



## **FES-STIMULAATTORIN OHJAUSYKSIKKÖ**

Opinnäytetyö

Marko Laitinen

Hyvinvointiteknologia

<b>SAVONIA-AMMATTIKORKEAKOULU TEKNIikka KUOPIO</b>		
Koulutusohjelma Hyvinvointiteknologia		
Tekijä Marko Laitinen		
Työn nimi FES-stimulaattorin ohjausyksikkö		
Työn laji	Päiväys	Sivumäärä
Opinnäytetyö	28.1.2010	46 + 11
Työn valvoja	Yrityksen yhdyshenkilö	
Yliopettaja Ari Suopelto	Dipl.ins Paavo Könönen	
Yritys Neurotech Oy		
Tiivistelmä		
<p>Insinööriyön aiheena oli suunnitella ja rakentaa FES-stimulaattorin ohjausyksikön prototyyppi. Työ tehtiin Neurotech Oy:lle, joka suunnittelee terveydenhuollon elektronisia apuvälineitä.</p> <p>FES-sähköstimulaatiota käytetään yleensä aivoverenvuodon aiheuttamasta raajahalvauksesta kärsivien potilaiden kuntoutuksessa. Sähköstimulaatiolla lihaksessa saadaan aikaan solun aktiopotentiaali, jonka avulla lihas voi supistua. Vaurioalueelta tuleva ärsytys aktivoi vaurioituneita aivojen osia organisoitumaan uudelleen.</p> <p>Sähköstimulaatiota käytetään kuntoutuksessa usein yhdessä kävelysimulaattorin tai kädenkiertolaitteen kanssa. Molemmat ovat elektromekaanisia laitteita, joissa potilas tekee kävely- tai kädenkiertoliikkeitä liikkuvan koneen avulla. Laitteissa on akseli, jonka kulmatietoa lukemalla pystytään määrittämään stimulaation hetki, jolloin lihaksen täytyisi supistua.</p> <p>Laite toteutettiin onnistuneesti lukemalla akselin kulmatietoa magneettisuuteen ja Hall-ilmioon perustuvalla kulmatietoanturilla. Anturi yhdistettiin sulautettuun mikroprosessoriin, jonka muistiin stimulaation aloitus- ja lopetusajankohdat asetettiin. Stimulaatiovirta johdettiin potilaaseen releiden ja elektrodien kautta. Laitteesta hankittiin myös asiakaspalautteet.</p>		
Avainsanat sähköstimulaatio, FES, EMS, kävelysimulaattori, kädenkiertolaite, aivohalvaus		
Luottamuksellisuus julkinen		

<b>SAVONIA UNIVERSITY OF APPLIED SCIENCES</b>		
Degree Programme Welfare Technology		
Author Marko Laitinen		
Title of Project FES Stimulator Control Unit		
Type of Project Final Project	Date 28 January 2010	Pages 46 + 11
Academic Supervisor Mr Ari Suopelto, Principal Lecturer	Company Supervisor Mr Paavo Könönen, MSc	
Company Neurotech Ltd		
<p>Abstract</p> <p>The purpose of this final project was to design and build a prototype of the control unit of a FES stimulator (Functional Electronic Stimulation). The device was designed for Neurotech Ltd, which develops electronic solutions for healthcare.</p> <p>FES is generally used in rehabilitating patients that are paralyzed from brain hemorrhage. Action potential is achieved in the muscle cell with electric stimulation, which enables the muscle to contract. Stimulation coming from damaged muscle area activates the damaged parts of the brain to reorganize.</p> <p>Often electric stimulation is used in rehabilitation together with a walking simulator and a hand rotating device. Both of them are electromechanical devices in which the patient does walking or hand rotating exercises. The devices have axels that contain angular information. The correct moment of stimulation can be determined by reading the information.</p> <p>The prototype was designed to read angular information from the axel with a sensor that is based on Hall elements and magnetism. The sensor was connected to an integrated microprocessor that enables reading the angular information. Correct starting and stopping angles were saved in the processor. Stimulation current was conducted to the patient through a relay and electrodes.</p>		
Keywords electric stimulation, FES, EMS, gait trainer, bi - manu - track, cerebral hemorrhage		
Confidentiality Public		

## ALKUSANAT

Tein opinnäytetyönäni FES-stimulaattorin ohjausyksikön Neurotech Oy:lle kesän ja syksyn 2009 aikana. Työ antoi arvokasta tietoa siitä, millaista todellisen laitteen suunnittelu on. Työ oli erittäin mielenkiintoinen ja lisäksi laiteesta on hyötyä terveydenhuollossa.

Haluan kiittää Neurotech Oy:n toimitusjohtaja Paavo Könöstä koulutusohjelmaani sopivan aiheen tarjoamisesta sekä ohjauksesta, jota olen saanut lopputyötä tehdessäni. Haluan kiittää myös yliopettaja Ari Suopeltoa lopputyöni ohjauksesta.

## SISÄLLYS

1 JOHDANTO .....	8
2 FYSIOLOGIAN PERUSTEITA .....	9
2.1 Solun lepopotentiaali .....	9
2.2 Solun aktiopotentiaali .....	11
2.3 Hermosto .....	13
2.4 Lihakset .....	14
2.5 Lihastoiminnan säätely .....	15
3 HALVAUS .....	17
4 AIVOHALVAUS .....	18
5 AIVOHALVAUKSEN KUNTOUTUSMENETELMÄT .....	20
5.1 Fysioterapia .....	20
5.2 Kävelysimulaattori .....	20
5.3 Kädenkiertolaite .....	22
5.4 FES .....	22
6 NEURON .....	23
7 KÄVELYSIMULAATTORIN OHJAUSYKSIKÖ .....	24
7.1 Tarve .....	24
7.2 Tavoitteet .....	24
7.3 Tekniset vaatimukset .....	24
8 KULMATIETOANTURI .....	25
9 KYTKENTÄKAAVIO .....	27
10 OHJELMAKOODI .....	28
10.1 Suunnitteluympäristö .....	28
10.2 Rakenne .....	28
11 KOTELOINTI .....	33
12 TESTAUS .....	36
12.1 Laboratoriomittaukset .....	36
12.2 Laboratoriomittaustulokset .....	38
12.3 Sovellustestaus .....	40
12.4 Sovellustestaustulokset .....	42
13 ASIAKASPALAUTE .....	43
13.1 Asiakaspalautekysely .....	43

13.2 Asiakaspalautekyselyn tulokset .....	43
14 LOPPUTULOKSET .....	44
LÄHTEET .....	45
LIITTEET.....	47
LIITE A: BOM .....	47
LIITE B: Asiakaspalautekysely .....	48
LIITE C: Ohjelmakoodi .....	49
LIITE D: Ohjekirja .....	55

## SYMBOLIT JA LYHENTEET

BOM	Bill Of Material
EMS	Electro Muscular Stimulation
FES	Functional Electric Stimulation
fMRI	functional Magnetic Resonance Imaging
PWM	Pulse Width Modulation
LED	Light Emitting Diode
I/O	Input / Output
PET	positroniemissiotomografia

## 1 JOHDANTO

Suomessa halvaantuu vuosittain noin 14 000 ihmistä aivohalvauksen seurauksena, joka on merkittävin invaliditeettia aiheuttava sairaus aikuisena. Noin 80 % aivohalvauksista johtuu aivoinfarktista, joka puolestaan on seurausta verisuonten seinämien kalkkiutumisesta. Monelle sairauden kokeneista jää pysyvä aivovamma, jota pyritään lieventämään kuntoutuksella. Kuntoutus perustuu aivojen plastisiin muutoksiin, joita saadaan aikaan uudelleen toistettavien tehtävien ja liikkeiden avulla, jolloin aivot ja hermosolut organisoituvat uudelleen. (Neuron 2010.)

Gait Trainer (kävelysimulaattori) on sähkömekaaninen laite, jossa potilas tekee kävelyliikkeitä fysioterapeutin avustuksella. Potilaan omaa painoa kevennetään tukiliivillä ja jalat ovat jalaksilla, jolloin jalat liikkuvat aivan kuin potilas kävelisi ja raajoista tulevat liikeaistimukset aktivoivat aivojen kuorikerroksia. (Peurala 2005.) Kuntoutusta voidaan tehostaa tuntohermoja aktivoivalla sähköstimulaatiolla eli FES-tekniikalla (Functional Electronic Stimulation). Sillä pyritään lisäämään pareettiselta alueelta aivo-kuorelle tulevaa ärsytystä ja aktivoimaan aivojen alueita organisoitumaan uudelleen. Elektrodit sijoitetaan potilaan jalkoihin, joihin annetaan sähköstimulaatiota, kun lihaksen täytyisi supistua. (Neuron 2010.)

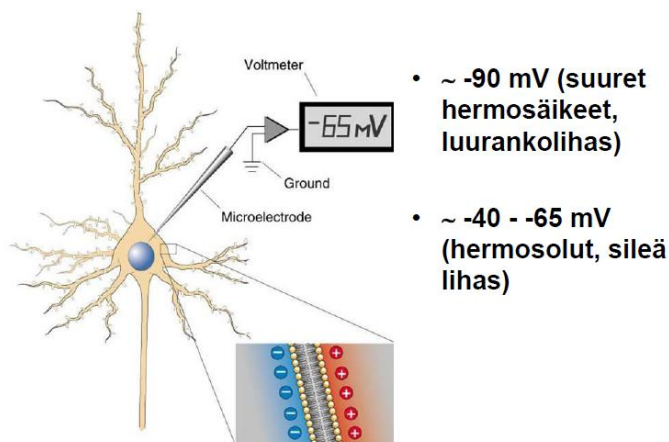
Opinnäytetyöni tavoitteena oli suunnitella ja rakentaa laite, jolla luetaan kävelysimulaattorin akselin kulmatietoa. Kulmatiedon avulla määritetään oikeat ajankohdat, jolloin stimulaatiovirta johdetaan potilaaseen laitteen kautta. Laitteeseen lisättiin myöhemmin ominaisuus, joka tunnistaa akselin kiertosuunnan, mikä mahdollistaa stimulaatiovirran ohjauksen, kun käytetään kädenkiertolaitetta kuntoutuksessa. Laitteesta hankittiin myös asiakaspalautteet, joiden perusteella laitetta kehitetään.



## 2 FYSIOLOGIAN PERUSTEITA

### 2.1 Solun lepopotentiaali

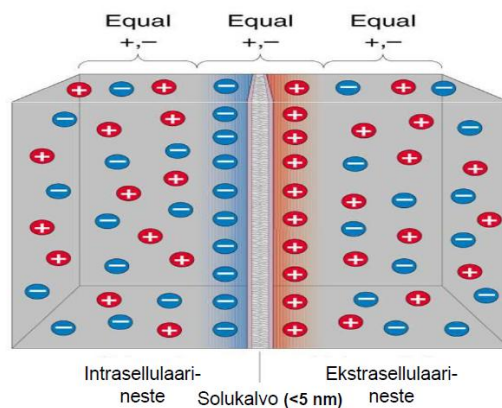
Kaikissa soluissa on potentiaaliero soluliman ja solun ulkoisen nesteen välillä. Solun sisäpuoli on tavallisesti varautunut negatiivisesti eli kalvojännite on negatiivinen. Tämä jännite vaihtelee hieman solutyypeittäin. Suurten hermosäikeiden ja luurankoli hasten (kuva 2.1) jännite voi olla n. -90 mV ja hermosolujen ja sileiden lihasten n. -40 mV – 65 mV. Solun ulkoinen neste ja solulima ovat sähköisesti neutraaleja, joten jännite rajoittuu pelkästään solukalvolle. Solukalvossa sijaitsee monentyypisiä elintärkeitä valkuaisaineita, kuten entsyymejä, reseptoreita ja ionikanavia. Solun normaalin toiminnan kannalta näiden kalvoproteiinien on oltava oikeassa asennossa. Sähköstaattiset voimat huolehtivat tästä vaikuttamalla solukalvon varautuneisiin hiukkasiin. Kalvojännite myös säätelee eri aineiden kulkeutumista solukalvon läpi. (Haug ym. 1992: 89 - 90 ; Nienstedt ym. 1999: 68.)



Kuva 2.1. Solun lepopotentiaali (Bear ym. 2001).

Solukalvossa on erilaisia ionikanavia ja jokaisen kanavatyyppin läpi pääsee diffundoitumaan vain tiettytyypisiä tai korkeintaan muutamia ionityyppejä. Yleensä solukalvon permeabiliteetti on hyvä  $K^+$  -ioneille, mutta  $Na^+$ :lle ja  $Ca^{2+}$ :lle suhteellisen heikko. Ionien väkevyyserot ovat solulimassa ja solunulkoisessa nesteessä suuria. Koska  $K^+$  -ionien konsentraatio on solun sisällä suuri, ne pääsevät parhaiten diffundoitumaan solun ulkopuolelle, jolloin positiiviset varaukset solun sisäpuolella vähenevät ja ulkopuolella

lisääntyvät. Solun sisäpuolelle jää tästä syystä negatiivinen varaus. Tämä ionikerros (kuva 2.2) on hyvin ohut, koska vastakkaiset sähkövaraukset vetävät toisiaan puoleensa, minkä vuoksi negatiivinen varauskerros hidastaa  $K^+$  -ionien siirtymistä solun ulkopuolelle. Jos solukalvon läpi pääsisi ainoastaan  $K^+$  -ioneja, solun sisäpuolella vallitsisi negatiivinen varaus, joka juuri ja juuri pystyisi estämään  $K^+$  -ionien diffuusion solukalvon läpi. Tällaisen tasapainotilan aiheuttava kaliumin määrä on hyvin pieni verrattuna solun koko  $K^+$  -pitoisuuteen. Potentiaaliero on siis vain solukalvolla, solun ulkoinen neste ja sytosoli ovat neutraaleja. Koska  $Na^+$  ja  $Ca^{2+}$  -pitoisuus on solun ulkopuolella suurempi, diffuusio tasoittaa jonkin verran jännite-eroa. (Haug ym. 1992: 90 - 91.)

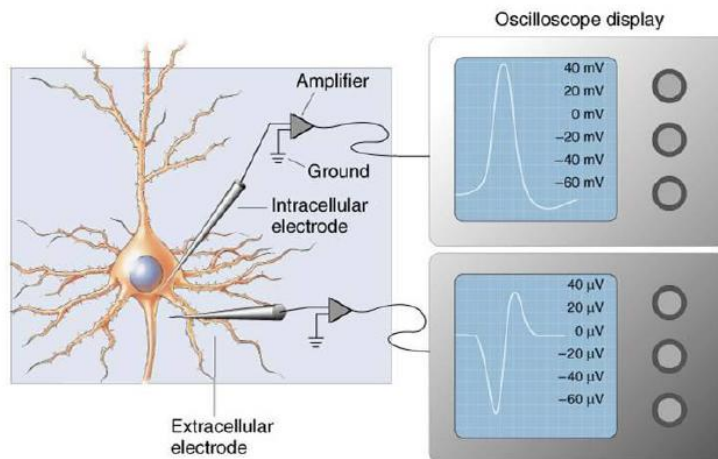


Kuva 2.2. Solukalvon sisä- ja ulkopuoli lepotentiaalissa (Bear ym. 2001).

