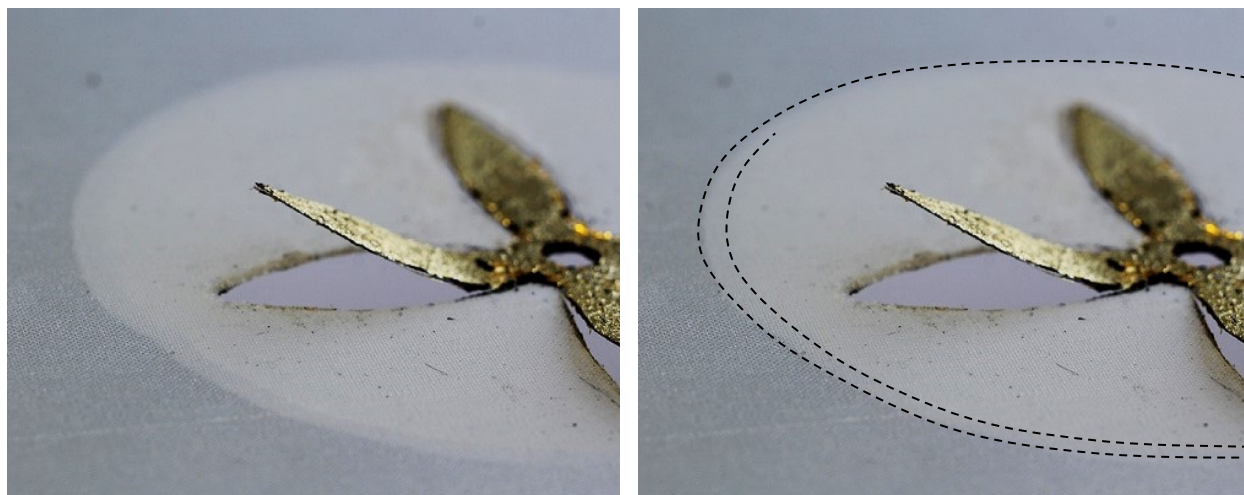
4.1 Membraan

Tehislihase valmistamise esimese sammuna loodi siidraamileioonjuhtiv membraan. Kuna tehislihas sooviti luua vaid väikesele osale siidraamist, kanti membraanilahus siidpinnale pintsliga.

Membraanilahus koosnes 1-etüül-3-metüülimidasoolium trifluorometaansulfonaadist (EMIM-Otf) ioonsest vedelikust elektrolüüdina, polü-(vinülideendi fluoriid-koheksafluoropropüleenist) (PVdF-HFP) polümeerse komponendina ja 4-metüül-2-pentanoonist (MP) lahustina [30].

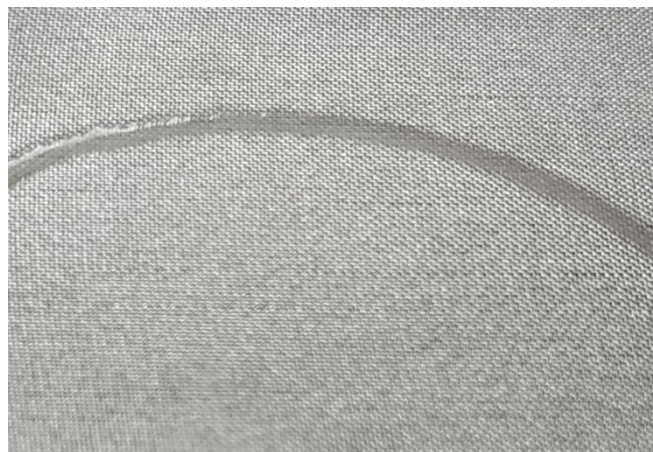
Membraanilahusega kanti siidile sobiva suurusega ringikujuline ala, mis seejärel lahusti aurustamiseks kuivatati. Peale esimest katset selgus aga, et ioonvedelikul on kalduvus mööda siidpinda laiali valguda ning tehislihasest eemale liikuda. Selle tagajärjel hakkab kunstlihas

kuivama ning oma liikumisvõimet kaotama. Ioonvedeliku laiali valgumist on näha joonisel 15, kus kuivanud mattvalge membraanala ümber on tekkinud ajaga üha laienev ioonvedelikurõngas. Ioonvedelikurõnga rõhutamiseks, on paremaloleval joonisel punktiirjoontega märgitud membraanala (sisemine joon) ja membraanalast eemalduv ioonvedelik (välimine joon)



Joonis 15. *Tehislihasest eemalduva ioonvedeliku rõngas siidile kantud membraani ümber.*

Tehislihasest ioonvedeliku lahkumise takistamiseks otsustati membraanala ümber luua silikoonist barjäärikiht. Uue tehislihase valmistamist alustati ringikujulise barjäärikihi siidile kandmisega. Barjäärikihi tekitamiseks kasutati ringikujulist plastikust petritassi. Petritassi servad kasteti vedela silikooni sisse ning seejärel vajutati see vastu siidi, tekitades kangale ringikujulise barjäärikihi (Joonis 16).



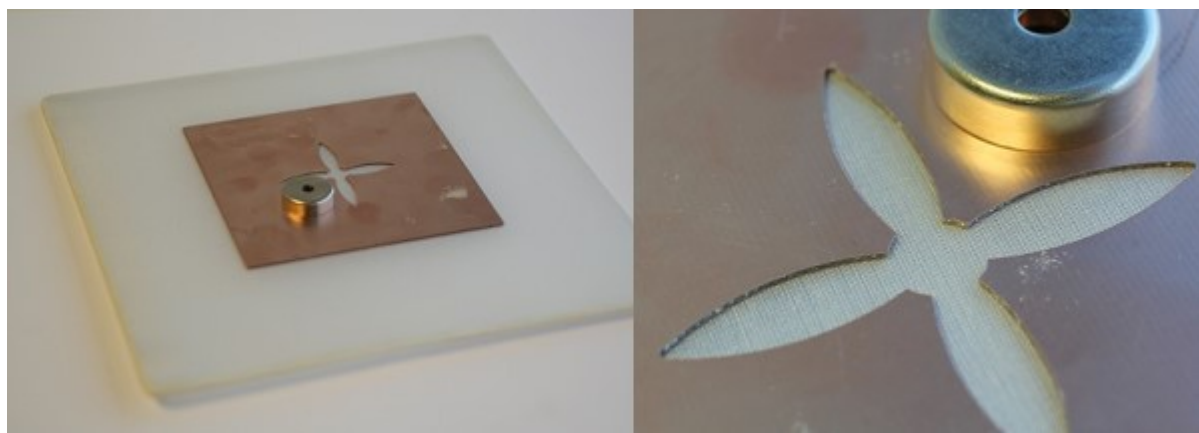
Joonis 16. *Silikoonist barjäärikiht.*

Peale barjäärikihi tahkestumist kaeti barjääriga piiratud siidala membraanilahusega.

4.2 Elektroodide pealekandmine

Järgmisena kanti membraani mõlemale poolele elektroodikihid komponentide suspensiooni pihustamise teel. Elektroodikihtide segu koosneb kõrge-eripinnalise tahma (BP2000, Cabot corp) suspensioonist EMIM-Otf (35 wt%) ja PVdF-HFP lahuses. Lahustina kasutati dimetüülatsetaamiidi (DMAc) [30].

Varasemalt välja töötatud meetodiga kantakse elektroodid membraanile kogu raamile kinnitatud kanga ulatuses [13, 30]. Kuna käesoleva bakalaureusetöö raames sooviti aga luua spetsiifilise kujuga tehislhas, tuli välja töötada viis, kuidas kanda elektroodid siidile vaid lilleõiekujulisele alale. Selleks disainiti stensiilid, millest on välja lõigatud sobiv lillekujuline ava (Joonis 17).



Joonis 17. Lillekujulise tehislhase valmistamiseks loodud stensiilid.

