

Jan-Erik Eskelinen

# Elektronisen lentosukan prototyyppi

Metropolia Ammattikorkeakoulu

Insinööri (AMK)

Elektroniikka

Insinöörityö

15.8.2013

Tekijä Otsikko	Jan-Erik Eskelinen Elektronisen lentosukan prototyyppi
Sivumäärä Aika	44 sivua + 3 liitettä 15.8.2013
Tutkinto	insinööri (AMK)
Koulutusohjelma	elektroniikka
Ohjaajat	yksikön päällikkö Sami Kalliokoski yliopettaja Matti Fischer
<p>Tämä insinöörityö tehtiin Metropolia Ammattikorkeakoulun soveltavan elektroniikan tutkimus- ja kehitysyksikkö Electrian FootSens-projektin osana. Työssä tutkittiin magneettikenttä- ja sähköterapian, erityisesti transkutaanisen sähköisen hermostimulaation, käyttöä ja tehoa plantaarifaskioosin ja -faskiitin ja pitkään jatkuvan paikallaanolon aiheuttamien jalkakipujen hoidossa.</p> <p>Työssä tutkittiin aiheesta saatavilla olevaa kirjallisuutta. Tutkimuksessa edellä mainittujen hoitojen tehosta ei kuitenkaan löydetty lopullista näyttöä. Sähköhoito-ominaisuus valittiin prototyyppiin joka tapauksessa vastaavan kaupallisen laitteen testien perusteella. Lisäksi automaattinen lämmönsäätely valittiin prototyypin yhdeksi ominaisuudeksi. Insinöörityössä suunniteltiin prototyyppiin tuleva elektroniikka.</p> <p>Työssä saatiin paljon lisätietoa kivunhoidosta edellä mainituilla hoitomenetelmillä, sekä suunnitellun elektroniikan toimivuus saatiin testattua koekytkentälevyasteella. Testien perusteella järjestelmä havaittiin toimivaksi ja kehityskelpoiseksi.</p>	
Avainsanat	sähköterapia, magneettikenttäterapia, plantaarifaskioosi

Author Title	Jan-Erik Eskelinen Electronic Flight Sock Prototype
Number of Pages Date	44 pages + 3 appendices 15 August 2013
Degree	Bachelor of Engineering
Degree Programme	Electronics
Instructors	Sami Kalliokoski, Head of Unit Matti Fischer, Principal Lecturer
<p>This Bachelor's thesis was made as a part of Metropolia University of Applied Sciences' Electria research and development unit FootSens-project. The main goal of this thesis was to provide the project group with new information regarding electrotherapy and magnetic field therapy, and to design the electronics for the new electronic flight sock prototype.</p> <p>A systematic study was made on electrotherapy and magnetic field therapy usage and effectiveness on foot pain caused by plantar fasciitis and long-term immobility, using scientific research articles made previously on the two subjects. The electronics for the new electronic flight sock was designed and tested on breadboard level.</p> <p>Conclusive evidence of the effectiveness of the two treatment methods was not found in the study. Transcutaneous electrical nerve stimulation and automatic temperature control were chosen as features for the prototype.</p> <p>The making of this thesis provided the project group with a lot of new information regarding pain management with electrotherapy and magnetic field therapy. The design for the electronics was tested and found as working and developable.</p>	
Keywords	electrotherapy, magnetic field therapy, plantar fasciitis

## Sisällys

Tiivistelmä

Abstract

Sisällys

Lyhenteet ja symbolit

1	Johdanto	1
2	Tutkimus- ja kehityskeskus Electria	1
3	Perustietoa sähkömagnetismista	2
3.1	Sähkökenttä	2
3.2	Magneettikenttä	4
3.3	Sähkömagneettinen induktio	5
3.4	Maxwellin yhtälöt	6
3.5	Sähkömagneettisten kenttien haittavaikutukset	7
4	Sähköterapia ja magneettikenttäterapia	9
4.1	Sähköterapian historiaa	9
4.2	Sähköterapian teoriaa	10
4.3	Transkutaaninen sähköinen hermostimulaatio	10
4.4	Sähköterapialaitteista yleisesti	11
4.5	Tutkimuksia sähköterapiasta	12
4.6	Tutkimuksia magneettikenttäterapiasta	14
5	Jalan kiputilat	16
5.1	Plantaarifaskioosi ja -faskiitti	16

5.2	Plantaarifaskioosin ja -faskiitin hoito	17
5.3	Lentomatkustuksen aiheuttamat ongelmat	18
5.4	Lentosukat	18
6	Lentosukan prototyypin suunnittelu	19
6.1	Idea laitteen rakenteesta	19
6.2	Mikrokontrolleri	21
6.3	Nordic Semiconductor nRF51822 -mikrokontrolleri	22
6.3.1	nRF51822 Evaluation Kit -kehitysalusta	22
6.3.2	nRF51822-mikrokontrollerin järjestelmälohkot	23
6.3.3	ARM® Cortex™ -M0 -prosessori	25
6.3.4	2.4 GHz radio	25
6.3.5	PPI-yhdyskanava	25
6.3.6	Mikrokontrollerin sisältämä muisti	26
6.4	Elektroniikan suunnittelu	27
6.4.1	Jännitelähde	27
6.4.2	Signaaligeneraattori	29
6.4.3	Signaalin vahvistus	32
6.4.4	Lämpötilan säätely	33
7	Yhteenveto	39
	Lähteet	40
	Liitteet	
	Liite 1. Ohjelmakoodi	
	Liite 2. Piirikaavio	
	Liite 3. Oskilloskooppikuvat	

## Lyhenteet ja symbolit

### Lyhenteet

A/D	Analogia/Digitaali; A/D-muunnin
AHB	<i>Advanced High-performance Bus</i> ; digitaalinen tiedonsiirtoväylä
APB	<i>ARM® Cortex Advanced Peripheral Bus</i> ; digitaalinen tiedonsiirtoväylä
ARM	<i>Advanced RISC Machine</i> ; mikroprosessoriarkkitehtuuri
BTLE	<i>Bluetooth® Low Energy</i> ; langaton tiedonsiirtostandardi
DRAM	<i>Dynamic Random Access Memory</i> ; muistityyppi
EMS	<i>Electric Muscle Stimulation</i> ; sähköinen lihasstimulaatio
GPIO	<i>General Purpose I/O</i> ; yleiskäyttöinen sisääntulo/ulostulo
I2C	Kaksisuuntainen ohjaus- ja tiedonsiirtoväylä
IC	<i>Integrated Circuit</i> ; integroitu piiri
IDE	<i>Integrated Development Environment</i> ; kehitysympäristö
PEMF	<i>Pulsed Electromagnetic Field Therapy</i> ; pulsoiva magneettikenttäterapia
PER	<i>Peripheral Registers</i> ; oheisrekisterit
RAM	<i>Random Access Memory</i> ; muistityyppi
SRAM	<i>Static Random Access Memory</i> ; muistityyppi
TEKES	Teknologian ja innovaatioiden kehittämiskeskus

TENS *Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*; transkutaaninen sähköinen hermostimulaatio

UART Universal Asynchronous Receiver/Transmitter; sarjaliikennepiiri

USB *Universal Serial Bus*; sarjaväyläarkkitehtuuri

### Symbolit

$\epsilon_0$	Tyhjiön permittiivisyys	[F/m]
$\epsilon_r$	Suhteellinen permittiivisyys	[F/m]
$\mu_0$	Tyhjiön permeabiliteetti	[H/m]
$\mu_r$	Suhteellinen permeabiliteetti	[H/m]
$B$	Magneettivuon tiheys	[Vs/m <sup>2</sup> ]
$D$	Sähkövuon tiheys	[As/m <sup>2</sup> ]
$k$	Coulombin vakio	[Nm <sup>2</sup> /C <sup>2</sup> ]
$q$	Varaus	[C]
$\Phi$	Magneettivuo	[Wb]
$\Psi$	Sähkövuo	[As]
$\epsilon$	Permittiivisyys	[F/m]
$\mu$	Permeabiliteetti	[H/m]

## 1 Johdanto

Tämä insinööriytyö on tehty osana Metropolia Ammattikorkeakoulun soveltavan elektroniikan tutkimus- ja kehityskeskus Electrian FootSens-projektia, ja työssä tutkitaan sähköterapian ja magneettikenttäterapian käyttöä plantaarifaskiitin, plantaarifaskioosin ja lentomatkustuksen aiheuttamien jalan kiputilojen hoitokeinoina, sekä suunnitellaan elektroniikka uudenlaisen elektronisen lentosukan prototyyppejä varten.

Pitkään jatkuva istuminen, kuten lentomatkustus, aiheuttaa ihmisille usein epämukavuutta ja vakavia ongelmia jalkojen hyvinvointiin. Lento- tai tukisukat ovat perinteisesti olleet toimiva ratkaisu näihin ongelmiin. Kehitteillä on uudenlainen lentosukka, joka tavanomaisen lentosukan ominaisuuksien lisäksi sisältää hoidollisia ominaisuuksia, jotka entisestään parantavat matkustusmukavuutta ja ehkäisevät pitkään jatkuvan istumisen aiheuttamien ongelmien ilmenemistä tehokkaammin kuin tavanomainen lentosukka.

Insinööriytyön alussa perehdytään sähkömagnetismin teoriaan, jonka jälkeen käsitellään sähköterapian ja magneettikenttäterapian teoriaa ja sovelluksia. Edellä mainittujen hoitomuotojen käyttöä kipujen hoidossa käsitellään kirjallisuuskatsauksessa, joka perustuu aiheesta aiemmin julkaistuihin tutkimuksiin. Lopuksi käydään läpi elektroniikan suunnittelu lentosukan prototyyppiin.

## 2 Tutkimus- ja kehityskeskus Electria

Electria on Metropolia Ammattikorkeakoulun soveltavan elektroniikan tutkimus- ja kehityksyksikkö, joka perustettiin vuonna 2004 EVTEK-ammattikorkeakoulun alaisuuteen. Stadian ja EVTEK:in yhdistyttyä vuonna 2008 Metropolia Ammattikorkeakouluksi liitettiin myös Electria osaksi Metropolian verkostoa.

Electrian pääosaamisalueet ovat erittäin vähävirtaisten langattomien teknologioiden tutkimus- ja kehitystyö. Viime aikoina myös e-musteen erilaisten sovellusten kehitys ja tutkimus ovat tulleet osaksi Electrian toimintaa. Electria toimii läheisessä yhteistyössä useiden eri yritysten kanssa Vantaa Business Labsin sisällä.



### 3 Perustietoa sähkömagnetismista

Tässä luvussa tutustutaan sähkömagnetismin perusteisiin, jotta voidaan paremmin ymmärtää sähköterapian ja magneettikenttäterapian taustalla vaikuttavia ilmiöitä. Luvussa käydään läpi sähkö- ja magneettikenttien perusteet sekä Maxwellin yhtälöt, jotka antavat perustan sähkömagneettisten ilmiöiden ymmärtämiselle.

Sähköisten ja magneettisten ilmiöiden yhteyden havaitsi ensimmäisenä tanskalainen fyysikko Hans Christian Ørstedt vuonna 1820. Hänen tekemiensä kokeiden perusteella havaittiin, että sähkövirta muodostaa ympärilleen magneettikentän, jonka voimakkuus on suoraan verrannollinen virran voimakkuuteen. [1, s. 108.]

#### 3.1 Sähkökenttä

Sähkökenttä syntyy varautuneiden kappaleiden välille. Varausten ollessa erimerkkiset, on kappaleiden välillä vetovoima, ts. erimerkkiset varaukset vetävät toisiaan puoleensa. Samanmerkkisten varausten tapauksessa kyseessä on työntövoima. Coulombin laista (yhtälö 1) voidaan saada varautuneiden kappaleiden välillä vaikuttavan voiman suuruus.

$$F = k \cdot \frac{Q_1 \cdot Q_2}{r^2} \quad (1)$$

$F$  on varausten välinen voima

$k$  on Coulombin vakio

$Q_1$  ja  $Q_2$  ovat varaukset, joiden välillä voima vaikuttaa

$r$  on varausten välinen etäisyys

Coulombin laki sanoo siis, että varausten välisen voiman suuruus on suoraan verrannollinen varausten tuloon ja kääntäen verrannollinen niiden välisen etäisyyden neliöön.