Ionien konsentraatio solussa on vakio, joten solulla on mekanismeja, joilla se kompensoi ionivuotoja. Esimerkiksi  $Na^+$  -konsentraatio pidetään tarpeeksi pienenä  $Na^+/K^+$  -pumpun avulla. Tämä pumppu pumppaa kolme  $Na^+$  -ionia ulos ja kaksi  $K^+$  -ionia sisään. Pumppu toimii siis sähköisiä voimia vastaan, mikä vaatii runsaasti energiaa. Energiaa saadaan pilkkomalla ATP-molekyylä, josta vapautuu kemiallista energiaa. Jos energian saanti pysähtyy ja  $Na^+/K^+$  -pumpun toiminta lakkaa, kalvopotentiaali häviää ja solu kuolee. (Nienstedt ym. 1999: 69.) Solukalvossa on myös muita ionipumppuja, kuten ATP:tä pilkkova proteiinipumppu, joka pumppaa  $Ca^{2+}$  -ioneja ulos (Haug ym. 1992: 91).

## 2.2 Solun aktiopotentiaali

Hermo- ja lihassoluilla havaittiin ensimmäiseksi kyky tuottaa aktiopotentiaaleja, mutta tämä kyky on myös muilla endokriinisilla soluilla. Aktiopotentiaalit voivat siirtää tietoa hermostossa nopeasti ja pitkiä matkoja. Tästä syystä nopeat liikkeet ja reaktiot ovat mahdollisia. Hermosolussa aktiopotentiaali tapahtuu, kun solun sisäpuoli (kuva 2.3) muuttuu 0,5 ms:ksi positiiviseksi varautuneeksi. Sähköimpulssin nopeus voi olla hermosolun viejähaarakeessa eli aksonissa 100 m/s (360 km/h). Aktiopotentiaali on kaikki tai ei mitään -reaktio eli kaikki aktiopotentiaalit samassa solussa ovat samanmuotoisia ja yhtä voimakkaita. Hermosoluun lähetettävää viestin voimakkuutta säädellään aktiopotentiaalien lukumäärällä tietyssä aikayksikössä eikä siis potentiaalivälikomponentilla. Lihassolussa aktiopotentiaali aiheuttaa tapahtumaketjun, joka päättyy lihaksen supistumiseen. (Haug ym 1992: 92 ; Nienstedt ym. 1999: 69.)



Kuva 2.3. Aktiopotentiaalivälikomponentin mittaaminen solun sisä- ja ulkopuolelta (Bear ym. 2001).

Aktiopotentiaaleja säätelevät ionikanavat, jotka päästävät lävitseen  $\text{Na}^+$  tai  $\text{Ca}^{2+}$  -ioneja. Kanavat säätelevät ionien kulkua avautumalla ja sulkeutumalla. Aktiopotentiaali alkaa, kun kanavan portti avautuu. Koska ionipitoisuus on paljon suurempi solun ulkopuolella kuin sisäpuolella, alkaa  $\text{Na}^+$  ja  $\text{Ca}^{2+}$  -ioneja virrata solun sisäpuolelle. Tällöin kalvojännite on hetken positiivisesti varautunut.  $\text{K}^+$  -ioneja alkaa virrata solun ulkopuolelle nopeammin ja kalvojännite palautuu negatiiviseksi alle 1 ms: ssa. Kalvojännitteen

muuttumista positiiviseksi kutsutaan depolarisaatioksi ja negatiivisen jänniteen palautumista repolarisaatioksi. Aktiopotentialin jälkeen kalvojännite on hetken ajan negatiivisempi kuin tavallisesti; tätä ilmiötä kutsutaan hyperpolarisaatioksi. Aktiopotentialin positiivinen varaus on noin  $+20 \text{ mV} - (+50 \text{ mV})$ . (Haug ym 1992: 92.)

Solua voidaan hyperpolaroida tai depolaroida sähköimpulsseilla. Elektroodin kautta annetaan sähköimpulsseja, jotka hyperpolaroivat eli muuttavat kalvojännitteen positiiviseksi tai depolaroivat eli muuttavat kalvojännitteen negatiiviseksi. Kalvojännitteen muutos on sitä suurempi, mitä voimakkaampi hyperpolaroinnin sähkövirta on. Sama pätee heikkoon depolaroivaan sähköimpulssiin. Kun depolaroinnin kynnysarvo ylittyy, aktiopotentiali käynnistyy. (Haug ym. 1992: 92.)

Aktiopotentiali ei voi käynnistyä heti uudelleen, vaikka se olisi depolaroitunut, vaan kuluu tietty aika, ennen kuin se on mahdollista. Tätä kutsutaan absoluuttiseksi refraktaalijaksiksi. Jos solu on hyperpolaroitunut suhteessa lepojännitteeseen, depolaroituminen kynnysarvoon vaatii voimakkaampaa sähköärsytystä. Tätä kutsutaan suhteelliseksi refraktaalijaksiksi. (Haug ym. 1992: 92 ; Nienstedt ym. 1999: 71.)

Ionivirtaukset ovat aktiopotentialin aikana pieniä, joten hermosolu voi tuottaa useita tuhansia aktiopotentialiaaleja vielä sen jälkeen, kun  $\text{Na}^+/\text{K}^+$  -pumpun toiminta on estetty. Aktiopotentiali ei muuta ratkaisevasti  $\text{Na}^+$  ja  $\text{K}^+$  -konsentraatiota. Pitkään kestävän kovan rasituksen aikana solun ulkopuolelle tosin saattaa kertyä runsaasti  $\text{K}^+$  -ioneja. (Haug ym. 1992: 95.)

Jänniteherkiksi kanaviksi kutsutaan ionikanavia, jotka ovat lepojännitteen aikana kiinni, mutta avautuvat depolarisaation aikana. Vuotokanaviksi taas kutsutaan kanavia, jotka ovat auki lepojännitteen aikana. Kanavaa nimitetään yleensä sen mukaan, mitä ioneja se päästää lävitseen herkimmin. (Haug ym. 1992: 95.)

### 2.3 Hermosto

Hermosto on neuronien eli hermosolujen sähkökemialliseen nopeaan viestintään perustuva tiedonvälitys- ja säätelyjärjestelmä. Hermoston avulla ihminen vastaanottaa sisäistä ja ulkoa tulevaa tietoa ja muokkaa sitä. Umpieritysjärjestelmä vastaa hitaasta hormonaalisesta tiedonvälityksestä. Näiden järjestelmien välillä on useita yhtäläisyyksiä ja päällekkäisyyksiä. (Haug ym. 1992: 102.)

Hermosto koostuu anatomisesti keskushermostosta eli sentraalisesta hermostosta ja ääreishermostosta eli perifeerisestä hermostosta. Kumpaankin kuuluu somaattisia eli tahdonalaisia, poikkijuovaista lihaksistoa ohjaavia toimintoja sekä autonomisia eli tahdosta riippumattomia, sileää lihaksistoa ja sydänlihasta ohjaavia toimintoja. Keskushermosto koostuu aivoista ja selkäytimestä. Aivot ottavat vastaan tietoa ja muokkaavat sitä sekä vastaavat ns. korkeimmista aivotoiminnoista, kuten oppimisesta, muistista ja puheen tuottamisesta. Selkäydin on selkärangan suojaamassa kanavassa ja koostuu selkäydin- ja aivohermoista sekä niiden neuronien jatkeista. Selkäytimen tehtävänä on välittää viestijä keskushermoston ja ääreishermoston välillä. Keskushermostossa ja ääreishermostossa on motorisia ja sensorisia hermosoluja. Sensoriset hermosyyt välittävät tietoa keskushermostolle, ja siksi niitä kutsutaan afferenteiksi eli tuoviksi hermosyiksi. Motoriset hermosyyt puolestaan kuljettavat keskushermoston käskyt lihaksille ja niitä kutsutaan efferenteiksi eli vieviksi hermosyiksi. Jos hermo katkeaa, jonkin muun neuronin aksonin haara voi ottaa vaurioituneen aksonin tehtävän. (Nienstedt ym. 1999: 517 - 518.)

Ääreishermosto jaetaan fysiologisesti somaattiseen ja autonomiseen hermostoon. Somaattinen hermosto vastaa luustolihasien liikkeistä ja autonominen hermosto tahdosta riippumattomien toimintojen, kuten sileän lihaksiston, sydämen, ruoansulatuksen, hengityksen ja hikoilun toiminnasta. Autonomisen hermoston toiminta jaetaan sympaattisiin ja parasympaattisiin toimintoihin. Sympaattinen hermosto aktivoituu kriisitilanteissa ja parasympaattinen hermosto levossa. (Haug ym 1992: 102 - 103.)

Hermoston eri osat eivät ole toisistaan riippumattomia, vaan hermosto on yksi kokonaisuus, jossa on useita alayksiköitä. Keskushermosto on toisiinsa kytkeytyvien hermosolujen monimutkainen verkosto. Tiedon lähettäjän ja vastaanottajan välillä on suora yhteys, minkä vuoksi signaalinsiirto on erittäin tarkkaa. Sähköiset impulssit johtuvat

hermosyiden ohuita haarakkeita pitkin vastaanottajasoluja kohti. Hermosyiden päät vapauttavat kemiallista viestiainetta solujen väliseen kapeaan rakoon ja tällä tavoin laukaisevat vastaanottajasolussa aktiopotentiaaleja tai muita reaktioita. Hermopäätteet voivat olla yhteydessä lihassoluihin, rauhassoluihin tai toisiin aistin- ja hermosoluihin. Kahden hermosolun tai hermo- ja aistinsolun välisiä liitoksia kutsutaan synapseiksi. Hermokudoksessa on hermosolujen lisäksi erilaisia hermotukisoluja eli gliasoluja. Hermosolujen välinen tiedonvälitys perustuu kemiallisiin viestiaineisiin hermosolujen synapseissa. Viestiaineet voivat stimuloida tai estää hermosolujen toimintaa ja synapsien ansiosta hermosto arvio ja käsittelee tietoa. Muisti ja oppiminen perustuvat pysyviin muutoksiin synapseissa. Hermosolujen muodostamia aktiopotentiaaleja, joita kutsutaan hermoimpulsseiksi, voidaan laukaista ulkoisesti esim. aistinsoluja stimuloimalla, sisäisesti muista hermosoluista tulevilla synapsivaikutuksilla tai solukalvon spontaaneilla sähköpurkauksilla. (Haug ym. 1992: 102 - 105.)

## **2.4 Lihakset**

Lihaskudostyyppiä on kolmea erilaista: luustolihasta, sileää lihasta ja sydänlihasta. Näistä luustolihas on tahdonalainen eli somaattisen hermoston ohjaama. Sileälihaskudos on autonomisen hermoston ja umpieritysjärjestelmän ohjaamaa kudosta, mutta tietyt sydänlihaksen osat osaavat muodostaa aktiopotentiaaleja spontaanisti. Lihakset toimivat muuttamalla pituuttaan eli dynaamisesti (isotoninen) tai muuttamalla jännitystilaansa eli staattisesti (isometrinen). Luustolihakset kiinnittyvät luustoon jänteiden avulla, jolloin luut toimivat vipuvarsien tavoin. Lihaksen lyhentyessä on kyse konsentrisestä supistuksesta. Lihaksen venyessä, vaikka lihas pyrkiikin supistumaan liikettä jarruttaessa, on kyse eksentrisestä supistuksesta. (Haug ym 1992: 230 ; Nienstedt ym. 1999: 143 - 146.)

Lihassyitä eli solua ympäröi ohut sidekudoskalvo. Yksittäisistä lihassyistä muodostuu lihaskudoskimppu, jota ympäröi hieman paksumpi sidekudoskalvo. Näistä useista lihaskudoskimpuista muodostuu taas lihas, jota ympäröi paksu sidekudoskalvo eli faskia. Jokaisen kalvon kollageenisyy liittyy suoraan lihaksen päissä oleviin jänteisiin. Tällöin jokainen lihassy liittyy suoraan jänteeseen ja yhden lihassyyn supistuminen saa aikaan pienen venytyksen jänteeseen. Hermot ja verisuonet sijaitsevat sidekudoskalvossa. (Haug ym 1992: 235.)

Luustolihas voi aktiivisesti ainoastaan supistua, joten lihaksen venyminen tapahtuu passiivisesti lihaksen vastaparin supistuessa. Nämä lihakset ovat toisilleen vastavaikuttajia eli antagonisteja. Jos toinen antagonistilihaksista ei pysty työskentelemään, niin toinen ei voi itse venyä aktiivisesti, eikä voi supistua uudelleen. (Nienstedt ym. 1999: 146.)

Jokaista yksittäistä lihasta kutsutaan toiminnalliseksi yksiköksi, joka muodostuu lihaskudoksesta, sidekudoksesta, verisuonista ja hermoista. Luustolihaslun halkaisija on n. 0,01 - 0,1 mm aikuisella ihmisellä ja yleensä ne ovat muutaman senttimetrin pituisia. Joillakin lihaksilla lihassyyn pituus voi kuitenkin olla yli 30 cm pitkä. (Haug ym. 1992: 234 - 235.)

## **2.5 Lihastoiminnan säätely**

Motoriseen yksikköön sisältyy alfa-motoneuroni eli liikehermosolu ja sen hermottamat poikkijuovaiset lihassolut. Yksi lihassyyn on kiinni vain yhdessä motoneuronissa, kun motoneuroni voi olla yhteydessä joko muutamaankin tai tuhansiin lihassyihin. Selkäytimen alaosaan varpasiin menevä motoneuronin aksoni voi olla jopa yli metrin mittainen. (Haug ym. 1992: 103.) Kuhunkin lihakseen tulee useita motoneuroneita, joten se koostuu useista motorisista yksiköistä. Samankin lihaksen eri yksiköt voivat olla hyvin erikokoisia. Pienten yksiköiden avulla ohjataan pieniä tarkkoja liikkeitä (vain 2-3 lihassyntä), kuten sormien ja silmien liikkeitä. Suurissa motorisissa yksiköissä voi olla taas useita tuhansia lihassyntä. Lihaksen supistusvoiman säätely tapahtuu motoristen yksiköiden lukumäärää vaihtelemalla, koska yksittäisten motoristen yksiköiden supistusvoimaa ei voida juuri muuttaa. (Haug ym. 240, 243.)

Myös riittävän voimakas yksittäinen sähköinen impulssi saa aikaan lihaksen supistumisen ja relaksaation, joka on nykäyksen omainen. Tämä impulssi voi olla motoneuronilta tuleva tai ulkoisesti annettu. Hermoimpulssi saa aikaan yksittäisen lihasnykäyksen, joka alkaa joitakin millisekunteja aktiopotentialin jälkeen. Jos impulssi annetaan uudelleen ennen täydellistä relaksaatiota, lihasjännitys lisääntyy eli tapahtuu summaatio. Työskentelevät lihakset tarvitsevat paljon energiaa, joka vaatii tehokasta verenkiertoa, joten jokaista lihassyntä ympäröi hiussuoniverkosto. (Haug ym. 1992: 241.)

