

TALLINNA TEHNIKAÜLIKOOL

Infotehnoloogia teaduskond

Thomas Johann Seebecki elektroonikainstituut

Aleks Koha

## **Biitsepsi elektromüogrammi visualiseerimine LED indikaatoril**

Bakalaureusetöö

Juhendaja: vanemteadur Rauno Gordon

Tallinn 2015

## Autorideklaratsioon

*Deklareerin, et käesolev lõputöö on minu iseseisva töö tulemus ning kinnitan, et esitatud materjalide põhjal ei ole varem akadeemilist kraadi taotletud. Kinnitan, et antud töö koostamisel on kõikide teiste autorite seisukohtadele, probleemipüstitustele, kogutud arvandmetele jmt viidatud.*

Kuupäev: 30.05.2015

Autor: Aleks Koha

.....

/allkiri/

# Lõputöö ülesanne

**Lõputöö teema:** Biitsepsi elektromüogrammi visualiseerimine LED indikaatoril

**Teema päritolu:** TTÜ Thomas Johann Seebecki elektroonikainstituut

**Lõputöö eesmärgid:** Visualiseerida biitsepsi elektromüogrammi LED indikaatoril, uurida biitsepsi koormuse ja elektromüogrammi keskmise pinge suhet

**Oodatavad tulemused:** Omada head ülevaadet elektromüogrammi olemusest. Valminud seade, mis visualiseerib biitsepsi elektromüogrammi LED indikaatoriga ning illustreerib EMG signaali kasulikkust elektroonika juhtimisel.

**Lahendatavad küsimused:** Kas lihase koormust saab määrata elektromüogrammi keskmise pingega? Kas LED indikaatoril on võimalik efektiivselt visualiseerida elektromüogrammi tugevust?

Bakalareuse töö kuulub kaitsmisele Tallinna Tehnikaülikoolis 15.06.2015

Üliõpilane: .....

/allkiri/

Juhendaja: .....

/allkiri/

Kinnitaja: .....

/allkiri/

Aleks Koha

# **Biitsepsi elektromüogrammi visualiseerimine LED indikaatoril**

Bakalaureusetöö

## **Annotatsioon**

Käesolev bakalaureusetöö käsitleb biitsepsi elektromüogrammi bioloogilist tausta, selle signaali visualiseerimist LED indikaatoril, mõõtmismetoodikaid, kasutusvaldkondi. Töö kuulub elektroonika ja bioonika valdkonda ning eesmärgiks on uurida biitsepsi elektromüogrammi rakendamist, lihase koormuse ning keskmisepinge omavahelist suhet ja valmistada seda illustreeriv seade.

Lõputöö on kirjutatud eesti keeles ning sisaldab teksti **30** leheküljel, **3** peatükki, **16** joonist ja **2** tabelit.

Aleks Koha

## **Vizualising the electromyogram of the biceps on a LED indicator**

Bachelor thesis

### **Abstract**

This bachelor thesis describes the biological background of the biceps electromyogram, vizualising the signal with a LED indicator, measuring methods for the signal, the uses for this signal. This thesis belongs to the field of electronics and bionics and its aim is to understand how the electromyogram can be used, ratio between the load of the muscle and the mean voltage of the electromyogram and to prepare an illustrating electronics system.

This thesis is in Estonian and contains **30** pages of text, **3** chapters, **16** figures and **2** tables.

## Lühendite ja mõistete sõnastik

LED	Valgusdiod/Light emitting diode
EMG	Elektromüogramm/electromyogram
sEMG/SEMG	Pinna elektromüogramm/Surface electromyogram
MMG	Magnetomüogramm/magnetomyogram
SQUID	Superconducting quantum interference device
ALS	Amüotroofiline lateraalskleroos/Amyotrophic lateral sclerosis
DoF	Liikumise vabaduseastmed/Degrees of freedom

## Jooniste ja tabelite nimekiri

<b>Joonis 1.</b> Põhjamaade esimene neurofüsioloogia labor ning elektromüogrammi mõõtmise seade. [20] .....	10
<b>Joonis 2.</b> Elektroodide tüübid mida kasutatakse invasiivses elektromüograafias. Hall ala tähistab mõõdetavat ala. [12] .....	14
<b>Joonis 3.</b> Täielik käe taastusravi eksoskelett. [16] .....	17
<b>Joonis 4.</b> Kahe erineva südamestimulaatori tööpõhimõte.[21] .....	19
<b>Joonis 5.</b> Näide EMG ostsillogrammist. [22] .....	20
<b>Joonis 6.</b> Diferentsiaalvõimendi. [24] .....	23
<b>Joonis 7.</b> Elektroodide paigutus ja diferentsiaalvõimendi kasutamine EMG signaali saamiseks. [25] .....	24
<b>Joonis 8.</b> Diferentsiaalvõimendi elektroodide ja eelvõimenditega. [25] .....	25
<b>Joonis 9.</b> Diferentsiaalvõimendi makett. ....	26
<b>Joonis 10.</b> Diferentsiaalvõimendi maketilt mõõdetud EMG biitsepsilt; div 500mV/500ms. ....	27
<b>Joonis 11.</b> Valmis makett – EMG diferentsiaalvõimendi ja LED indikaator koos Arduino UNO kontrolloriga. ....	28
<b>Joonis 12.</b> EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus graafikuna vasaku käe jaoks. ....	34
<b>Joonis 13.</b> EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus graafikuna parema käe jaoks. ....	36
<b>Joonis 14.</b> LED indikaatori tulemus ilma pingutuseta. ....	37
<b>Joonis 15.</b> LED indikaatori tulemus keskmise pingutusega. ....	38
<b>Joonis 16.</b> LED indikaatori tulemus tugeva pingutusega. ....	38
<b>Tabel 1.</b> EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus tabelkujul vasaku käe jaoks. ....	33
<b>Tabel 2.</b> EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus tabelkujul parema käe jaoks. ....	35

# Sisukord

1.	Sissejuhatus.....	9
1.1	Töö eesmärk ja ülesanded.....	9
2.	Ülevaade elektromüogrammist .....	10
2.1	Elektromüogrammiga seotud tähtsamad mõisted .....	11
2.2	Lihase aktiveerumise bioloogiline taust.....	11
2.3	Mõõtmise meetodid .....	12
2.3.1	Magnetomüograafia .....	12
2.3.2	Elektromüograafia.....	13
2.4	Kasutusala.....	15
2.4.1	Meditiin .....	15
2.4.2	Elektroonika juhtimine.....	17
2.5	Visualiseerimine ostilloskoobil .....	20
2.6	Kokkuvõte.....	21
3.	Meetodid .....	22
3.1	Diferentsiaalvõimendi.....	22
3.2	Mikrokontroller Arduino UNO.....	27
3.3	Mikrokontrolleri pingetaseme mõõdiku signaalitöötlus .....	29
3.4	EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte mõõtmine .....	31
4.	Tulemused.....	32
4.1	EMG keskmise pinge ja lihase koormuse mõõtmise tulemused .....	32
4.2	EMG visualisatsioon LED indikaatoriga .....	37
5.	Kokkuvõte.....	39
6.	Kasutatud kirjandus .....	40



# 1. Sissejuhatus

Enne infotehnoloogia ja elektroonika plahvatuslikku arengut olid inimeste kognitiivsed ja füüsilised võimed piiratud. Tehnoloogia kiire areng on võimaldanud seda rinnet laiendada, suudame infot vahetada teiste indiviididega, kes on tuhandete kilomeetrite kaugusel, saame vaadelda elektromagnetilise spektri osasid, mis palja silmaga võimalik ei ole, kontrollime mehaanilisi seadmeid, mis suudavad liigutada sadu tonne. Mida rohkem aeg edasi, seda rohkem inimkond rakendab tehnoloogiat looduse külge, looduse alla kuulub ka inimkond, seega rakendame tehnoloogiat enda peal.

Üks võimalus paljudest on elektromüogrammi (EMG) rakendamine. Informatsioon selle kohta millal ja kui tugevalt lihased aktiveeruvad on informatsioon, mida saab kasutada erinevates süsteemides. EMG kasutamine meditsiinis on laialt levinud, näiteks kasutatakse EMG-st saadud informatsiooni robootiliste proteeside kontrollimisel. [1] Samuti kasutatakse EMG-st saadud informatsiooni eksoskelettide arendamisel.

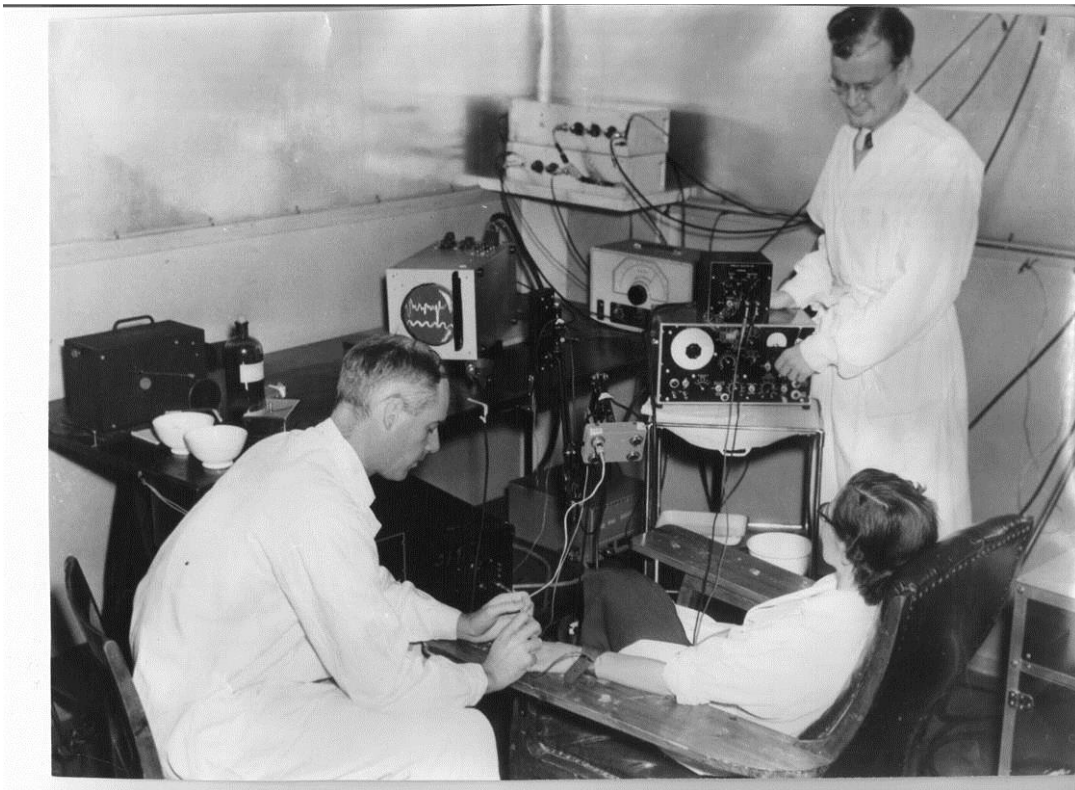
## 1.1 Töö eesmärk ja ülesanded

Töö eesmärgiks on visualiseerida biitsepsi EMG signaali kasutades indikaatoriteks LEDe ning uurida EMG signaali keskmise pinget ja lihase koormuse suhet. Sellest sõltub EMG signaali kasu elektroonikaseadmete juhtimisel.