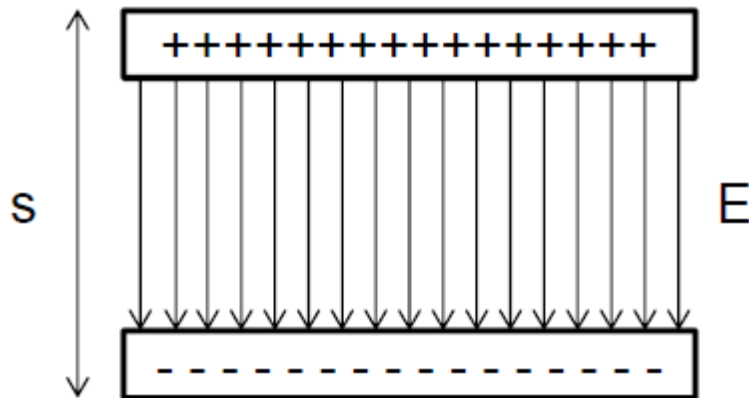
Sähkökentän voimakkuus saadaan laskettua yhtälöstä 2.

$$E = \frac{U}{s} \quad (2)$$

$E$  on sähkökentän voimakkuus

$U$  on tasojen välinen potentiaaliero

$s$  on tasojen välinen etäisyys



Kuva 1. Sähkökentän kenttäviivat

Sähkökenttää havainnollistetaan kuvitteellisilla kenttäviivoilla, joiden lukumäärää nimitetään sähkövuoksi. Kuvasta 1 voitiin nähdä, kuinka kenttäviivat lähtevät positiivisesta varauksesta ja päättyvät negatiiviseen varaukseen. Sähkövuon tiheys on näiden kenttäviivojen lukumäärä pinta-alaa kohden (yhtälö 3).

$$D = \frac{\Psi}{A} \quad (3)$$

$D$  on sähkövuon tiheys

$\Psi$  on sähkövuo

$A$  on pinta-ala

Kun tiedetään tietyssä kohdassa oleva kentänvoimakkuus ja väliaineen permittiivisyys  $\varepsilon$  voidaan sähkövuon tiheys laskea yhtälöstä 4.

$$D = \varepsilon \cdot E \quad (4)$$

$D$  on sähkövuon tiheys

$\varepsilon$  on väliaineen permittiivisyys

$E$  on sähkökentän voimakkuus

Permittiivisyys riippuu väliaineesta ja edustaa väliaineen ominaisuuksia. Tyhjiössä permittiivisyys  $\varepsilon = \varepsilon_0 = 8,8542 \text{ F/m}$ . Suhteellinen permittiivisyys, eli dielektrisyysvakio  $\varepsilon_r$  riippuu aineen rakenteesta. Tyhjiötä lukuun ottamatta homogeenisten väliaineiden permittiivisyys on muotoa  $\varepsilon = \varepsilon_0 \varepsilon_r$ . [1, s. 13 - 20; 2, s. 21.]

### 3.2 Magneettikenttä

Magneettisten kappaleiden välillä vaikuttaa voima, joka siirtyy magneettikentän kenttäviivoja pitkin, samaan tapaan kuin sähkökentän tapauksessa. Kenttäviivat lähtevät magneetin N-navasta ja päätyvät S-napaan, muodostaen suljettuja silmukoita. Kenttäviivojen lukumäärää nimitetään magneettivuoksi. Magneettivuon tiheydeksi kutsutaan magneettivuon eli kenttäviivojen lukumäärää pinta-alaa kohden (yhtälö 5).

$$B = \frac{\Phi}{A} \quad (5)$$

$B$  on magneettivuon tiheys  
 $\Phi$  on magneettivuo  
 $A$  on pinta-ala

Magneettikentässä liikkuvaan sähkövaraukseen vaikuttaa voima, joka saadaan yhtälöstä 6.

$$F = QBv \quad (6)$$

$F$  on varaukseen vaikuttava voima  
 $Q$  on sähkövaraus  
 $B$  on magneettivuon tiheys  
 $v$  on varauksen nopeus

Virrallisen johtimen ollessa kohtisuorasti magneettikenttään nähden vaikuttaa johtimeen voima  $F$ .

$$F = BIl \quad (7)$$

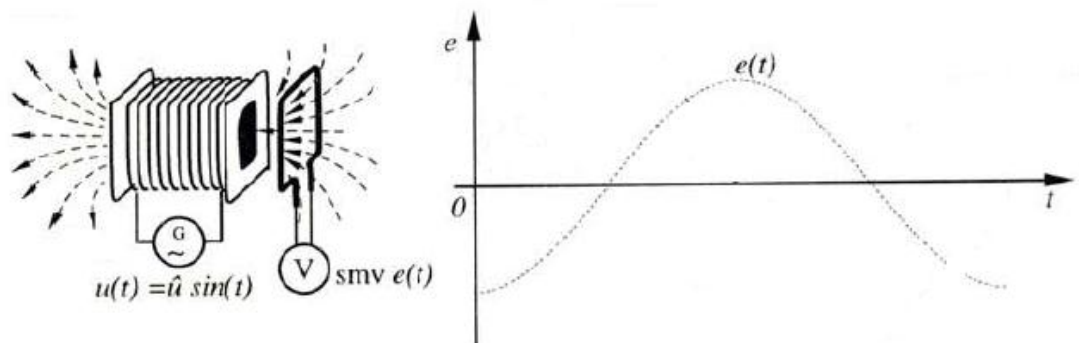
$F$  on johtimeen vaikuttava voima  
 $B$  on magneettivuon tiheys  
 $I$  on johtimessa kulkeva virta  
 $l$  on johtimen pituus

Yhtälön 7 perusteella havaittiin, että virralliseen johtimeen magneettikentässä vaikuttava voima voidaan muuttaa mekaaniseksi työksi. Tätä ilmiötä käytetään hyväksi esimerkiksi sähkömoottoreissa. Johtimessa kulkeva virta muodostaa ympärilleen magneettikentän, jonka vuon tiheys riippuu etäisyydestä johtimeen sekä väliaineen permeabiliteetista. Permeabiliteetti, kuten permittiivisyyskin, kuvaa väliaineen ominaisuuksia.

Tyhjiön permeabiliteetti  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \text{ H/m}$ . Muille homogeenisille väliaineille permeabiliteetti  $\mu = \mu_0 \cdot \mu_r$ . Suhteellinen permeabiliteetti  $\mu_r$  riippuu väliaineen rakenteesta. [1, s. 104 - 112; 2, s. 21.]

### 3.3 Sähkömagneettinen induktio

Englantilainen fyysikko Michael Faraday havaitsi vuonna 1831, että magneettikentässä liikkuvaan johtimeen syntyy sähkömotorinen voima eli lähdejännite, joka aiheuttaa johtimeen virran suljettaessa piiri. Tätä ilmiötä kutsutaan sähkömagneettiseksi induktioksi ja siihen perustuu mekaanisen työn muuttaminen sähköenergiaksi. Johtimen liike ei kuitenkaan saa aikaan lähdejännitteen indusoitumista, vaan sen saa aikaan silmukan läpi kulkevan magneettivuon muutos. Esimerkiksi sinimuotoisesti vaihteleva lähdejännite saadaan, kun paikallaan olevan johtimen läpi kulkee sinimuotoisesti vaihteleva magneettivuo. [1, s. 127 - 131.]



Kuva 2. Muuttuvan magneettivuon aiheuttama muuttuva sähkömotorinen voima [1, s. 133]

Kuvassa 2 on havainnollistettu, kuinka sinimuotoisesti muuttuva magneettivuo silmukan läpi aiheuttaa johtimeen sinimuotoisesti muuttuvan sähkömotorisen voiman. Kuvassa  $u(t)$  oli sinimuotoisesti vaihteleva jännite ja  $e(t)$  indusoituva sähkömotorinen voima. Kuvan oikealla puolella olevasta kuvaajasta nähtiin, kuinka  $e(t)$  vaihtelee ajan funktiona. Pystyakselilla oli sähkömotorisen voiman amplitudi ja vaaka-akselilla aika. [1, s. 133.]

### 3.4 Maxwellin yhtälöt

Fyysikko James Clark Maxwellin mukaan nimetyt yhtälöt kuvaavat sähkömagneettisten kenttien vuorovaikutusta ja käyttäytymistä. Niiden avulla voidaan ennustaa sähkömagneettisia ilmiöitä, ja ne muodostavat perustan koko sähkötekniikan alalle. Ne eivät ole johdettavissa muista peruslaeista, vaan ne ovat kokeellisen tutkimuksen tuloksiin perustuvia lakeja. Yhtälöt syntyivät, kun Maxwell kirjoitti jo ennestään tunnetut sähköstaatiikan ja magnetostatiikan lait sekä Faradayn induktiolain differentiaalimuotoon. [2, s. 16 - 20.]

Maxwellin yhtälöt kirjoitetaan differentiaalimuodossa seuraavanlaisesti:

$$\nabla \cdot \vec{D} = \rho \qquad \text{Gaussin laki} \qquad (8)$$

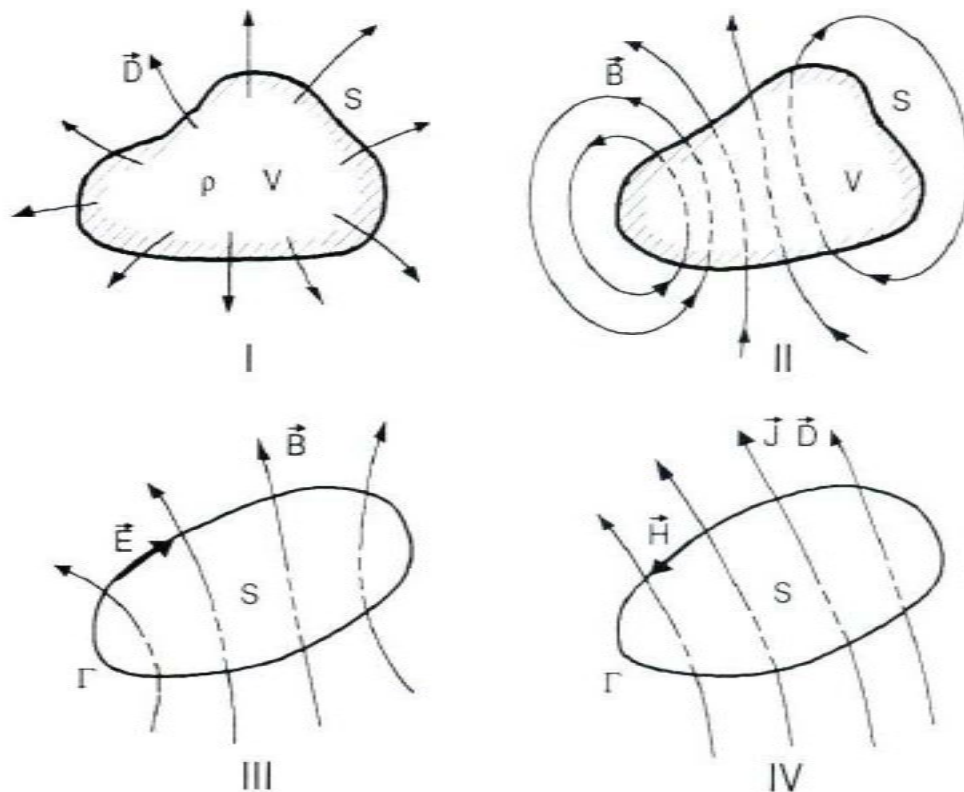
$$\nabla \cdot \vec{B} = 0 \qquad \text{Gaussin laki magneettikentille} \qquad (9)$$

$$\nabla \times \vec{E} = -\frac{\partial \vec{B}}{\partial t} \qquad \text{Faradayn laki} \qquad (10)$$

$$\nabla \times \vec{H} = \vec{j} + \frac{\partial \vec{D}}{\partial t} \qquad \text{Ampèren laki ja Maxwellin lisäys.} \qquad (11)$$

Maxwellin yhtälöt voidaan esittää sanallisessa muodossa seuraavasti:

- sähkökentän määrää sähköisten varausten jakauma, ts. suljetun pinnan läpi kulkeva sähkövuo on yhtä suuri kuin pinnan sisällä oleva kokonaisvaraus (Gaussin laki)
- magneettisia varauksia, eli magneettisia monopoleja ei ole olemassa, ts. suljetun pinnan läpi kulkeva magneettivuo on nolla (Gaussin laki magneettikentille)
- sähkömotorinen voima syntyy pinnan läpi kulkevan magneettivuon muutoksesta, ts. muuttuva magneettivuo synnyttää sähkökentän (Faradayn laki)
- sähkövirta ja muuttuva sähkövuo synnyttävät magneettikentän (Ampèren laki ja Maxwellin lisäys). [2, s. 19 - 20.]