Lihassyt muodostuvat vuorottelevista vaaleista ja tummista poikkiraidoista. Tämän vuoksi luustolihasta kutsutaan poikkijuovaiseksi lihakseksi. Sydänlihaskudoksessa on myös poikkijuovaista lihasta, mutta sileässä lihaskudoksessa ei. Lihassyt muodostuvat tiiviisti pakkautuneista fibrilleistä, jotka ovat 1-2 um paksuisia lieriömäisiä säikeitä, jotka ulottuvat lihassyyn päästä päähän. Fibrilleissä on kahdentyyppisiä filamentteja: aktiinia ja myosiinia, jotka ovat valkuaisaineita. Filamentit ovat järjestäytyneet fibrilleihin tietyn kaavan mukaan. Kaksi kertaa paksumpi myosiini sijaitsee aktiinin sisällä. Lihakseen supistuminen tapahtuu, kun nämä kaksi filamenttia liukuvat toisiinsa nähden vastakkaisiin suuntiin. Tällaista pienintä lihassyyn toiminnallista yksikköä kutsutaan sarkomeeriksi, eli aktiini ja myosiini eivät lyhene, vaan sarkomeeri. Sarkomeeri sijaitsee kahden z-levyn välissä, joihin aktiiniketjujen päät ovat sitoutuneet. (Haug ym. 1992: 235 - 237.)



### 3 HALVAUS

Halvaus tarkoittaa jonkin hermotoiminnan lamaantumista ja ilmenee tavallisesti lihasten halvaantumisenä tai heikkenemisenä. Seurauksena voi olla muitakin häiriöitä, kuten tunto- ja puhehäiriöitä sekä näön muutoksia, kuten kaksoiskuvia. Halvaukset syntyvät, kun jossakin osassa kehoa hermotoiminta häiriintyy tai loppuu kokonaan. Yleensä halvaus johtuu aivojen tai selkäytimen vioittumisesta. Tällöin halvaantuminen on siinä kehon osassa, jonka hermottamisesta kyseinen keskushermoston osa on huolehtinut. (Mustajoki 2009.)

Yleisin halvauksen syy on aivohalvaus, joka on seurausta aivoinfarktista tai aivoaltimosuonen repeämisestä. Selkäydinvammassa hermoyhteys vaurion kohdasta alaspäin on kokonaan poikki ja molemmat alaraajat ovat tällöin halvaantuneet, jos häiriö on rintarangan alueella. Mikäli häiriö on kaularangan alueella, kaikki neljä raajaa ovat halvaantuneet. Halvauksia voi syntyä myös ääreishermoston häiriöiden takia. Halvaus on tällöin yleensä paikallinen ja koskee vain sitä aluetta, josta kyseinen hermo on vastuussa. Muita halvausten syitä ovat mm. aivokasvain ja MS-tauti eli multippeliskleroosi. (Mustajoki 2009.)

## 4 AIVOHALVAUS

Aivohalvaukseen sairastuu Suomessa vuosittain 14 000 henkilöä eli noin 38 henkilöä päivittäin. Neurologisia vaurioita on noin puolella sairastuneista ja 10 - 20 % jää lähes kokonaan hoivattaviksi. Pitkäkestoista kuntoutushoitoa tarvitsee 40 %, kun otetaan huomioon hyvin toipuvat ja nopeasti menehtyvät potilaat, potilaat elävät keskimäärin noin seitsemän vuotta halvauksen jälkeen. Vaikka monet toipuvat hyvin itsestään, jää suurelle joukolle pysyviä haittoja, jotka aiheuttavat ongelmia lihas- ja aistitoimintoihin ja myös ns. korkeampiin aivotoimintoihin. (Neuron 2010.)

Aivohalvauksella tarkoitetaan aivokudoksen vaurioitumisesta johtuvaa aivojen toimintahäiriötä. Sen syynä on usein aivoverenkiertohäiriö (AVH), joka on yleisnimitys aivoverenkierron sairaustiloille, jotka voivat johtua aivoverenvuodosta tai aivoverisuonitukoksesta. Yleisin syy aivoverisuonitukokseen on aivovaltimon veritulppa, tukos johon on syynä valtimosuonten kovettuminen ja ahtautuminen. Valtimoiden kovettumatautia kutsutaan ateroskleroosiksi; sama tauti aiheuttaa myös sepelvaltimotautia. Ahtautumisen seurauksena verenkierto aivoihin estyy ja aivojen jokin kudosalue jää ilman happea. Hermostolukko ei kestä pitkään hapen puutetta, vaan se vaurioituu pysyvästi. Tämä tarkoittaa aivoinfarktia eli kuoliota. (Mustajoki 2008; Ovaska - Pitkänen ym.1999: 22.)

Noin neljännes aivoinfarkteista on peräisin sydäimestä lähtöisin olevasta verihyytymästä eli emboliasta. Tällöin valtimon veren mukana kulkeva verihyytymä kiilautuu johonkin aivovaltimon haaraan estäen verenkierron. Embolian yleisin syy on eteisvärinä, jossa sydämen sähköimpulssit eli solun aktiopotentialit kiertävät kaaosmaisesti eteisen seinämässä. Tällöin eteiset eivät supistu säännöllisesti vaan eri tahdissa eteisten eri osissa. Sähköimpulssit kulkeutuvat myös kammioiden puolelle satunnaisesti ja syke on epäsäännöllinen. Eteisvärinän seurauksena vasempaan eteiseen voi syntyä verihyytymä, koska eteinen ei supistu kunnolla ja veri viipyy eteisessä pidempään, jolloin vaara hyytymään syntymiseen lisääntyy. Hyytymä lähtee helposti liikkeelle ja joutuu pahimmassa tapauksessa aivovaltimeen aiheuttaen tukkeuman. (Mustajoki 2008.)

Aivoverenvuodossa valtimosuoni repeää ja veri valuu joko aivoaineeseen tai lukinkalvon väliseen tilaan. Verenkierto vähenee vuotavan suonen alueella ja aiheuttaa painetta

ympärillä oleviin alueisiin vaurioittaen lähellä olevaa hermokudosta. (Mustajoki 2008 ; Ovaska - Pitkänen ym. 1999: 46 - 48.)

AVH : n riskitekijöitä ovat kohonnut verenpaine, sydänsairaudet, sokeri- ja rasva-aineenvaihdunnan sairaudet, tupakointi, perinnölliset tekijät sekä ylipaino ja liikunnan puute. Usein AVH on seurausta monen eri tekijän yhteisvaikutuksesta vuosikymmenien ajalta. Halvauksen voi laukaista joskus tulehdussairaus, runsas alkoholin käyttö tai poikkeuksellisen kova henkinen tai ruumiillinen rasitus. (Mustajoki 2008 ; Muuronen 1999: 57 - 60 ; Harju 2007: 149.)

Aivoinfarktin oireina voivat olla toispuoleinen raajojen heikkous, tunnottomuus tai holtittomuus, suupielen roikkuminen, puhekyvyn häiriöt, toisen tai molempien silmien näköhäiriöt, kävelyvaikeudet, tasapainohäiriöt ja voimakas huimaus yhdessä sekä aivoverenvuodossa joskus kova päänsärky. Useimmiten oireet ovat kuitenkin kivuttomia. Aivojen toimintahäiriöitä voivat aiheuttaa myös aivovamma, kasvain tai tulehdus. (Mustajoki 2008 ; Ovaska - Pitkänen ym. 1999: 25.)

## 5 AIVOHALVAUKSEN KUNTOUTUSMENETELMÄT

Aivohalvauksesta kuntoutuminen perustuu näkemykseen aivojen plastisuudesta, jonka mukaan aikuisenkin ihmisen aivoissa tapahtuu hermosolujen uudelleen organisoitumista. Tästä on saatu näyttöä PET- ja FMRI-kuvauksilla. Tätä uudelleen organisoitumista tapahtuu harjoittelun seurauksena. Sairastumisen takia menetetyt toiminnot voivat siirtyä aivojen terveisiin osiin, useimmiten sairastuneen aivojen osan reuna-alueille tai aivojen terveelle puoliskolle. Toiminnan tasolla aivojen plastisuus on yhteydessä muistiin ja oppimiseen. Kuntoutus on oppimistapahtuma, jossa hermosoluille opetetaan niiden tehtävät. Solutasolla plastisuus tarkoittaa hermosolujen välisten yhteyksien eli synapsien vahvistumista ja muodostumista. Jokaisella harjoituskerralla hermosolujen väliin syntyy uusia synapseja ja lisää uusien hermojen versomista. Kuntoutuksen keskeisimpiä menetelmiä ovat fysioterapia, toimintaterapia ja puheterapia. (Neuron 2010.)

### 5.1 Fysioterapia

Fysioterapian tarkoituksena on ihmisen liikkumis- ja toimintakyvyn edistäminen, palauttaminen, ylläpitäminen, alenemisen hidastaminen tai toiminnan vajavuuteen sopeuttaminen. Fysioterapia aloitetaan heti sairastumisen jälkeen ja sen aikana työskennellään tiiviissä vuorovaikutussuhteessa potilaan omaisten ja muun kuntouttavan henkilökunnan kanssa. Jos fysioterapian aloitusta lykätään, potilas voi oppia käyttämään kehon toimivaa puolta ylitoiminnalla, mistä on haittaa myöhemmässä kuntoutuksessa. (Ovaska - Pitkänen ym. 1999: 146.)

### 5.2 Kävelysimulaattori

Kävelysimulaattori (kuva 5.1) eli Gait Trainer on sähkömekaaninen laite, jonka avulla fysioterapeutti voi kuntouttaa potilasta. Laitteen etuna on se, että kuntoutuksen voi yleensä hoitaa yksi fysioterapeutti. Valjaiden avulla kevennetään potilaan painoa, mikä helpottaa kuntoutusta. Kävelysimulaattorin avulla saadaan tehtyä myös enemmän askeltoistoja lyhyemmässä ajassa. (Neuron 2010 ; Peurala 2005.)



Kuva 5.1. Kävelysimulaattori (Neuron 2010).

Potilaan liike on kävelysimulaattorissa joko eteen- tai taaksepäin kävelyä simuloivaa liikettä. Kävelysimulaattorin akselin pyörimissuunta on tällöin joko myötä- tai vastapäivään. Fysioterapeutti määrittää visuaalisesti, milloin potilaan jalkaan tarvitaan sähköstimulaatiota. Yleensä sähköstimulaatiota annetaan yhteen jalkaan sekä yhteen lihaseen kerrallaan.

Halvauspotilaiden lisäksi kävelysimulaattorilla on kuntoutettu muun muassa MS-tautia ja Parkinsonin tautia sairastavia sekä CP-lapsia ja polvi- ja lonkkaleikkauksessa olleita. Simulaattorilla saadaan lisäksi vaihtelua kuntoutukseen, mikä parantaa potilaan motivaatiota. Potilas saattaa olla tyytyväinen, vaikka tavoitteena ei olisikaan kävelyn uudelleen oppiminen, koska jo se, että potilas pääsee pystyasentoon voi tuottaa psyykkistä mielihyvää. (Myllylä 2009.)

### 5.3 Kädenkiertolaite

Kädenkiertolaite (kuva 5.2) on sähkömekaaninen laite, jolla potilas harjoittaa halvaantuneen käden kyynärvarren ojentaja- ja koukistajalihaksia (Rehatechnologies 2010). Kädenkiertolaitteen akselin pyörimisliike on edestakaisin myötä- ja vastapäivään 180°, kun potilasta kuntoutetaan.



Kuva 5.2. Kädenkiertolaite (Rehatechnologies 2010).

Fysioterapeutti määrittää visuaalisesti stimulaation aloitus- ja lopetusajankohdat. Kun sähköstimulaatiota tarvitaan esim. oikean käden kyynärvarren koukistajalihakseen, kädenkiertolaitteen akselin kiertosuunta on potilaan suunnasta katsottuna vastapäivään. Jos akseli on koukistajalihaksen stimulaation aloituskulmassa kiertosuunnan ollessa myötäpäivään, stimulaatiovirta ei saa käynnistyä. Oikean käden kyynärvarren ojentajalihakseen annetaan stimulaatiovirtaa, kun akselin kiertosuunta on myötäpäivään. Kulmatiedon lisäksi tarvitaan myös tieto akselin kiertosuunnasta.

### 5.4 FES

Aivohalvauspotilaiden kuntoutuksessa on saatu lupaavia tuloksia myös FES-tekniikalla (Functional Electrical Stimulation). Tässä tuntohermoja aktivoidaan ihon läpi sähköstimulaatiolla, jolloin lihas saadaan supistumaan aiheuttamalla aktiopotentiaaleja ulkoisella sähköstimulaatiolla. Tällä pyritään lisäämään parettiselta alueelta tulevaa ärsytystä aivokuorelle ja aktivoimaan vaurioituneiden osien lähellä olevia osia organisoitumaan uudelleen. (Neuron 2010.)

## 6 NEURON

Neuron on Suomen aivotutkimus- ja kuntoutuskeskus, joka sijaitsee Kuopion Kortejoella. Sen omistaa yksityinen aivotutkimus- ja kuntoutussäätiö. Neuronin tehtävänä on neurologisten, erityisesti aivohalvauspotilaiden, kuntoutus, hoito ja tutkimus. Palveluiden ostajina ovat Kela, terveydenhoito, vakuutuslaitokset, työhallinto ja yksityiset asiakkaat. Neuron tekee tutkimusyhteistyötä mm. Itä-Suomen yliopiston ja Kuopion yliopistollisen sairaalan neurologisen klinikan kanssa. (Neuron 2010.)

Neuronin tavoitteena on aivohalvauspotilaiden kuntoutumisen aivomekanismien tutkiminen, uusien kuntoutumismenetelmien kehittäminen ja niiden vaikuttavuuden tutkiminen. Tutkimustoiminta keskittyy kliiniseen tutkimukseen, jossa analysoidaan eri kuntoutusmenetelmien vaikuttavuutta ja kehitetään uusia kuntoutusmuotoja. Neuron on saanut sosiaali- ja terveystieteiden laatuohjelman SHGS:n (Social and Health Quality Service) mukaisen laaduntunnustuksen 29.9.2006. (Neuron 2010.)

FES-stimulaattorin ohjausyksikön sovellustestaus suoritettiin Neuronilla, koska siellä on käytössä kävelysimulaattori ja kädenkiertolaite. Neuronilta hankittiin myös asiakaspalautteet laitteen käytettävyydestä, koska laitetta kehitetään palautteen perusteella.

## 7 KÄVELYSIMULAATTORIN OHJAUSYKSIKKÖ

### 7.1 Tarve

Kävelysimulaattorin ohjausyksikköä tarvittiin, koska saatavilla ei ollut edullista ohjausyksikköä, johon olisi voinut liittää minkä tahansa kuntoutuksessa käytettävän EMS-laitteen (Electro Muscular Stimulation). Fysioterapeuttien on hankala käyttää Neuronilla käytössä olevaa ohjausyksikköä, koska siinä stimulaation ajoitus perustuu ajastinpiirillä tehtäviin viiveisiin. Myöhemmin kesken työn toteuttamisen selvisi, että laitteella olisi hyvä pystyä ohjaamaan myös kädenkiertolaitteen stimulaation ajoitusta. Kädenkiertolaitteen stimulaation ohjauksessa tarvitaan kulmatiedon lisäksi akselin pyörimissuuntatieto.