Ülesanneteks on uurida EMG signaali olemust, EMG signaali keskmise pinget ja lihase koormuse suhet, ehitada toimiv seade, mis illustreerib EMGst saadud informatsiooni kasulikkust elektroonika juhtimisel.

## 2. Ülevaade elektromüogrammist

Aastal 1771 näitas Luigi Galvani, et lihaskiu elektrilise stimuleerimise tulemusena tõmbub lihas kokku. Aastal 1929 arendasid E. D. Adrian ja D. W. Bronk välja meetodi ühe lihase motoorse üksuse aktsioonpotentsiaali mõõtmiseks ning esimene moodne EMG masin ehitati Herbert Jasperi poolt aastal 1942 McGilli ülikoolis, Montrealis. [2] Põhjamaade esimene kliinilise neurofüsioloogia labor avati Rootsis aastal 1947 Eric Kugelbergi poolt, kes avastas koos Lisa Welandriga lihasehaiguse nimega Kugelberg-Welanderi haigus, nad kasutasid diagnoosimiseks algelisi elektromüogrammi mõõtmise seadmeid. [20]



**Joonis 1.** Põhjamaade esimene neurofüsioloogia labor ning elektromüogrammi mõõtmise seade. [20]

## **2.1 Elektromüogrammiga seotud tähtsamad mõisted**

Elektromüogramm mõõdab lihase elektrilist aktiivsust. Selleks, et paremini mõista lihase elektrilise aktiivsuse olemust tuleb uurida ka lihastega seotud mõisteid.

Närvirakku nimetatakse neuroniks. Neuronid kannavad edasi närviimpulsse. Nad on teiste rakkudega ühenduses signaalainete kaudu. Antud lõputöö raames on olulised motoorsed neuronid ehk motoneuronid. Tavaliselt on neuronis sooma, üks akson (kannab impulsi rakukehast eemale) ja dentiividid (juhivad impulsse rakukeha suunas). [3] Sünaps on kahe närviraku vaheline seos. Närviraku ja vöötlihasraku vahel olevat ühendust nimetatakse närvi-lihase ühenduseks. [4]

Närvi- ja lihasrakud suudavad levitada potentsiaalimuutust mööda rakumembraani, mille jooksul membraanipotentsiaal väheneb sekundi tuhandikosa ajaks üheaegselt. Seda muutust nimetatakse aktsiooni- ehk tegevuspotentsiaaliks või närviimpulsiks. [5]

Skeletilihased on vöötlihased, mis on kõõluste abil luudele kinnitunud. Mõned vöötlihased kinnituvad pehmete osade külge. [6]

## **2.2 Lihase aktiveerumise bioloogiline taust**

Selleks, et mõista lihase elektrilise aktiivsuse mõõtmist, tuleb uurida kuidas inimese lihased töötavad. Närviimpulsid esinevad kas tahtlikult või refleksiivselt. Vöötlihaste lihaskiudude kokkutõmbe ehk kontraktsiooni põhjustavad tavaliselt mööda aksoniharu levivad närviimpulsid, mis kanduvad lihasrakku närvi-lihase ühenduse kaudu. Igasse lihasrakku suubub üks aksonijätke. Selle ja lihasraku ühinemiskoht on motoorne lõpp-plaat. Selle erinevus sünapsiga seisneb selles, et motoorses lõpp-plaadis tekitab iga närviimpulss lihasimpulsi. Ühel aksonil võib olla isegi 2000 jätket, selle tulemusena võib üks aktsioonipotentsiaal peaaegu samal ajal tekitada kontraktsiooni. Motoneuron ja kõik

tema poolt kontrollitavad lihasrakud moodustavad niimoodi terviku ehk lihase motoorse üksuse. [7]

See on üks lihaseimpulss, üks impulss kestab väga vähe (kümned millisekundid). Lihase pidev kontraktsioon esineb selle tõttu, et need üksikud lihaskontraktsioonid liituvad sel moel üksteisega tugevaks pidevaks kontraktsiooniks, seda kutsutakse lihase tetanisatsiooniks. Luustiku lihaskiu tetaniseerimiseks vajatakse tavaliselt 10-200 impulssi sekundis, alati vastavalt lihaskiule. Peaaegu kõik meie liigutused on seda tüüpi, üksikuid lihastõmbeid esineb mõnede reflekside korral. [8]

See ongi lihase elektriline aktiivsus, mida soovime mõõta.

## **2.3 Mõõtmise meetodid**

Lihase elektrilise aktiivsuse mõõtmiseks kasutatakse peamiselt kahte meetodit: lihase närviimpulsi poolt tekitatud magnetvälja tuvastamine – magnetomüograafia (MMG) ning lihase närviimpulsi otsene mõõtmine – elektromüograafia (EMG).

### **2.3.1 Magnetomüograafia**

Magnetomüograafia printsiip seisneb selles, et lihaste aktiveerumisel tekib lihaseimpulss, mis omakorda tekitab nõrga magnetvälja. Seda nõrka magnetvälja on võimalik tuvastada ja sellest saadud informatsiooni rakendada. Esimene magnetväli, mis elus lihastest tuvastati oli pärit südamelihastest. Südame maksimaalne magnetväljatugevus oli umbes  $5 \times 10^{-7}$  G, see on miljondik maa magnetvälja tugevusest. [9]

Magnetomüogrammi (MMG) põhieelis on see, et tegemist on kontaktita ja mitte-invasiivse meetodiga. [10] MMG puhul ei ole küll kontaktidest tingitud häireid, kuid häired tekivad

naturaalselt esinevate või muude elektroonikaseadmete poolt tekitatud magnetväljade tõttu. Sellepärast peab MMG mõõtmiste sooritamisel olema hea varjestus.

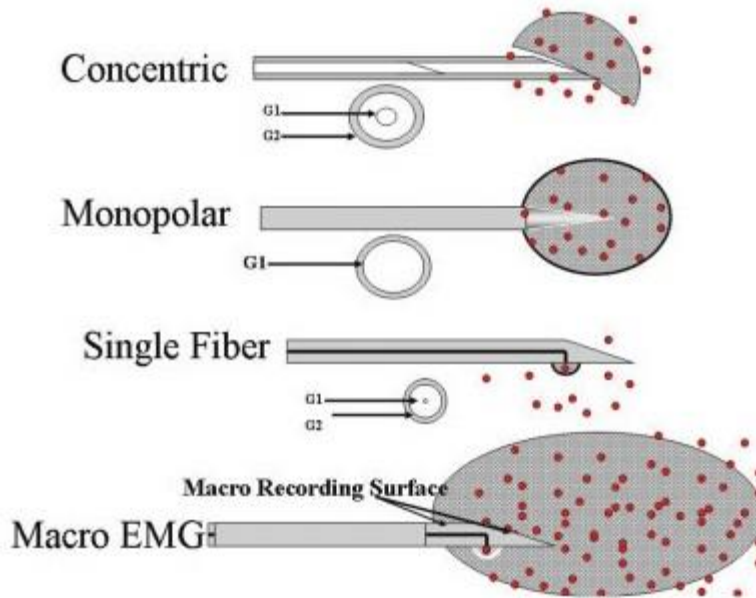
MMG miinuseks on see, et hetkel on selle mõõtmiseks vaja SQUID (superconducting quantum interference device) sensoreid. Kuna tegemist on ülijühiga, siis tuleb sensoreid pidevalt jahutada, mille tõttu on seade väga mahukas ja kulukas.

Magnetomüograafia on võrreldes elektromüograafiaga veel lapsekingades. Tulevikus, kui mõõteseadmete mõõtmeid suudetakse vähendada, siis selle rakendused muutuvad oluliselt praktilisemaks ja sellega kaasnevad hüved on tohutud.

### **2.3.2 Elektromüograafia**

Elektromüograafia on meetod kus mõõdetakse lihaseimpulssi otse lihase pealt. On kaks erinevat viisi kuidas seda teha: invasiivne meetod, kus sisestatakse nõelad otse lihasesse, ja mitteinvasiivne meetod, mis kasutab pinnaelektroode.

Invasiivse meetodiga sisestatakse ühekordne nõel lihasesse. Kasutatakse nelja tüüpi nõelu: konsentrilised, monopolaarsed, ühe lihaskiu jaoks ja makro EMG nõelu. [11]



**Joonis 2.** Elektroodide tüübid mida kasutatakse invasiivses elektromüograafias. Hall ala tähistab mõõdetavat ala. [11]

Nõela tüüp valitakse vastavalt sellele, mida täpselt soovitakse mõõta. Lihasesse sisestatud nõelad suudavad üpris täpselt mõõta lihase elektrilist aktiivsust, kuna aktiveeruva alaga on vahetu kontakt. Pinnaelektroodidega EMG puhul, millest tuleb juttu hiljem, on vahel veel nahk ja muud koed, mis häirivad signaali. Kõige rohkem kasutatakse kontsentrilisi ja monopolaarseid elektroode. Invasiivne meetod on rohkem levinud meditsiinis, kuna meditsiinis on täpsed tulemused väga olulised. [11]

Mitteinvasiivse meetodi puhul kasutatakse pinnaelektroode. Pinnaelektroodil on juhtiv kontakt ning spetsiaalne geel, mis vähendab naha takistust. Mitteinvasiivne meetod annab meile väga lihtsalt ligipääsu lihase füsioloogilistele protsessidele, mida saame rakendada elektroonikas. [12]

Mitteinvasiivse meetodi põhiprobleemiks on signaali häired ja müra, ehk informatsioon, mis ei pärine lihase aktiveerumisest. Kuna elektroodidelt mõõdetav pinge on mikrovoltides, siis tuleb seda võimendada, lisaks on vaja signaali töödelda, et

informatsiooni kätte saada. Probleem on selles, et võimendamisel, töötlemisel ja muudel vajalikel protsessidel tehakse seda ka häirete ning müraga. Häireid võivad põhjustada näiteks südamerütm või halb elektroodide kontakt nahaga. Selle meetodiga on häireid väga raske vältida, kuid vähem täpsemat signaali annab siiski töödelda ning see on väga kasulik erinevate kantavate seadmete juhtimisel. [13]

## **2.4 Kasutusala**

Mitteinvasiivse EMG (sEMG – surface/pinna EMG) kasutusala langevad põhiliselt meditsiini ja elektroonika juhtimise valdkonda. Meditsiinis kasutatakse EMG signaali haiguste diagnoosimiseks ning lihase uurimiseks. Elektroonika juhtimisel kasutatakse EMG signaali sisendina erinevatele elektroonikaseadmetele. Samamoodi nagu sammulugejad kasutavad inimese liikumise informatsiooni ja pulsimõõtjad kasutavad inimese südame aktiivsust, siis selles töös valmiv seade kasutab EMG signaali.