Stensiilid freesiti välja 0,5 mm paksusest trükkplaaditoorikust trükkplaadifreesiga LPKF Protomat S43. Valminud stensiile on võimalik kinnitada mõlemale poole siidraami kohakuti magnetite abil. Magnetid paigutati lille keskosale võimalikult lähedale, et vältida elektroodisegu voolamist stensiili äärte alla.

Järgmisena kanti stensiili poolt varjamata membraanala mõlemale küljele elektroodikihid. Selleks kasutati IMS laboris varem välja arendatud aerograafiga pihustamise tehnikat [12, 13, 30]. Elektroodisegu stensiilide alla voolamise vältimiseks kanti segu membraanile õhukeste kihtidena (2-5 kihti), mis enne iga uue kihi lisamist kuivatati.

Magnetite eemaldamisel selgus, et stensiile on võimalik eemaldada ilma elektroodide äärte lahti lõikamiseta ja kartuseta, et stensiil rebiks elektroodikihi membraanist lahti. Samuti ei valgunud mitmes järgus elektroodikihtide pihustamise tõttu elektroodisegu stensiili äärte alla ja tulemuseks olid selgelt piiritletud tehislhase elektroodid.

Järgmisel joonisel (Joonis 18) on välja toodud elektroodide pihustamine membraanile stensiili abil (vasakul) ning valminud tehislhas peale stensiili eemaldamist (paremal).



Joonis 18. *Elektroodide pihustamine membraanile (vasakul), valminud tehislhase kujund peale stensiili eemaldamist (paremal).*

4.3 Voolukollektori pealekandmine

Viimase sammuna kanti elektroodikihtidele voolukollektorist kuldfoolium (paksusega ~130 nm), mis suurendab kunstlihas pinna elektrijuhtivust ning võimaldab saavutada parema kontakti tehislhase ja elektroonikalahenduse kontaktide vahel [10, 12, 13, 21, 30].

Selleks paigutati varem mainitud stensiil valminud tehislhasega kohakuti ning elektroodid kaeti liimi rolli täitva membraanilahusega. Kuna nimetatud lahuse solvendid aurustuvad kiiresti, ei kinnitatud stensiili siidraamile magnetitega. Peale liimi pihustamist eemaldati stensiil ning tehislhasele kleebiti kuldfoolium.

Seejärel jäeti valminud tehislhas vaakumkambris üleöö kuivama. Peale kuivamist valmistati kunstlihas ette väljalõikamiseks. Selleks eemaldati üleliigne kuldfoolium skalpelli abil. Joonisel 19 on näha valminud tehislhas peale kullakihtide peale kandmist (vasakul) ning pärast üleliigse kulla eemaldamist (paremal).



Joonis 19. *Tehislhas peale kullakihtide peale kandmist (vasakul) ja pärast üleliigse kulla eemaldamist (paremal).*

4.4 Tehislihase välja lõikamine

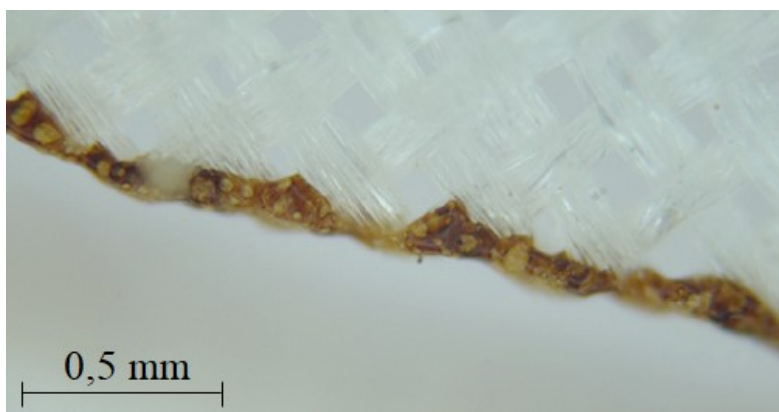
Tartu Ülikoolis kasutatava tehnikaga kantakse tehislihase membraan ja juhtivad elektroodid tekstiilile kogu raami ulatuses ning seejärel lõigatakse välja sobiva suurusega tükid skalpelli abil [13, 30]. Käesoleva bakalaureusetöö raames valmistatud tehislihasel on aga mittetraditsiooniline kuju, mistõttu skalpelliga lõikamine ei ole tootmise seisukohast skaleeruv lähenemine. Samuti ei ole lihtne saavutada tulemust, kus kõikide kroonlehtede ning siidkanga servad on peale lõikamist ühtlased. Joonisel 20 on kujutatud esialgne lahendus, kus õie kroonlehed lõigati siidist välja skalpelliga.



Joonis 20. *Skalpelliga välja lõigatud tehislihas.*

Et vältida ebaühtlaseid servi nii tehislihasel kui ka siidil, kasutati uudse lähenemisena membraani laserlõikust. Kuna Tartu Ülikoolis ei ole varem tehislihaste välja lõikamiseks laserlõikust kasutatud, tuli kõigepealt katsetada siidiga armeeritud membraani lõikamist, et näha, kuidas see laseriga lõikamisele reageerib. Samuti pidi välja selgitama sobivad laserlõikuse režiimid. Laserlõikuseks kasutati MLE-40 Full Spectrum laserit.

Testimise käigus selgus, et membraani lõikamiseks sobivad kõige paremini võimalikult kiire lõikus (100%) ja võimalikult madal võimsus (10%). Seesuguse lõikusega tagatakse, et siidi ei kõrvetata liialt ära. Alloleval joonisel (Joonis 21) on kujutatud mikroskoobi all tehtud pilt, millel on näha laseriga lõigatud siidikiud membraanis.



Joonis 21. *Membraaniga kaetud siidi serv mikroskoobi all peale laserlõikust.*

Pildilt on näha, et membraan on tahkudes siidi serval olevad kiud efektiivselt kokku liiminud, aga laserlõikusega ei ole siid ülemäära söestunud. Tehislihase lõikamisel on oluline vältida üleliigset söestumist, kuna süsiniku osakesed võivad põhjustada lühise tehislihase elektrootide vahel.

Seejärel disainiti tehislihase välja lõikamiseks kujund, mille kroonlehed on suuremad kui valminud tehislihasel. See tagab, et lõigatakse vaid ümbritsevat membraani, kuna polümeeri lõikamisega võivad selle sulamise tagajärjel tekkida elektrootide vahel lühised.

Enne tehislihase lõikamist graveeriti puitkiudplaadile lõigatav kujund (Joonis 22), mille abil joondati siidraam laseri alla nii, et tehislihas korrektsetest kohtadest välja lõigataks.



Joonis 22. Puitkiudplaadile graveeritud tehislihase kujund.

Viimasena paigutati siidraam graveeritud kujundile ning raamist lõigati välja tehislihase kroonlehed. Tulemusena valmis siidraami osana nelja liikuva kroonlehega tehislihas (Joonis 23), mille pindala on $\sim 4 \text{ cm}^2$.



Joonis 23. Valminud tehislihas.