Kuva 3. Kuvat havainnollistavat Maxwellin yhtälöitä [2, s. 19]

Kuvassa 3 havainnollistettiin Maxwellin yhtälöitä ja sähkömagneettisten kenttien käyttäytymistä väliaineessa. Edellä kuvatun perusteella voidaan todeta, että magneettikenttäterapian väitetty teho perustuu sähkömagneettisten kenttien kudokseen indusoimien lähdejännitteiden ja virtojen fysiologisiin vaikutuksiin, ts. muuttuvan magneettikentän aiheuttama muuttuva magneettivuo kudoksen läpi aiheuttaa siihen sähkömotorisen voiman, jonka aikaansaama virta aktivoi hermoja ja lihaksia.

### 3.5 Sähkömagneettisten kenttien haittavaikutukset

Ihmisen kehossa luonnostaan tapahtuvien kemiallisten reaktioiden vuoksi kehon sisällä liikkuu heikkoja sähkövirtoja. Esimerkiksi hermoston välittämät signaalit ovat sähköisiä signaaleja, joiden varauksenkuljettajina toimivat ionit eli sähköisesti varautuneet atomit tai molekyylit. Matalataajuiset kentät indusoivat kehon sisälle virtoja, joiden voimakkuus ja biologiset vaikutukset ihmiskehoon riippuvat vaikuttavan kentän voimakkuudesta. Korkeataajuiset kentät aiheuttavat lähinnä lämpenemistä ihmisen kudoksessa. [3.]

Sähkömagneettisten kenttien aiheuttamia haittavaikutuksia, kuten lämpenemistä tai hermostimulaatiota, esiintyy vasta suurilla kentänvoimakkuuksilla. Esimerkiksi maan staattisen magneettikentän magneettivuon tiheyden arvo Suomessa on välillä 51,0 - 53,5  $\mu\text{T}$ . Kuitenkin staattinen magneettikenttä aiheuttaa ihmiselle havaittavia vaikutuksia vasta n. 1 T vuontiheyksillä. Väestölle turvallinen enimmäisarvo staattisen magneettikentän vuon tiheydelle on 40 mT.

Maan magneettikentässä on pienitaajuisia, n. 50 Hz vaihteluita, jolloin magneettivuon tiheyden arvo on suuruusluokkaa 1 pT. Vaihtelevan eli dynaamisen magneettikentän turvallinen enimmäisarvo väestölle on 100  $\mu\text{T}$ . Kotitalouksissa käytettävien laitteiden synnyttämien kenttien vuon tiheyden arvo on tyypillisesti noin 100 nT. [4.]

Nykytietämyksen mukaan radiotaajuinen sähkömagneettinen säteily ei aiheuta syöpää, koska säteilyn energia ei ole riittävä ionisoimaan kudoksen molekyyliä eli irrottamaan elektroneja molekyylien atomien kuorilta. Molekyylien ionisoimiseen tarvitaan vähintään 12 eV:n energia, joka esimerkiksi 1 THz:n taajuisella radioaallolla on vain 4 meV. Lämpövaikutukset voivat kuitenkin olla hyvin haitallisia ja aiheuttaa muun muassa harmaakaihia tai palovammoja.

Muita kuin säteilyn aiheuttamasta lämpövaikutuksesta johtuvia oireita ovat mm. väsymys, unettomuus, päänsärky ja muistin heikkeneminen. Ei ole kuitenkaan voitu kiistatta osoittaa, että kyseiset vaikutukset johtuisivat radiotaajuisesta säteilystä. Niiden syntymekanismeja ei myöskään vielä täysin tunneta. [2, s. 272.]

## 4 Sähköterapia ja magneettikenttäterapia

### 4.1 Sähköterapian historiaa

Sähköterapiaa käytti tiettävästi ensimmäisenä Rooman keisari Claudiuksen henkilökohtainen lääkäri Scribonius Largus noin vuonna 46 jaa. Hänen mukaansa monia sairauksia voitiin hoitaa seisomalla märällä rannalla lähellä sähköankeriaita. Sähköä ei kuitenkaan vielä tuolloin tunnettu, ja yritykset valmistaa lääkkeitä kuolleista sähköankeriaista eivät tuottaneet toivottuja tuloksia. [5, s. 1.]

Sähköterapian uusi aikakausi alkoi ensimmäisen kondensaattorin, Leidenin pullon, keksimisestä vuonna 1745. Se mahdollisti sähköön varastoimisen, ja sen avulla sähköön purkauksia voitiin hallita. Benjamin Franklin käytti staattisen sähköön purkauksia muun muassa halvaantuneisiin potilaisiin havaittuaan, että kondensaattorin purkausvirralla oli mahdollista saada potilaan lihakset supistumaan. Hän ei kuitenkaan onnistunut parantamaan potilaitaan lopullisesti, vaan heidän oireensa palasivat ajan myötä takaisin kokonaisuudessaan hoidon päätyttyä.

Huolimatta Franklinin epäonnistuneista hoitokokeiluista staattisen sähköön purkauksia käytettiin hoitokeinona moniin eri sairauksiin, kuten esimerkiksi hedelmättömyyteen ja impotenssiin. Myös halvaantuneisuutta, kroonista kipua ja hysterian eri oireita yritettiin hoitaa tällä menetelmällä.

Pariston keksiminen vuonna 1800 italialaisen fyysikon Alessandro Voltan toimesta mahdollisti tasavirran johtamisen kehoon fysiologisten vaikutusten aikaansaamiseksi. Useimmiten positiivinen elektrodi kiinnitettiin potilaan päähän ja negatiivinen elektrodi ylävatsan tai lantion seudulle. Tällä tavoin hoidettiin muun muassa unettomuutta ja erilaisia kipuja. Päiväsaikaista väsymystä, ylensyöntiä ja liiallista tupakointia hoidettiin kiinnittämällä elektrodit päinvastoin.

Historian saatossa on käytetty useita eri keinoja hoitaa sairauksia sähköön avulla. Kuitenkin vain muutamat ovat säilyneet noilta ajoilta nykypäivään asti. Suurin osa nykyään käytetyistä menetelmistä ovat peräisin niin kutsutulta galvaaniselta ajalta, jolloin käytettiin paristoja sähköön lähteenä.



Luiden kasvua ja luunmurtumien luutumista vauhdittava sähköinen stimulaatio on edelleen käytössä sydämentahdistuksen ja diatermian lisäksi. [6, s. 8 - 9, 22.]

#### 4.2 Sähköterapian teoriaa

Sähköisen impulssin fysiologinen vaikutus kudokseen riippuu sen taajuudesta, pulssin leveydestä sekä virran voimakkuudesta ja tiheydestä seuraavasti:

- yhdensuuntaisen, pienitaajuisen virran aiheuttama tasainen ionivirta saa aikaan kemiallisia muutoksia elektrodi-kudos-liitoksessa
- taajuuden ja pulssin leveyden ollessa riittävän suuri, kudoksen ionitasapaino häiriintyy, jolloin hermot ja/tai lihakset aktivoituvat
- suuremmilla taajuuksilla on mahdollista käyttää huomattavasti suurempia virranvoimakkuuksia.

Virran voimakkuuden kasvaessa useammat hermosäikeet aktivoituvat, joka puolestaan johtaa voimakkaampaan tuntovaikutukseen tai lihaksen supistumiseen. Virran voimakkuutta säätelämällä voidaan siis säädellä stimuloinnin voimakkuutta taajuuden pysyessä vakiona. TENS-hoidossa (*Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation*), sähköisessä hermostimulaatiossa, käytetään heikkoja virtoja. EMS-hoidossa (*Electrical Muscle Stimulation*), sähköisessä lihasstimulaatiossa, virran voimakkuus on usein huomattavasti suurempi.

Virrantiheyttä säätelämällä voidaan vaikuttaa eri hermoihin ja saada aikaan eri vaste. Matalalla virrantiheydellä ensimmäisenä aktivoituvat tuntohermot, jotka välittävät tunto-, lämpö- ja paineaistimuksia. Suuremmilla virrantiheyksillä aktivoituvat motoriset hermot, jotka saavat lihakset supistumaan. Liian suuri virrantiheys aiheuttaa kipuhermojen aktivoitumisen ja siten kipuaistimuksia. [7, s. 4 - 5, 21.]

#### 4.3 Transkutaaninen sähköinen hermostimulaatio

Transkutaaninen sähköinen hermostimulaatio (*TENS*) on tapa sähköisesti aktivoida hermostoa ihon läpi sitä kuitenkaan vahingoittamatta. Hoidon tavoitteena on lievittää kipua joko porttikontrollimekanismin tai opioidijärjestelmän aktivoitumisen avulla. Sähköistä signaalia johdetaan elektrodien kautta hoidettavaan kohtaan. Signaalin taajuus

on yleensä 2 - 150 Hz, virran voimakkuus 1 - 50 mA ja pulssin leveys 50 - 250  $\mu$ s. [8, s. 1 - 2.]

Porttikontrollimekanismin aktivointi tapahtuu A-beeta-hermosäikeitä aktivoimalla, tyypillisesti 80 - 130 Hz:n taajuuksilla. Tämä vähentää kipusignaalien kulkua selkäytimestä aivoihin vähentäen kivun tunnetta. A-beeta-hermosäikeet ovat poikkipinta-alaltaan suurempia ja nopeammin johtavia, kuin kipusignaaleja johtavat C-tyypin hermosäikeet, jotka ovat poikkipinta-alaltaan pieniä ja hitaasti johtavia säikeitä. [8, s. 3; 7, s. 19 - 21.]

Opioidijärjestelmän aktivointi tapahtuu A-delta-hermosäikeitä aktivoimalla huomattavasti matalammilla, tyypillisesti 2 - 10 Hz:n taajuuksilla. Näiden hermosäikeiden aktivointi aikaansaa enkefaliinin, joka on eräs ihmiskehon luonnollinen opioidi, erityksen selkäyttimeen. [8, s. 3.]

#### 4.4 Sähköterapialaitteista yleisesti

Sähköterapialaite on signaaligeneraattori, mikä elektrodien tai muiden johtimien avulla johtaa tasaista tai ajan funktiona muuttuvaa sähköistä signaalia elävään kudokseen. Kuvassa 4 (ks. seur. s.) on erilaisia sähköhoitolaitteiden ohjausyksiköitä, mitkä toimivat signaaligeneraattoreina ja joiden avulla hoidon parametrien säätö tapahtuu. Aaltomuoto, taajuus, modulaatio ja virran voimakkuus on valittava hoidon kohteena olevan ongelman mukaan. Altistumisen kesto ja hoidon turvallisuus on myös otettava tarkasti huomioon hoitotapaa valittaessa.



Kuva 4. Sähköstimulaatiolaitteita [8]

Joissain sovelluksissa laite ei ole suorassa kontaktissa hoidettavan kudoksen kanssa. Sähkömagneettisen kentän välityksellä tapahtuvassa hoidossa sähkö- ja magneettivuon tiheys, indusoituneet jännitteet, varaukset ja virta riippuvat useista eri kudoksen parametreista, kuten permittiivisyydestä, permeabiliteetistä, johtavuudesta, nestepitoisuuksista ja rakenteesta. Käytettiinä sitten suoraa tai epäsuoraa kytkemistapaa, ihon alaiset biosähköiset mekanismit ovat usein epälineaarisia, anisotrooppisia ja ajan suhteen muuttuvia. [9, s. 4.]

#### 4.5 Tutkimuksia sähköterapiasta

Kazunori ym. [10] tutkivat sähköstimulaation ja akupunktion yhdistetyn hoidon tehoa kroonisen alaseläkivun hoidossa. He käyttivät hoidossa 122 Hz amplitudimoduloitua signaalia. Ainoastaan molempia hoitoja samanaikaisesti saaneen ryhmän kivuissa oli tilastollisesti merkittävä ero 10 viikkoa kestäneen hoidon aikana.

Cheing ym. [11] tutkivat sähköstimulaation tehoa käden neuropaattisiin, eli hermoston vaurioista aiheutuviin kipuihin. Heillä oli käytössään laite, joka antoi kanttiaaltoja 200  $\mu$ s pulssinleveydellä taajuuden ollessa 100 Hz. Potilaat saivat hoitoa 10 kertaa kahden viikon aikana, 20 minuuttia kerrallaan. 7 hoitokerran jälkeen sähköstimulaatioryhmän kivuntuntemukset vähenivät 50 %, kun taas lumehoitoryhmällä vastaava luku oli 11 %. Hoidon päätyttyä luvut olivat sähköstimulaatioryhmälle 70 % ja kontrolliryhmälle 31 %.