### **2.4.1 Meditsiin**

Nagu eelnevalt mainitud, siis meditsiinis kasutatakse peamiselt invasiivset EMG meetodit. Uurime erinevaid haigusi, mida tänu EMG-le on võimalik paremini mõista.

Üks kõige olulisemaid nendest on ALS (amyotrophic lateral sclerosis). EMG on ALSi diagnoosimise nurgakivi. Kuna tegemist on motoorsete närvirakkude haigusega ja EMG on meetod motoorsete närvirakkude uurimiseks, siis see informatsioon on diagnoosimise jaoks ülimalt tähtis. [14]

Treemor ehk lihasvärin on üks konditsioon, mida saab tuvastada EMG signaaliga. Treemori diagnoosiks saab kasutada ka sEMG meetodit. Mõõdetakse 4 sekundi pikkune periood ja loetakse treemori puhangute arvu selles perioodis. [14]

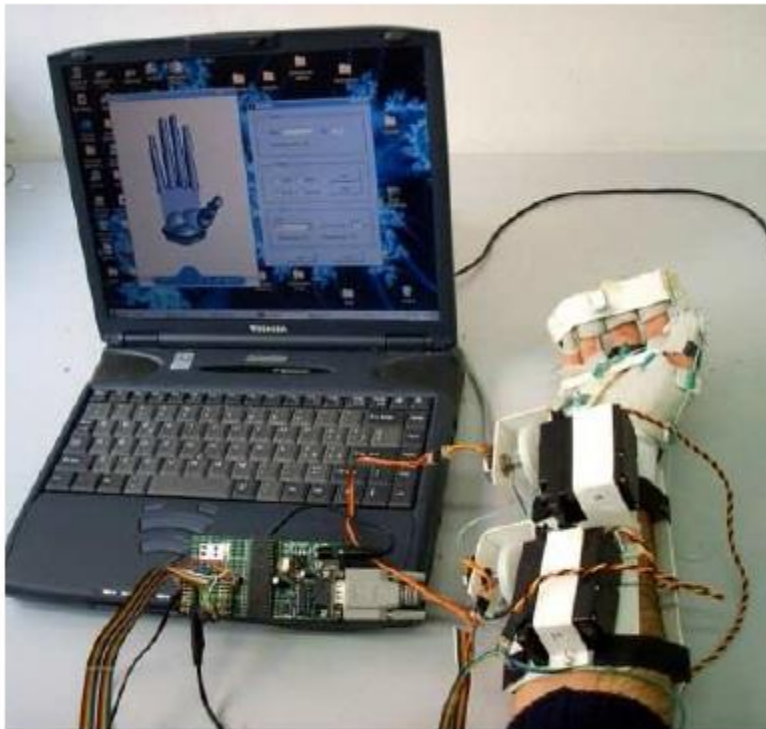
Kõigi lihaste aktiveerumisega seonduvate haiguste puhul on EMGst saadud informatsioon kasulik diagnoosi panemiseks.

Oluline valdkond on ka meditsiini ning elektroonika juhtimise kombineerimine. EMG signaalist pärinevat informatsiooni on võimalik kasutada robootilistes proteesides sisendina.

SEMG meetod on olnud ainus kontrollsignaal multifunktsionaalsete ülajäseme proteeside jaoks rohkem kui kuuskümmend aastat. Tänapäevased kommertsproteesid kasutavad ikka veel sEMG jaoks lihtsaid signaalitöötlus meetodeid, selle tõttu on nendel proteesidel maksimaalselt korraga kaks liikumise vabaduse astet (degrees of freedom – DoF). Suurema mobiilsuse jaoks on vajalik nende erinevate suunakombinatsioonide vahel ümberlülitust. Üldiselt on veel EMG poolt kontrollitavad proteesid arengu algstaadiumis; ainult üks neljast ülajäsemeta patsiendist kasutab sellist proteesi igapäevaselt. [15]

EMG signaali saab kasutada ka taastusravis. Taastusravi eesmärgiks on taastada kas osaliselt või täielikult ravitava jäseme funktsionaalsus. Tavaliselt taastusravi meetodika põhineb vigastatud jäseme liigutamisel, mida jälgib terapeut. Olenevalt juhtumist võib see protsess kesta kuid. Tavalise taastusravi meetodi rakendamiseks on vaja palju aega nii patsiendi kui ka terapeudi jaoks. Teine probleem on taastusravi maksumus, tavaliselt on see väga kallis. Selleks, et nendele probleemidele lahendust leida, on paljud robotika laborid alustanud projekte, mille põhieesmärgiks on disainida automaatseid või pool-automaatseid süsteeme taastusravi jaoks.[16] Kuna jäsemete töö baseerub lihastel, siis mängib EMG olulist rolli nende tehnoloogiate välja arendamisel.





**Joonis 3.** Täielik käe taastusravi eksoskelett. [16]

EMG rakendamine meditsiinis on levinud ning tegemist on väga kasuliku tehnoloogiaga, selle areng aitab inimesel paremini mõista meie lihaste tööd. Mida rohkem informatsiooni suudame signaalist eraldada, seda praktilisemaks muutub ka signaali rakendamine. Samuti peavad arenema sEMG mõõtmise meetodid ja riistvara, et oleks võimalik eraldada mitteinvasiivselt võimalikult palju informatsiooni.

#### **2.4.2 Elektroonika juhtimine**

Eelnevas peatükis juba põgusalt käsitleti EMG signaali poolt juhitud elektroonikat. Kuna EMG signaal esindab väga hästi lihase motoorikat ja kokkutõmbe tugevust, siis on EMG signaali kasutamine laialt levinud seadmetes, mis rakendavad inimese liikumist. Selleks on

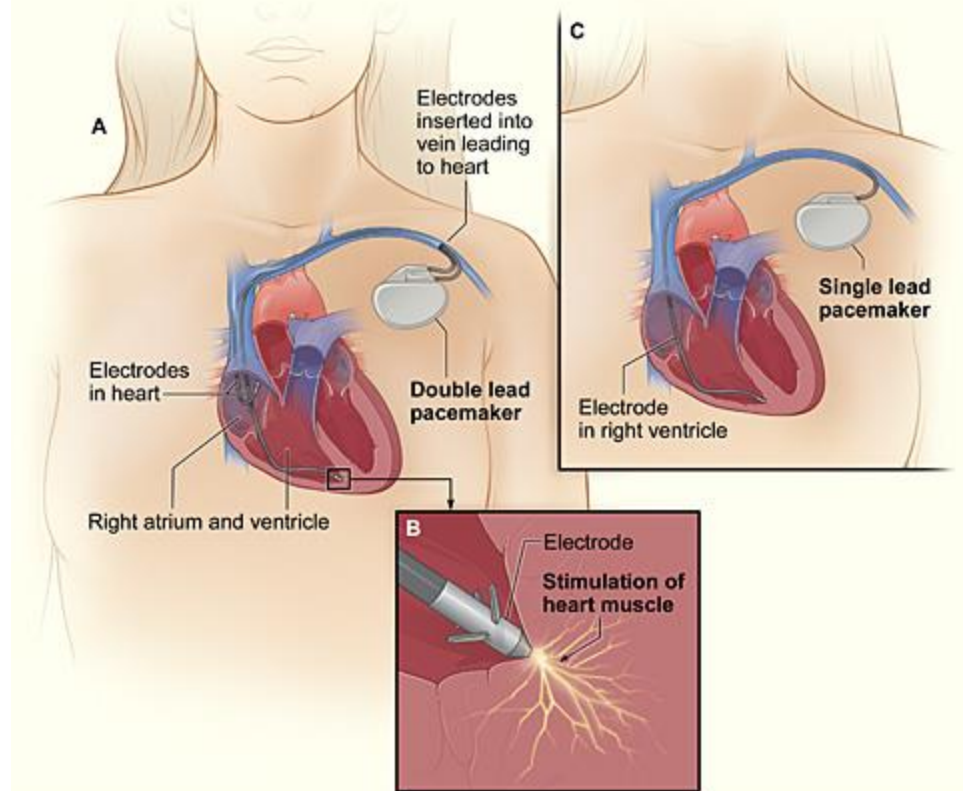
näiteks eksoskeletid, proteesid, targad riided ning kõik muud seadmed, kus lihase liikumise informatsioonist on kasu.

Sammulugejad kasutavad enamjaolt kiirenduse sensoreid, et tuvastada liikumist. Neid on aga lihtne segada, näiteks sammulugjat raputades on võimalik mõõdetud distantssi häirida. EMG ja kiirenduse sensori informatsiooni kombineerides oleks võimalik need häired eemaldada, sest EMG signaal annab meile täpselt teada millal ning kui tugevalt jalalihased aktiveeruvad.