### 7.2 Tavoitteet

Tavoitteena oli suunnitella ja rakentaa FES-ohjausyksikön prototyyppi työn tilaajan määrittelemien teknisten vaatimusten mukaisesti. Laitteella luetaan kävelysimulaattorin ja kädenkiertolaitteen akselin kulmatietoa, jonka avulla määritetään oikeat ajankohdat, jolloin stimulaatiovirta johdetaan potilaaseen releen kautta. Suunnittelun ja toteutuksen jälkeen laitteen täytyi läpäistä työn tilaajan ennalta määrittelemät testausmittaukset. Tarkoituksena oli testata laitetta Neuronilla myös käytännössä. Myöhemmin tavoitteisiin lisättiin, että prototyyppejä rakennetaan 5 kpl ja näistä hankitaan asiakaspalautteet, joiden pohjalta laitetta kehitetään.

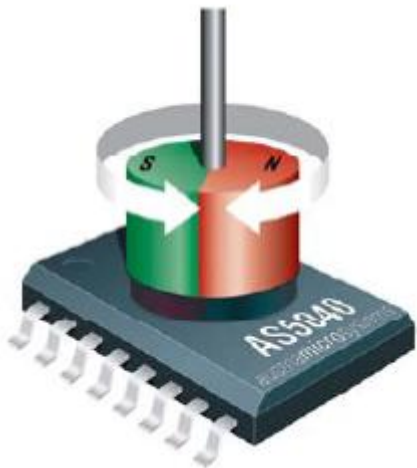
### 7.3 Tekniset vaatimukset

Kulmanlukutarkkuuden minimiksi määritettiin  $360^\circ/64\text{bittiä} = 5,6^\circ/\text{bitti}$ . Laitteen komponenttikustannusten tuli olla alle 100 euroa. Laitteen täytyi olla paristokäyttöinen tai sitä pitäisi voida käyttää medical-käyttöön hyväksytyllä muuntajalla. Laitteeseen täytyi pystyä liittämään yhtä aikaa neljä eri EMS-laitetta, eli laitteessa täytyi olla neljä eri kanavaa, joita voi käyttää yhtä aikaa. Suurin jännite, jolla EMS-laitteita käytetään, on 100 V ja maksimivirta on 50 mA. Kävelysimulaattorin ja kädenkiertolaitteen akselin pyörimisnopeudet ovat noin 0,5 kierrosta/sekunti.



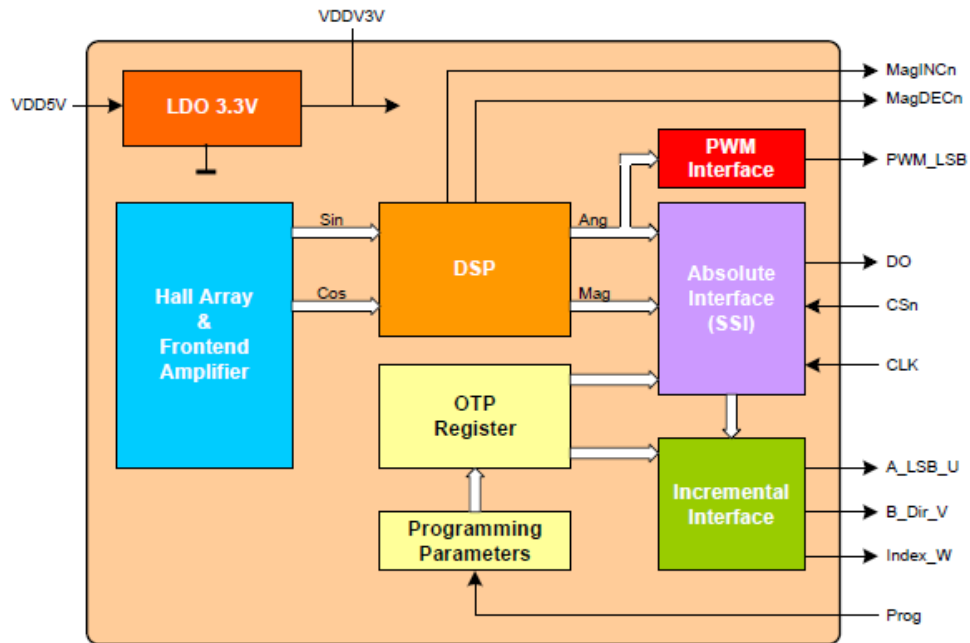
## 8 KULMATIETOANTURI

Kulmatietoanturiksi (kuva 8.1) valittiin 10-bittinen Austrianmicrosystems AS5040-kulmatietoanturi. AS5040-kulmatietoanturi on magneettinen ja se perustuu Hall-ilmioon. Hall-ilmiossa magneettikenttä aiheuttaa kahden johtimen välille potentiaalieron, joka on suoraan verrannollinen magneettikentän voimakkuuteen. Enkooderi muuttaa potentiaalieron PWM- ja sarjaliikennemuotoon koodatuksi kulmatiedoksi. Anturista saa kulmatiedon myös analogisena jännitteenä. Anturissa (kuva 8.2) on lisäksi OTP-rekisteri (One Time Program), jota ohjelmoimalla anturista on mahdollista saada käyttöön eri moodeja. Anturin valintaan vaikuttivat anturin pieni koko (6,2 mm x 7,8 mm x 1,86 mm) ja edullisuus. (Austriamicrosystems 2010.)



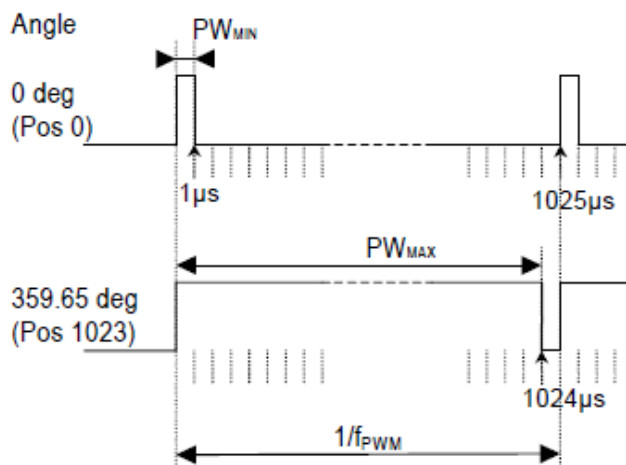
Kuva 8.1. Kulmatietoanturi (Austriamicrosystems 2010).

Kävelysimulaattorin tai kädenkiertolaitteen akselin päähän asennetaan lieriön muotoinen magneetti, jonka pyöriessä magneettikenttä muuttuu ajan ja paikan suhteen. Lähelle magneettia, 0,5 mm – 1,8 mm etäisyydelle asennetaan kulmatietoanturi, josta kulmatieto siirretään mikrokontrolleriin.



Kuva 8.2. Kulmatietoanturin lohkoakaavio (Austriamicrosystems 2010).

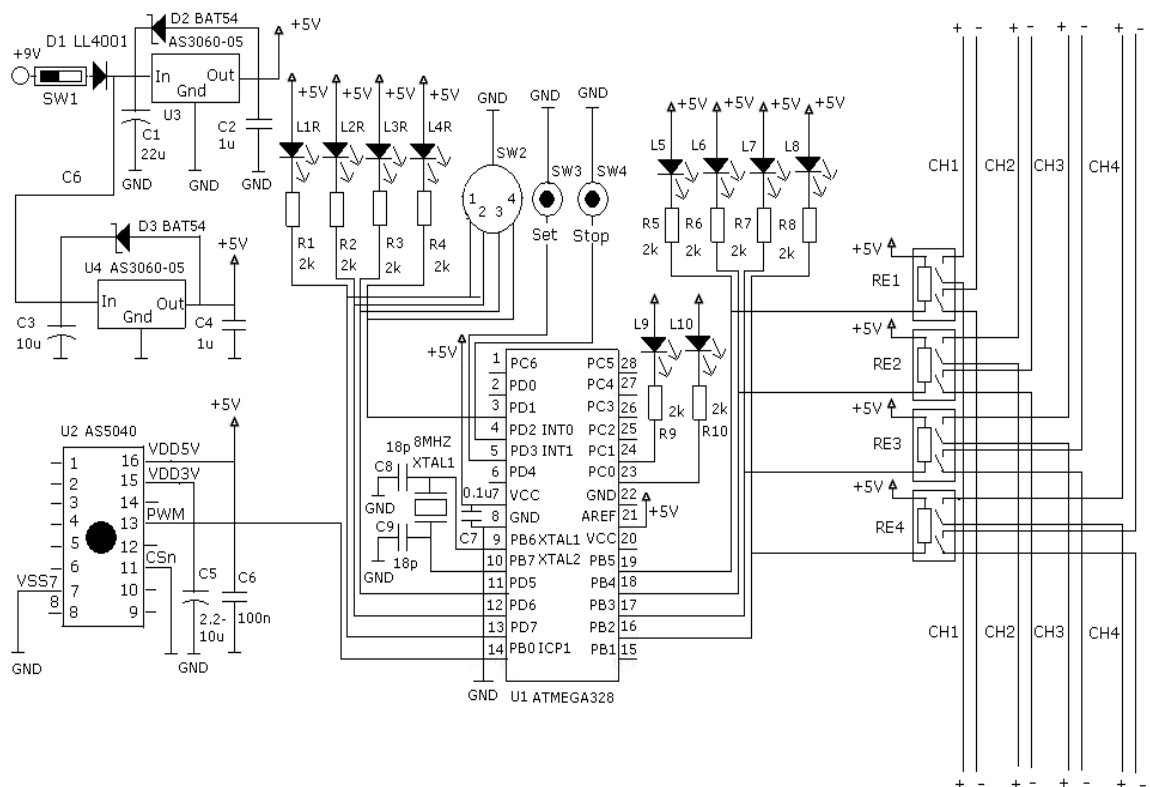
Kulmatietoanturin ulostulona käytettiin PWM-signaalia (kuva 8.3), koska tarkkuus oli riittävä. Tällä tavalla anturin ja mikrokontrollerin välille tarvittiin vähiten kytkentäjohtoja ja ohjelmointi oli helpoin toteuttaa. Resoluutio on  $360^\circ/1024$ bittinä =  $0.35^\circ$ /bitti. Anturi päivittää kulmatietoa  $1025 \mu\text{s}$ :n välein.



Kuva 8.3. Kulmatietoanturin PWM-signaali (Austriamicrosystems 2010).

## 9 KYTKENTÄKAAVIO

FES-ohjausyksikön (kuva 9.1) jännitelähteenä voi käyttää 9 V:n paristoa tai medical-hyväksyttyä muuntajaa. Ohjausyksikölle ja anturille ovat omat jännitteen regulointipiirit, koska anturin johto on noin 3 metriä pitkä ja 5 V:n jännitteellä anturin ja jännitelähteen maadoituksen välille muodostui 0,5 V:n jännite-ero.



Kuva 9.1. Kävelysimulaattorin ohjausyksikön kytkentäkaavio.

Kulmatietoanturi AS5040:n PWM-signaalin ulostulo liitettiin mikrokontrolleri AtMega328:n input pinniin PBO. Stimulaation aloitus- ja lopetuskulmat asetetaan prosessorin muistiin ”set” ja ”stop” painonapeilla. Akselin pyörähtäessä uudelleen stimulaation aloituskulmaan, johdetaan releen ja elektrodien kautta kytkeytyvä EMS-laitteen stimulaatiovirta potilaaseen. Stimulaatio lopetetaan vastaavasti stimulaation lopetuskulmassa. Mikrokontrolleriin on liitetty myös kiertokytkin, jota käytetään kanavan valintaan. Kytkentäkaavion komponentit ovat hintoineen liitteessä A.

## 10 OHJELMAKOODI

### 10.1 Suunnitteluympäristö

Ohjelmakoodin suunnitteluun käytettiin Arduino-0016 tekstieditoria ja debuggaukseen AVR-studio 4 -ohjelmaa. Arduino on kehitysalusta (kuva 10.1), jonka avulla voidaan ohjelmoida AVR-mikrokontrollereita. Kehitysalustalla on I/O liitännät hyppylankoja varten, muutama LED, ulkoinen kellokide sekä DC-liitin ulkoista jännitelähdettä varten. Ohjelmakoodin lataaminen PC: ltä mikrokontrollerille tapahtuu USB-kaapelin kautta. Kehitysalustalla on USB-liitännän vieressä muunnin, joka luo mikrokontrolleria varten virtuaalisen COM - portin.



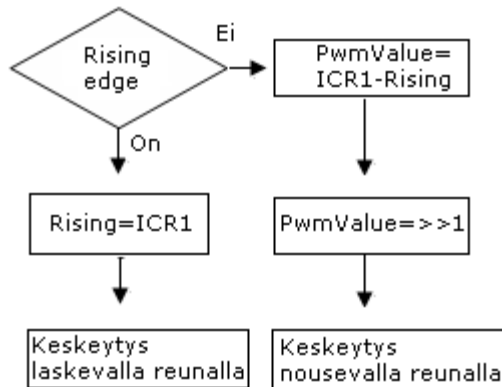
Kuva 10.1. Arduinon Diecimilia kehitysalusta.

### 10.2 Rakenne

Koodi (liite B) on suunniteltu C-kielellä. Ohjelman suoritus alkaa setup-funktiosta, jossa alustetaan porttien tilat, otetaan käyttöön 8-bittinen ajastin timer0 ja 16-bittinen timer1. Timer0:n ja timer1:n ulkoiset keskeytykset otetaan käyttöön ja alustetaan timer1:n input capture-keskeytys sekä alustetaan timer0:n ylivuotokeskeytys.