5 Tehislihase juhtimiselektroonika

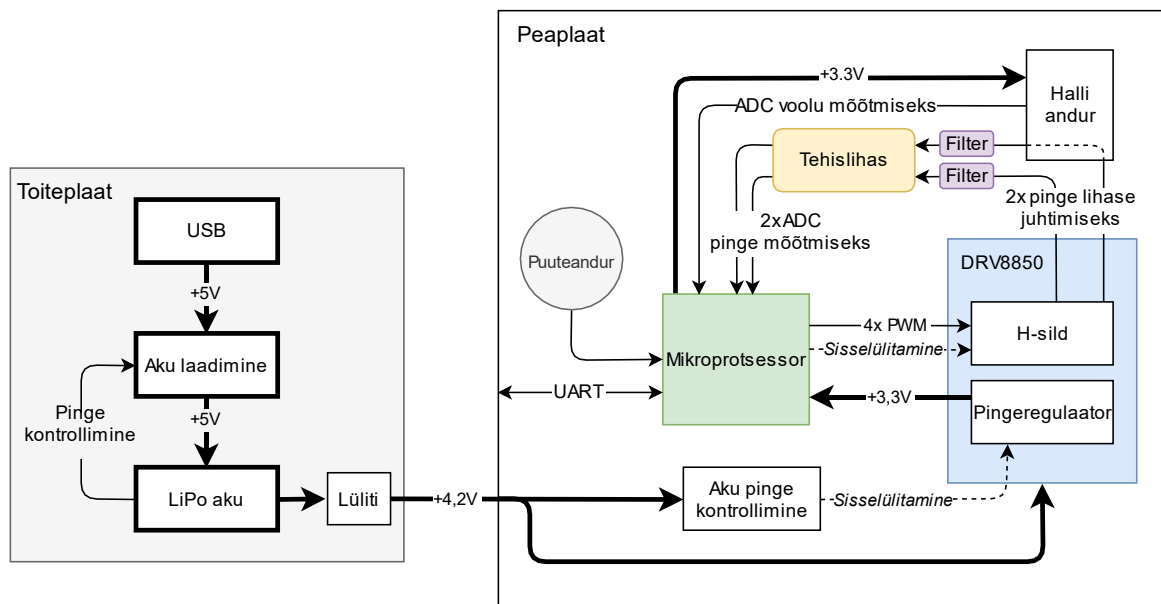
Luues ükskõik millise seadme elektroonikalahendust, tuleb arvestada sellele määratud nõuetega. Mõned nõuded võivad tuleneda seadme põhiotstarbest, teised tulenevad jällegi mehaaniliste lahenduste eripäradest. Seadmele seatud nõuetele tulenevalt on valminud elektroonikalahendus kujundatult järgmiselt:

- Kuna seade võiks olla portatiivne, peab see olema akutoitega,
- Kuna demonstratsiooniseade peab olema konverentsidel välja jagamiseks sobilik, siis:
 - Seadme akut peab olema võimalik laadida ilma lisaseadmeid kasutamata,
 - Seade peab võimaldama manuaalset sisse/välja lülitamist,
 - Seade ei tohi selle kasutamiseks nõuda eriväljaõpet
- Demoseadme elektrooniline lahendus peab tagama täiel määral tehislihase ressursi kasutust, ilma tehislihast üleliigse soojuse eraldumisega kahjustamata. Seejuures võiks seade võimaldada liigutada tehislihaseid võimalikult kiiresti. Siit lähtuvalt:
 - Peab elektroonikalahendus võimaldama kontrollida tehislihast konstantse voolu abil,
 - Peab elektroonikalahendusega olema võimalik mõõta tehislihase pinget
- Valminud tehislihase pindala on $4-5 \text{ cm}^2$, mis tähendab, et arvestada tuleb maksimaalse vooluga, milleks on umbes 500 mA,
- Demoseadme disainile lähtuvalt oli vajadus disainida keerulise kujuga elektroonikaplaadid, mille komponentide paigutus on võrreldes tavalise nelinurkse plaadiga raskendatud.

Funktsionaalsuse järgi saab demonstratsiooniseadme elektroonikalahenduses välja tuua mitu põhisõlme:

- Seadme toitelahendus, mis koosneb akust, selle laadimiselektroonikast ja kaitsest,
- Mikrokontroller, mis juhib kogu elektroonikalahenduse tööd,
- Tehislihase juhtimiselektroonika, mis koosneb H-silla mikroskeemist ja voolu siluvatest filtritest,
- Tehislihast läbiva voolu mõõtmine, mille jaoks kasutatakse Halli vooluandurit,
- Mikrokontrolleri toite reguleerimine,
- Mahtuvuslik puuteandur seadme aktiveerimiseks.

Riistvaraliselt on elektroonikalahendus jaotatud kaheks plaadiks: toiteplaat ja põhiplaat. Toiteplaadile on paigutatud aku, selle laadimiselektroonika ja seadme pealüliti. Tehislihase juhtimiselektroonika ning aku kaitseelektroonika asetsevad peaplaadil. Elektroonikalahenduse blokkdiagramm on kujutatud joonisel 24.



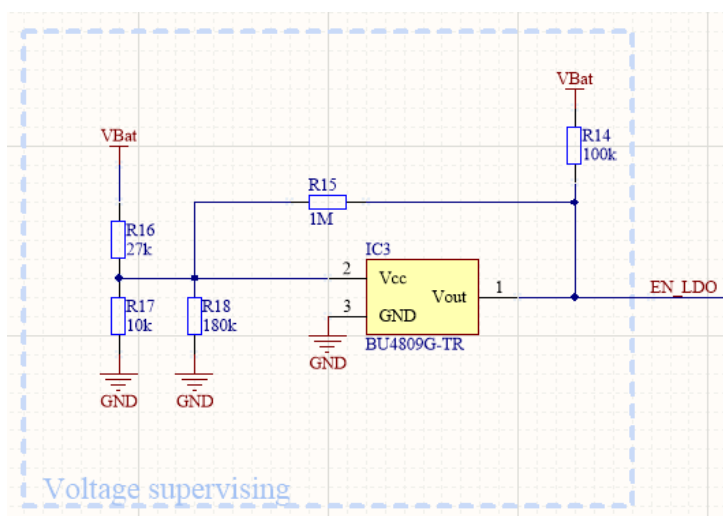
Joonis 24. Elektroonikalahenduse blokkdiagramm.

Valminud elektroonikalahendus on esitatud lisas number 1.

5.1 Toitelahendus

Demonstratsiooniseadme toitmiseks kasutatakse üheelemendilist LiPo akut. Lähtuvalt maksimaalsest vajalikust tehislhase voolust (500 mA) ja seadme suuruse piirangutest, valiti seadme toiteks 85 mAh mahtuvusega aku. Valitud aku võimaldab kõige nõudlikumal režiimil liigutada tehislhast umbes 10 minuti jooksul.

LiPo akude maksimaalne pinge on 4,2 V ning akut peetakse täielikult tühjaks, kui aku pinge on langenud umbes 3,0 V peale. LiPo tüüpi akusid võib jäädavalt kahjustada, kui selle pingel lasta langeda alla 3,0 V [31]. Kuna seadme kasutamine ei tohi nõuda eriväljaõpet, siis lisati seadmele aku kaitse, mis ei lase LiPo akut liigselt tühjendada, kui seadet ei lülitata välja. Selleks on peaplaadile lisatud pingedetektor (Joonis 25).



Joonis 25. Elektroonikaskeem aku pinge kontrollimiseks.

Toitepinge langemisel võib tekkida olukord, kus tarbimise tõttu langeb akupinge skeemi lävipingest madalamale ning pingedetektor lülitab tarbimise välja. Samas võib peale tarbimise väljalülitamist aku pinge uuesti üle hüstereesi ülemist nivood tõusta. See tähendab, et aku tühjenemisel võib selle tekkida toite ostsilleerimine. Selle vältimiseks moodustati takististest koosnev positiivne tagasisideahel, mis suurendab kogu skeemi hüstereesi 280 mV peale.

Et vältida väliste laadijate vajalikkust, lisati seadmele aku laadimise funktsionaalsus, mis võimaldab akut USB ühendusega laadida. Selleks on plaadile lisatud USB mikro-B tüüpi pistikupes.