Sellist sensorite kombineerimist kasutatakse ka arvutite kontrollimisel. Näiteks käe erinevate liigutuste tuvastamine ja selle informatsiooni kasutamine võimaldab inimestel naturaalselt arvutitega suhelda. Käe liigutuse tuvastamiseks mõõdetakse käe kiirendust ning EMG signaali lihastelt. Sensorite andmeid töödeldakse erinevate muustrituvastus algoritmidega. [17]

Targad riided on veel üks huvitav ja arenev tehnoloogiavaldkond. Targad riided on riided, kuhu on peidetud sensoreid erinevate parameetrite mõõtmiseks, ka siin kasutatakse EMG sensoreid. Nende eesmärgiks on luua märkamatuid seadeid, kust saadud informatsioon toetab inimesi ja parandab elukvaliteeti. Tulevikus mängivad targad riided suurt rolli inimese-masina vahelises suhtluses. [18]

Olulist rolli mängivad ka kahepoolse sidega seadmed. Eelnevalt sai käsitletud seadmeid, mis kasutavad EMG signaali sisendina, siis on ka võimalik, et seade saadab signaale vastu ja stimuleerib närvirakke. Hea näide sellest on südamestimulaatorid. Südamestimulaatorid jälgivad südamelihase tööd ning kui süda seiskub, tekivad rütmihäired või südamerabandus. Sellisel juhul saadab sisseehitatud defibrillaator südamelihasesse väikse elektriimpulsi, mis taastab südame töö. [19]



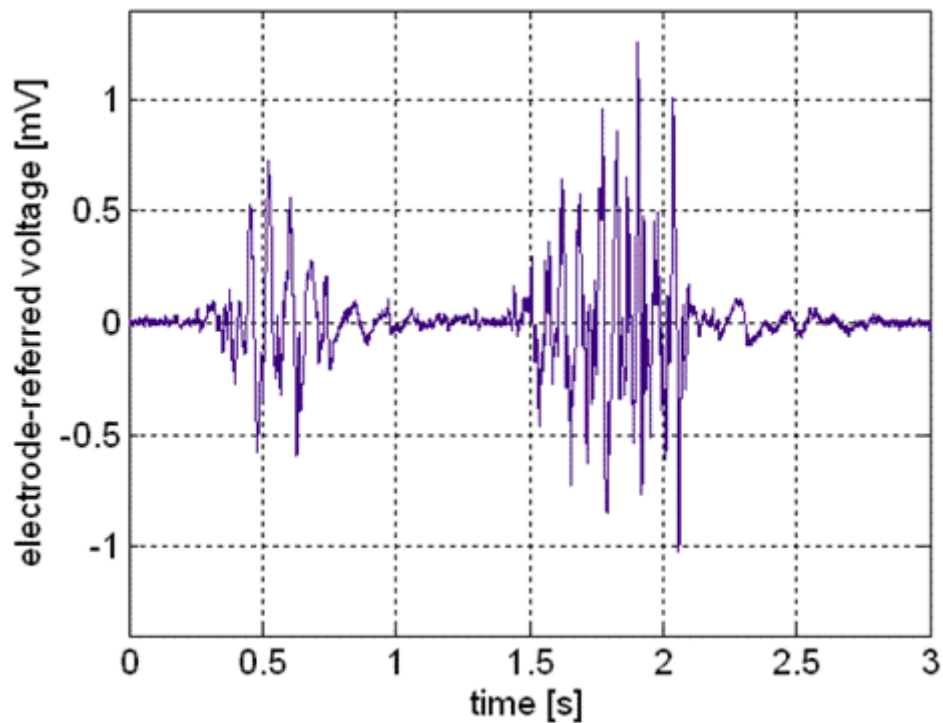
**Joonis 4.** Kahe erineva südamestimulaatori tööpõhimõte.[21]

EMG rakendamine elektroonika juhtimises ei piirdu ainult toodud näidetega. Rakendusi EMG signaalile on tohutult ja iga päevaga avanevad selles valdkonnas uued uksed. Lähitulevikus muutub see osaks meie igapäevaelust kui kasutame liigutustuvastusseadmeid koduelektronika juhtimiseks või kui jooksmas käime, saame lihaste töö kohta rohkem teada kui kunagi varem. Eriti oluliseks muutuvad kahepoolse sidemega seadmed, järjest rohkem arendatakse närvivõrgu ja elektroonika ühendamise tehnoloogiaid, mis avavad inimkonna jaoks täiesti uue maailma.

## 2.5 Visualiseerimine ostsilloskoobil

EMG visualiseerimine on oluline, sest see aitab oluliselt kaasa informatsiooni analüüsile. EMG tuvastamise algusaegadel lindistati signaal helina ning seda kuulati. Kuulmise järgi on võimalik eristada küll suuri muutusi, aga väiksemad anomaaliad jäävad tuvastamata. Ostsilloskoop võimaldab EMG signalist palju rohkem informatsiooni eraldada.

Nagu eelnevalt teame, siis lihase pideva kontraktsiooni puhul on lihasesse saadetud sadu impulsse.



**Joonis 5.** Näide EMG ostsillogrammist. [22]

Siit on lihase aktiivsuse kohta võimalik välja lugeda palju informatsiooni. Ühe signaali pulsatsiooni amplituud näitab kui tugev oli kontraktsioon. Võimalik on eraldada suuremaid kontraktsioone. Signaali põhjalikumal analüüsil on võimalik väga palju informatsiooni eraldada, aga antud töö keskendub ainult lihase kontraktsiooni tugevusele ja ajale.

## 2.6 Kokkuvõte

Antud peatükis analüüsisin EMG signaali olemust ja selle rakendamist. Tänu EMG arengule on võimalik diagnoosida raskeid lihashaiguseid, mis enne võimalikud ei olnud. EMG signaali kasutamine elektroonika juhtimisel on avanud täiesti uue maailma rehabilitatsiooni, robotika, aga ka kasutajaliideste jaoks. EMG uurimisega oleme saanud hulganisti uut informatsiooni lihaste toimimise põhimõtete kohta. Selle tõttu on võimalik ka arendada kahepoolse sidega seadmeid, mis mitte ainult ei võta informatsiooni vastu, vaid ka edastavad seda inimkehale. Müograafia areng üldiselt on oluline samm inimese ja masina vahelise ühenduse loomiseks.

Lisaks EMG olulisusele saime ka teada, et EMG signaali pinge sõltub otseselt lihase kontraktsiooni tugevusest ning lihase kontraktsiooni ajaline kestvus on vastavuses EMG signaali kestvusega. See teadmine on LEDidel põhineva visualiseerimise aluseks. Järgmises peatükis uurime vajalikke meetodeid selle saavutamiseks.

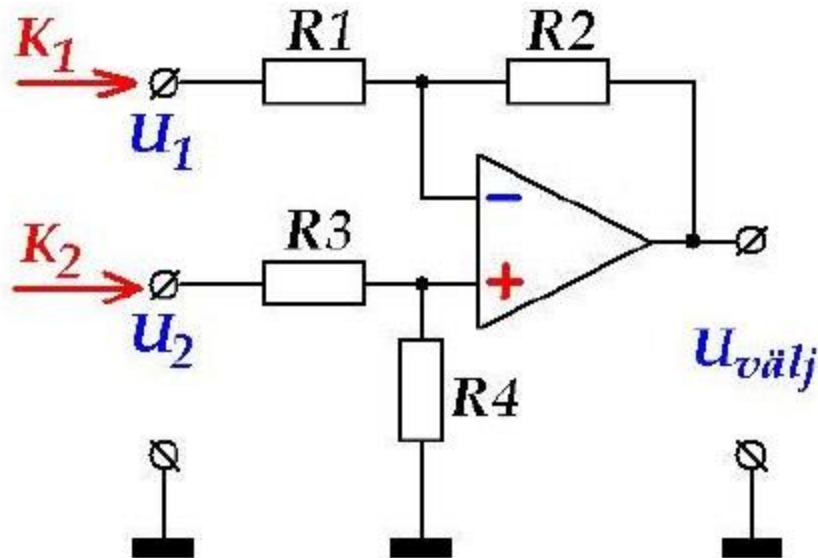
## **3. Meetodid**

Antud peatükis tutvume töö eesmärgi saavutamiseks vajaminevate meetoditega. Kõigepealt uurin EMG võimendamist diferentsiaalvõimendiga, kasutades kolme elektroodi. Kaks elektroodi, mille vahelist pinget võimendatakse, asuvad biitsepsil ning kolmas maanduselektrood asub küünarnukil. Võimendatud EMG signaal saadetakse töötlemiseks Arduino UNO kontrollerrisse, kus muundatakse saadud sisend kümne LEDiga segementindikaatori sisendiks.

Uurime keskmise pinget ning lihase koormuse vahelist suhet. Selleks tõstan erinevaid raskuseid 90 kraadise nurga all, mõõtes samal ajal ostsilloskoobiga diferentsiaalvõimendi väljundit.

### **3.1 Diferentsiaalvõimendi**

Diferentsiaalvõimendi on selline võimendi, mis võimendab kahe sisendi vahelist pinget vahet. Antud töö jaoks olulised kaks diferentsiaalvõimendi omadust on: suhteliselt hea immuunsus välise müra vastu ja hea sobivus madala pingega süsteemide jaoks. [23]



**Joonis 6.** Diferentsiaalvõimendi. [24]

Sean eesmärgiks signaali 500 kordse võimenduse. Lisaks pean arvestama, et R1 ja R3 takistused oleksid piisavalt suured, et diferentsiaalvõimendi sisend ei ületaks eelvõimendite poolt maksimaalset edastatavat voolu 10mA. Sean  $U_1 = 8V$ , R1 peal ning arvutan minimaalse lubatud takistuse (reaalsuses on pinged palju väiksemad, see on halvim võimalik stsenaarium) [25]:

$$U_1 = 8V; I_1 = 10mA$$

$$R_1 = 8V/10mA = 800 \Omega$$

Arvutan takistite väärtused superpositsiooni printsiibiga ning arvestan, et valin takistid nii, et kanalite ülekandegurid oleksid võrdsed ja miinimum R1 ning R3 väärtused on 800  $\Omega$  [24]:

$$U_1 = 0; U_2 = 0$$

$$K_1 = U_{\text{välj}}/U_1; K_2 = U_{\text{välj}}/U_2$$

$$K_1 = - (R_2/R_1)$$

$$K_2 = (R_4/(R_3+R_4))(1+R_2/R_1)$$

Kuna kanalite ülekandetegurid on võrdsed, siis:  $|-K_1| = K_2 = K_{dif}$  [24]

$$U_{välj} = K_{dif}(U_2-U_1); K_{dif} = R_2/R_1 \Rightarrow U_{välj} = (R_2/R_1)(U_2-U_1)$$