Ohjelman suoritus siirtyy tämän jälkeen päättymättömään void loop -silmukkaan. Kulmatiedon luku tapahtuu ulkoisen input capture-keskeytyksen avulla, mikä tapahtuu piniin PB0 tulevan PWM-signaalin nousevalla ja laskevalla reunalla. Nousevan tai laske-

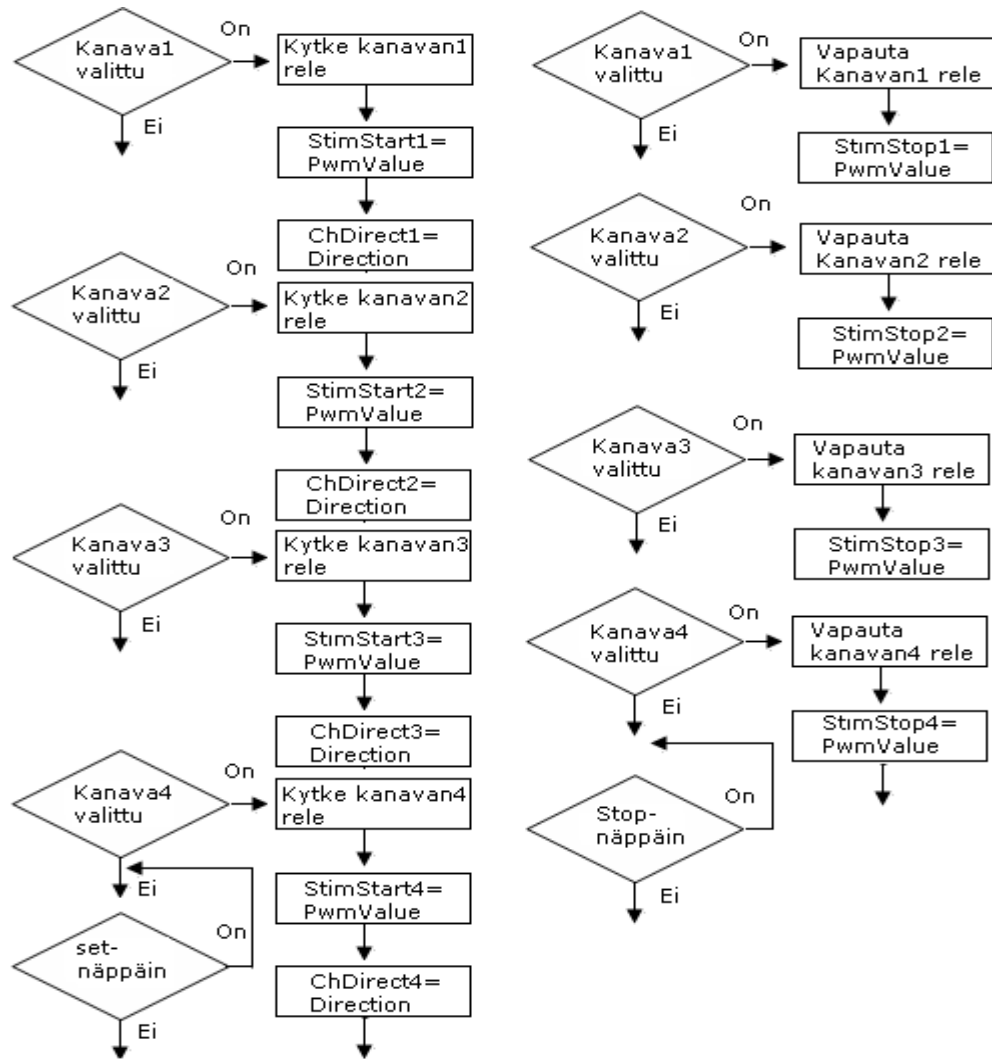
van reunan havaittuaan input capture unit aiheuttaa keskeytyksen (kuva 10.2) ja asettaa ajastinrekisterin arvon muistiin ICR-rekisteriin.



Kuva 10.2. Vuokaavio PWM-signaalin mittauksesta.

Tämän jälkeen ohjelman suoritus siirtyy ISR (Interrupt Service Routine) keskeytysvektoriin, jossa nousevan reunan tapauksessa ICR1-rekisterin arvo kopioidaan Rising-muuttujaan. Tämän jälkeen muutetaan keskeytys PWM-signaalin laskevalle reunalle. Laskevan reunan tapauksessa lasketaan PWM-signaalin kesto aika vähentämällä ICR1-rekisteristä Rising-muuttujan arvo. Tämä arvo laitetaan muistiin PwmValue-muuttujaan. Viimeiseksi muutetaan keskeytys pulssin nousevalle reunalle.

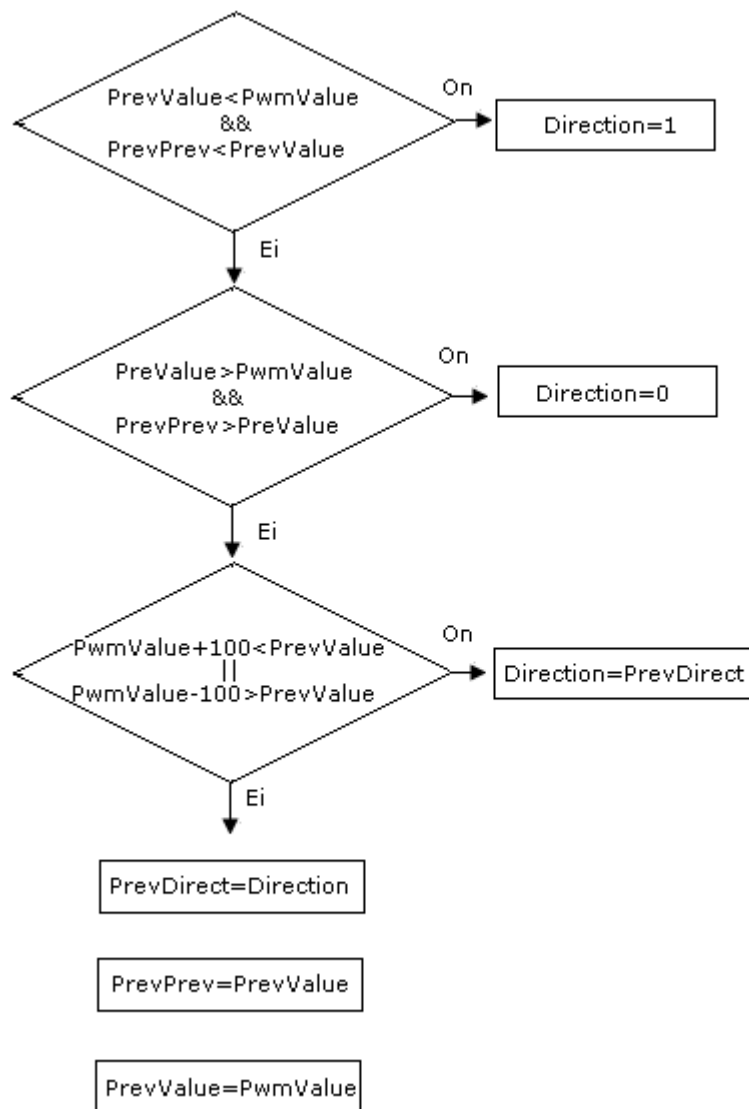
Start-kulma laitetaan muistiin (kuva 10.3) pinniin PD3 ohjelmoidun ulkoisen näppäin-keskeytyksen avulla. Pinnin PD3 maadoitussa ohjelma siirtyy keskeytysvektoriin, jossa aluksi tarkastetaan kiertokytkimen asento, eli selvitetään mikä kanava on ohjelmointivuorossa. Kanavan 1 ollessa ohjelmointivuorossa kopioidaan PwmValue-muuttujan sen hetkinen arvo Stimstart1-muuttujaan. Direction-muuttujan sen hetkinen arvo kopioidaan ChDirect1-muuttujaan. Pinnin PB5 maadoitussa, rele kytkeytyy ja stimulaatiovirta pääsee elektrodeille. ChDirect-muuttujaa tarvitaan, kun käytetään kädenkiertolaitetta. Stimulaatiovirta saa kytkeytyä päälle ainoastaan stimulaation aloituskulmassa, kun akselin kiertosuunta on oikea.



Kuva 10.3. Vuokaavio näppäin keskeytysfunktioista.

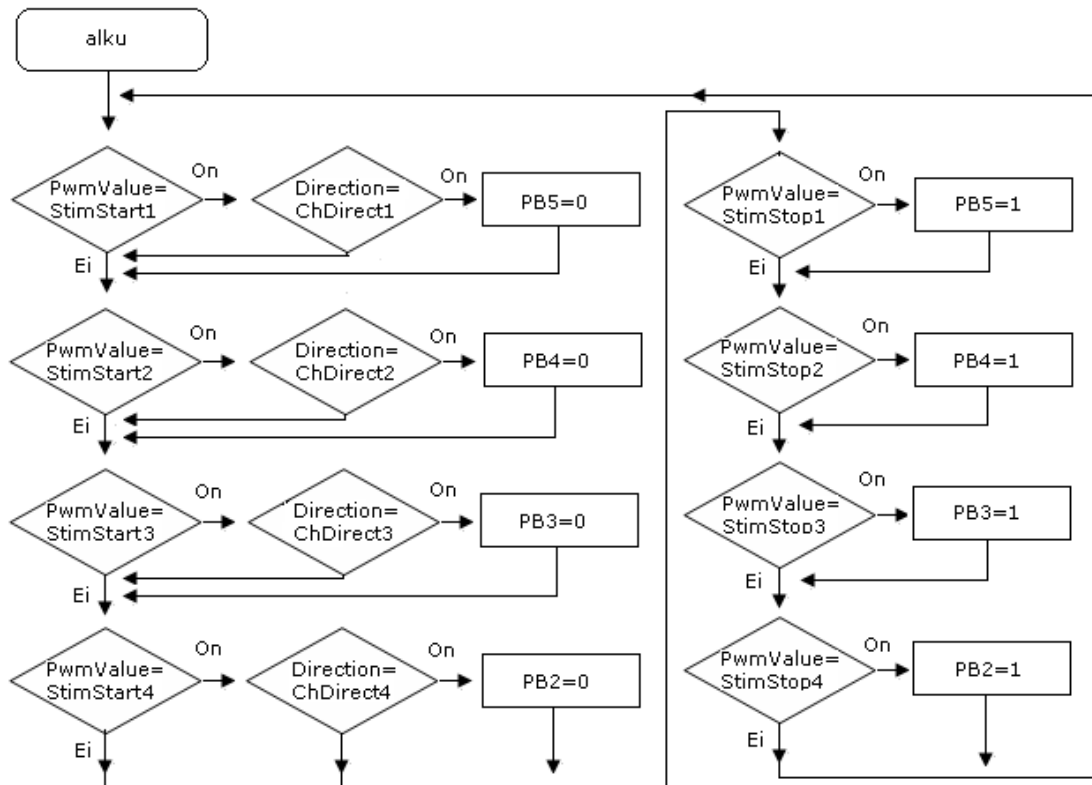
Stop-kulman ohjelmointi tapahtuu pinniin PD4 tulevan ulkoisen näppäin keskeytyksen avulla. Stop-kulman ohjelmoinnissa Direction-muuttujaa ei tarvita, koska stop-kulman tapauksessa stimulaatio lopetetaan aina. Pinnin PB5 jännite kytkeytyy takaisin 5 volttiin ja rele vapautuu estäen stimulaatiovirran pääsyn elektrodeille.

Akselin kiertosuunnan määrittäminen tapahtuu timer0:n ylivuotokeskeytyksen avulla. Keskeytysfunktiossa (kuva 10.4) verrataan sen hetkistä PwmValue-muuttujan arvoa kahteen edelliseen PwmValuen arvoon, jotka ovat PrevValue- ja PrevPrev-muuttujissa. Jos PwmValuen arvo on suurempi kuin PrevValuen arvo, jonka taas on oltava suurempi kuin PrevPrev arvo, on Direction-muuttujan arvo 0 ja akselin pyörimissuunta on myötäpäivään. Akselin pyöriessä vastapäivään uudemmat arvot ovat vanhoja arvoja pienempiä ja Direction-muuttujan arvo on 1.



Kuva 10.4. Vuokaavio, jossa määritetään akselin kiertosuunta.

Akselin pyöriessä tulee vastaan tilanne, jossa PWM-signaali muuttuu joko 1  $\mu$ s: n mittaisesta pulssista 1024  $\mu$ s: n mittaiseksi pulssiksi vastapäivään pyöritettäessä, tai myötäpäivään pyöritettäessä päinvastoin. Tämä on otettu huomioon ohjelmoimalla if-lause, jossa testataan kuinka paljon arvo on muuttunut edellisestä arvosta. Jos PwmValuen arvo muuttuu yli 100 yksikön verran, Direction-muuttuja muutetaan takaisin edelliseen arvoon, joka on muistissa PrevDirect-muuttujassa.



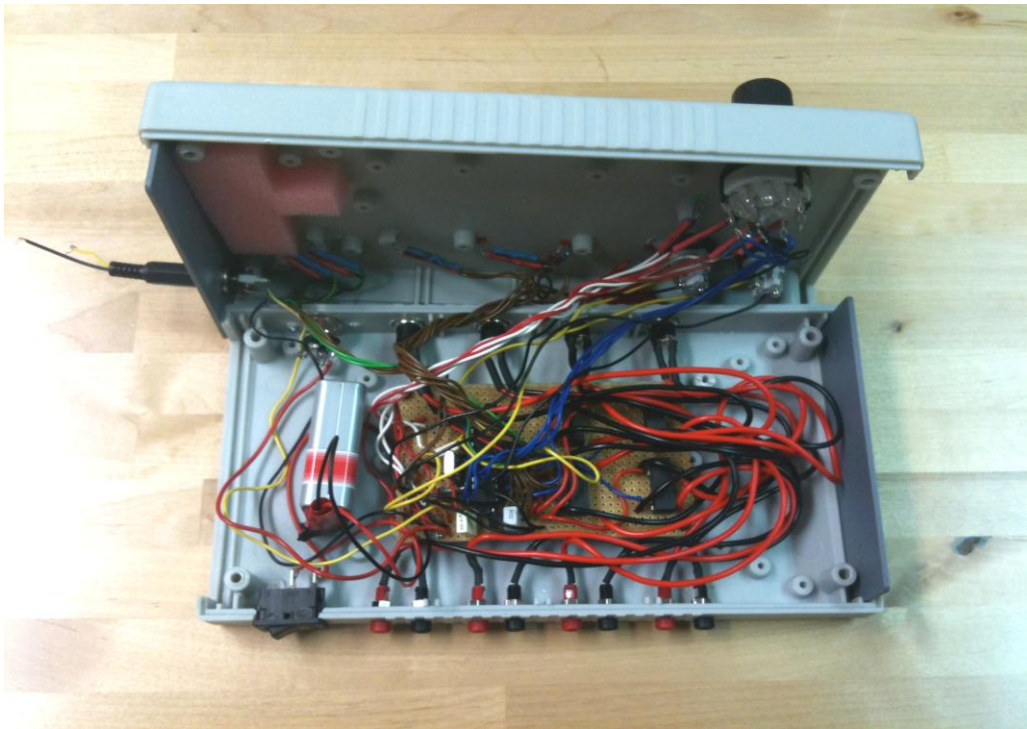
Kuva 10.5. Vuokaavio void loopista.

Void loop -silmukassa (kuva 10.5) pollataan muuttujia StimStart (1 - 4) ja muuttujia StimStop (1 - 4). Jonkun StimStart-muuttujan arvon ollessa sama kuin PwmValue-muuttujan tarkistetaan ensin, onko akselin kiertosuunta oikea stimulaation aloitukselle, eli onko ChDirect-muuttujalla sama arvo kuin Direction-muuttujalla. Jos arvo on sama, rele kytkeytyy päästäen stimulaatiovirran potilaaseen elektrodien kautta. Jonkin StimStop-muuttujan (1 - 4) ollessa sama PwmValuen arvon kanssa stimulaatio kytkeytyy pois releen vapautuessa.



## 11 KOTELOINTI

Kyseessä (kuva 11.1) oli laitteen prototyyppi, joten koteloinnin ainoa vaatimus oli laitteen helppokäyttöisyys. Lisäksi anturi täytyi pystyä irrottamaan ohjausyksiköstä. Ohjausyksikön kotelon (kuva 11.1) mitat ovat 21 cm x 11 cm x 4 cm. Piirilevyn mitat ovat 10 cm x 6 cm.