[illegible]

Aku laadimiseks on toiteplaadil laadimiskontroller MCP73832T-2. Valitud mikroskeem on mõeldud 4,2 V liitiumakude laadimiseks 15 – 500 mA vooluga [33]. Laadimisvoolu määrab PROG jala ja maanduse vahele ühendatud takisti (R2). MCP73832T-2 andmelehes [33] on ette antud valem, millega saab arvutada nimetatud takisti väärtuse teatud laadimisvoolu seadistamiseks:

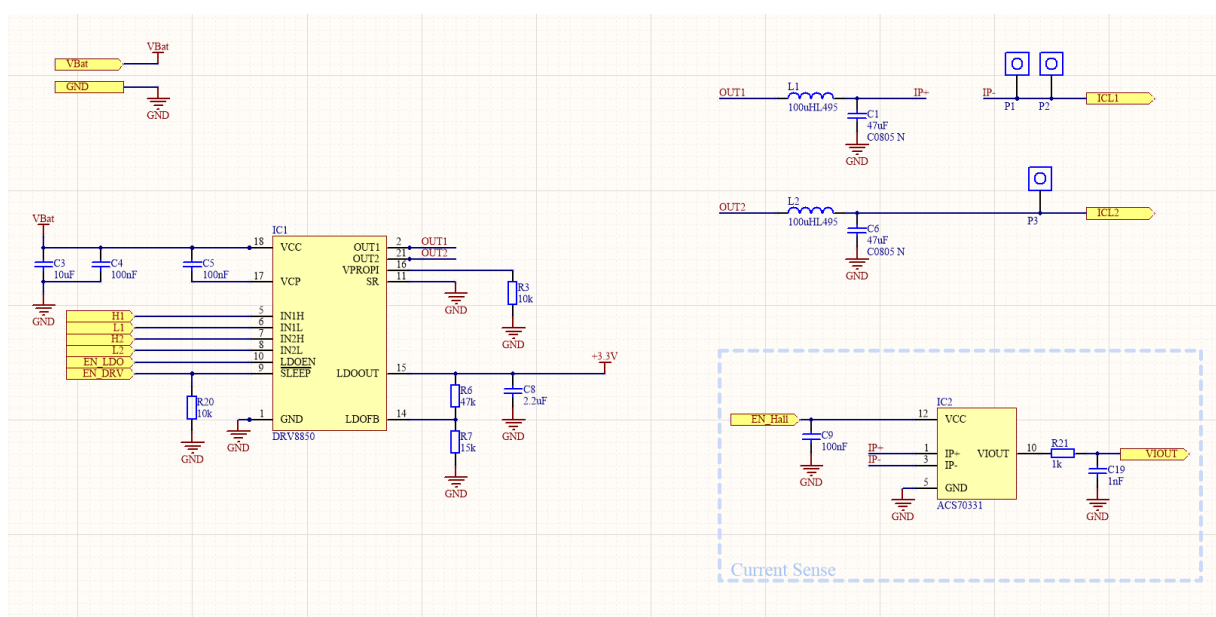
Toiteplaadil on laadimisvool määratud 45 mA peale, millele vastab takisti R2 väärtus 22 kΩ. Et anda märku aku täis saamisest, on mikroskeemil olemas staatuseindikaatorjalg, millega on ühendatud valgusdiodid. Valgusdiodid põleb nii kaua, kuni akut laetakse ja kustub, kui aku saab täis.

5.2 Mikrokontroller

Elektroonika juhtivkomponent on mikrokontroller, milleks on valitud Atxmega128A4U. Protsessor valiti tuttava arhitektuuri ning AWeX (*advanced waveform extension*) olemasolu tõttu. AWeX võimaldab mikroprotsessori ühe *timeriga* tekitada kaks PWM-i, mis on omavahel vastasfaasis [34].

5.3 Tehislihase juhtimine

Tehislihase ressursi säästmiseks valiti selle juhtimiseks alalisvooluga juhtimismeetod. Siinjuures ei anta pulsilaiusmodulatsiooniga signaali otse tehislihase kontaktidele, vaid läbi LC-filtrite. Joonisel 27 on välja toodud tehislihase juhtimise elektroonikaskeem.



Joonis 27. Tehislihase juhtimise elektroonikaskeem.

Tehislihase juhtimiseks on elektroonikalahendusse valitud täissild-pingevaheldi DRV8850 [35] (joonisel IC1). Tehislihast juhtivat H-silda on võimalik välja lülitada mikrokontrollerist. See võimaldab vähendada tehislihase liigutuste vahel seadme voolutarvet, et pikendada selle kasutusaega. Valitud mikroskeem võimaldab igat H-sillas olevat väljatransistorit individuaalselt juhtida. H-silla väljundid OUT1 ja OUT2 on ühendatud vastavalt filtritega L1C1 ja L2C6.

H-sild koos LC filtritega käitub sisuliselt nagu madaldav alalispingemuundur (*buck converter*), mis tekitab filtrite väljundites (väikese lülitusmüraga) alalispinge. Selle asemel, et kogu aku ja tehislihase pingete vahest tulenev võimsus eralduks tehislihase sisetakistuse peal, salvestatakse see energia ajutiselt induktiivpooli ja antakse tagasi pulsilaiusmodulatsiooni teisel poolperioodil.

LC-filtri pooli induktiivsus valiti nii, et see tagaks piisavalt madala pooli säbarvoolu. Säbarvoolu amplituudil on maksimaalne väärtus, kui üks tehislihase elektrodidest on maandatud, pulsilaiusmodulatsiooni täituvus on 50 % ja tehislihas on laetud poole toitepingeni. Sellisel juhul saab seda esitada valemiga

$$I_{RA} = V_{bat} * \frac{T}{8 * L} \quad (5.2),$$

kus I_{RA} kujutab säbarvoolu amplituudi (*ripple current amplitude*), V_{bat} on akupinge, T on PWM-i periood ja L on pooli induktiivsus. Pulsilaiusmodulatsiooni sageduseks on valitud 80 kHz. Siit tulenevalt saab skeemis määratud komponentide väärtustega (halvimal juhul) säbarvoolu amplituudiks umbes 65 mA. See tähendab, et kui keskmine tehislihase vool on alla 65 mA, võib mõnel juhtumil muundamine toimuda ebaefektiivselt, kuna pooli vool võib vahetada suunda kaks korda iga perioodi jooksul.

Säbarvoolu vähendamiseks oleks võimalik kasutada suurema induktiivsusega poole, kuid siis muutub piiravaks faktoriks pooli suurus. Alternatiivina on võimalik kasutada H-silda, mis võimaldab kasutada suurema sagedusega pulsilaiusmodulatsiooni.

Filtrisse on lisatud ka kondensaator, mis silub tehislihasele langevat pinget. Sellest tulenevalt on ka tehislihase säbravool madalam kui pooli säbarvool. Kondensaatori peal kõikuva pinge suurus on võimalik leida valemiga:

$$U_{RA} = I_{RA} * \frac{T}{8 * C} \quad (5.3).$$

Võttes aluseks joonisel 27 olevad komponentide väärtused, saab pinge kõikumise amplituudiks 2,18 mV. Arvestades näiteks tehislihasega, mille sisetakistus on 5 Ω , saab tehislihase säbarvoolu amplituudiks:

$$I_{RA(ICL)} = \frac{2,18 \text{ V} * 10^{-3}}{5 \Omega} \approx 0,44 \text{ mA} \quad (5.4).$$

Lisatud filtri abil on võimalik hoida tehislihast läbiv vool ajas konstantsena, mis tagab väiksema soojuseralduse tehislihase jadatakistusel. Seesugune juhtimismeetod võimaldab pulsilaiusmodulatsiooniga juhtimisega võrreldes kas pikendada tehislihase eluiga (sama keskmise vooluga) või võimaldab tehislihast suuremate vooludega juhtida (sama keskmise võimsusega).