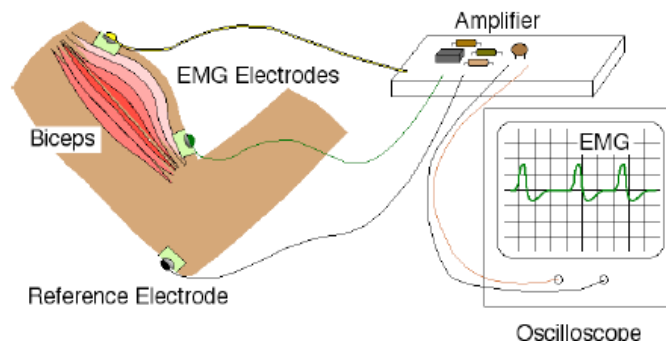
$$U_{välj} = 500(U_2-U_1) \Rightarrow 500(U_2-U_1) = (R_2/R_1)(U_2-U_1)$$

$$500 = R_2/R_1$$

$$R_1 = 2k \Omega; R_3 = 2k \Omega$$

$$R_2 = 1M \Omega; R_4 = 1M \Omega$$

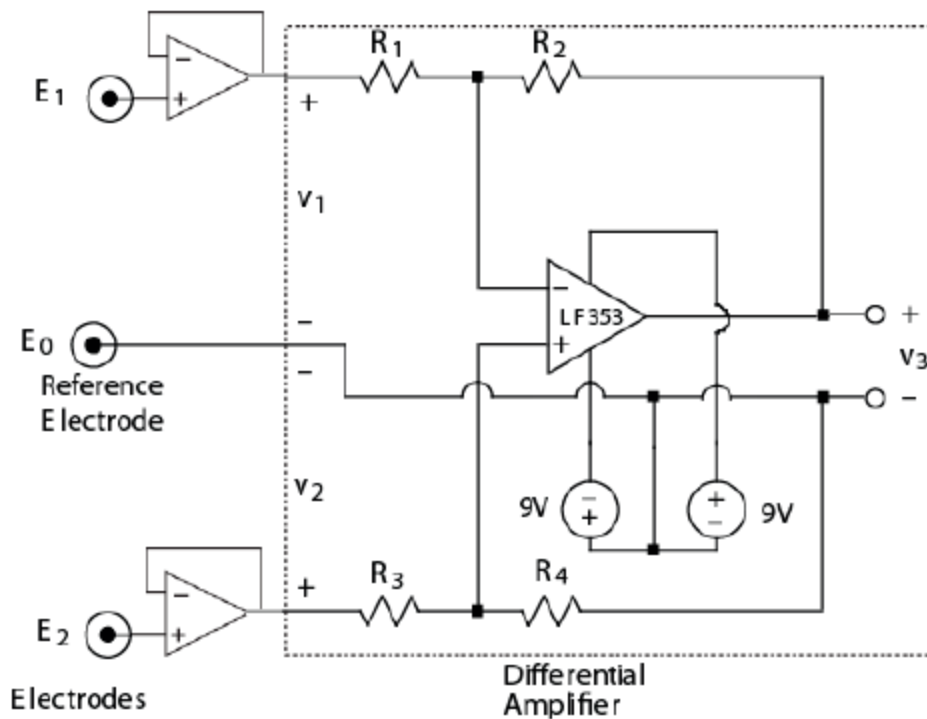
EMG võimendamiseks ehitatud diferentsiaalvõimendi põhineb Utahi ülikooli aine „Introduction to Electrical and Computer Engineering“ elektromüogrammi laboratoorse töö juhendis esitatud skeemil. See seade kasutab sisendina kolme elektroodi, kaks paiknevad biitsepsil (lihase õlapoolsemas ja küünarnuki poolsemas otsas) ning kolmas elektrood on maanduselektrood, mis paigutatakse elektriliselt mitteaktiivsele kohale, näiteks küünarnukile. Skeem töötab ka ilma kolmanda elektroodita, kuid väliste häirete puhul on võimalik olukord, kus võimendit ja elektroode mõjutavad välised häired erinevalt. Kolmas maanduselektrood, mis on elektroodide ja diferentsiaalvõimendi vahel ühine, neutraliseerib selle probleemi. [25]



**Joonis 7.** Elektroodide paigutus ja diferentsiaalvõimendi kasutamine EMG signaali saamiseks.[25]

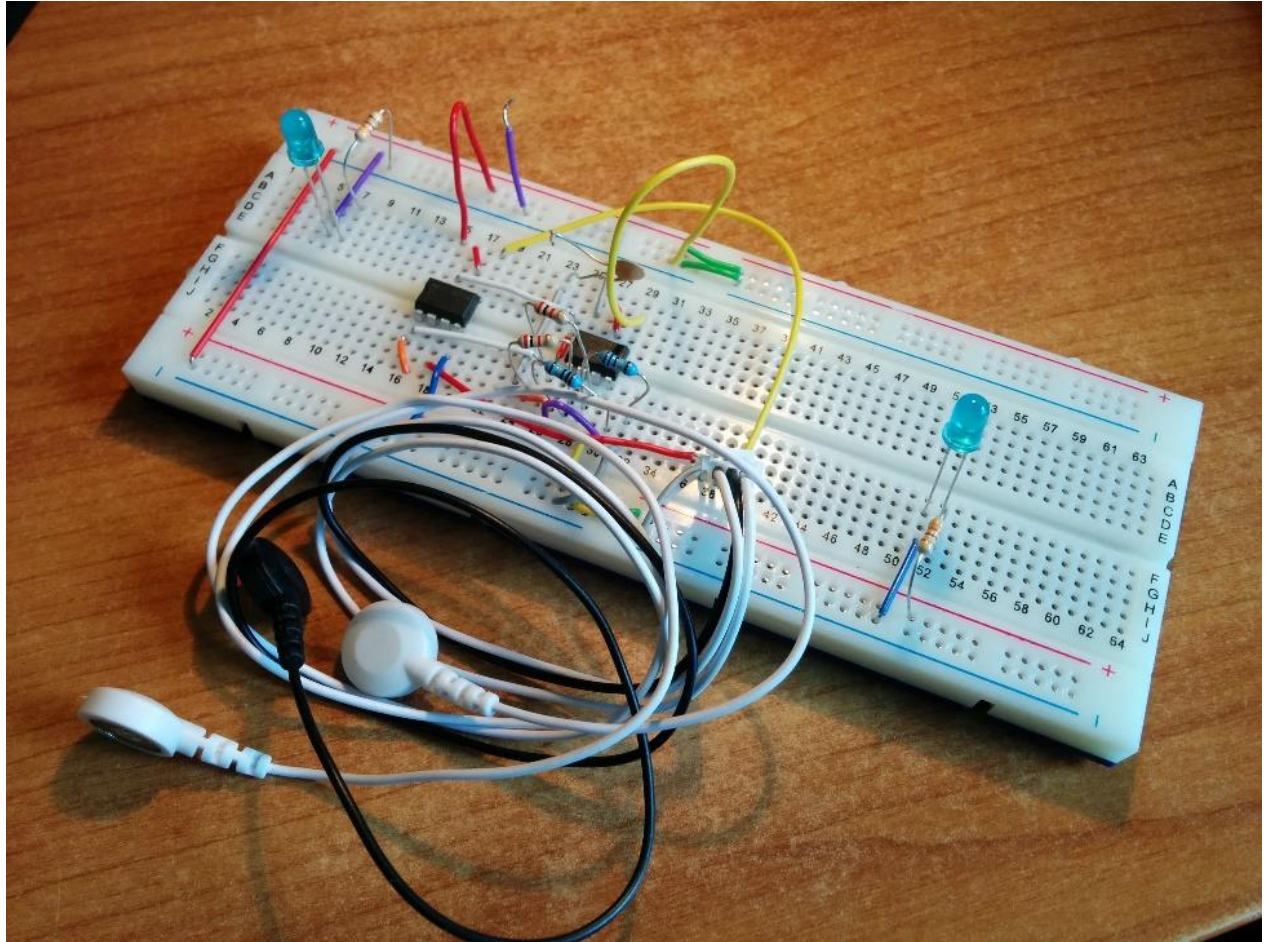


Selle skeemi eesmärk on mõõta elektroodidelt lihaseimpulsi poolt tekitatud väikest pinget. Elektroodide poolt tuvastatud signaal on väga väikese võimsusega, seega enne signaalide diferentsiaalvõimendisse suunamist on vaja elektroodidelt saadud signaali eelvõimendada. Eelvõimendi eesmärk on edastada sama pinge juures rohkem voolu, et signaal ei kaoks, selleks ühendan eelvõimendatava elektroodi operatsioonvõimendi '+' klemmi ning '-' klemmi ühendan operatsioonvõimendi väljundiga. Nii eelvõimenditel, kui ka diferentsiaalvõimendil endal, on negatiivne tagasiside ehk väljund ühendatakse uuesti negatiivsesse sisendisse. Süsteemiteoorias teame, et see viib süsteemi tasakaalu. Tulemuseks on eelvõimendite ja diferentsiaalvõimendi '+' ja '-' klemmi vahel peaaegu olematu pingelang. Seejärel suunatakse eelvõimenditest saadud signaal diferentsiaalvõimendisse. Diferentsiaalvõimendi sisenditevaheline signaal võimendatakse ning tulemuseks on võimendatud EMG signaal, mida saab rakendada LED indikaatori juhtimiseks.[25]

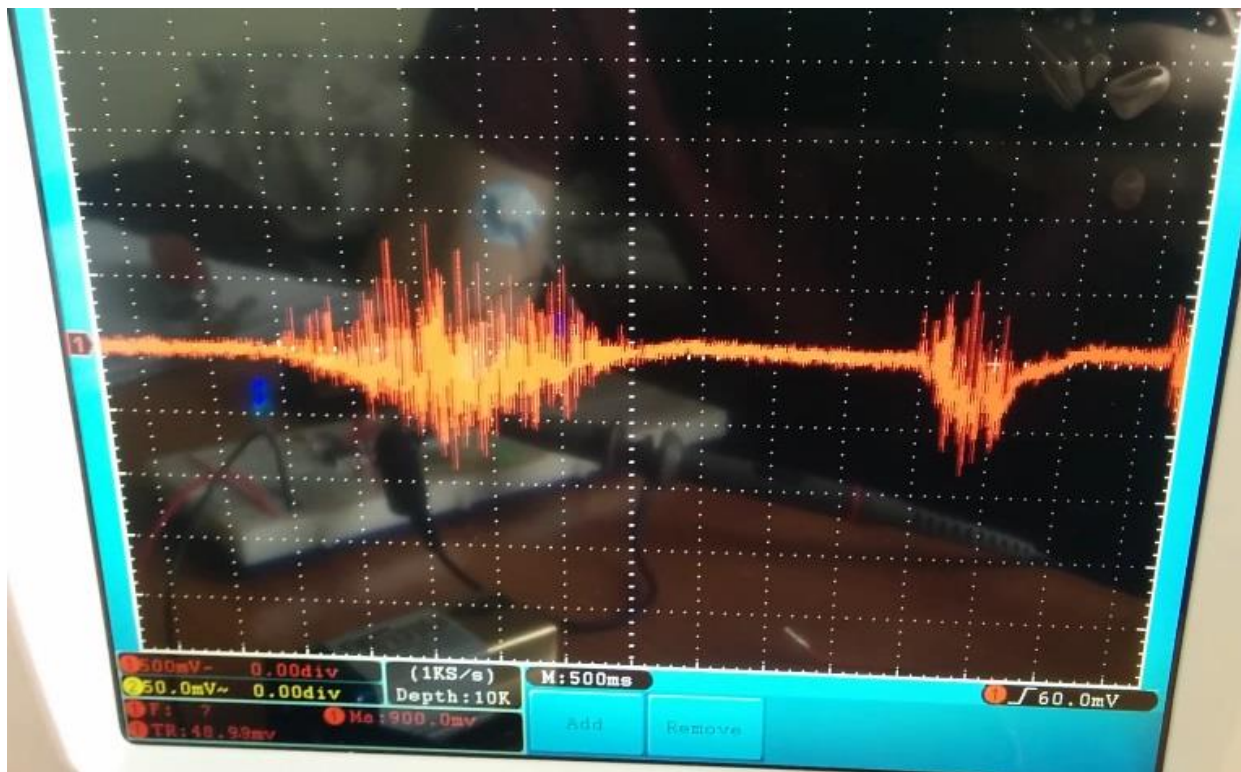


**Joonis 8.** Diferentsiaalvõimendi elektroodide ja eelvõimenditega.[25]

Järgnevalt panen saadud skeemi järgi kokku maketi, millega teen esimesed katsetavad mõõtmised. Maketi koostamisel tasub mees pidada, et diferentsiaalvõimendi väljundi piirideks on antud skeemi puhul valitud -9V kuni 9V, ehk kasutame toiteks kahte 9V patareid. Sama toide on ka eelvõimenditel. [25]