Kuva 11.1. Prototyyppi kotelon sisältä.

Kotelon alaosaan (kuva11.1) porattiin reiät stimulaattorin ja elektrodien liittimiä varten. Kotelon yläosaan porattiin reiät kiertokytkintä, painonappeja ja LEDejä varten. Piirilevy kiinnitettiin ruuveilla koteloon, minkä jälkeen liittimet kiinnitettiin kotelon runkoon muttereilla.



Kuva 11.2. Kulmatietoanturi piirilevyllä kotelon sisällä.

Kulmatietoanturin kotelon (kuva 11.2) mitat ovat 7,0 cm x 5,0 cm x 2,2 cm. Kulmatietoanturin piirilevyn mitat 4,2 cm x 5,3 cm. Kulmatietoanturin piirilevy kiinnitettiin koteloon ruuveilla levyn reunoista. Kotelon yläosaan (kuva 11.3) porattiin reikä, koska kulmatietoanturi täytyi saada näkyviin kotelon sisältä.



Kuva 11.3. Kulmatietoanturin kotelointi.



Kuva 11.4. Kotelointi etu- ja takapuolelta.

Kulmatietoanturi (kuva 11.3) kiinnitetään ohjausyksikköön (kuva 11.4) din-liittimellä ja EMS-laitteet (kuva 11.4) plug in -liittimillä. Elektrodit voi liittää (kuva 11.4) ohjausyksikköön DC-liittimillä. Ohjausyksikön (kuva 11.5) reunaan kiinnitettiin Audio-liitin PWM-signaalin seuraamista varten.

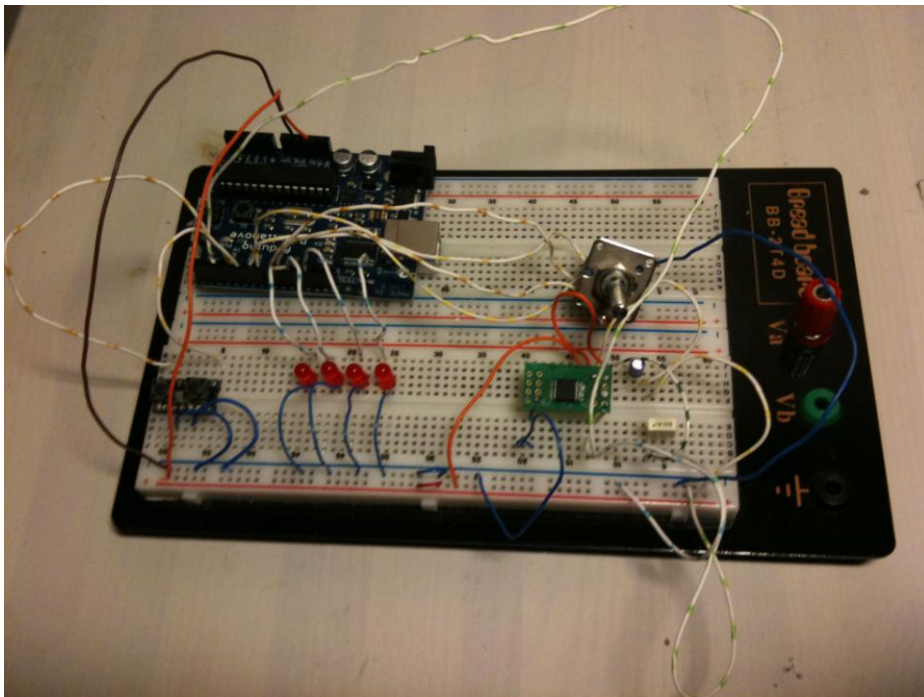


Kuva 11.5. FES-ohjausyksikön kotelointi valmiina.

## 12 TESTAUS

### 12.1 Laboriorimittaukset

Laboriorimittaukset suoritettiin digitaali-oskilloskoopilla ja yleismittarilla, jota käytettiin virheiden paikantamiseen ja virrankulutuksen mittaamiseen. Oskilloskooppia käytettiin anturin PWM-signaalin mittaamiseen, resoluution mittaamiseen ja ohjausyksikön ulostuloviiveiden tutkimiseen. Koodin virheiden paikantamiseen käytettiin avr-studio 4.0:n debuggeria.

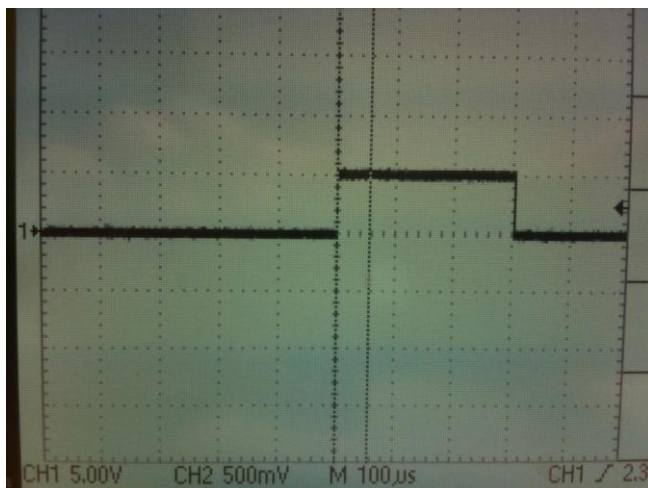


Kuva 12.1. Testauskytkentä koekytkentäalustalla

Testausmittauksia suoritettiin työvaiheiden edetessä. Ensimmäiset mittaukset (kuva 12.1) suoritettiin koekytkentäalustalla, jossa testattiin jännitetason pudotus, anturin toimivuus sekä prosessorin koodin toimivuus ja releiden toiminta. Ensin nauhakuparoidulle reikälevylle juotettiin anturi ja sen oheiskomponentit. Tällöin havaittiin oskilloskoopilla sekä maadoituksessa että käyttöjännitteessä rippeliä 500 mV. Asia korjattiin lisäämällä kulmatietoanturin kytkentään oma jännitteen regulointipiiri.

Ohjausyksikön nauhakuparoidulle reikälevylle juotettiin ensin jännitteen regulointipiiri ja sen oheiskomponentit. Seuraavaksi oli vuorossa mikrokontrollerin istukka, johon AtMega328 saatiin nopeasti kiinni tai irti ohjelmakoodin lataamista varten. Mikrokontrolleriin liitetyt oheiskomponentit, kiertokytkin, painonapit ja anturi lisättiin kytkentään. Viimeisenä juotettiin kytkentään LEDit ja reed-releet, joiden toimivuus testattiin ohjelmakoodin ja oskilloskoopin avulla.

Kun hardwaren todettiin toimivan odotetulla tavalla, aloitettiin PWM-signaalin resoluutiomittaukset (kuva 12.2). Mittauksissa käytettiin apuna muovikotelosta tehtyä alustaa, johon porattiin reikä akselia varten, johon magneetti kiinnitettiin. Resoluutiota mitattiin oskilloskoopilla säätämällä sec/div -asteikko aluksi 5  $\mu\text{s}$ : iin. Start-kulma liipastiin oskilloskoopin näyttäessä esim. ajan hetkeä 1005  $\mu\text{s}$  ja stop- kulma 20  $\mu\text{s}$ . Aika 0  $\mu\text{s}$  on PWM-signaalin nousevan reunan kohdalla. Tämän jälkeen testialustan akselia liikuteltiin edestakaisin seuraamalla samalla ohjausyksikön LEDejä, PWM-signaalia oskilloskoopista ja kuinka hyvin LEDien syttyminen/sammuminen vastasi start- ja stop-kulmia. Mittauksia tarkennettiin säätämällä sec/div -asteikko 2,5  $\mu\text{s}$ : iin. Akselin kierto-suunnan määrittystarkkuus testattiin samalla tavalla.



Kuva 12.2. PWM-signaali oskilloskoopissa kuvattuna..

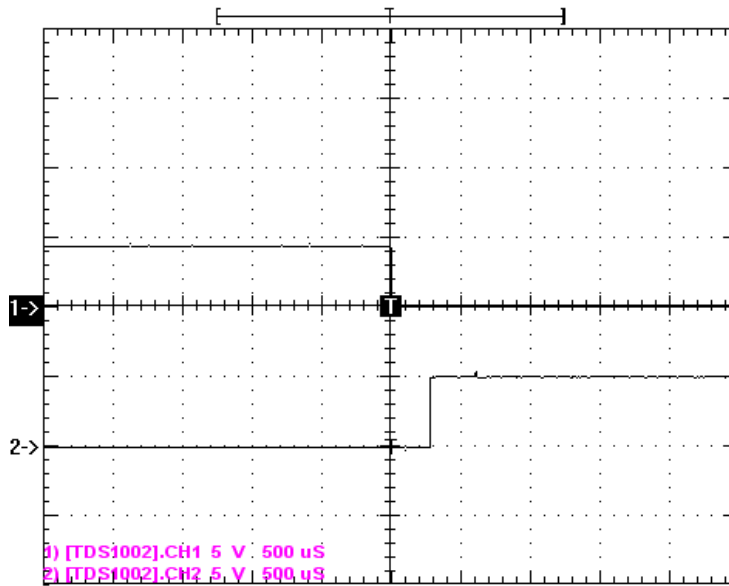
Akkuporakoneen avulla testattiin maksiminopeutta, jolla akselia voidaan pyörittää, jotta ohjausyksikkö kykenee liipaisemaan stimulaation käyntiin ja lopettamaan sen. Akkuporakoneessa on kaksi eri nopeutta, joilla sitä pystyttiin pyörittämään: 450 kierrosta/min ja 1100 kierrosta/min. Kiertonopeudeksi valittiin 450 kierrosta/min. Start- ja stop-kulmat

asetettiin muistiin kaikkiin neljään kanavaan. Ensin kanavan 1 start-kulma, minkä jälkeen akselia pyöritettiin  $90^\circ$  ja laitettiin kanavan 1 stop-kulma muistiin. Kanavan 2 start-kulma laitettiin muistiin samasta akselin asennosta ja käännettiin  $90^\circ$ , johon kanavan 2 stop-kulma laitettiin muistiin. Kaikki neljä kanavaa laitettiin muistiin em. tavalla. Tällä tavalla voitiin hyvin nähdä, syttyikö ja sammuiiko LEDit oikeina ajan hetkinä. Tämän jälkeen porakonetta pyöritettiin eri nopeuksilla.

Releiden ja koodin aiheuttamat viiveet start ja stop painalluksen jälkeen testattiin oskilloskoopin avulla kytkemällä jännite stimulaattorin liittimiin. Viive mitattiin DC-liittimestä.

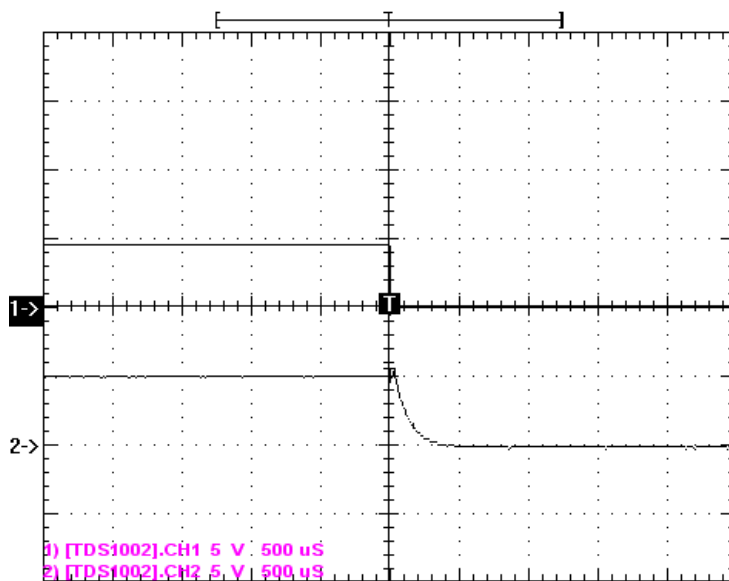
## **12.2 Laboratoriomittaustulokset**

Kulmatiedon tarkkuudeksi saatiin oskilloskoopilla PWM-signaalia mittaamalla  $\pm 4 \mu\text{s}$ . Laitteen kulmatiedon resoluutio tällöin  $2,8^\circ/\text{bitti}$ . Akselin kiertosuuntaa muutettaessa akselin täytyy pyörähtää  $3,5 - 6^\circ$ , jotta suuntatieto päivittyy. Täydellä nopeudella porakonetta pyöritettäessä LEDit eivät syttyneet ja sammuneet niin kuin olisi pitänyt, vaan välillä joku LED jäi palamaan pidemmäksi aikaa tai oli sammuneena. Arvioitu nopeus, jolla porakonetta pystyttiin luotettavasti pyörittämään, oli 300 kierrosta/min. Virrankulutukseksi mitattiin 23mA.



Kuva 12.3. Releen aiheuttama viive start – painalluksen jälkeen

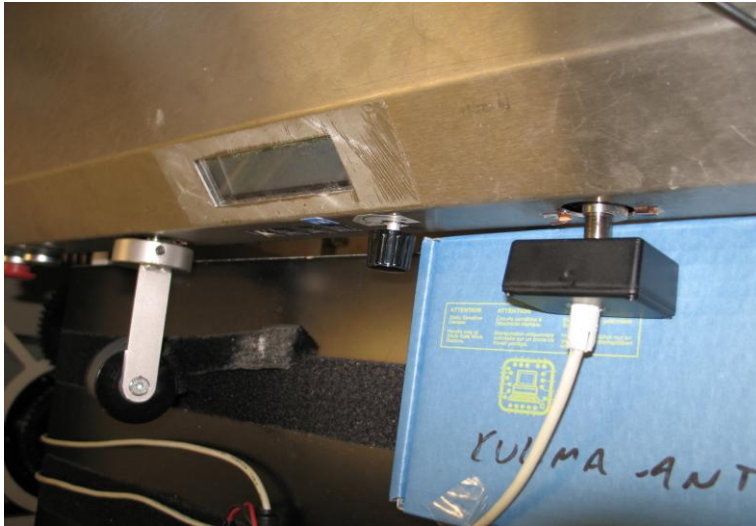
Releiden ja mikroprosessorin aiheuttamat viiveet (kuva 12.3) tutkittiin oskilloskoopin avulla. Kanavassa 1 näkyy näppäimen jännitetaso. Kanavassa 2 näkyy releen kärkien kautta kytkeytyvä 5 V:n jännite. Näppäimen painamisen jälkeen viiveeksi mitattiin 300 μs. Stop-näppäimen painalluksen aiheuttama viive (kuva 12.4) tutkittiin myös oskilloskoopilla. Viiveeksi mitattiin 300 μs. Näppäimen jännitetaso on hieman alle 5V, mikä johtui huonosta patterista.



Kuva 12.4. Releen aiheuttama viive stop – painalluksen jälkeen.