Breitin ym. [12] tutkimuksessa sähköstimulaation tehosta tekonivelleikkauksen, eli artroplastian, jälkeisen kivun hoidossa ei löydetty näyttöä hoidon tehosta. Lumehoitoa saaneeseen ryhmään verrattuna potilaiden kivuissa ei havaittu tilastollisesti merkittävää eroa.

Claydon ym. [13] tutkivat sähköstimulaation vaikutusta kipukynnykseen terveillä ihmisillä antamalla kahteen eri paikkaan 4 ja 110 Hz:n taajuista signaalia. Heidän mukaansa korkea virran voimakkuus ja taajuuden vaihtelu saa aikaan huomattavaa kipukynnyksen kasvua hoidetuilla alueilla, mikä jatkuu myös hoidon päätyttyä. Chenin ym. [14] tutkimuksessa käytettiin taajuuksia 3 ja 80 Hz, joista jälkimmäisellä saavutettiin kipukynnyksen suurempi kasvu terveillä potilailla.

Chen ym. [15] huomasivat toisessa tutkimuksessaan, että taajuusmoduloitu signaali ei ole vakiotajuista signaalia tehokkaampi kipukynnyksen kasvattamisessa. Moduloitu ja vakiotajuinen signaali olivat molemmat lumehoitoa huomattavasti tehokkaampia, mutta niiden välillä ei havaittu olevan merkittävää eroa tehossa. Moran ym. [16] havaitsivat virran voimakkuuden ja kipuherkkyyden korreloivan vahvasti keskenään; kipukynnyksen kasvu on verrannollinen virran voimakkuuteen.

Myös Dailey ym. [17] saivat samankaltaisia tuloksia tutkiessaan sähköstimulaation tehoa fibromyalgian oireiden hoidossa. Sähköhoitoa saaneiden potilaiden herkkyys kivulle väheni, sekä heidän liikkuvuutensa parani merkittävästi. Chestertonin tutkimuksessa [18] käytettiin kahta eri taajuutta (4 ja 110 Hz) pulssin leveyden ollessa vakio, 200 µs. Korkean taajuuden ja virran voimakkuuden omaavaa hoitoa saaneiden koehenkilöiden kivunsietokyvyssä havaittiin merkittävää kasvua. Vaikutus säilyi 20 minuuttia hoidon lopettamisen jälkeen. Tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että signaalin taajuus ja virran intensiteetti ovat keskeisiä tekijöitä hoidon vaikutuksessa kivunsietokykyyn.

Munuaiskivistä johtuvan niin kutsutun akuutin vatsan aiheuttaman kovan kivun hoidossa sähköstimulaatio on Moran ym. [19] mukaan nopea ja tehokas hoitokeino. Hoitoa saaneiden kipu laski keskimäärin 50 %, kun taas lumehoitoa saaneiden kivussa ei ollut merkittävää muutosta.

Köke ym. [20] vertailivat erityyppisten sähköstimulaatioiden tehokkuutta. 180 kroonisesta kivusta kärsivää potilasta jaettiin kolmeen eri ryhmään, joista 1. ryhmä vertaili korkeataajuisen, matalan intensiteetin hoitoa korkean intensiteetin hoitoon.

Ryhmässä 2 ja 3 vertailtiin korkeataajuisen ja korkean intensiteetin hoitoa kontrolliryhmään, johon kuuluneet potilaat saivat itse valita haluamansa taajuuden ja intensiteetin. Tutkimuksessa ei havaittu eroa hoidon tehossa näiden kolmen ryhmän välillä. Tutkimuksessa ei ollut kuitenkaan mukana lumehoitoryhmää, joten johtopäätöksiä sähköstimulaation tehosta kivunhoidossa yleisesti ei voitu tehdä.

Pantaleão ym. [21] havaitsivat virran kasvattamisen hoidon aikana aiheuttavan huomattavaa kipuperkkyyden vähenemistä. Virran amplitudin kasvattaminen on mahdollista, koska tuntoherkkyys virralle vähenee hoidon jatkuessa, eli hoidettava kohta turtuu vakiovirralla ajan kuluessa. Suuremmalla virran voimakkuudella on tutkimuksen mukaan paremmat edellytykset saada aikaan kivunlievitystä.

#### 4.6 Tutkimuksia magneettikenttäterapiasta

Magneettikenttäterapian toiminta perustuu muuttuvan magneettikentän kudokseen indusoimiin heikkoihin sähkökenttiin, voimakkuudeltaan yleensä 0,1 - 10 V/m. Ei ole kuitenkaan täysin selvää, miten nämä indusoituneet sähkökentät vaikuttavat kudoksen biologisiin prosesseihin. [22.]

Plantaarifaskiitin hoidossa magneettikenttäterapiasta on saatu lupaavia tutkimustuloksia. Brookin ym. [23] tekemässä tutkimuksessa hoitoa saaneilla potilailla kipu väheni merkittävästi verrattuna kontrolliryhmään, ja he käyttivät hoidon aikana selvästi vähemmän kipulääkkeitä. He käyttivät 27,12 MHz:n taajuista kantoaaltoa, mikä pulssitettiin 1 KHz:n taajuudella. Myös Michelin [24] mukaan radiotaajuisesta (26,12 MHz) magneettikenttäterapiasta on huomattava apu plantaarifaskiitin aiheuttaman kivun hoidossa. Kolmen kuukauden hoidon jälkeen suurimmalla osalla potilaista (4/6) kipu oli kadonnut kokonaan, ja loppuilla (2/6) vähentynyt merkittävästi.

Myös polven kuolion hoidossa magneettiterapiasta on ollut huomattavaa hyötyä. Potilaat olivat saaneet siitä apua kivunlievitykseen, ja kuolion pinta-ala oli tutkimuksen mukaan pienentynyt. [25.]

Kuitenkin Moffettin ym. [26] mukaan magneettikenttäterapiasta ei ole tilastollisesti merkittävää hyötyä polven ja lonkan nivelrikon aiheuttaman kivun hoidossa. Tutkimuksessa tuli esille, että lumehoittoa saanut ryhmä raportoi kivun lievittyneen enemmän kuin

magneettikenttäterapiaa saanut ryhmä. Thamsborg ym. [22] saivat tutkimuksessaan samankaltaisia tuloksia: potilaiden kipu ei lieventynyt, mutta he huomasivat polvinivelen liikkuvuuden parantuneen merkittävästi hoidon aikana. Tutkimusryhmä ehdottaa, että liikkuvuuden parantuminen voisi johtua terapian verenkiertoa lisäävästä vaikutuksesta.

Weintraub ym. [27] tutkivat hoidon vaikutusta diabeteksen aiheuttaman neuropaattisen kivun hoidossa ja sen vaikutusta hermoston luonnolliseen korjausmekanismiin. Hoidosta ei ollut mainittavaa hyötyä kivunlievityksessä, eikä yhteyttä hermoston korjausmekanismiin löydetty. Myöskään diabeteksen aiheuttamaa laaja-alaista ääreishermoston toimintahäiriötä sairastavien ihmisten kipuun magneettikenttäterapiasta ei vaikuta olevan hyötyä Wrobelin ym [28] mukaan. Tutkimuksen aikana sekä kontrolliryhmän, että hoitoa saaneiden henkilöiden kipu väheni, mutta ryhmien välillä ei havaittu olevan merkittävää eroa.

Rowe ym. [29] tutkivat magneettikenttäterapian vaikutusta miesten krooniseen lantion seudun kipuun vuoden seurantajaksolla. Koehenkilöt saivat 10 ja 50 Hz:n taajuista stimulaatiota, 15 minuuttia kerrallaan, kaksi kertaa viikossa neljän viikon ajan. Hoitoa saaneilla oireet vähenivät seurantajakson aikana, kun taas kontrolliryhmällä ei havaittu merkittävää eroa oireiden esiintyvyydessä.

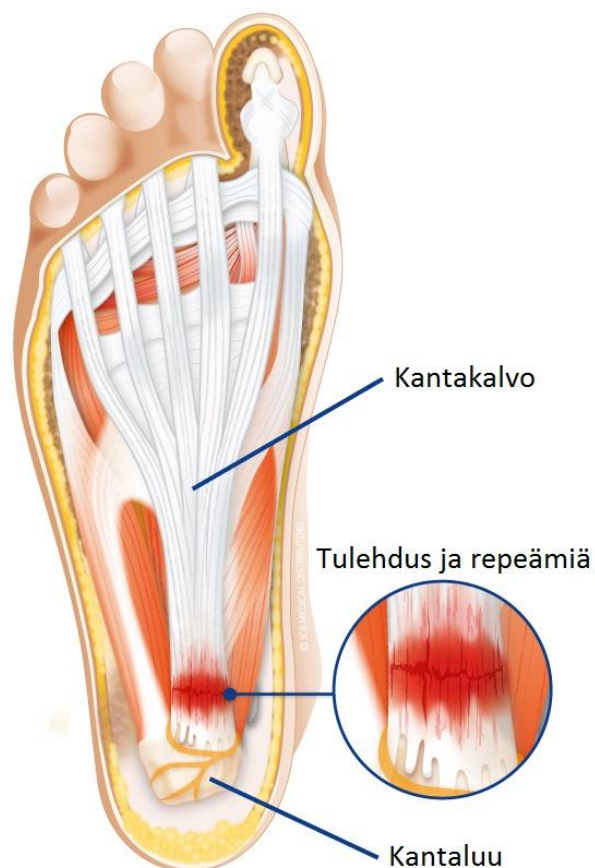
Nelsonin ym. [30] mukaan polven nivelrikon, eli osteoartroosin, aiheuttaman kivun hoidossa magneettikenttäterapiasta on selkeää hyötyä. Hoitoa saaneilla kipu väheni erittäin nopeasti heti hoidon alettua, kun taas kontrolliryhmällä kivun tuntemuksessa ei havaittu merkittävää muutosta.

## 5 Jalan kiputilat

### 5.1 Plantaarifaskioosi ja -faskiitti

Jalkapohjan jännekalvoon (*fascia plantaris*) kohdistuva rasitus aiheuttaa jännekalvoon pieniä mikrorepeämiä, jotka aiheuttavat isompien vaurioiden tai rappeumien kehittymistä kalvoon ajan myötä. Tätä tilaa kutsutaan plantaarifaskioosiksi. Ylipaino, runsas liikunta ja kovilla alustoilla seisominen ovat yleisimpiä vaivalle altistavia tekijöitä. [31.]

Plantaarifaskiitti, eli kantapohjan jännekalvon krooninen tulehdustila, voi myös johtua rasituksen aiheuttamista jännekalvon mikrorepeämistä. Vaivan on todettu olevan neljänneksi yleisin vaiva juoksijoilla ja sitä tavataan usein myös tennispelaajilla, koripalloilijoilla sekä tanssijoilla. [32.]



Kuva 5. Plantaarifaskioosi [57]

Kuvasta 5 voitiin nähdä, kuinka mikrorepeämät kantakalvon kantaluun puoleisessa päässä aiheuttavat kalvoon tulehduksen, eli plantaarifaskioosin [33].

Luupiikistä puhuttaessa tarkoitetaan yleensä joko plantaarifaskiittia tai -faskioosia. Noin puolella plantaarifaskiitista kärsivillä ihmisillä voidaan nähdä jalasta otetusta röntgenkuvasta jännekalvon kiinnityskohdassa niin kutsuttu luupiikki, joka johtuu kipukohtaan vähitellen kertyvästä kalkista eikä siis ole vaivan varsinainen syy vaan seuraus. [34; 35.]

## 5.2 Plantaarifaskioosin ja -faskiitin hoito

Ensisijaisena hoitomuotona käytetään jalkaan kohdistuvan kuormituksen vähentämistä. Ylipainoinen potilas saa laihtuttamalla tehokkaasti vähennettyä jalkaan kohdistuvaa kuormitusta. Kireiden pohjelihaksien ja kalvojänteen venyttely, sopivat kengät ja jalkaterän ja pohkeen lihaksien vahvistaminen auttavat myös palauttamaan potilaan toimintakykyä ja lievittämään kipua. [34.]

Eri materiaaleista valmistettuja pehmeitä kantakuppeja ja kengänpohjallisia käytetään myös paljon kantapääkipun hoidossa tuloksellisesti. Pfefferin ym. [36] tekemässä tutkimuksessa todettiin, että akilles- ja kalvojänteen venyttely yhdistettynä hoitavan pohjallisen käyttöön on tehokkaampi hoitokeino kuin pelkkä venyttely. Tutkimuksessa käytettyjen pohjallisten materiaaleina olivat silikoni, kumi ja huopa, joista silikoni tarjosi parhaan avun; 95 % potilaista koki kivun helpottaneen huomattavasti. Vastaavat luvut olivat kumille 88 % ja huovalle 81 %.