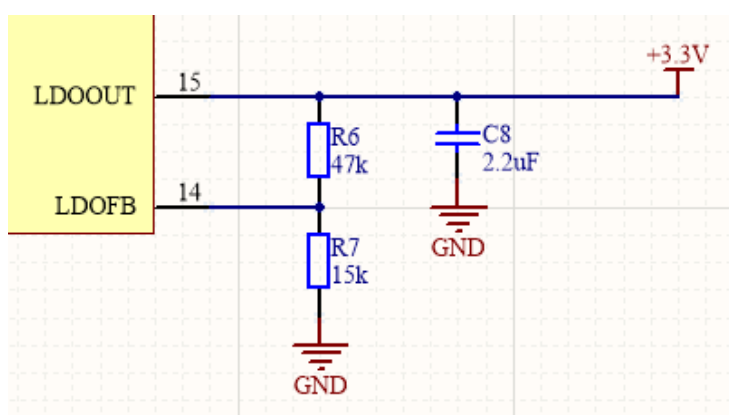
5.4 Tehislihast läbiva voolu mõõtmine

Tehislihase liigutuste kontrollimiseks mõõdetakse tehislihast läbivat voolu. Voolu mõõtmiseks valiti Halli andur (ACS70331). Halli andurid on voolu mõõtmise eesmärgil laialt kasutusel, kuna nende ülesehituse tõttu ei ole neil elektrilist ühendust mõõdetava ja mõõtvahela vahel.

Lisaks on Halli andurite hea omadus nende madal sisetakistus. Elektroonikalahendusse valitud Halli vooluanduri sisetakistus on $1,1\text{ m}\Omega$ ning andur on suuteline mõõtma voole vahemikus -2,5-2,5 A [36]. Vooluanduriga mõõdetud voolu alusel vastavalt suurendatakse või vähendatakse pulsilaiusmodulatsiooni täituvust, et tagada konstantse vooluga juhtimine.

5.5 Toitepinge reguleerimine

Kuna plaadi toiteks on valitud LiPo aku, mille pinge muutub ajas, siis tuli ülejäänud elektroonika jaoks pinge sobivaks reguleerida. Valitud H-silla mikroskeemis on olemas seadistatav pingeregulaator, mis võimaldas vältida eraldiseisva pingeregulaatori kasutamist. Mikrokontrolleri ja Halli voolutajur toituvad 3,3 V pingest, mida reguleeritakse DRV8850 abil (Joonis 28).

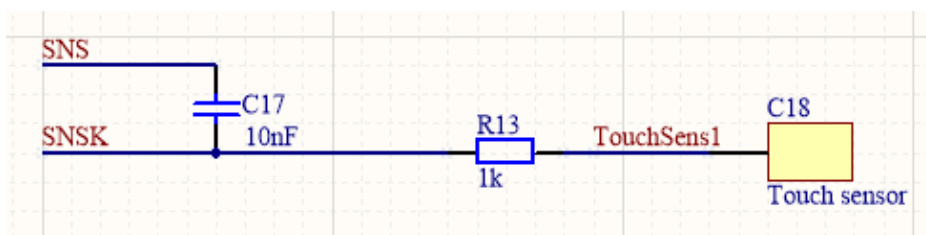


Joonis 28. Pinge reguleerimine H-silla mikroskeemis oleva pingeregulaatoriga.

Valitud lahendus on mugav, kuna pingeregulaatorit on võimalik sisse ja välja lülitada H-sillast eraldiseisvalt. Regulaatori sisselülitamissignaali on ühendatud akukaitse detektori väljundiga. Kuna H-silla sisselülitamissignaali (*enable*) antakse mikrokontrollerist ja Halli vooluandur toidub otse mikrokontrolleri IO-jalast, siis võimaldab antud lahendus aku tühjenemise korral efektiivselt terve skeemi toidet välja lülitada.

5.6 Mahtuvuslik puuteandur

Peaplaadile on lisatud mahtuvuslik puuteandur, mis võimaldab puudutusega tehislühase liigutamist alustada. Puuteanduri skeem on kujutatud joonisel 29.



Joonis 29. Mahtuvusliku puuteanduri skeem.

Mahtuvuslik puuteandur on üles ehitatud laengu ülekandmise põhimõttele. Selleks on skeemis väikese mahtuvusega (mõned pikofaradid) puuteandur C18, mille mahtuvus moodustub puutepadja ja skeemi maanduse vahel.

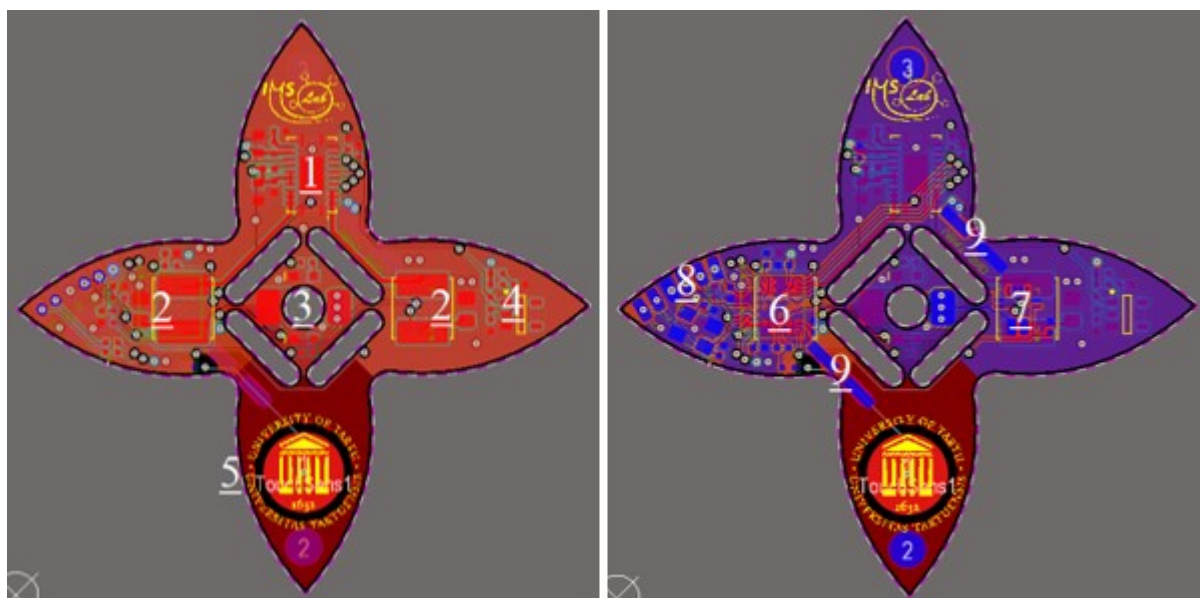
Puuteandur laetakse täis, rakendades SNSK (*sense key*) signaalile loogilist ühte ja SNS (*sense*) signaalile kõrge impedantsiga olekut. Seejärel tühjendatakse C18 suuremasse (antud juhul 10 nF) mahtuvusse, milleks on C17. Selleks viiakse SNSK signaal kõrge impedantsiga olekusse ja SNS signaalile rakendatakse loogiline null. Iga puuteanduri täitmise ja tühjendamise tsükliga suureneb C17-l olev pinge.

Mingi arvu tsüklite pärast muutub C17 pinge nii suureks, et mikroprotsessor tuvastab SNSK jalal kõrge oleku. Kondensaatori täitumiseks vajalike tsüklite arv sõltub puuteanduri ja C17 kondensaatori mahtuvuste suhtest ning lävendpingest. Mida suurem on anduri mahtuvus, seda vähem tsikleid on vaja, et täita kondensaator C17.

Inimese puudutus suurendab puuteanduri mahtuvust, mis tähendab, et C17 kondensaatori täitumine kiireneb. Siit tulenevalt tuvastatakse puudutus, kui kondensaatori täis laadimine võtab varasemast vähem aega.