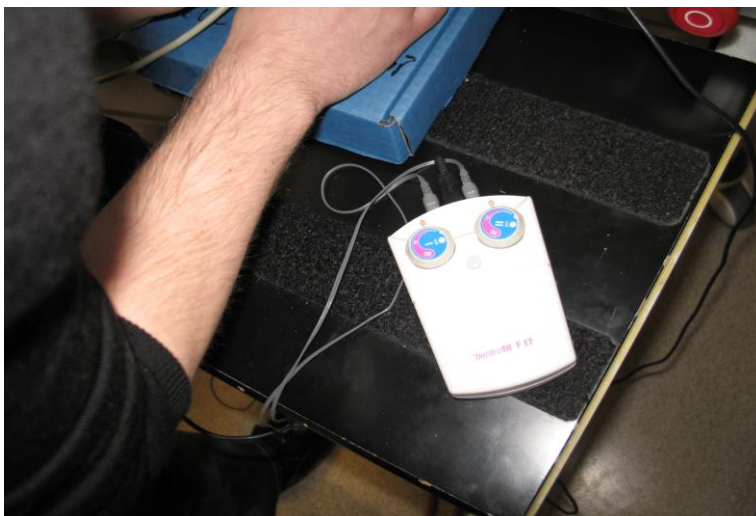
### 12.3 Sovellustestaus

Laiteen sovellusmittauksia suoritettiin aluksi pyörittämällä magneettia akselin päässä itse tehdyllä testialustalla, joka tehtiin akselistä (mitat 8 mm x 640 mm) ja muovikotelosta, johon porattiin reikä akselia varten. Tällä tavoin akselia pystyttiin liikuttelemaan edestakaisin helposti tarpeeksi tukevalla testialustalla.



Kuva 12.5. Anturin testaaminen kädenkiertolaitteessa.

Neuronilla suoritettiin sovellustestauksia asentamalla anturi (kuva 12.5) kädenkiertolaitteen akselin päähän ja kytkemällä EMS-stimulaattori (kuva 12.6) ohjausyksikköön.



Kuva 12.6. Fes - kuntoutuksessa käytettävä EMS - stimulaattori.



Oskilloskoopista seurattiin (kuva 12.7) stimulaation käynnistys- ja lopetusajankohtia. Neuronilla tehtävien testausten kriteereinä oli, että laite toimii kuntoutustilanteessa luotettavasti eli käynnistää ja lopettaa stimulaation oikeaan aikaan.

Ohjausyksikön testaus kävelysimulaattorissa ei onnistunut toivotulla tavalla. Testauspäivänä huomattiin, että kävelysimulaattorin akseli, johon anturin olisi voinut kiinnittää, pyöri kaksi kertaa nopeammin kuin akseli, josta kulmatietoa olisi pitänyt saada. Sopiva akseli olisi ollut myös se, jossa nykyisen ohjausyksikön optinen kulmatietoanturi on kiinni. Neuronin kävelysimulaattoriin täytyy siis rakentaa ulosotto akselille, joka pyörii oikealla nopeudella, tai irrottaa nykyinen anturi ja asentaa AS5040 kulmatietoanturi tilalle.



Kuva 12.7. Kädenkiertolaiteen testaus Neuronilla.

## 12.4 Sovellustestaustulokset

Testaus (kuva 12.7) pystyttiin kuitenkin suorittamamaan kädenkiertolaitteella, jossa akseli pyörii vuorotellen myötä- ja vastapäivään 180°. Kädenkiertolaitteeseen kytketystä ohjausyksiköstä testattiin kanavien toimivuus ja kiertosuunnan määrittäminen. Oskilloskoopin ja LEDien avulla seurattiin visuaalisesti, vastasivatko stimulaation aloitus- ja lopetusajanhetket muistiin liipaistuja kulmia. Tämä todettiin myös elektrodien kautta tulevasta stimulaatiovirrasta. Kotelo (kuva 12.7) jouduttiin tuolloin aukaisemaan, koska ensimmäisestä prototyypistä puuttui liitin oskilloskooppia varten. Testaus suoritettiin onnistuneesti työn tilaajan vaatimusten mukaisesti, työn tilaajan hyväksynnällä.

## 13 ASIAKASPALAUTE

### 13.1 Asiakaspalautekysely

FES-ohjausyksikön käytettävyydestä tehtiin asiakaspalautekysely (liite C), jonka avulla selvitettiin, mitä parannuksia laitteeseen voisi mahdollisesti tehdä sekä miten hyödylliseksi apuvälineeksi laite koettiin terapiassa. Neuronilta asiakaspalautekyselyyn vastasi fysioterapeutteja ja sairaanhoitajia. Avointa palautetta antoivat lisäksi Taiwanin lääketieteellisen yliopiston professori Keh-chung Lin ja Taiwanin Bi-Manu-Trackin edustaja Wilson Liao.

### 13.2 Asiakaspalautekyselyn tulokset

Yleisesti FES-ohjausyksikköön (liite C) oltiin tyytyväisiä. Laite koettiin käytettävyydeltään helpoksi tai melko helpoksi. Osien sijoittelu oli myös onnistunutta, mutta osat olisi voitu sijoittaa toisinkin. Laitteen ulkokuoren koko oli kaikkien mielestä sopiva. Suunnannäyttömerkkivalot jakoivat mielipiteitä. Osan mielestä ne olivat hyödyllisiä ja osan mielestä ei. Laite toimi luotettavasti ja resoluutio on vastaajien mielestä tarpeeksi hyvä. Kaikkien vastanneiden mielestä laitteesta koettiin olevan terapiassa paljon tai melko paljon hyötyä. Testauksessa käytettiin sekä kävelysimulaattoria ja kädenkiertolaitetta. Ohjekirjan selkeys jakoi vastanneiden mielipiteitä. Kolmen mielestä ohjekirja oli selkeä ja kolmen mielestä se voisi olla selkeämpi.

Avoimessa palautteessa toivottiin suurempia ja kirkkaampia stimulaation merkkivaloja, koska aurinkoisena päivänä LEDit eivät näkyneet tarpeeksi kirkkaasti. Käyttöohjeisiin toivottiin noin sivun mittainen pikaopas. Kaksi vastaajista toivoi, että laitteen langattomuutta kehitettäisiin.

Professori Keh-chung Lin oli tyytyväinen laitteeseen ja halusi laitteen käyttöön niin pian kuin mahdollista. Hänen mukaansa laitteen käyttö vaikutti helpolta. Häntä ilahdutti myös, että laitteeseen voi liittää minkä tahansa EMS-laitteen. Wilson Liao halusi myös laitteen edustukseensa, kun laite on myyntikuntoinen.

## 14 LOPPUTULOKSET

Opinnäytetyönä valmistui toimiva FES-ohjausyksikkö, johon voi liittää EMS-laitteita ja jota voi käyttää kuntoutuksessa yhdessä kävelysimulaattorin ja kädenkiertolaiteen kanssa. Laite läpäisi työn tilaajan kanssa sovitut tekniset vaatimukset ja sovellustestaukset.

Tulevaisuuden suunnitelmissa on tehdä piirilevyn suunnittelu ja toteuttaa laitteen suurempien erien valmistaminen sekä virrankulutuksen vähentäminen. Palautteen pohjalta ohjekirjasta tehdään ns. pikaopas, joka kiinnitetään laitteen pohjaan. Laitteeseen laiteaan suuremmat ja kirkkaammat merkkivalot. Lisäksi laitteen langattomuutta pitäisi kehittää.

## LÄHTEET

- Austriamicrosystems [verkkodokumentti.pdf]. 2.4.2009 [viitattu 8.2.2010]  
 Austriamicrosystems -> magnetic encoder -> rotary encoder -> 5040 -> datasheet  
 Saatavissa: <http://www.austriamicrosystems.com/eng/Products/Magnetic-Encoders/Rotary-Encoders>
- Bear MF., Connors BW., Paradiso MA. (2001). *Neuroscience: Exploring the Brain*. Lippincott, Williams & Wilkins, Baltimore.
- Harju, J. (2007). *Ravintoa sydämelle*. WSOY, Helsinki, Juva : WS Bookwell.
- Haug, E., Sand, O., Sjaastadt, Ø. V. (1992). *Ihmisen Fysiologia*. WSOY, Porvoo.
- Mustajoki, P. *Duodecim terveyskirjasto* [verkkodokumentti]. 11.12.2008 [viitattu 8.2.2010]. Lääkärikirja Duodecim > sairaudet > aivot ja muu hermosto > aivohalvaus  
 Saatavissa: [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=dlk00001](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00001)
- Mustajoki, P. *Lääkärikirja Duodecim* [verkkodokumentti]. 9.7.2009 [viitattu 8.2.2010]. Lääkärikirja Duodecim > artikkelien selaus > H > halvaus  
 Saatavissa: [http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=dlk00018](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00018)
- Myllylä, A. (2009) *Saarijärveläinen* [verkkodokumentti]. 21.4.2009 [viitattu 8.2.2010]. Saatavissa: <http://www.saarijarvelainen.fi/upload/docs/2009-04-22/saarijarvi-8-3.pdf>
- Neuron 2010. [verkkodokumentti]. 11.1.2010 [viitattu 8.2.2010]  
 Saatavissa: <http://www.neuron.fi/esittely.htm>
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A., Björkqvist, S-E. (1999) *Ihmisen fysiologia ja anatomia*. WSOY, Porvoo.
- Ovaska - Pitkänen, M. (1999) *Elämän uusi painos*. Tammer-paino Oy, Tampere.

Peurala, S. (2005) *Rehabilitation of Gait in Chronic Stroke patients*. Väitöskirja. Kuopion yliopisto. Neurologian laitos.

Rehatechnologies [verkkodokumentti.pdf]. 12.1.2010 [viitattu 8.2.2010]

Rehatechnologies ->products ->Bi-Manu-Track -> information materials about the bi-manu track. Saatavissa:

[http://www.technologies.eu/attachments/018\\_Bi\\_Manu\\_Track\\_EN.pdf](http://www.technologies.eu/attachments/018_Bi_Manu_Track_EN.pdf)

Sivenius, J. Neuron [verkkodokumentti]. 11.1.2010 [viitattu 8.2.2010].

Neuron > julkaisuja > aivohalvaus > aivohalvauskuntoutuksen vaikuttavuus ja käytännönperiaatteet. Saatavissa: <http://www.neuron.fi/vaikuttavuus.htm>

## LIITTEET

## BOM

## LIITE A

Tunniste	Osa	Tyyppi	Määrä	Hinta/€
IC -piirit				
U1	Mikrokontrolleri	AtMega328P-PU	1	6
U2	Magneettinen kulmatieto enkooderi	AS5040	1	10,8
U3	Lineaarinen jännite regulaattori	AS1360-50	2	1,51
Kondensaattorit				
C1	Elektrolyyttikondensaattori	22u	1	0,15
C3	Elektrolyyttikondensaattori	10u	1	0,2
C2,C4	Keraaminen kondensaattori	1u	2	0,25
C5	Keraaminen kondensaattori	10u	1	0,25
C6	Keraaminen kondensaattori	100n	1	0,16
C7	Keraaminen kondensaattori	100n	1	0,16
C8, C9	Keraaminen kondensaattori	18p	2	0,1
Vastukset				
R1-R10		2k	10	0,1
Reed - releet				
RE1,RE2,RE3,RE4	Reed-Rele	8L02-05	4	4,41
Diodit				
LD5-LD8	Led	Punainen	4	0,25
LD1-LD4, LD9,LD10	Led	Vihreä	6	0,25
D1	Diodi	LL4001	1	0,3
D2	Shottkydiodi	Bat54	2	0,22
Kytkimet				
SW1	Keinukytkin / On-Off		1	2
SW2	Kiertokytkin		1	1,7
SW3,SW4	Painonapit		2	2,3
Muut				
	Kotelo		1	3,5
	Anturin kotelo			2
	Anturin istukka		1	4,32
	Nauhakuparoitu reikälevy		1	2,9
	Kaapeli		3m	0,3
	Liittimet	mini din 3	1	2,5
		DC - liitin	6	1
		Socket, panel	8	2,3
	Kellokide	8Mhz	1	1
			YHT=	91,14

## Asiakaspalautekysely

## LIITE B

**Taulukko 1.** Asiakaspalautekysely ja asiakaspalautekyselyn tulokset. Sarakkeessa n oleva numero tarkoittaa, kuinka moni vastanneista oli samaa mieltä.

Kysymys	Vastausvaihtoehdot	n
1. Kuinka helppoa laitetta on mielestäsi käyttää asteikolla 1-5?	1. Todella helppo 2. Helppo 3. En osaa sanoa 4. Vaikea 5. Todella vaikea	1 3 2 - -
2. Onko nappien, kytkimien ja liittimien asettelu mielestäsi hyvin toteutettu käytettävyyden kannalta vai pitäisikö sijoittelun olla toisin?	1. Sijoittelu on onnistunut 2. Osat voisivat olla sijoiteltu toisin	5 1
3. Onko laitteen ulkokuoren koko sopiva, vai pitäisikö sen olla suurempi tai pienempi?	1. Sopiva 2. Pitäisi olla suurempi 3. Pitäisi olla pienempi	6 - -
4. Onko suunnannäyttömerkkivaloista mielestäsi hyötyä?	1. Kyllä 2. Ei 3. En osaa sanoa	3 1 2
5. Toimiko laite luotettavasti vai oliko jotain ongelmia?	1. Laite toimi luotettavasti 2. Ongelmia	6 -
6. Onko laitteen kulmanlukutarkkuus eli resoluutio tarpeeksi hyvä?	1. On tarpeeksi hyvä 2. Voisi olla parempi	6 -
7. Kuinka paljon mielestäsi laitteesta on hyötyä terapiassa?	1. Ei lainkaan 2. Jonkin verran 3. En osaa sanoa 4. Aika paljon 5. Paljon	- - 1 2 3
8. Kumpaa laitetta käytit testattaessa laitetta, kävelysimulaattoria vai kädenkiertolaitetta?	1. Kävelysimulaattoria 2. Kädenkiertolaitetta	5 1
9. Oliko ohjekirja mielestäsi selkeä?	1. Kyllä 2. Ei	4 2
10. Avoin palaute		
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Ohjekirja voisi olla fysioterapeuttiystävällisempi</li> <li>- Suuremmat ja kirkkaammat merkkivalot</li> <li>- Yhden sivun pikaohje olisi hyvä</li> <li>- Näppärän kokoinen ja helppo stimulaation ohjelmointi napeilla</li> <li>- Voisiko langattomuutta kehitellä</li> </ul>		



## Ohjelmakoodi

## LIITE C

```

/*****
FES_1.0
Created: 6th December 2009
Author: Marko Laitinen
Processor: AtMega328
description: This program reads PWM - data from AS5040 rotary encoder.
Angular data can be set to the memory in four StimStarts and in four
StimStops variables. In the case of StimStart relay connects and in the case of
StimStop relay releases. Program also reads direction information.
*****/

#include <avr/io.h>
#include <avr/interrupt.h>
#include <avr/signal.h>

int PrevPwm=0;    // Variable for Previous PWM - data
int OldPrev=0;    // for direction reading

int PrevDirect=0; // Previous direction data
int Prev=0;
int Direct=0;     // Variable for Direction data
int Sdirect=0;

int ChDirect1;   // Direction variables for channels 1-4
int ChDirect2;
int ChDirect3;
int ChDirect4;

volatile int Rising=0; // Variable for rising edge time
volatile int PwmValue=0; // Variable for pulse width time
volatile int Pwm=0;    // Variable for direction reading

int StimStart1=32000; // Variables for start angels
int StimStart2=32000;
int StimStart3=32000;
int StimStart4=32000;

int StimStop1=32000; // Variables for stop angels
int StimStop2=32000;
int StimStop3=32000;
int StimStop4=32000;

int counter=0;      // counter for delay
long counter2=0;    // counter for automatic stop

void init(void);

void setup()

{
    init(); // set up function
    sei();  // set global interrupt bit
}