Myös kestmagneettipohjallisia on väitetyksi käytetty kantapääkipun hoidossa, joskin tutkimustulokset aiheesta eivät puolla väitettä magneettien tehosta. Winemillerin ym. [37] tekemässä tutkimuksessa todettiin, että pehmeiden pohjallisten sisään asennettujen kestmagneettien aikaansaaman staattisen magneettikentän fysiologisista vaikutuksista ei ole näyttöä, sillä pohjalliset eivät lievittäneet potilaiden kipua yhtään enempää verrattuna pohjallisiin ilman magneetteja.

Elektroakupunktiosta ja traditionaalisesta akupunktiosta on tutkimuksissa havaittu olevan huomattava hyöty plantaarifaskiitin ja -faskioosin aiheuttaman kivun hoidossa [38; 39; 40].



Myös elektroakupunktio yhdistettynä akillesjänteen ja kantakalvon venyttelyyn, sekä pehmeän pohjallisen käyttöön on tehokas tapa hoitaa kantapään kipua [41].

### 5.3 Lentomatкування aiheuttamat ongelmat

Pitkien matkojen taittaminen lentäen, istumatyö ja muu pitkään jatkuva paikallaanolo aiheuttaa monia ongelmia jalkojen terveyteen. Jalkojen ollessa taitettuna isot verisuonet ovat puristuksissa heikentäen verenkiertoa. Tästä aiheutuu muun muassa turvotusta, väsymystä ja painontunnetta jaloissa. Normaalisti liikuttaessa jalan lihakset painavat laskimoita kokoon, jolloin laskimoiden sisälle syntynyt paine pumpkaa verta pois jaloista sydäntä kohti. Pitkästä liikkumattomuudesta johtuen laskimoiden sisäiset läpät eivät sulkeudu kunnolla, jolloin verihiutaleet pakkautuvat suoniin veren takaisinvirtauksen seurauksena. [42; 43; 44.]

Verenkierron heikentyessä riski saada laskimotukos eli veritulppa kasvaa huomattavasti. Tila voi olla hengenvaarallinen tukoksen kappaleiden irrotessa ja kulkeutuessa keuhkovaltimoon, minkä tukkeutuminen voi pahimmillaan aiheuttaa äkkikuoleman. Tupakointi, ylipaino, yli 40 vuoden ikä, nestevajaus ja pitkään jatkunut vähäinen liikunta lisäävät tutkimusten mukaan veritulpan riskiä jaloissa. [43; 44.]

### 5.4 Lentosukat

Lentosukat puristavat verta jalkojen kudoksen pintakerroksista syvemmälle, jolloin lisääntynyt paine aikaansaa lihaspumpun aktivoitumisen. Turvotus vähenee ja veritulpan mahdollisuus pienenee jalkojen verenkierron tehostuessa. [44.]

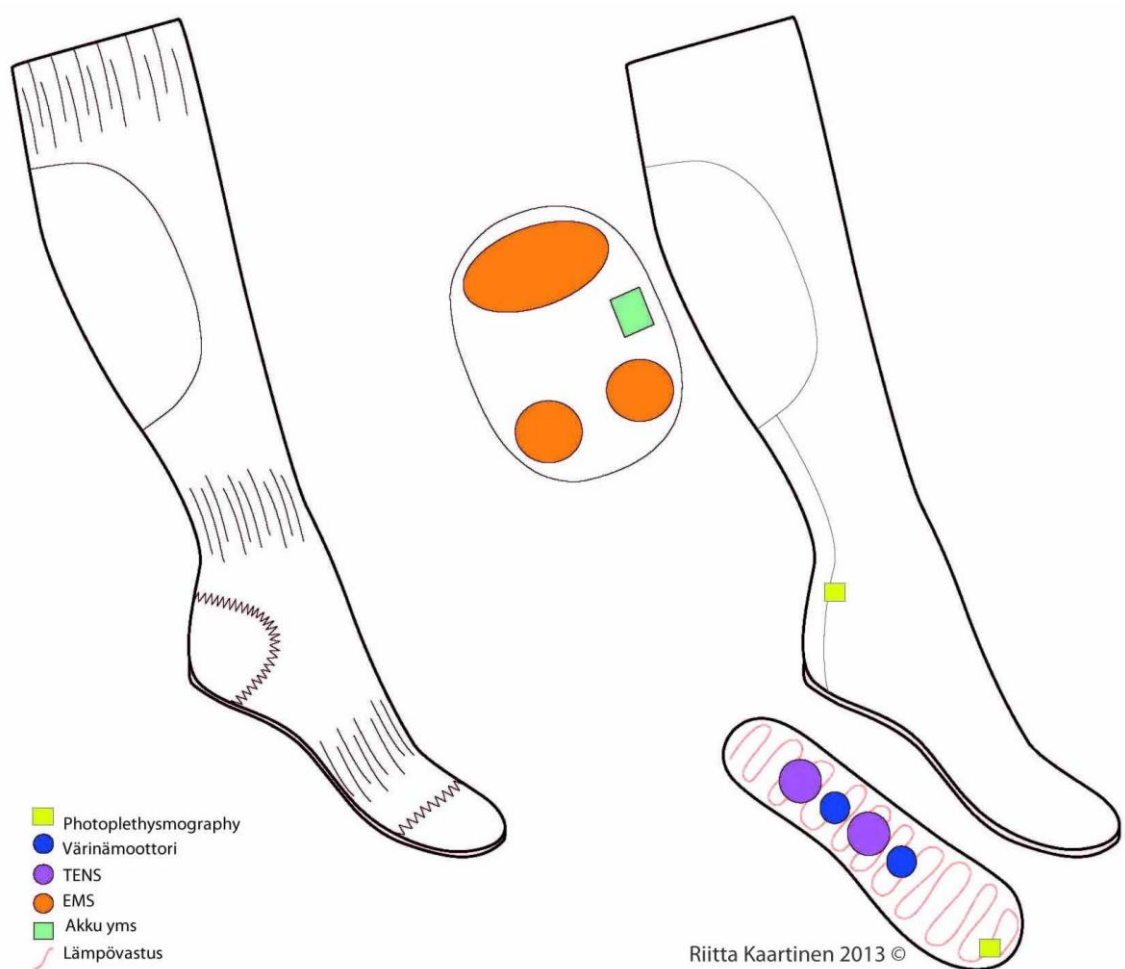
Tutkimustulokset [45; 46] osoittavat lentosukkien vähentävän jalkojen turvotusta, lisäävän verenkiertoa, sekä vähentävän laskimotukoksien esiintymistä sukkaa käyttävillä, riskiryhmään kuuluvilla ihmisillä huomattavasti.

## 6 Lentosukan prototyypin suunnittelu

### 6.1 Idea laitteen rakenteesta

Lentosukan prototyyppiä varten tehtiin useita ehdotuksia mahdollisista ominaisuuksista, sekä laitteen fyysisestä rakenteesta. Keskusteluissa päädyttiin selvittämään seuraavien ominaisuuksien toteuttamiskelpoisuutta:

- sähköstimulaatio
- automaattinen lämmönsäätely
- värinä
- pulssin mittaus.

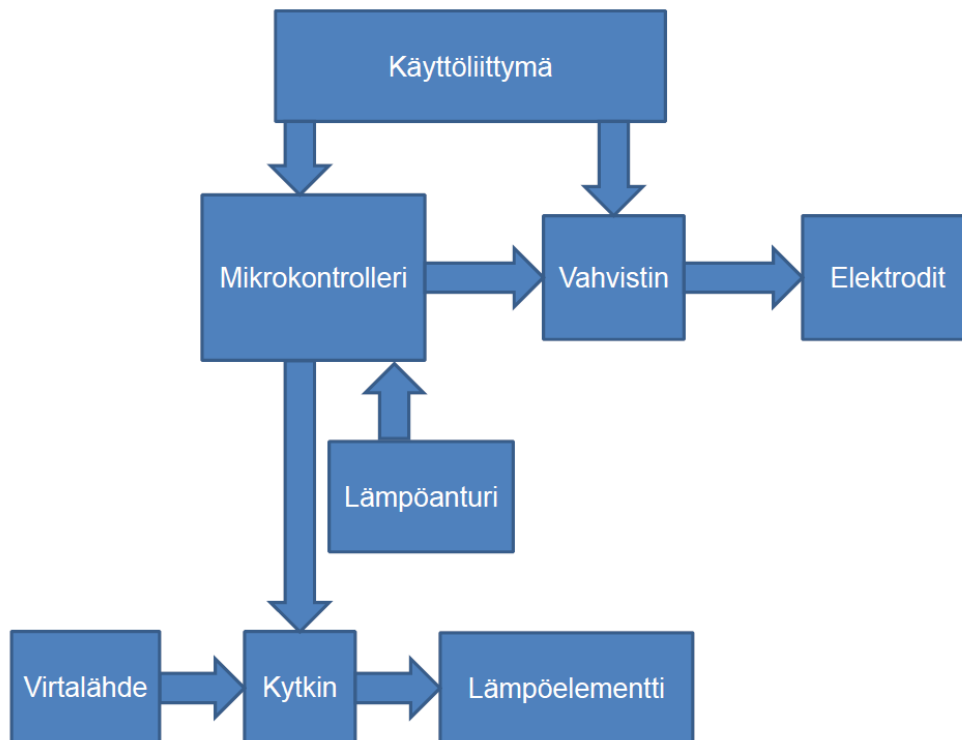


Kuva 6. Lentosukan prototyypin rakenne [Riitta Kaartinen 2013]

Lentosukan rakenne selvisi kuvasta 6, josta voitiin nähdä elektroniikan sijoittelu sukan pohjassa ja varressa. Sukan pohjassa on elektrodeja, joiden avulla sähköä voidaan johtaa jalkapohjaan kantakalvon kipujen lievittämiseksi. Pohjassa on myös lämmityselementti ja lämpöanturi, mitkä säätelevät jalkapohjan lämpötilaa. Myös pohkeen kohdalla on elektrodipari, millä pohjelihasta voidaan aktivoida laskimotukosten ehkäisemiseksi.

Insinööriyön toteutusehdotus käsittelee automaattisen lämmönsäätelyn ja sähköstimulaatio-ominaisuuksien elektroniikan suunnittelua. Vaikka tutkimuksen perusteella voidaan todeta, että sähköstimulaation tehosta kivun hoidossa ei ole vielä saatu lopullista näyttöä, kyseinen ominaisuus päädyttiin valitsemaan prototyyppiin erään kaupallisen sähköstimulaatiolaitteen testien perusteella, joissa laitteen vaikutukset havaittiin miellyttäviksi.

Lämmönsäätelyn tarkoituksena on pitää yllä jalkojen tasaista lämpötilaa, joka edistää verenkiertoa ja lisää mukavuutta. Lämpötila on myös käyttäjän itse säädettävissä, jolloin laite automaattisesti pyrkii pitämään jalan lämpötilan käyttäjän valitsemalla alueella.



Kuva 7. Järjestelmän lohkokaavio

Lohkokaaviokuva (kuva 7) havainnollisti järjestelmän rakennetta. Järjestelmä koostuu seuraavista osista:

- käyttöliittymä
- mikrokontrolleri
- vahvistin sähköstimulaatiosignaalille
- sähköstimulaatioelektrodit
- lämpöanturi
- virtalähde
- kytkin virran kytkemiseen lämpöelementille
- lämpöelementti.

Käyttöliittymä koostuu mikrokytkimistä, joilla eri parametreja on mahdollista säätää. Laitteen säädettävät parametrit ovat stimuloinnin voimakkuus ja taajuus sekä lämpötila-alue.

## 6.2 Mikrokontrolleri

Prototyypin elektroniikka rakentuu nRF51822 -mikrokontrollerin ympärille, mistä saadaan stimuloinnissa käytettävä signaali, ja sillä voidaan ohjata järjestelmän muita osia. Tässä luvussa tutustutaan mikrokontrollerin ominaisuuksiin, jotta jäljempänä esitetyt asiat mikrokontrollerin varsinaisesta ohjelmoinnista olisivat helpommin ymmärrettävissä.

nRF51822-piiriin päädyttiin, koska siitä oli Electriassa paljon asiantuntemusta ja kokeilualustat olivat valmiiksi saatavilla.