**Joonis 9.** Diferentsiaalvõimendi makett.



**Joonis 10.** Diferentsiaalvõimendi maketilt mõõdetud EMG biitsepsilt; div 500mV/500ms.

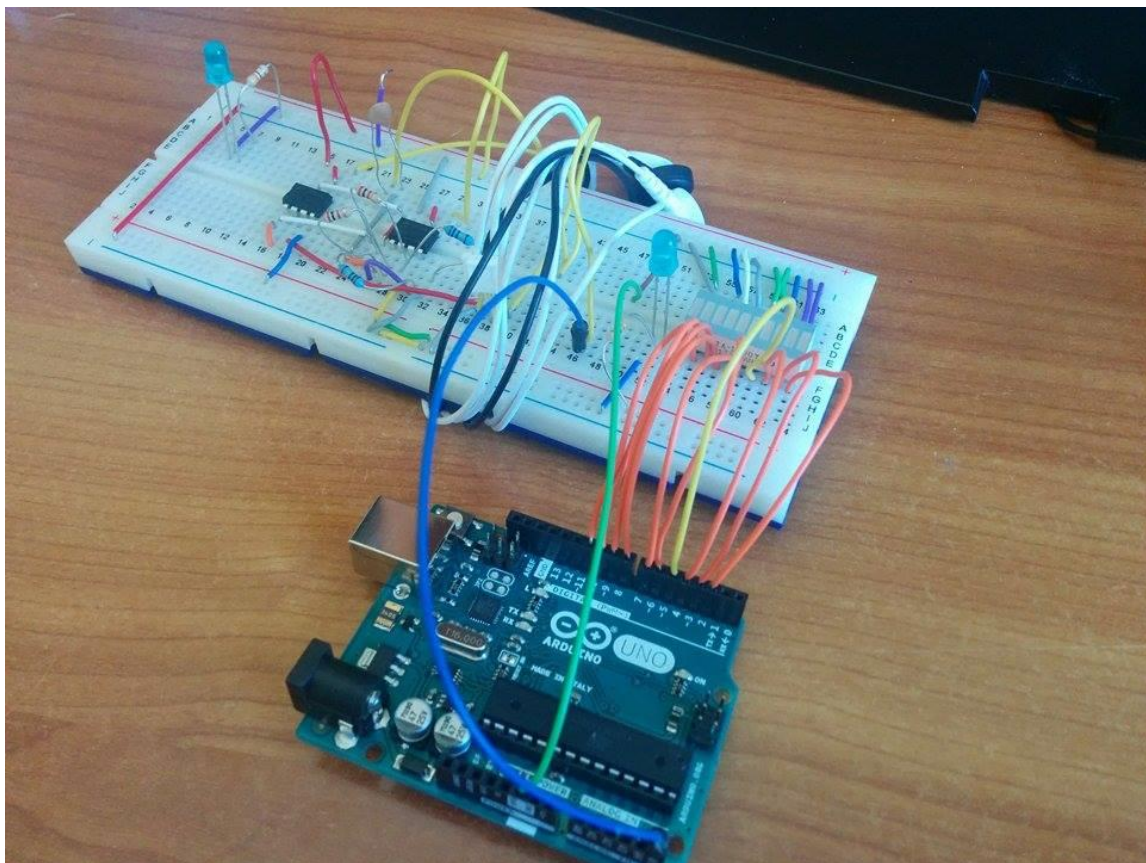
Nagu näha sarnaneb biitsepsilt mõõdetud EMG joonisel 5 esitatud signaaliga. Saadud EMG signaali saadame edasi Arduino UNO mikrokontrollerile, mis töötleb signaali ja saadab selle LEDidele sisendiks.

### 3.2 Mikrokontroller Arduino UNO

Signaalitöötlemiseks valisin arendusplaadi Arduino UNO, mis kasutab ATmega328 mikrokontrollerit. Arduino UNO arendusplaat sobib ideaalselt 10 LEDiga indikaatori kontrollimiseks. Selle plaadi eelis ilma arendusplaadita mikrokontrolleri ees seisneb selles, et seda on mugavam kasutada ning ei ole vaja eraldi programmaatorit. Kasutame UNO digitaalseid viike (2-11) LEDide kontrollimiseks ning analoogviiku A5 EMG signaali

sisendiks. Analoogsisenditel on 10 bitine informatsiooni resolutsioon, see tähendab seda, et UNO suudab eristada 1024 erinevat väärtust.

Kasutasin 10 LEDiga segmentindikaatorit, ühendasin indikaatori positiivsed klemmid digitaalsete viikude 2-11 külge ning negatiivsed klemmid UNO maandusviiku. Diferentsiaalvõimendi väljundi '+' klemm on ühendatud analoogviiku A5.



**Joonis 11.** Valmis makett – EMG diferentsiaalvõimendi ja LED indikaator koos Arduino UNO kontrolleri

### 3.3 Mikrokontrolleri pingetaseme mõõdiku signaalitöötlus

Signaali otse kasutades on LED indikaator väga ebastabiilne. Selleks, et seda vältida mõõtsin ühes tsüklis 750 erinevat analoogsisendi väärtust, arvasin keskmise ning kasutasin saadud informatsiooni LED indikaatori kontrollimisel. Teisendasin EMG signaali kümneks erinevaks astmeks, mis kontrollivad LEDe. Kasutan ka koefitsenti, millega saab reguleerida indikaatori tundlikkust. Kommenteeritud kontrolleri kood [26]:

```
int led[10] = { 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11}; // Määrän viigud kuhu on
ühendatud LED indikaator.
int analogInput = 5; // Muutuja analoogsisendi valimiseks.
int emg, i; // EMG signaali hetkeväärtuse muutuja ning tsükklimuutuja.
int emgavg; // EMG signaali keskmise väärtuse muutuja.

void setup()
{
// Seame digitaalsed viigud output režiimile kuhu on LEDid ühendatud.
  for (i = 0; i < 10; i++)
    pinMode(led[i], OUTPUT);
  Serial.begin(9600);
}

void loop() // Põhitsükkel mis mõõdab EMG tulemust, arvutab keskmise ning
kontrollib LEDe.
{
// Algväärtustan EMG signaalitöötuse muutujad.
  emg = 0;
  emgavg = 0;
// Teen 750 mõõtmist analoogsisendist, et arvutada kesmine.
  for(i = 0; i < 750; i++)
  {

    emg = analogRead(analogInput);
```

```

    if (emg > 0) // Väldin negatiivseid sisendeid.
    {
        emgavg = emgavg + emg;
    }
    else // Negatiivse sisendi puhul vähendan loenduri muutujat ühevõrra.
    {
        i = i - 1;
    }
}

emg = emgavg/750; // Arvutan antud tsükkli jaoks EMG keskmise väärtuse
emg = emg/3; // Jagan tulemuse koefitsendiga selleks, et saaks tulemust
kasutada LEDide kontrollimiseks, sellest sõltub indikaatori tundlikkus.
Serial.println(emg); // Tulemuste kontrollimiseks väljastan tulemused
Serial Monitori

if (emg == 0) // Juhul kui EMG tulemus on 0, ehk signaal puudub, siis LEDid
kustutatakse
{
    for(i = 0; i < 10; i++)
    {
        digitalWrite(led[i], LOW);
    }
}

else // Juhul kui EMG tulemus erineb nullist, siis kuvatakse tulemus
indikaatoril
{
    for (i = 0; i < emg; i++) // EMG tulemusele vastavad LEDid pannakse
põlema.
    {
        digitalWrite(led[i], HIGH);
    }

    if(emg > 0) // Eemaldab olukorra kus negatiivse EMG väärtuse korral
kustutatakse korraks kõik LEDid, säilib eelnev näidik.
    {
        for(i = i; i < 10; i++) // Kustutakse ülejäänud LEDid.

```

```
    {  
        digitalWrite(led[i], LOW);  
    }  
}  
}
```

### 3.4 EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte mõõtmine

Keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsiks tõstan käe 90 kraadise nurga alla, hoides raskust peopesas. Hoian asendit 10 sekundit, et signaal stabiliseeruks ning märgin vastava keskmise pinge ostsilloskoobi ekraanilt. Alustan mõõtmisi 0 grammist ning tõstan raskuseid 500 grammi võrra kuni 10 kilogrammini ja ostsilloskoop on režiimis 500mV/div; 500ms/div ning aktiveeritud on keskmise pinge mõõtmiseks ettenähtud funktsioon.

Mõõtmisprotsessi käigus selgus, et tulemused sõltuvad väga paljudest faktoritest: kui hea kontakt elektrootodide ja skeemi vahel on, kuidas täpselt raskusi hoida, kui kaua raskuseid hoida ning ka skeemi enda täpsusest.

## **4. Tulemused**

Antud peatükis analüüsimise saadud pinge amplituudi ja lihase koormuse suhte mõõtmistulemusi ning võrdleme erinevatel pingutuse tasemetel LED indikaatori tööd.