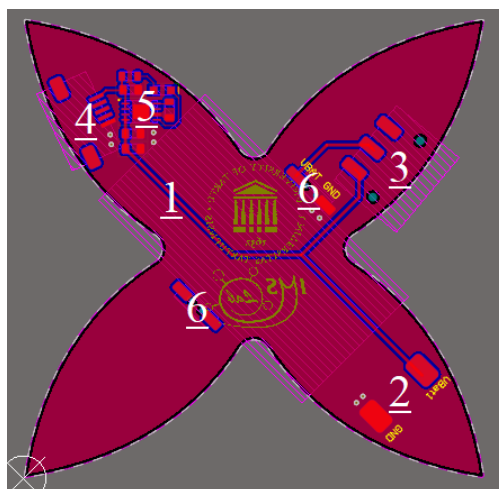
5.7 Elektroonikaplaatide disain

Joonisel 30 on kujutatud valminud peaplaadi tähtsamate komponentide asetused. Tegemist on neljakihilise plaadiga, mille signaalirajad jooksevad enamasti pealmisel ja alumisel kihil. Keskmistest kihtidest üks on mõeldud põhiliselt toite (akupinge ja 3,3 V) ning teine maanduse jaoks. Põhjalikum ülevaade plaadi disainist on antud lisa number 1.



Joonis 30. Triikkplaadi disain. Pealmine kiht (vasakul): 1 – H-sild, 2 – filtrid voolu silumiseks, 3 – padjad lihase külge kinnituvate kuldkontaktide jaoks, 4 – aku pinge detektor, 5 – mahtuvuslik puuteandur. Alumine kiht (paremal): 6 – mikrokontroller, 7 – Halli vooluandur, 8 – programmeerimise ja UARTi padjad, 9 – pistikud toiteplaadiga ühendamiseks.

Kuna valminud toiteplaat on lihtsama ülesehitusega kui peaplaat, koosneb see kahest kihist. Valminud trükkplaadi disain on kujutatud joonisel 31, millel on näidatud plaadil olevate komponentide paigutus.



Joonis 31. Toitelahenduse trükkplaadi disain. 1 - LiPo aku asukoht, 2 - aku kontaktide ühenduspadjad, 3 - lüliti peaplaadi toite välja lülitamiseks, 4 - Micro-B USB pesa, 5 - laadimiselektronika, 6 - pistikud peaplaadiga ühendamiseks.

5.8 Programmeerimisliidese plaat

Mikroprotsessori programmeerimise lihtsustamiseks loodi programmeerimisliidese plaat (Joonis 32), mis ühendub PDI-tüüpi programmeatoriga 2x3 piikriba pistiku abil.



Joonis 32. Programmeerimisliidese plaat.

Plaadile on joodetud vedrukontaktid, mis programmeerimise ajal vastu peaplaadil olevaid patju vajutatakse. Ühenduse tekitamise lihtsustamiseks on peaplaadil olevatele patjadele lisatud ka läbiviiguavad.

6 Püsivara

Seadme jaoks kirjutatud programmi peamine eesmärk on juhtida tehislihast konstantse vooluga, lülitades voolusuunda H-silla abil ümber vastavalt soovitud tehislihase liikumissuunale. Seadme jaoks loodud püsivara on kirjutatud C-keeles. Kogu programmi loogika kood on välja toodud lisa number 2.

Püsivara programmi loogika alamosad on:

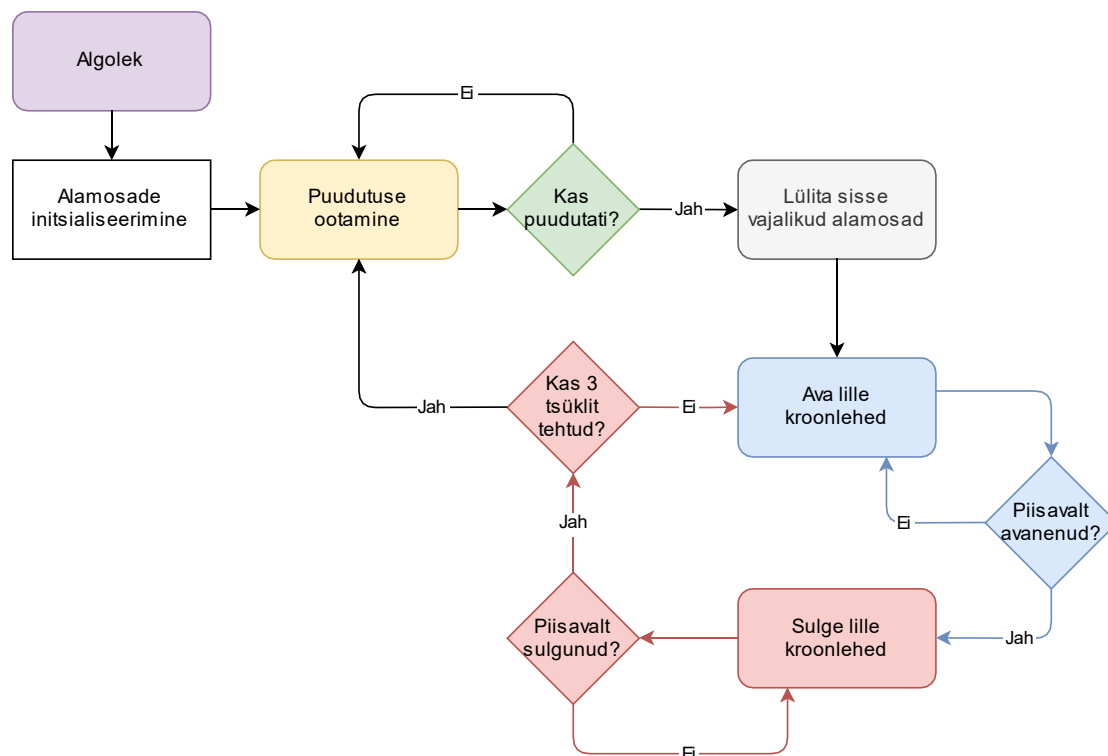
- Süsteemi seadistamine, kus määratakse kristalli kasutamine ja protsessori taktsagedus (32 MHz),
- ADC abstraktsioonikiht, mis võimaldab seadistada ja kasutada kolme erinevat analoog-digitaalkonverteri kanalit. Ühte neist kasutatakse Halli vooluanduriga mõõdetud voolu lugemiseks ja kahte tehislihase mõlema elektroodi pinge mõõtmiseks,
- Seadme testimiseks mõeldud UART-i abstraktsioonikiht, mis võimaldab seadistada jadaliidese ja mõõdetud tulemusi arvutisse saata,
- Taimeri baasil aja mõõtmine, millega on võimalik tehislihase liigutamist ajaliselt kontrollida.
- Pulsilaiusmodulatsiooni kontroll tehislihase juhtimiseks,
- Valgusdiodide juhtimisloogika,
- Puute tuvastamise jaoks lisatud mahtuvusliku puuteanduri kontroll-loogika,
- Olekumasin, mis puudutuse olemasolul käivitab tehislihase liigutamise kontroll-loogika,
- Põhiprogramm, kus initsialiseeritakse programmi loogika alamosad ning käivitatakse olekumasin.

6.1 Programmi loogika

Kuna demonstatsiooniseadme põhiülesanne on puudetundliku nupuvajutuse peale tehislihast liigutada, siis lühidalt võib programmi käitumist kirjeldada järgnevalt:

- Peale mikrokontrolleri käivitamist ja programmi alamosade initsialiseerimist jäädakse ootama puudutust,
- Kui kasutaja puudutab puudetundlikku nuppu, tehakse kolm tehislihase edasi-tagasi liigutamise tsüklit ning hakatakse ootama järgmist puudutust.

Joonisel 33 on välja toodud lihtsustatud programmi talitluse olekumasin.



Joonis 33. Programmilooika lihtsustatud blokkdiagramm.

Seadmele toite andmisel lülitatakse sisse vaid mikrokontroller, mis seadistatakse 32 MHz-se sagedusega töötamiseks. Sisse lülitamisel initsialiseeritakse programmis kõik alamosad ja jäädakse ootama mahtuvusliku puuteanduri puudutust. Selleks laetakse ja tühjendatakse protsessori kahe sisend-väljundjala ja puuteanduri vahele ühendatud kondensaatorit. Samal ajal mõõdetakse, kui kaua kondensaatori laadimine aega võtab, kusjuures puudutus tuvastatakse, kui kondensaatori täis laadimine võtab varasemast vähem aega.