## 6.3 Nordic Semiconductor nRF51822 -mikrokontrolleri

### 6.3.1 nRF51822 Evaluation Kit -kehitysalusta

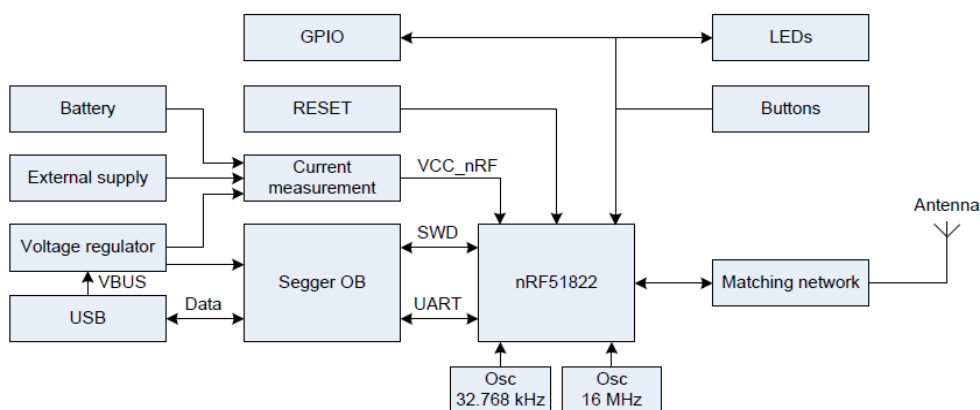
nRF51822 on Nordic Semiconductorin valmistama ARM® Cortex™ -M0 arkkitehtuuriin perustuva SoC (System on Chip). Ohjelmiston kehityksessä käytetään nRF51822 Evaluation Kit -kehitysalustaa (kuva 8), jolla ohjelmistoa ja piirin ominaisuuksia voidaan helposti testata laittamatta mikrokontrolleria pysyväksi osaksi varsinaista piiriä. [47, s. 1.]



Kuva 8. Nordic Semiconductor nRF51822 Evaluation Kit -kehitysalusta [48, s. 4]

Kehitysalustan järjestelmälohkot (kuva 9, ks. seur. s.) ovat seuraavat:

- nRF51822 ARM® Cortex™ -M0 -mikrokontrolleri
- valodiodit ja kytkimet
- SEGGER J-Link OB -emulaattori
- USB-UART -silta ohjelmointia varten
- 32,768 kHz ja 16 MHz oskillaattorit
- jänniteregulaattori
- nollauskytkin.



Kuva 9. nRF51822-kehitysalustan lohkokkaavio [48, s.15]

Kehitysalusta ottaa käyttöjännitteen tietokoneen USB-liitännästä (*Universal Serial Bus*) reguloimalla sen 3,3 volttiin alustalla olevalla regulaattorilla. Alustaan on liitetty myös paristopidike CR2032-nappiparistoa varten, jonka avulla alustasta saadaan siirrettävä. [48, s. 16 - 17.]

Piirin ohjelmointi tapahtuu USB-liitännän kautta Nordic Semiconductorin nRFgo Studio -ohjelman avulla. Ohjelmakoodi kirjoitetaan C-kielellä Keil  $\mu$ Vision IDE -ohjelmointiympäristössä.

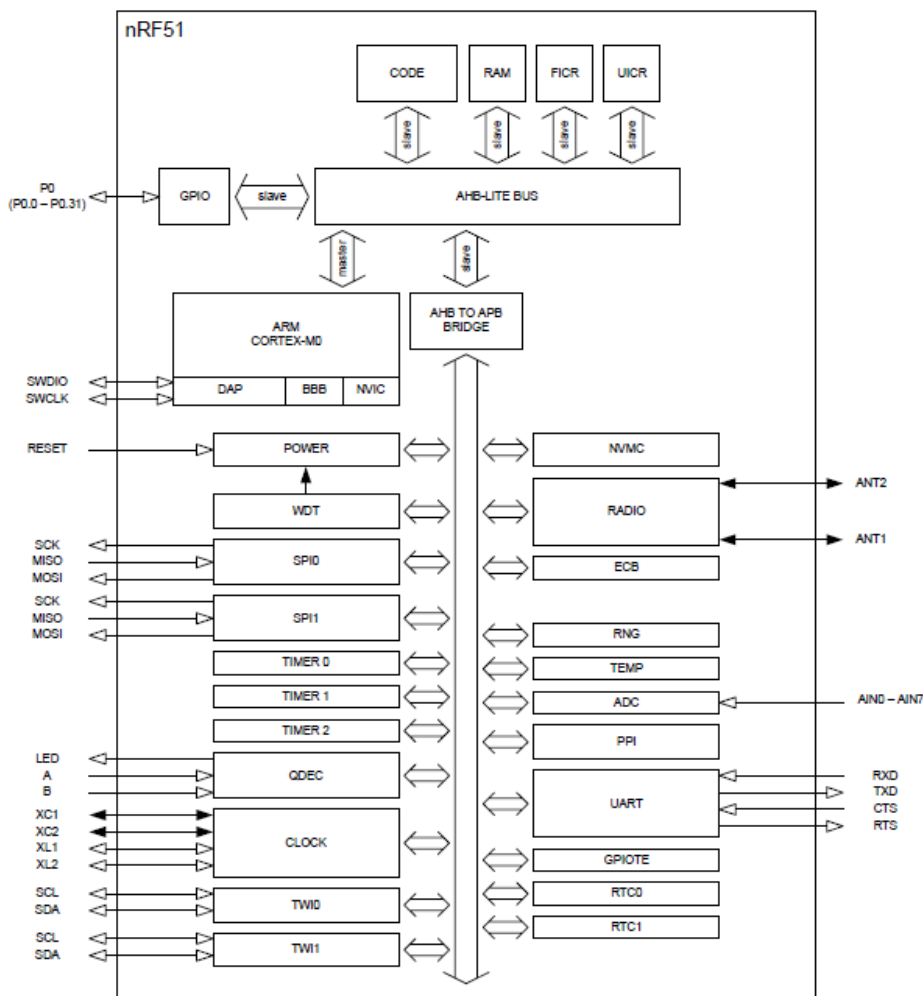
### 6.3.2 nRF51822-mikrokontrollerin järjestelmälohkot

nRF51822 mikrokontrollerin sisältää seuraavat järjestelmälohkot (kuva 10, ks. seur. s.):

- 2.4 GHz:n taajuudella toimivan lähetin-vastaanottimen
- 32-bittisen ARM® Cortex™ -M0 prosessorin
- 256 kB *flash*-muistia ohjelmakoodia varten
- 16 kB RAM-muistia
- 31 yleiskäyttöistä I/O-pinniä (GPIO)
- 8 A/D-muunnin kanavaa 10 bitin resoluutiolla
- 32-bittisen ajastimen
- 2 kappaletta 16-bittistä ajastinta
- SPI-väylän (*Serial Peripheral Interface*)

- I2C-väylän
- PPI-yhdyskanavan (*Programmable Peripheral Interconnect*)
- dekooderin (*Quadrature Decoder*)
- AES-salauksen (*Advanced Encryption Standard*)
- reaaliaikaisen laskurin (*Real Time Counter*).

Mikrokontrollerin käyttökohteita ovat erilaiset sulautetut järjestelmät, kuten esimerkiksi tietokoneiden liitännälaitteet, hiiret ja näppäimistöt, interaktiiviset viihdelaitteet kuten kauko-ohjaimet, 3D-lasit, peliohjaimet sekä terveydenhuoltolaitteet, sykemittarit, rannekellot ja kauko-ohjattavat lelut. [49, s. 1.]



Kuva 10. nRF51822 mikrokontrollerin lohkokaavio [47, s. 7]

### 6.3.3 ARM® Cortex™ -M0 -prosessori

Mikrokontrolleri sisältää ARM® Cortex™ -M0 -prosessorin, joka on pieni ja erittäin vähäisen virrankulutuksen omaava 32-bittinen ARM-prosessori. Sillä on 16-bittinen käsikanta 32-bittisillä laajennuksilla, joka mahdollistaa vähäisen muistin käytön koodin ollessa hyvin tiivis. [47, s. 8.]

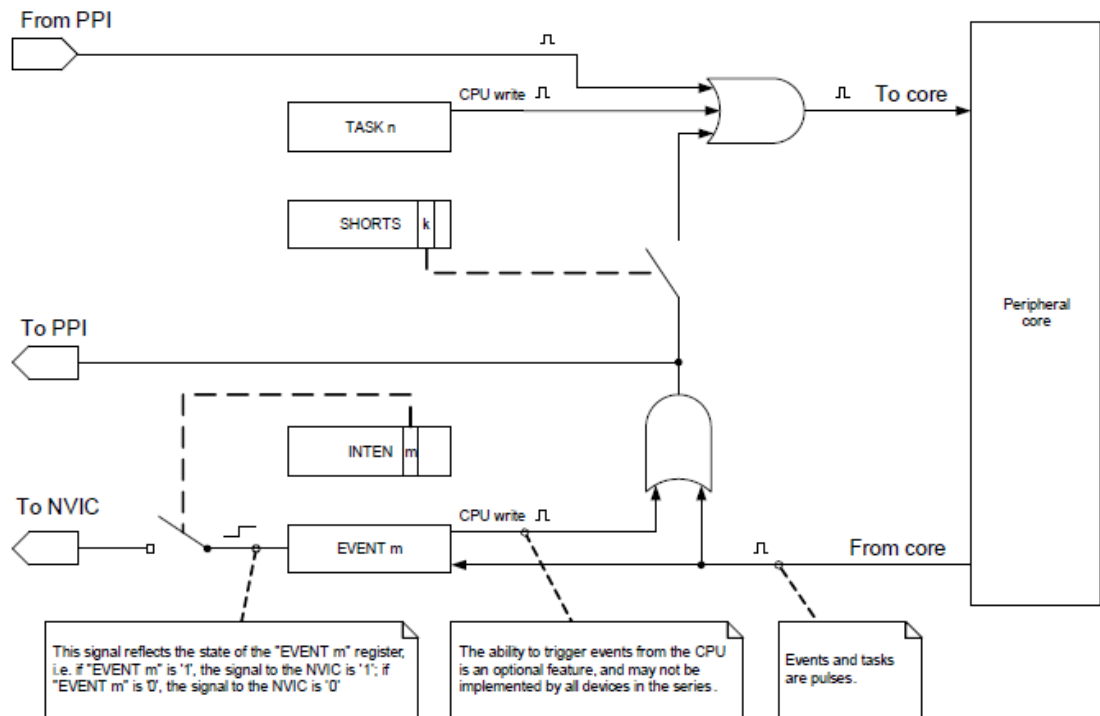
### 6.3.4 2.4 GHz radio

Mikrokontrollerin radio on suunniteltu toimimaan yhdellä maailmanlaajuisen ISM-taajuusalueen (*Industrial, Scientific and Medical*) taajuuskaistoista. Se käsittää taajuu-  
det 2,4-2,4835 GHz. Pakettirakenteen ja modulaatiotavan muunneltavuus mahdollistaa radion käytön muun muassa BTLE (*Bluetooth Low Energy*), ANT™, Gazell ja Enhanced Shockburst™ -sovelluksissa. [47, s. 8.]

### 6.3.5 PPI-yhdyskanava

PPI-yhdyskanava (*Programmable Peripheral Interconnect*) mahdollistaa järjestelmän eri oheislaitteiden keskinäisen vuorovaikutuksen itsenäisesti prosessorista riippumatta erilaisten tehtävien (*Tasks*) ja tapahtumien (*Events*) avulla. Yhdyskanavan avulla on mahdollista saada aikaan tietyn tehtävän suorituksen käynnistyminen jossakin järjestelmän osalohkossa tapahtuneen tapahtuman seurauksena. Tehtävät ja tapahtumat yhdistyvät toisiinsa yhdyskanavien kautta [47, s. 8].





Kuva 11. PPI-yhdyskanavien lohkokaavio [17, s. 30]

Kuva 11 havainnollisesti, kuinka tehtävät ja tapahtumat saadaan yhdistettyä toisiinsa yhdyskanavien avulla. Tehtävien ja tapahtumien lisäksi kaikkiin järjestelmän oheislaitteisiin voidaan saada yhteys käyttämällä APB- ja AHB-väyliä tai keskeytysrekistereitä. [49, s. 30.]

### 6.3.6 Mikrokontrollerin sisältämä muisti

Mikrokontrolleri sisältää haihtuvaa muistia, josta informaatio häviää katkaistaessa piiriltä virta, sekä haihtumatonta muistia, jossa informaatio säilyy virran katkaisun jälkeenkin. Muisti voidaan lajitella kolmeen eri pääkategoriaan seuraavasti:

1. ohjelmamuisti (haihtumaton)
2. työmuisti (haihtuva)
3. oheisrekisterit (*Peripheral Registers*).

Ohjelmamuistia käytetään prosessorin suorittaman ohjelman ja sen käyttämien joidenkin vakioarvojen tallentamiseen.