### **4.1 EMG keskmise pinge ja lihase koormuse mõõtmise tulemused**

Nagu punktis 3.4 juba mainitud, siis mõõtetulemused sõltusid väga paljudest faktoritest. Selle tõttu võisid mõõtetulemused erineda +/- 40mV. Sellise veaga ei ole võimalik täpset tulemust saada. Kõige rohkem hakkasid tulemused mõõtmisprotsessi lõpus üldisest muustrist erinema. See tulenes sellest, et lihas oli juba väsinud ning hoidmisel oli rohkem värelemist, mis mõjutas otseselt ka keskmist tulemust. Saadud tulemus on toodud nii tabeli kui ka graafiku kujul mõlema käe jaoks:



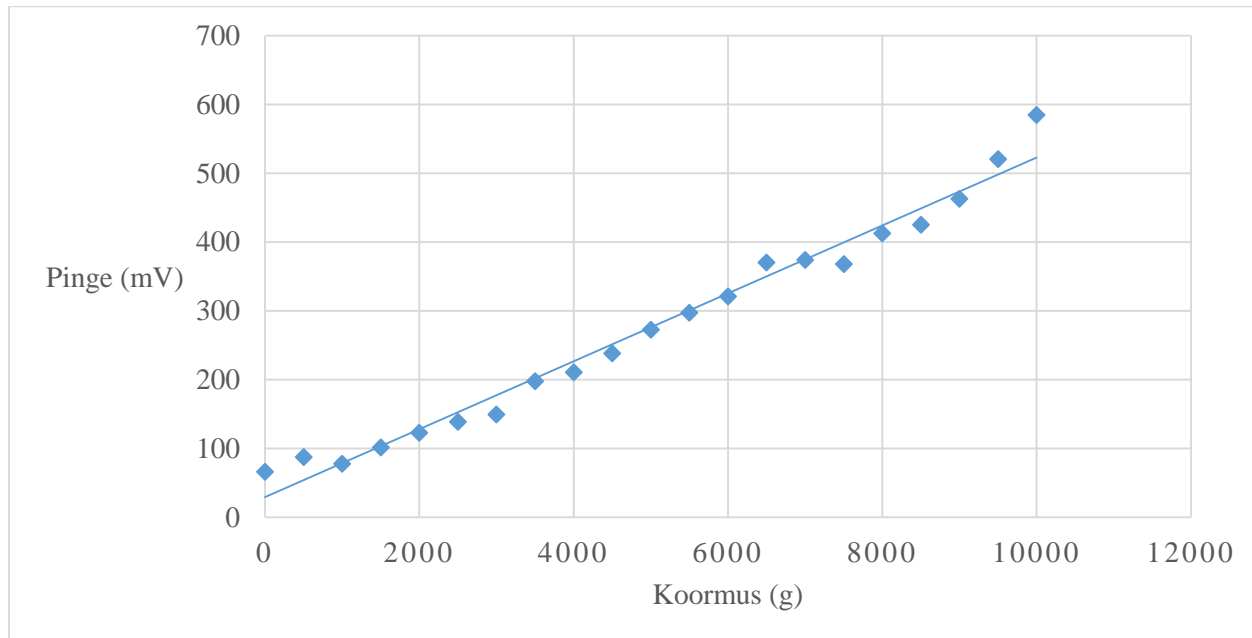
Vasak käsi	
Vmean (mv)	Koormus (g)
66,1	0
87,2	500
77,5	1000
101,3	1500
122,9	2000
138,6	2500
149,2	3000
197,5	3500
210,8	4000
238,3	4500
272,6	5000
297,1	5500
320,7	6000
370,2	6500
374,2	7000
368,1	7500
412,7	8000
425,2	8500
462,9	9000
520,4	9500
584,6	10000

**Tabel 1.** EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus tabelkujul vasaku käe jaoks.

Nagu näha kasvab keskmine pinge ka raskustega. Kuna mõõtetulemuste viga oli nii suur, siis oli raske kindlaks teha täpset suhet. 7000g pealt 7500g peale raskust suurendades keskmine pinge hoopis langes, see on samuti tingitud mõõteveast ja illustreerib hästi olukorda, kus täpset suhet on raske määrata. Suuremad hüpped keskmistes pingetes on ka

tingitud mõõteveast. See tähendab, et väiksemaid koormuse muutuseid kui 1000g on minu ehitatud skeemiga raske täpselt tuvastada.

Kui vaatleme tulemust graafikuna, on selgelt näha, et vaatamata mõõtetulemuste ebatäpsusele eksisteerib seos lihase koormuse ning keskmise pinge vahel.



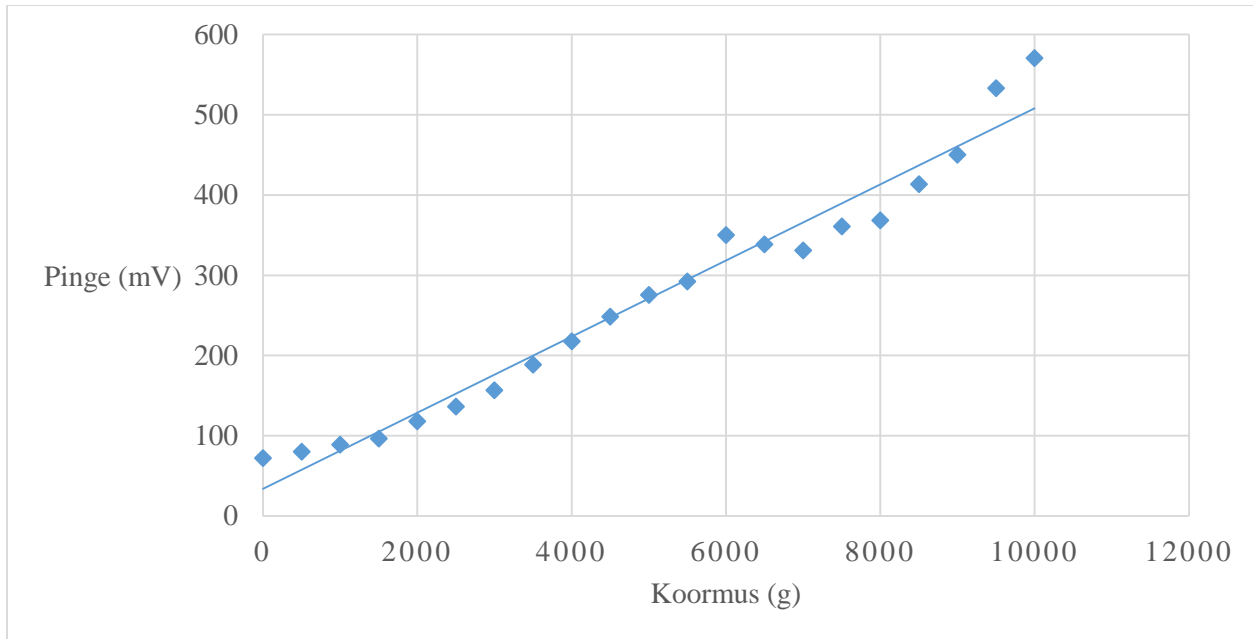
**Joonis 12.** EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus graafikuna vasaku käe jaoks.

Viisin sama katse läbi ka parema käega, suures plaanis tulemused sarnanesid. Mõõtetulemused tabelkujul parema käe jaoks:

Parem käsi	
Vmean (mV)	Koormus (g)
72,1	0
80	500
88,7	1000
96,6	1500
118,2	2000
136,2	2500
156,7	3000
188,7	3500
217,8	4000
248,5	4500
275,4	5000
292,3	5500
350,1	6000
338,5	6500
330,9	7000
360,9	7500
368,6	8000
413,4	8500
450,2	9000
533,2	9500
570,8	10000

**Tabel 2.** EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus tabelkujul parema käe jaoks.

Teise käe mõõtetulemustes üllatusi ei esinenud, ka graafik on sarnane vasaku käe mõõtmistulemustele:



**Joonis 13.** EMG keskmise pinge ja lihase koormuse suhte analüüsi tulemus graafikuna parema käe jaoks.

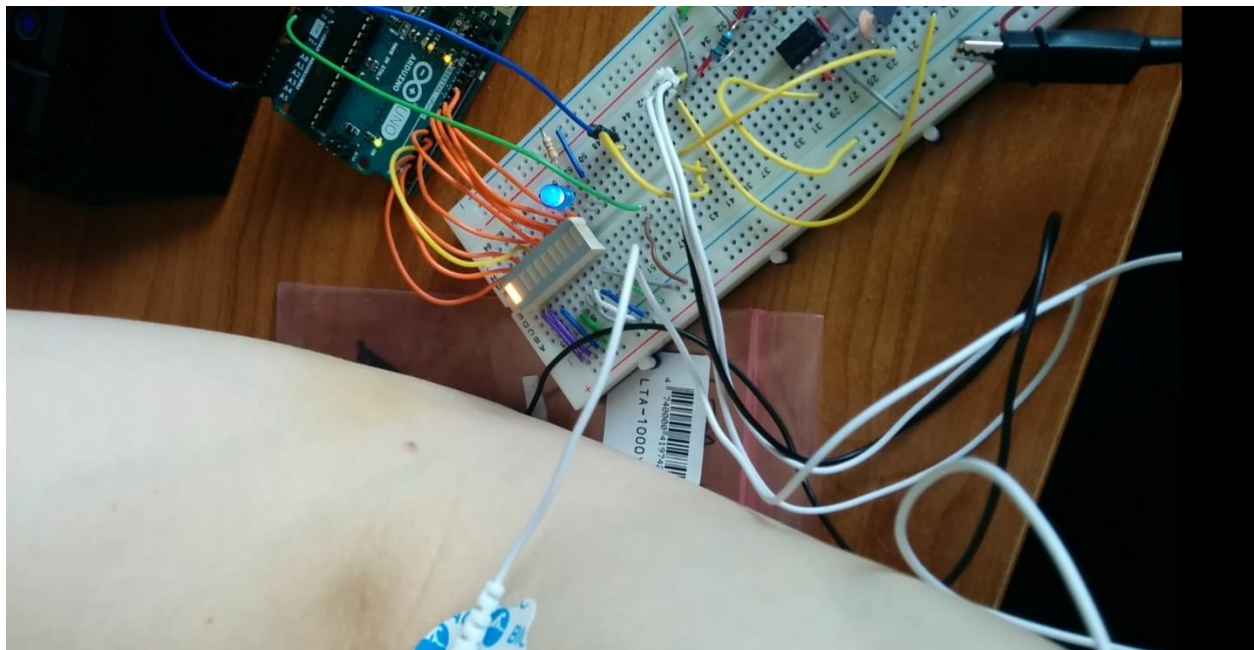
Mõlema käe graafikuid vaadates võib märgata mustrit. Kuna viisin mõõtmisi mõlema käe jaoks läbi suhteliselt samas tempos, siis on see ilmselt tingitud väsimusest. Märkasin, et kui raskemate raskuste juures oli lihas juba väsinud ning pidin rohkem pingutama, siis sellest tulenevalt hüppas ka pinge väärtus.

Tulevikus saaks katsed korrata erinevate meetoditega, et teha kindlaks kas esinenud muster sõltub lihase tööst, mõjutab seda oluliselt hoopis mõõtmise metoodika või oli tulemus selline tänu mõõteveale. Võimalik oleks korrata katsed tagurpidi, vähendades raskusi. Lisaks võiks teha iga tunni tagant ühe mõõtmise, et lihas oleks täielikult taastunud.