Kuna voolutarbe vähendamise eesmärgil on ooteolekus H-sild ja Halli vooluandur välja lülitatud, siis puudutuse tuvastamisel lülitatakse esimesena nimetat komponendid sisse. Sisse lülitatakse ka ADC-d, mille abil kontrollitakse Halli vooluanduriga mõõdetud tehislihas läbiva voolu tugevust ning tehislihas kontaktidel olevat pinget. Halli anduri sisselülitamisel tehakse sellele ühe punkti kalibratsioon ehk jäetakse meelde nullvoolule vastav anduri signaal, et hiljem loetud näitudest seda lahutada.

Seejärel lülitatakse sisse mikroprotsessori pulsilaiusmodulatsioon. Kuna H-silla ülemised ja alumised transistorid peavad avanema kordamööda, siis on selle saavutamiseks mugav kasutada valitud mikrokontrolleris olevat AWeX moodulit (*advanced waveform extension*), mis võimaldab ühe taimeriga tekitada omavahel vastasfaasis olevad pulsilaiusmodulatsiooni signaalid. Pulsilaiusmodulatsioon on seadistatud töötamiseks sagedusel 80 kHz.

Programmi alguses kontrollitakse, kas tehislihas on tühjaks laetud. Vastasel juhul maandatakse selle elektrodid, et tehislihas tühjaks laadida.

Tehislihas liigutamiseks on kaks olekut: lille avamine ja lille sulgemine. Tehislihas painutamise ajal kontrollitakse mõlema oleku alguses ülevoolu. Ülevoolu tuvastamine tähendab, et tehislihas on tekkinud lühis. Lühist võib põhjustada tehislihas kahe elektroodi

kokku puutumine liigse paindumise tagajärjel. Ülevoolu korral lülitatakse välja tehislihase juhtimine ning oodatakse, kuni tehislihas on tühjenemise käigus lühisest vabanenud. Seejärel minnakse jälle puudutuse ootamise olekusse.

Ülevoolu puudumisel hakatakse tehislihast konstantse vooluga juhtima. Selleks reageeritakse voolumuutustele vastavalt pulsilaiusmodulatsiooniga. Vooluläveni ületamisel vähendatakse PWM-i täituvust ning alla vooluläveni langemist seda suurendatakse. Paralleelselt tehislihase liigutamisele pannakse pulsilaiusmodulatsiooniga vastavalt tehislihase liikumissuunale põlema ja kustu dekoratiivsed valgusdiodid.

Tehislihase laadimist kontrollitakse kahel viisil:

- Taimeriga, mis mõõdab, kui kaua tehislihast on liigutatud ning võrdleb seda ajapiiranguga,
- Kahe ADC-kanaliga, mille abil mõõdetakse ja võrreldakse tehislihase pinget vastavalt piirangule.

Tehislihase paindumise suund muudetakse vastupidiseks, kui üks kahest võrdlusest vastab tõele.

Kui on täidetud kolm avanemise-sulgumise tsüklit, lülitatakse mikroprotsessoriga välja Halli vooluandur, H-sild ning kogu tehislihase juhtimisloogika. Seejärel alustatakse uuesti mahtuvusliku puuteanduri kontrollimist.

7 Tulemused ja kokkuvõte

Käesoleva bakalaureusetöö käigus valmis demonstratsiooniseade, millega saab tehislihaseid tutvustada kui tarku tekstiile võimaldavat tehnoloogiat. Esimene valminud seade on kujutatud alloleval joonisel (Joonis 34).



Joonis 34. *Esimene valminud demonstratsiooniseade.*

Selleks arendati töö käigus välja meetodid, võimaldamaks luua tekstiili osana tehislihase. Tehislihase valmistamiseks arendati välja keerulise kujuga tehislihaste loomiseks sobilik musterdamismeetod. Et võimaldada skaleeruvat tehislihase tootmisprotsessi, pakuti uudse lähenemisena tehislihase välja lõikamiseks laserlõikust.

Seadmele valmis ka sobilik elektroonikalahendus, mis võimaldab suurendada tehislihase töötsükli arvu, vähendades selle sisetakistusel tekkivaid energiakadusid.

Valminud seadet on võimalik kasutada messidel, konverentsidel, muuseumides jne, et demonstreerida tehislihase tööd ja ülesehitust ning esitleda seda kui targa tekstiili osa. Samuti on töö käigus välja töötatud lahendusi võimalik tulevikus ära kasutada, et toota tehilihaste abil üha polulaarsust koguvaid pehmeid kantavaid roboteid.

Viited

- [1] I. A. Sahito, A. Khatir, „Smart and Electronic Textiles“, *Advanced Textile Testing Techniques*, pt. 12, lk. 295-314, 2017.
- [2] N. Lo, C. C. Chen, D. Lee, L. Yao, J. Lee, „Combining Textiles and Electronics: Market Trend and Laundering Testing Challenges of E-Textiles (IMPACT 2018)“, *13th International Microsystems, Packaging, Assembly and Circuits Technology Conference (IMPACT)*, Taipei, Taiwan, 2018.
- [3] W. Tong, C. Kan, H. Yang, „Sensitivity analysis of wearable textiles for ECG sensing“, *IEEE EMBS International Conference on Biomedical & Health Informatics (BHI)*, Las Vegas, USA, 2018.
- [4] A. J. Golparvar, M. K. Yapici, „Electrooculography by Wearable Graphene Textiles“, *IEEE Sensors Journal*, kd. 18, vlj. 21, lk. 8971-8978, 2018.
- [5] D. L. Presti, C. Massaroni, P. S. E. Schena, D. Formica, M. A. Capenero, G. D. Tomaso, „Smart textile based on FBG sensors for breath-by-breath respiratory monitoring: tests on women“, *IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications (MeMeA)*, Rome, Italy, 2018.
- [6] N. Fayazi, L. Frankel, „Designing Biologically Inspired Movements into the Esthetics of Interactive Artifacts“, *Proceedings of the Conference on Design and Semantics of Form and Movement - Sense and Sensitivity, DeSForM 2017*, pt. 25, lk. 337-356, 2017.
- [7] D. D. Rossi, F. Carpi, N. Carbonaro, A. Tognetti, E. P. Scilingo, „Electroactive polymer patches for wearable haptic interfaces“, *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, Boston, USA, 2011.
- [8] K. Kruusamäe, A. Punning, A. Aabloo, „Electrical Model of a Carbon-Polymer Composite (CPC) Collision Detector“, *Sensors*, 2012.
- [9] K. Kruusamäe, A. Punning, A. Aabloo, K. Asaka, „Self-Sensing Ionic Polymer Actuators: A Review“, *Actuators*, 2015.
- [10] Must, F. Kaasik, I. Põldsalu, L. Mihkels, U. Johanson, A. Punning, A. Aabloo, „Ionic and Capacitive Artificial Muscle for Biomimetic Soft Robotics“, *Advanced Engineering Materials*, Tartu, 2014.
- [11] R. Uudel, „Ioonsete tehislihaste demonstratsioonistend“, Tartu, 2014.
- [12] S. S. Nakshatharan, U. Johanson, A. Punning, A. Aabloo, „Modeling, fabrication, and characterization of motion platform actuated by carbon polymer soft actuator“, *Sensors and Actuators A: Physical*, Tartu, lk 87-97, 2018.