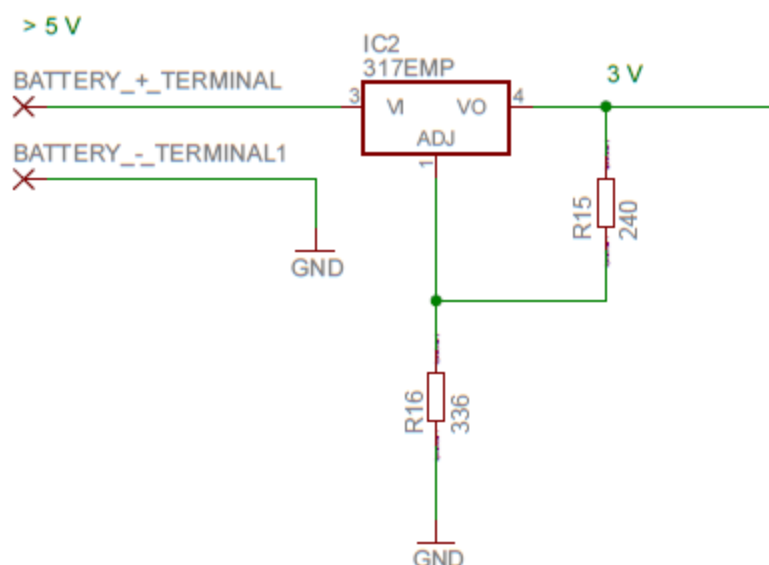
Proessorin suorittama ohjelma käyttää työmuistia väliaikaiseen tiedon tallennukseen. Työmuistin tyyppi on SRAM (*Static Random Access Memory*), joka ei vaadi muistin virkistystä, toisin kuin esimerkiksi DRAM (*Dynamic Random Access Memory*), jonka muistia täytyy aika ajoin virkistää, jotta informaatio säilyy. [47, s. 10 - 11 ; 49, s. 14.]

Oheisrekistereitä käytetään liitännöissä järjestelmän oheislaitteiden kanssa, kuten esimerkiksi radion, A/D-muuntimen, tai ajastimien kanssa. [47, s. 11.]

## 6.4 Elektroniikan suunnittelu

### 6.4.1 Jännitelähde

Laitteen tulee olla akkukäyttöinen, langaton ja helposti siirrettävä järjestelmä. Jännitelähteestä on saatava mikrokontrollerin, vahvistinpiirin sekä lämpöelementin käyttämät jännitteet ja virrat.



Kuva 12. LM317-regulaattorin kytkentä

Mikrokontrollerin tarvitsema 3 V:n käyttöjännite saadaan reguloimalla akkujen jännite regulaattoripiirillä oikealle tasolle.

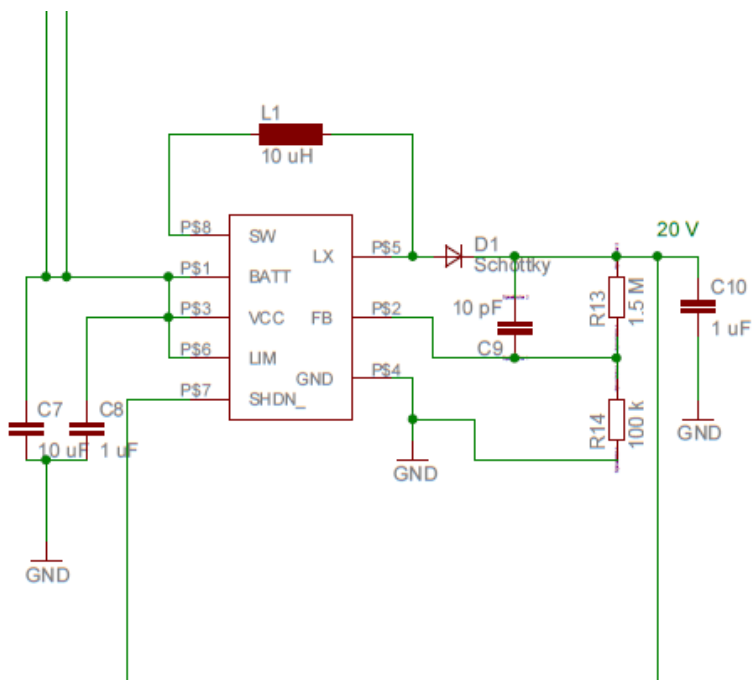
Regulaattoriksi valittiin säädettävä regulaattori LM317, jonka antama jännite on säädettävissä kahdella vastuksella 1,2 - 37 V:n alueella, ja se pystyy antamaan ulos 1,5 A virtaa [50]. Kuva 12 havainnollisti regulaattoriin kytkentää.

Jotta regulaattorista saadaan ulos mikrokontrollerin tarvitsema 3 voltia, sen syöttöjännitteen on oltava vähintään 5 V. Akuiksi valitaan litium-ionikennot, joiden napajännite on 3,7 V. Kytkemällä niitä kaksi sarjaan, saadaan napajännitteeksi 7,4 V, joka on riittävä regulaattorin syöttöjännitteeksi. Regulaattorin ulostulojännite lasketaan yhtälöllä 12.

$$V_o = 1.25V \cdot \left(1 + \frac{R_2}{R_1}\right) \quad (12)$$

$V_o$  on ulostulojännite  
 $R_2$  ja  $R_1$  ovat jännitteensäätövastukset

Operaatiovahvistimelle tarvitaan vähintään 20 V:n käyttöjännite, jotta sen ulostulosta saatavan jännitteen huippuarvo olisi stimuloinnissa tarvittavat 20 V. *Step-up*-regulaattorilla voidaan saada aikaan tarvittava jännite. Komponentiksi valitaan MAX1606-regulaattori, joka voi antaa jopa 28 V ulostuloon. Kuvasta 13 nähdään regulaattorin kytkentä. [51; 52.]



Kuva 13. MAX1606-regulaattorin kytkentä [52]

Ulostulojännite säädetään kahdella vastuksella, joista toisen arvoksi valitaan 100 kΩ. Toisen vastuksen arvo voidaan laskea yhtälöllä 13 [52].

$$R_1 = R_2 \cdot \left( \frac{V_o}{V_{FB}} - 1 \right) \quad (13)$$

$R_1$  ja  $R_2$  ovat vastukset  
 $V_o$  on ulostulojännite  
 $V_{FB}$  on 1.25 V

Vastuksen  $R_2$  arvoksi saadaan siis 1,5 MΩ, jolloin ulostulojännite asettuu 20 V:iin.

#### 6.4.2 Signaaligeneraattori

Mikrokontrollerin ulostulosta on saatava kanttiaaltoa, jonka taajuutta on voitava vaihdella pulssin leveyden ollessa vakio, tässä tapauksessa 250 μs. Tätä signaalia täytyy vahvistaa erillisellä vahvistinpiirillä, jotta saadaan riittävä virta stimulointia varten.

Sopivan signaalin saamiseksi käytetään mikrokontrollerin ajastimia. Ajastimella on kaksi eri toimintamoodia, ajastin ja laskuri. Valitaan ajastinmoodi, jotta kaikki tarvittavat ominaisuudet saadaan käyttöön. Valinta tehdään seuraavanlaisella komennolla.

```
NRF_TIMER1->MODE = 0x00;
```

Komento kirjoittaa ajastimen *MODE*-rekisteriin arvon 0, joka asettaa ajastimen toimimaan ajastinmoodissa.

Ajastin on liitetty *HFCLK*-oskillaattoriin, jonka kellotaajuus on 16 MHz:iä. Tämä asettaa laskurin perustaajuuden. Perustaajuutta voi muuttaa säätämällä jakajan arvoa, jolloin taajuus saadaan yhtälöstä 14.

$$f_{ajastin} = \frac{16 \text{ MHz}}{2^{jakaja}} \quad (14)$$

Jakajan arvona käytetään tässä tapauksessa sen maksimiarvoa, joka on 9. Ajastimen perustaajuudeksi tulee näin ollen 31,25 kHz. Jakajan arvo asetetaan seuraavalla komennolla.

```
NRF_TIMER1->PRESCALER = 0x09;
```

Käyttämällä *CC*-rekistereitä (*Capture-Compare-register*), voidaan saada aikaan kanttiaalto halutulla pulssinleveydellä.

```
NRF_TIMER1->CC[0] = 312;
```

```
NRF_TIMER1->CC[1] = 320;
```

Komennot kirjoittavat laskurin *CC*-rekistereihin alkuarvot. *CC[0]*-rekisterin arvolla saadaan säädettyä signaalille haluttu taajuus. Arvolla 312 taajuuden arvo on 100 Hz. Oikea arvo *CC[0]*-rekisterille tietyllä taajuudella voidaan laskea yhtälöstä 15.

$$CC[0] = \frac{31250}{f} \quad (15)$$

*CC[1]*-rekisterillä voidaan määrittää haluttu pulssin leveys. Oikea arvo tietylle taajuudelle 250 µs pulssinleveydelle saadaan lisäämällä *CC[0]*-rekisterin arvoon luku 8 ja tallettamalla se *CC[1]*-rekisteriin (yhtälö 16).

$$CC[1] = CC[0] + 8 \quad (16)$$

PPI-kanavia käyttämällä saadaan laskuri asettamaan haluttu ulostulo loogiseksi ykköseksi ja nollaksi. Laskuri laskee *CC[0]*-rekisteriin asetettuun arvoon asti, jolloin se vetää ulostulon loogiseksi ykköseksi. Kun laskuri saavuttaa *CC[1]*-rekisteriin kirjoitetun arvon, se vetää ulostulon loogiseksi nollaksi.

```
NRF_PPI->CH[0].EEP = (uint32_t)&NRF_TIMER1->EVENTS_COMPARE[0];
```

```
NRF_PPI->CH[0].TEP = (uint32_t)&NRF_GPIOTE->TASKS_OUT[0];
```

Ensimmäinen komento asettaa ajastimen *Compare[0]-Event*-signaalin tulemaan PPI-kanavaa 0 pitkin. Seuraava komento asettaa ulostulon loogiseksi ykköseksi aina *Compare[0]-Event*-tapahtumassa, joka siis tapahtuu aina, kun *CC[0]*-rekisterin arvo on sama kuin laskurin senhetkinen arvo.

```
NRF_PPI->CH[1].EEP = (uint32_t)&NRF_TIMER1->EVENTS_COMPARE[1];
```

```
NRF_PPI->CH[1].TEP = (uint32_t)&NRF_GPIOTE->TASKS_OUT[0];
```

```
NRF_PPI->CHEN = 0x03;
```

Ensimmäinen komento asettaa *Compare[1]-Event*-signaalin kulkemaan PPI-kanavaa 1 pitkin. Seuraava komento asetta ulostulon loogiseksi nollassi aina *Compare[1]-Event*-tapahtumassa, eli aina kun laskurin arvo on sama kuin rekisterin *CC[1]* arvo. Tämä tapahtuu 250 µs myöhemmin, kuin *Compare[0]-Event*-tapahtuma, joten pulssin leveydeksi jää 250 µs. Kolmas komento asettaa PPI-yhdyskanavat 0 ja 1 päälle kirjoittamalla *CHEN*-rekisteriin arvon 3.

Tämän jälkeen ajastin käynnistetään seuraavalla komennolla

```
NRF_TIMER1->TASKS_START = 1;
```

Ohjelmaan kirjoitettiin yksinkertainen funktio, jolla taajuutta voidaan säätää. Funktio kirjoittaa halutut arvot *CC*-rekistereihin.

```
int set_freq(int frequency_value)
{
    uint32_t cc0_value = (31250/frequency_value);
    uint32_t cc1_value = (cc0_value+8);
    NRF_TIMER1->CC[0] = cc0_value;
    NRF_TIMER1->CC[1] = cc1_value;
}
```

Ohjelmassa luetaan sisääntulojen 1 ja 2 tilaa jatkuvasti (liite 1, s. 9 - 10). Sisääntuloihin kytketään painokytkimet, joita painamalla voidaan säätää taajuutta 5 - 150 Hz:n alueella 5 Hz:n askelin.

Testiä varten mitattiin taajuuksia 100, 50 ja 25 Hz. Signaalia mitattiin oskilloskoopilla, jotta voitiin varmistaa arvojen pitävän paikkansa.