## 4.2 EMG visualisatsioon LED indikaatoriga

Nagu punktides 3.1 ja 3.2 oli selgitatud, valmis EMG LED indikaatoril visualiseerimiseks mõeldud seade. Seadme eesmärgiks oli illustreerida lihase koormuse ja pinge amplituudi vahelist seost ning selle kasulikkust elektroonika juhtimisel.

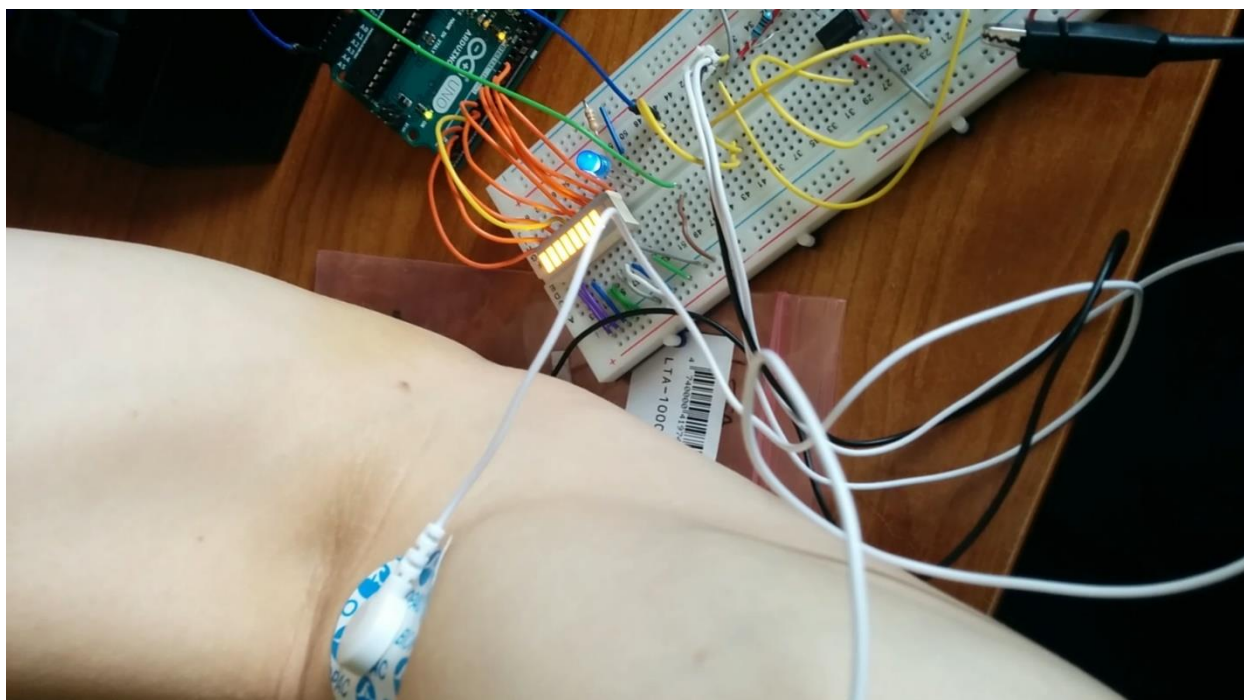
Konstrueeritud seade illustreerib seda seost edukalt 10 segmendiga LED indikaatoril. Allpool on toodud kolmel erineval tugevusel pingutused: ilma pingutusega, keskmise pingutusega ja tugeva pingutusega ning LED indikaatori tulemus vastavatel koormusastmetel:



**Joonis 14.** LED indikaatori tulemus ilma pingutusega.



**Joonis 15.** LED indikaatori tulemus keskmise pingutusega.



**Joonis 16.** LED indikaatori tulemus tugeva pingutusega.

## 5. Kokkuvõte

Käesolevas töös tutvustati elektromüogrammi olemust ning bioloogilist tausta. Käsitleti põhjalikult lihase aktiveerumise protsessi ning kuidas seda rakendada. Toodi näiteid kirjandusest juba kasutusel olevatest lahendustest.

Antud töös püstitatud eesmärk oli visualiseerida biitsepsi elektromüogrammi LED indikaatoril, demonstreerida elektromüogrammi rakendamise kasulikkust ning uurida elektromüogrammi keskmise pinge ja lihase koormuse suhet. LED indikaator visualiseerib edukalt elektromüogrammi ning mõõtmistulemused kinnitasid seost keskmise pinge ja lihase koormuse vahel. LED indikaatori visualiseerimisel on lihtne ette kujutada elektromüogrammi rakendusi näiteks robotikas.

Antud tööd on võimalik edasi arendada. Mõõtmistulemuste täpsust saaks parandada - täpse keskmise pinge ja lihase koormuse suhte leidmiseks tasuks kaaluda invasiivse meetodi rakendamist. Tuleks välja uurida kõik häireid tekitavad tegurid ning neid minimeerida. Visualiseerimise puhul ei ole invasiivne meetod oluline, küll aga oleks võimalik signaali keerukamalt töödelda. See võimaldab maksimeerida lihaselt saadud informatsiooni hulka. Täiendavaid elektroode lisades ning erinevaid EMG signaale kombineerides on võimalik samuti informatsiooni hulka suurendada. See osutub väga kasulikuks mehaaniliste süsteemide juhtimisel.

Püstitatud eesmärgid said täidetud, esitatud küsimused said lahendatud ning tulemused olid peaaegu ootuspärased. Ainuke asi, mis ei vastanud ootustele oli mõõtetulemuste ebatäpsus keskmise pinge ja lihase koormuse suhte määramisel.

## 6. Kasutatud kirjandus

- 1) Young, A., J.; Kuiken T., A.; Hargrove L., J. (2014). Analysis of using EMG and mechanical sensors to enhance intent recognition in powered lower limb prostheses. (Toim.) Journal of Neural Engineering.  
<http://iopscience.iop.org/1741-2552/11/5/056021/>
- 2) Kazamel M. Province P. Alsharabati M. Oh S. History of Electromyography (EMG) and Nerve Conduction Studies (NCS): A Tribute to the Founding Fathers.  
[http://www.neurology.org/cgi/content/meeting\\_abstract/80/1\\_MeetingAbstracts/P05.259](http://www.neurology.org/cgi/content/meeting_abstract/80/1_MeetingAbstracts/P05.259)
- 3) Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S., (2005) Inimese füsioloogia ja anatoomia (lk 62) (Toim.) Werner Söderström Osakeyhtiö
- 4) Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S., (2005) Inimese füsioloogia ja anatoomia (lk 70-71) (Toim.) Werner Söderström Osakeyhtiö
- 5) Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S., (2005) Inimese füsioloogia ja anatoomia (lk 67) (Toim.) Werner Söderström Osakeyhtiö
- 6) Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S., (2005) Inimese füsioloogia ja anatoomia (lk 76) (Toim.) Werner Söderström Osakeyhtiö
- 7) Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S., (2005) Inimese füsioloogia ja anatoomia (lk 77-78) (Toim.) Werner Söderström Osakeyhtiö
- 8) Nienstedt W., Hänninen O., Arstila A., Björkqvist S., (2005) Inimese füsioloogia ja anatoomia (lk 80) (Toim.) Werner Söderström Osakeyhtiö
- 9) Cohen D., Givler E., (1972) Magnetomyography: magnetic fields around the human body produced by skeletal muscles. Applied Physics Letters publishing  
(<http://scitation.aip.org/content/aip/journal/apl/21/3/10.1063/1.1654294>)
- 10) Fagaly R. L., (2005) SQUID Instruments and Applications (lk75). Tristan Technologies
- 11) Daube J. R., Rubin D. I., (2008) Needle electromyography. Mayo Clinic, Department of Neurology
- 12) De Luca C. J. (1997) The Use of Surface Electromyography in Biomechanics. Journal of applied biomechanics 1997, 13, 135-163. Human Kinetics Publisher Inc.
- 13) Amorim C. F., Marson R. A. (2012) Application of Surface Electromyography in the Dynamics of Human Movement. Amorim and Marson, licensee InTech.
- 14) Mills K. R. (2005) The Basics of Electromyography. J Neural Neurosurg Psychiatry.
- 15) Jiang N., Vujaklija I., Rehbaum H., Graimann B., Farina D. (2014) Is Accurate Mapping of EMG Signals on Kinematics Needed for Precise Online Myoelectric Control? IEEE Transactions on neural systems and rehabilitation engineering, vol. 22.



- 16) Mulas M., Folgheraiter M., Gini G. (2005) An EMG-controlled Exoskeleton for Hand Rehabilitation. IEEE 9th International Conference on Rehabilitation Robotics.
- 17) Xu Z., Xiang C., Wen-hui W., Ji-hai Y., Lantz V., Kong-qiao W. (2009) Hand Gesture Recognition and Virtual Game Control Based on 3D Accelerometer and EMG Sensors
- 18) Benatti S., Benini L., Farella E. (2014) Towards EMG Control Interface for Smart Garments. The 18th International Symposium on Wearable Computers
- 19) (2014) Implantable Cardioverter Defibrillator (ICD) American Heart Association ([http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/Arrhythmia/PreventionTreatmentofArrhythmia/Implantable-Cardioverter-Defibrillator-ICD\\_UCM\\_448478\\_Article.jsp](http://www.heart.org/HEARTORG/Conditions/Arrhythmia/PreventionTreatmentofArrhythmia/Implantable-Cardioverter-Defibrillator-ICD_UCM_448478_Article.jsp))
- 20) Swedish pioneers in Clinical Neuroscience – focusing on neuromuscular diseases. (<http://www.neuropenews.org/?p=1393>)
- 21) How Does a Pacemaker Work? (2012) National Heart, Lung and Blood Institute. (<https://www.nhlbi.nih.gov/health/health-topics/topics/pace/howdoes>)
- 22) Example signals acquired with RHA2000 chips. Intan Technologies. ([http://www.intantech.com/signals\\_RHA2000.html](http://www.intantech.com/signals_RHA2000.html))
- 23) Karki J. (2002) Fully-Differential Amplifiers. Texas Instruments.
- 24) Elektroonika (IED0150, IED0160) loengumaterjal. Tallinna Tehnikaülikool. (<http://www.ttu.ee/public/i/infotehnoloogia-teaduskond/Instituudid/Elektroonikainstituut/Loengud/Elektroonika.pdf>)
- 25) Cotter N. E., Christensen D., Furse K.; Laboratory Project 1b: Electromyogram Circuit; Electrical and Computer Engineering Department, University of Utah (ece1270).
- 26) Learning Arduino and Electronics (2012) (<http://learningthearduino.blogspot.com/2012/11/arduino-vu-meter-audio-sound-meter-with.html>)