```

```

// This fuction reads direction information
ISR(TIMERO_OVF_vect)
{

    cli(); // all interrupts disable

    // if two Previous PWM values are smaller than the new value
    if(PrevPwm<Pwm && OldPrev<PrevPwm)
    {
        Direct=1; // Direction to clockwise
    }

    // if two Previous Pwm values are bigger than the new value
    if(PrevPwm>Pwm && OldPrev>PrevPwm)
    {
        Direct=0; // Direction to counterclockwise
    }

    // if values change too much
    if(Pwm+100<PrevPwm || Pwm-100 > PrevPwm)
    {
        Direct=PrevDirect; // Direction is previous direction
    }

    PrevDirect=Direct; // Previous direction to the memory

    OldPrev=PrevPwm; // Previous PWM - data to the memory
    PrevPwm=Pwm;
    counter=0;
    Sdirect=Direct;

    if(Direct==0) // if direction to clockwise
    {
        PORTC &= ~0x01; // clockwise led on
        PORTC |= 0x02; // counterclockwise led off
    }

    if(Direct==1) // if direction is to counterclockwise
    {
        PORTC &= ~0x02; // counterclockwise led on
        PORTC |= 0x01; // clockwise led off
    }

    sei(); // set global interrupt bit

}

```

```

ISR(INT1_vect) // Key interrupt
{
    if((PIND & 0x01)==0) // if channel 1 is chosen
    {
        PORTB &= ~0x20; // Starts stimulation
        StimStart1=PwmValue; // Start angle to memory
        ChDirect1=Direct; // Sets direction to memory
    }

    if((PIND & 0x10)==0) // if channel 2 is chosen
    {
        PORTB &= ~0x10; // Starts stimulation
        StimStart2=PwmValue; // Start angle to memory
        ChDirect2=Direct; // Sets direction to memory
    }

    if((PIND & 0x40)==0) // if channel 3 is chosen
    {
        PORTB &= ~0x08; // Starts stimulation
        StimStart3=PwmValue; // Copy PwmValue to StimStart3
        ChDirect3=Direct; // Sets direction to memory
    }

    if((PIND & 0x80)==0) // if channel 4 is chosen
    {
        PORTB &= ~0x04; // Starts stimulation
        StimStart4=PwmValue; // Start angle to memory
        ChDirect4=Direct; // Sets direction to memory
    }

    while(digitalRead(3)==LOW || digitalRead(2)==LOW)
    {
        // if start and stop buttons are both pressed
        if(digitalRead(2)==LOW && digitalRead(3)==LOW)
        {
            PORTB |= 0x3C; // all stimulation off

            StimStart1=32000; // Resets all channels to start
            StimStart2=32000; // and stop angles
            StimStart3=32000;
            StimStart4=32000;

            StimStop1=32000;
            StimStop2=32000;
            StimStop3=32000;
            StimStop4=32000;
        }

        counter=0;

        while(counter<20000) // Delay for start-button
        {
            counter++;
        }
    }
}

```

```

ISR(INT0_vect) // Key interrupt
{
    if((PIND & 0x01)==0) // if channel 1 is chosen
    {
        PORTB |= 0x20; // Stops stimulation
        StimStop1=PwmValue; // Stop angle to memory
    }

    if((PIND & 0x10)==0) // if channel 2 is chosen
    {
        PORTB |= 0x10; // Stops stimulation
        StimStop2=PwmValue; // Stop angle to memory
    }

    if((PIND & 0x40)==0) // if channel 3 is chosen
    {
        PORTB |= 0x08; // Stops stimulation
        StimStop3=PwmValue; // Stop angle to memory
    }

    if((PIND & 0x80)==0) // if channel 4 is chosen
    {
        PORTB |= 0x04; // Stops stimulation
        StimStop4=PwmValue; // Stop angle to memory
    }

    while(digitalRead(2)==LOW || digitalRead(3)==LOW)
    {
        // if start and stop buttons are both pressed
        if(digitalRead(2)==LOW && digitalRead(3)==LOW)
        {
            PORTB |= 0x3C; // all stimulation off

            StimStart1=32000; // Resets all channels to start
            StimStart2=32000; // and stop angles
            StimStart3=32000;
            StimStart4=32000;

            StimStop1=32000;
            StimStop2=32000;
            StimStop3=32000;
            StimStop4=32000;

        }

        counter=0;

        while(counter<20000)
        {
            counter++;
        }
    }
}

```

```

// This function calculates PWM-value
ISR(TIMER1_CAPT_vect )
{
    if(TCCR1B==0x42)        //if rising edge
    {
        Rising=ICR1;        // Rising edge time to the memory
        TCCR1B=0x02;        // Changes interruption for falling edge
    }
    else
    {
        Pwm=ICR1-Rising;    // Calculates pulse width time
        Pwm>>=2;            // This is for direction
        PwmValue=Pwm>>1;    // This is the final PWM-value

        TCCR1B=0x42;        // Changes interruption for rising edge
    }
}

void loop()
{
    asm volatile("sleep"); // processor to sleep mode

    if(PwmValue==StimStart1) // If sensor PwmValue is same than
    {                          // channel 1 start angle
        if(Direct==ChDirect1) // If direction is right for
        {                      // channel 1
            PORTB &= ~0x20;    // Starts stimulation
        }
    }

    if(PwmValue==StimStart2) // If PwmValue is same than
    {                          // channel 2 start angle
        if(Direct==ChDirect2) // If direction is right for
        {                      // channel 2
            PORTB &= ~0x10;    // Starts stimulation
        }
    }

    if(PwmValue==StimStart3) // If PwmValue is same than
    {                          // channel 3 start angle
        if(Direct==ChDirect3) // If direction is right for
        {                      // channel 3
            PORTB &= ~0x08;    // Starts stimulation
        }
    }

    if(PwmValue==StimStart4) // If PwmValue is same than
    {                          // channel 4 start angle
        if(Direct==ChDirect4) // If direction is right for
        {                      // channel4
            PORTB &= ~0x04;    // Starts stimulation
        }
    }
}

```

```

if(PwmValue==StimStop1) // If PwmValue is same than
{ // channel 1 stop angle
    PORTB |= 0x20; // Stops stimulation
}

if(PwmValue==StimStop2) // If PwmValue is same than
{ // channe 2 stop angle
    PORTB |= 0x10; // Stops stimulation
}

if(PwmValue==StimStop3) // If PwmValue is same than
{ // channel 3 stop angle
    PORTB |= 0x08; // Stops stimulation
}

if(PwmValue==StimStop4) // If PwmValue is same than
{ // channel 4 stop angle
    PORTB |= 0x04; // Stops stimulation
}

if(counter2==3000)
{
    if(Prev==PwmValue) // If sensor sends same old value
    {
        if(Sdirect==Direct) // If direction is right
        {
            PORTB |= 0x3C; // All channel's stimulation off
        }
    }
    Prev=PwmValue;
    counter2=0;
}
counter2++;
}

void init(void)
{
    DDRB=0x3C; // Outputs for Stimout and LEDs
    PORTB=0x3C;

    DDRC=0xFF;
    PORTC=0xFF;

    DDRD = 0x00; // Inputs for buttons and switch
    PORTD = 0xFF;

    //external inerrupt control register
    EICRA = 0b00000000; // INT1-interrupt rising edge
    EIMSK = 0b00000011; // INT0 / INT1 interrupt enable

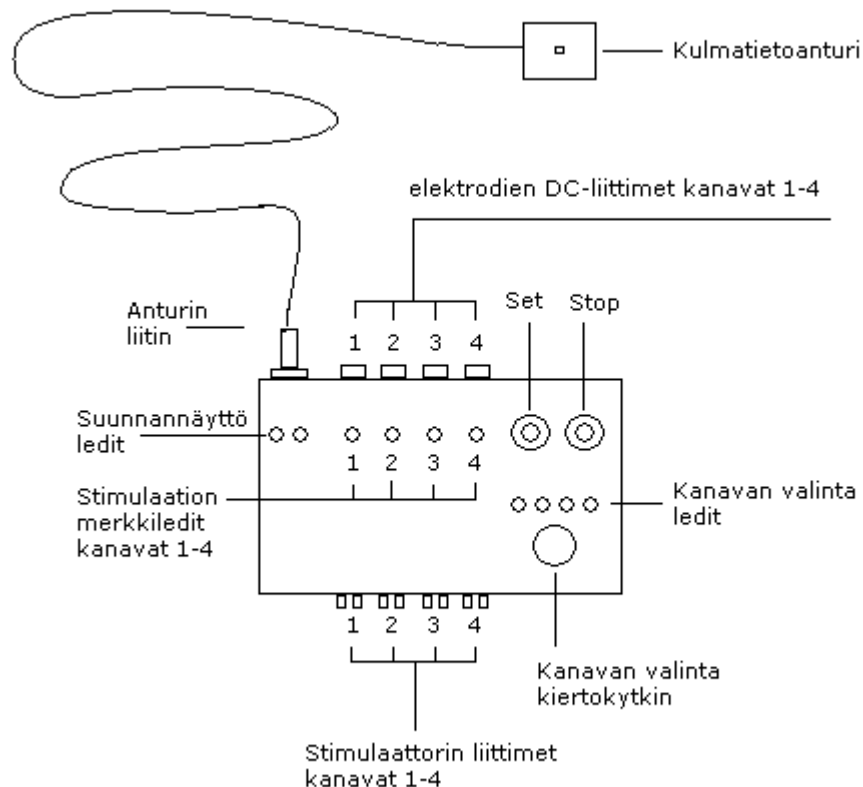
    TIMSK1 = 0x20; // TICIE,input capture enabled
    TCCR1B = 0x42; // interrupt for PWM rising edge

    TIMSK0 = 0x01; // Overflow intrrupt enable
    TCCR0B = 0x05; // Prescaler CLK/1024

    SMCR = 0x01; // Sleep mode control-register
}

```

FES-ohjausyksikkö on laite, johon voidaan liittää EMS-laitteita ja määrittää ajankohdat/kulmat, jolloin stimulaatiovirta johdetaan potilaaseen. Ajankohtien määrittäminen tapahtuu kulmatietoanturin avulla, joka on kiinnitetty kävelysimulaattorin tai kädenkiertolaitteen akseliin.



Kuva 1. FES-ohjausyksikkö

### 1. Liittimiin kiinnittäminen

- Kulmatietoanturi kiinnitetään (Kuva 1) anturin din-liittimeen.
- Stimulaattorin liittimet kiinnitetään laitteen reunassa sijaitseviin pyöreisiin (Kuva 1) stimulaattorin liittimiin. Punainen (+) ja musta (-).
- Elektrodit kiinnitetään reunassa sijaitseviin DC-liittimiin. Aseta elektrodien liitin vastavan kanavan paikalle, eli jos stimulaattorin liittimet ovat kanavassa 1, kiinnitä myös elektrodit kanavaan 1.

## **2. Laitteen käynnistys**

- Käännä 1/0 keinukytkin asentoon 1.
- Kanavan 1 stimulaation merkkivalo (punainen led) syttyy palamaan ja sammuu hetken kuluttua. Laite on valmis käytettäväksi tämän jälkeen.

## **3. Kanavan valinta**

- Oikeassa alareunassa sijaitsevalla kiertokytkimellä valitaan kanava (1-4), johon stimulaation aloitus- ja lopetusajankohdat halutaan laittaa muistiin. Valitse se kanava, johon stimulaattori on kytketty.
- Kun stimulaation aloitus- ja lopetuskulmat on asetettu muistiin, voit kääntää kiertokytkimen toiselle kanavalle ja asettaa aloitus- ja lopetuskulmat tarvittaessa toisen kanavan muistiin, jos käytetään useampaa kanavaa yhtä aikaa.

## **4. Stimulaation aloitus- ja lopetusajankohtien/kulmien asettaminen laitteen muistiin.**

- Stimulaation aloitus- ja lopetuskulmat asetetaan muistiin oikeassa yläreunassa sijaitsevilla (Kuva 1) pyöreillä painikkeilla (vasen\_start - oikea\_stop).
- Kun kävelysimulaattoria tai kädenkiertolaitetta liikutetaan ja stimulaatiovirran pitäisi päästä potilaaseen, paina start – painiketta. Kun stimulaatiovirta halutaan lopettaa, paina stop-painiketta. Seuraavalla akselin kierroksella laite päästää stimulaatiovirran potilaaseen ja lopettaa sen automaattisesti näissä muistiin asetetuissa kulmissa.

## **5. Stimulaation lopetus**

- Jos jokin menee vikaan ja stimulaatio halutaan lopettaa nopeasti, paina start- ja stop näppäintä yhtä aikaa.
- Samalla kaikkien kanavien stimulaation aloitus- ja lopetusajankohtien/kulmien muistipaikat nollautuvat ja ne on asetettava muistiin uudestaan.
- Saman voi tehdä myös sammuttamalla laitteesta virran 1/0 kytkimellä.

## **6. Automaattinen stimulaation lopetus**

- Jos stimulaatio on käynnissä ja kävelysimulaattori tai kädenkiertolaite pysäytetään, stimulaatiovirta katkeaa automaattisesti hetken kuluttua.

-Tällöin muistipaikat eivät kuitenkaan nollaudu ja kävelysimulaattorin tai kädenkiertolaitteen käynnistyessä uudelleen stimulaatio lähtee käyntiin taas start – kulmassa.



## **7. Laite ei toimi**

- Ensimmäiseksi kannattaa tarkastaa kulmatietoanturin/magneetin asento, että se on tarpeeksi tarkasti asennettuna akselin päässä, eikä ole päässyt liikkumaan..
- Patteri voi olla lopussa.
- Etsi henkilö, joka osaa tarkastaa anturin PWM-signaalin laadun oskilloskoopilla.

## **8. Anturin asennus akselin päähän**

- Ensimmäiseksi tulee kävelysimulaattorista/kädenkiertolaitteesta etsiä sellainen akseli, joka pyörii samaan tahtiin kuin kädenkiertolaitteen kädensija-akseli tai kävelysimulaattorin jalasakseli.
- Laitteen mukana tuleva magneetti asennetaan keskelle akselin päätä.
- Kulmatietoanturi tulisi asentaa 0,5 – 1,8 mm:n etäisyydelle magneetista siten, että magneetin keskiosa on keskellä anturin keskiosaa, eikä pääse akselin pyöriessä huojumaan.
- Tämän jälkeen PWM – signaali olisi vielä hyvä tarkastaa oskilloskoopilla, mutta tämä ei ole välttämätöntä, jos käytännön testi osoittaa, että kulmatietoanturi toimii oikein.