- [13] I. Baranova, „Ioonsete mahtuvuslike laminaatide masstootmismeetodi väljatöötamine“, Tartu, 2015.
- [14] F. Carpi, D. D. Rossi, „Electroactive polymer-based devices for e-textiles in biomedicine“, *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, kd. 9, vlj. 3, lk. 295-318, 2005.
- [15] H. Palza, P. A. Zapata, C. Angulo-Pineda, „Electroactive Smart Polymers for Biomedical Applications“, *Materials*, 2019.
- [16] H. Meng, J. Hu, „A Brief Review of Stimulus-active Polymers Responsive to Thermal, Light, Magnetic, Electric, and Water/Solvent Stimuli“, Hong Kong, lk. 859-885, 2010.
- [17] V. Vunder, M. Itik, I. Põldsalu, A. Punning, A. Aabloo, „Inversion-based control of ionic polymer–metal composite actuators with nanoporous carbon-based electrodes“, *Smart Materials and Structures*, kd. 23, nr. 2, 2013.
- [18] I. Must, F. Kaasik, I. Põldsalu, U. Johanson, A. Punning, A. Aabloo, „A carbide-derived carbon laminate used as a mechanoelectrical sensor“, *Carbon*, kd. 50, vlj. 2, lk. 535-541, 2012.
- [19] R. Kornbluh, R. Pelrine, J. Eckerle, J. Joseph, „Electrostrictive polymer artificial muscle actuators“, *SRI International*, California, 1998.
- [20] F. Kaasik, I. Must, E. Lust, M. Jürgens, V. Presser, A. Punning, R. Temmer, R. Kiefer, A. Aabloo, „In situ measurements with CPC micro-actuator using SEM“, Tartu, 2014.
- [21] A. Punning, K. J. Kim, V. Palmre, F. Vidal, C. Plesse, N. Festin, A. Maziz, K. Asaka, T. Sugino, G. Alici, G. Spinks, G. Wallace, I. Must, I. Põldsalu, V. Vunder, R. Temmer, K. Kruusamäe, J. Torop, F. Kaasik, P. Rinne, U. Johanson, A.-L. Peikolainen, T. Tamm, A. Aabloo, „Ionic electroactive polymer artificial muscles in space applications“, 2014.
- [22] B. Bhandari, G.-Y. Lee, S.-H. Ahn, „A review of IPMC material as actuators and sensors: Fabrications, characteristics and applications“, *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing*, Seoul, lk. 141-163, 2012.
- [23] T. Mirfakhrai, J. D. W. Madden, R. H. Baughman, „Polymer artificial muscles“, *materialstoday*, Texas, lk. 30-38, 2007.
- [24] L. Chang, Y. Liu, Q. Yang, L. Yu, J. Liu, Z. Zhu, P. Lu, Y. Wu, „Ionic Electroactive Polymers Used in Bionic Robots: a Review“, *Journal of Bionic Engineering*, Hefei, Xi'an, lk. 765-782, 2018.

- [25] I. Must, „Ionic and capacitive electroactive laminates with carbonaceous electrodes as sensors and energy harvesters“, Tartu, 2014.
- [26] G. Alici, A. Punning, H. R. Shea, „Enhancement of actuation ability of Ionic-type conducting polymer actuators using metal ion implantation“, *Sensors and Actuators B: Chemical*, kd. 157, vlj. 1, lk. 72-84, 2011.
- [27] I. Must, F. Kaasik, I. Põldsalu, L. Mikhels, U. Johanson, A. Punning, A. Aabloo, „Pulse-Width-Modulated Charging of Ionic and Capacitive Actuators“, *2014 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics*, Besacon, Prantsusmaa, 2014.
- [28] A. Punning, I. Must, I. Põldsalu, V. Vunder, R. Temmer, K. Kruusamäe, F. Kaasik, J. Torop, P. Rinne, T. Lulla, U. Johanson, T. Tamm, A. Aabloo, „Lifetime measurements of ionic electroactive polymer actuators“, *Journal of Intelligent Material Systems and Structures*, 2014.
- [29] „5th international conference on Electromechanically Active Polymer (EAP) transducers & artificial muscles“, *EuroEAP 2015*, Tallinn, 2015.
- [30] F. Kaasik, I. Must, I. Baranova, I. Põldsalu, E. Lust, U. Johanson, A. Punning, A. Aabloo, „Scalable fabrication of ionic and capacitive laminate actuators for soft robotics“, *Sensors and Actuators B: Chemical*, Tartu, lk. 154-163, 2017.
- [31] „Lipo (Lithium) Battery Safety Guide“, *iCharger NZ*, [Võrgumaterjal], [Kasutatud aprill 2019]. [Võrgumaterjal], [kasutatud aprill 2019]. <https://www.icharger.co.nz/buying/resources-faq/lipo-lithium-battery-safety-guide/>
- [32] ROHM, „Low Voltage Standard CMOS Voltage Detector ICs“, [Võrgumaterjal], [Kasutatud aprill 2019]. [Võrgumaterjal], [kasutatud aprill 2019]. <http://www.mouser.com/ds/2/348/bu48xxg-e-312775.pdf?src-supplier=Mouser>
- [33] Microchip, „Miniature Single-Cell, Fully Integrated Li-Ion, Li-Polymer Charge Management Controllers“ [Võrgumaterjal], [kasutatud aprill 2019]. https://cdn.sparkfun.com/assets/learn_tutorials/6/9/5/MCP738312.pdf
- [34] Atmel, Microchip, „8/16-bit Atmel XMEGA Microcontroller, ATxmega128A4U / ATxmega64A4U / ATxmega32A4U / ATxmega16A4U“, [Võrgumaterjal], [kasutatud aprill 2019]. http://ww1.microchip.com/downloads/en/DeviceDoc/Atmel-8387-8-and16-bit-AVR-Microcontroller-XMEGA-A4U_Datasheet.pdf
- [35] Texas Instruments, „DRV8850 Low-Voltage H-Bridge IC With LDO Voltage Regulator“ [Võrgumaterjal], [kasutatud aprill 2019]. <http://www.ti.com/lit/ds/symlink/drv8850.pdf>

- [36] Allegro, „High Sensitivity, 1MHz, GMR-Based Current Sensor IC in Space-Saving, Low Resistance QFN and SOIC-8 Packages“, [Võrgumaterjal], [kasutatud aprill 2019]. <https://www.digikey.ee/en/datasheets/allegromicrosystemsllc/allegro-microsystems-llcac70331datasheetashx>

Lisad

Lisa 1. Lõputööga koos on üles laetud .zip fail, mis sisaldab:

- Kogu elektroonikalahenduse Altiumi projekte
- Põhiplaadi ja toiteplaadi .pdf-kujul dokumentatsioonifaile

Lisa 2. Lõputööga koos on üles laetud .zip fail, mis sisaldab elektroonikalahenduse püsivara.

Lihtlitsents lõputöö reprodutseerimiseks ja üldsusele kättesaadavaks tegemiseks

Mina, Jane Saar,

1. annan Tartu Ülikoolile tasuta loa (lihtlitsentsi) minu loodud teose „**Demonstratsiooniseade tekstiilalusel ioonsetele tehisliahastele**“, mille juhendajad on Artur Abels ja Indrek Must, reprodutseerimiseks eesmärgiga seda säilitada, sealhulgas lisada digitaalarhiivi DSpace kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni.
2. Annan Tartu Ülikoolile loa teha punktis 1 nimetatud teos üldsusele kättesaadavaks Tartu Ülikooli veebikeskkonna, sealhulgas digitaalarhiivi DSpace kaudu Creative Commons'i litsentsiga CC BY NC ND 3.0, mis lubab autorile viidates teost reprodutseerida, levitada ja üldsusele suunata ning keelab luua tuletatud teost ja kasutada teost ärieesmärgil, alates **10.06.2022** kuni autoriõiguse kehtivuse lõppemiseni.
3. Olen teadlik, et punktides 1 ja 2 nimetatud õigused jäävad alles ka autorile.
4. Kinnitan, et lihtlitsentsi andmisega ei riku ma teiste isikute intellektuaalomandi ega isikuandmete kaitse õigusaktidest tulenevaid õigusi.

Jane Saar

Tartus, 20.05.2019