Oskilloskoopilla otetuista kuvista (liite 3) voidaan nähdä signaalin jaksonaika, jonka avulla taajuus voidaan laskea yhtälöstä 17.

$$f_{\text{signaali}} = \frac{1}{\text{jaksonaika}} \quad (17)$$

Oskilloskooppikuvista (liite 3) voidaan nähdä, että pulssin leveys on 250  $\mu\text{s}$  (liite 3, s. 1). Kuvassa vaaka-akselilla on aika mikrosekunteina ja pystyakselilla signaalin amplitudi voltteina. Oskilloskoopin yksi ruutu vaaka-akselilla vastaa 200  $\mu\text{s}$  (liite 3, s.1). Signaalin amplitudi on noin 3 V. Kuvissa (liite 3, s. 2 - 4) jaksonajat ovat järjestyksessä 10, 20 ja 40 ms, jolloin yhtälön 20 avulla lasketut taajuudet ovat 100, 50 ja 25 Hz. Pulssin leveys pysyy samana kaikilla taajuuksilla, joten ohjelman voidaan todeta toimivan halutulla tavalla.

#### 6.4.3 Signaalin vahvistus

Mikrokontrollerin antaman signaalin amplitudin huippuarvo on 3 V. Signaalia täytyy vahvistaa, jotta saadaan riittävän voimakas signaali stimulointia varten. Vahvistus toteutetaan operaatiovahvistimella LM741. Vahvistetun signaalin amplitudin huippuarvon tulee olla säädettävissä 20 V asti. Vahvistus asetetaan säätämällä takaisinkytkennässä käytettävien vastusten arvoja [51, s. 594 - 595]. Vahvistus voidaan laskea yhtälöllä 21.

$$A = 1 + \frac{R_f}{R_i} \quad (18)$$

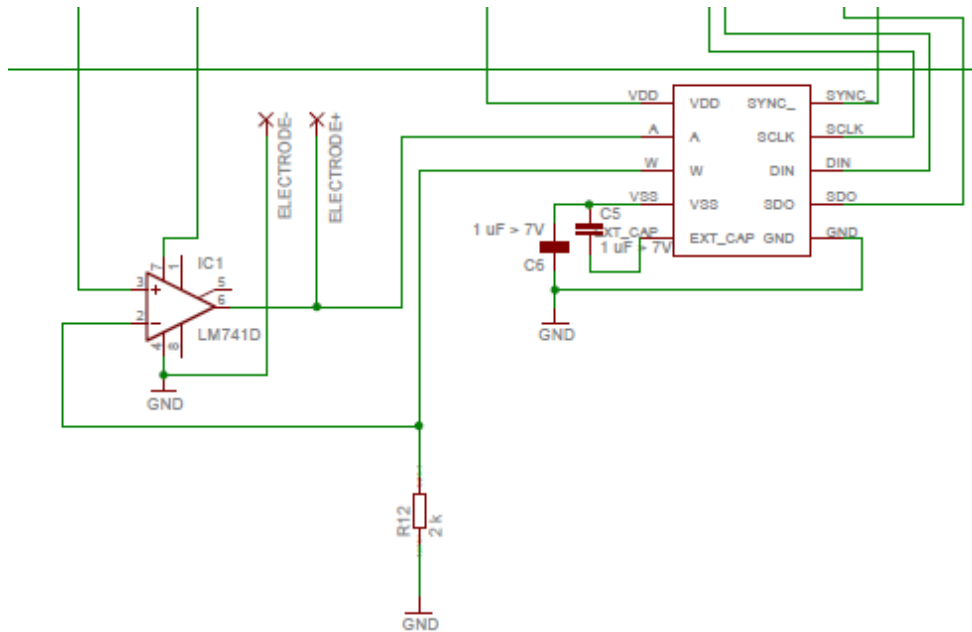
Koska vahvistuksen tulee olla säädettävä, valitaan takaisinkytkennässä käytettäväksi Analog Devicesin valmistama digitaalinen potentiometri AD5271, joka on vastusarvoltaan 20 k $\Omega$ . AD5271 kytketään operaatiovahvistimen takaisinkytkentään kuvan 14 osoittamalla tavalla. Vastusarvoa voidaan säätää mikrokontrollerin SPI-väylän kautta syöttämällä potentiometrin RDAC-rekisteriin haluttu 14 bittiä leveä arvo. Potentiometrin arvon voi laskea yhtälöstä 22.

$$R = \frac{D}{256} \cdot 20 \text{ k}\Omega \quad (19)$$

$R$  on resistanssin arvo

$D$  on RDAC-rekisteriin syötetty arvo

Potentiometrin 20 k $\Omega$ :n resistanssi on siis jaettavissa 256:een eri arvoon, jotka asetetaan kirjoittamalla RDAC-rekisteriin haluttua resistanssia vastaava luku 1 - 256. [53.]



Kuva 14. Operaatiovahvistimen ja digitaalisen potentiometrin kytkentä [58]

#### 6.4.4 Lämpötilan säätely

Jotta voidaan määrittää lämpöelementin tarvitsema virta, täytyy ensin määrittää, kuinka paljon energiaa tarvitaan jalkapohjan lämmittämiseksi valitulla alueella. Arvioidaan, että lämmitettävä alue on tilavuudeltaan 0,1 m<sup>3</sup>. Koska ihmisen keho on suurimmaksi osaksi vettä, on mielekästä käyttää arvioinnissa veden tiheyden ja ominaislämpökapasiteetin arvoja. Veden tiheys on 1 000  $\frac{kg}{m^3}$  ja sen ominaislämpökapasiteetti on 4,19  $\frac{kJ}{kg \cdot ^\circ C}$ . Tarvittava lämpöenergia voidaan laskea yhtälöllä 20.

$$E = c \cdot m \cdot \Delta T \quad (20)$$

$E$  on energia  
 $c$  on ominaislämpökapasiteetti  
 $m$  on massa  
 $\Delta T$  on lämpötilan muutos



Kun alkulämpötila on 30 °C ja loppulämpötila on 40 °C,  $\Delta T$  on 10 °C. Lämmitettävän kappaleen massaksi saadaan 0,1 kg käyttämällä veden tiheyden arvoa. Yhtälöstä 20 saatiin lämmitykseen tarvittavaksi energiaksi 4,19 Joulea. Lämmitettäessä kappaletta 1 W:n teholla 4,19 sekunnin ajan, saadaan riittävä lämmitysenergia. Lämmityselementti käyttää käyttöjännitteenään 3 V jännitettä, jolloin elementin resistanssin tulee olla yhtälön 21 mukaan n. 9  $\Omega$ , jotta vastuksen tehohäviö on riittävän suuri. [54.]

$$P = \frac{U^2}{R} \quad (21)$$

$P$  on teho

$U$  on jännite

$R$  on elementin resistanssi

Lämpöelementin tarvitsema virta on Ohmin lain (yhtälö 22) mukaan noin 333 mA. Regulaattorin virransyöttökapasiteetti on riittävä syöttämään elementille sen tarvitseman virran.

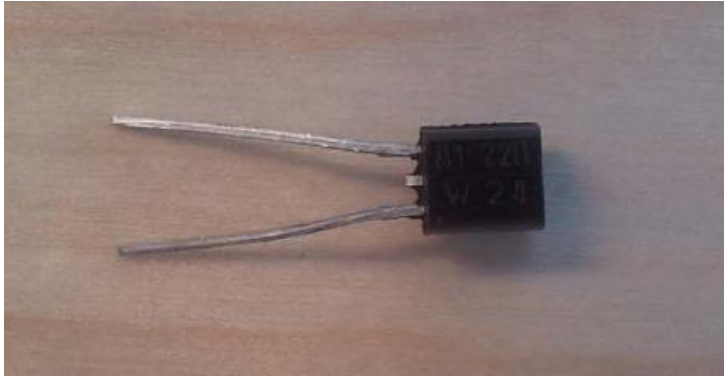
$$I = \frac{U}{R} \quad (22)$$

$I$  on virta

$U$  on jännite

$R$  on lämpöelementin resistanssi

Prototyypin automaattinen lämpötilan säätely voidaan toteuttaa mittaamalla lämpötilaa lämpöanturilla, joka liitetään mikrokontrollerin analogia-digitaalimuuntimen sisäänluon. Anturin mittamaa lämpötilan arvoa käytetään lämpöelementin ohjaukseen. Lämpöanturiksi valittiin analoginen puolijohdeanturi KTY81-220 (kuva 15, ks. seur. s.). Anturilla on positiivinen lämpötilakerroin, eli anturin resistanssin muutos on suoraan verrannollinen lämpötilan muutokseen [55].

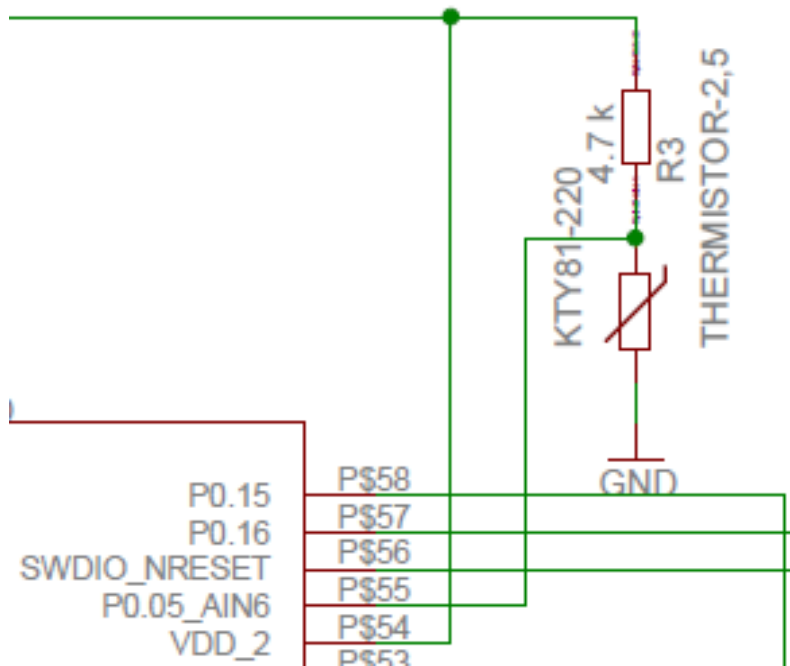


Kuva 15. KTY81-220 lämpöanturi

Mikrokontrollerin sisäinen referenssijännite on 1,2 voltia [49]. A/D-muuntimen sisääntulossa olevan jännitteen täytyy siis olla alle tämän referenssijännitteen, johon voidaan vaikuttaa sarjavastuksen resistanssilla. Lämpöanturin ja sarjavastuksen muodostama jännitejakokytkentä kytketään mikrokontrollerin käyttöjännitteeseen. Anturin datalehdessä selviää resistanssiarvot tietyllä lämpötila-alueella, joksi tässä tapauksessa valitaan 30 - 40 °C. Taulukosta 1 nähdään datalehdessä ilmoittamat resistanssin arvot tällä alueella:

Lämpötila [°C]	Rmin [Ω]	Rtyp [Ω]	Rmax [Ω]
20	1881	1922	1963
25	1960	2000	2040
30	2036	2080	2123
40	2194	2245	2295
50	2359	2417	2475
60	2531	2597	2663

Taulukko 1. Anturin resistanssi eri lämpötiloissa [55]



Kuva 16. Lämpöanturin kytkentä

Lämpöanturin resistanssi muuttuu lämpötilan funktiona. Kytettäessä lämpöanturi kuvassa 16 nähdyllä tavalla, anturin yli oleva jännite muuttuu lämpötilan funktiona. Tätä jännitettä mittaamalla saadaan selville anturin lämpötila.

Lämpötilan minimi- ja maksimiarvoiksi valittiin 30 ja 40 °C. Taulukosta 1 nähdään, että tällä alueella resistanssin tyypillinen maksimiarvo on 2 245 Ω. Minimiarvoksi saadaan 2 080 Ω. Jännitteiden minimi- ja maksimiarvot voidaan laskea yhtälöllä 22.

$$U_{anturi} = \frac{R_{anturi}}{R_{sarja} + R_{anturi}} \cdot U_{kok} \quad (23)$$

Jännitteen minimiarvoksi saadaan 920 mV ja maksimiarvoksi 970 mV. Sarjavastuksena käytetään 4,7 kΩ vastusta. Mikrokontrolleri ohjelmoidaan siten, että asetetun lämpötilan maksimiarvon alittuessa kytketään lämpöelementti virtalähteeseen. Lämpötilan ylittyessä vastaavasti lämpöelementti kytketään pois päältä.

A/D-muunnin kirjoittaa muunnoksen valmistuttua arvon RESULT-rekisteriin, jonka arvo on välillä 0 - 1023. 1023 vastaa referenssijännitteen arvoa eli 1,2 V. Oikeat arvot voidaan laskea yhtälöstä 24 (ks. seur. s.).

$$\text{Lämpötilan arvo} = \frac{U_{in}}{U_{ref}} \cdot 1023 \quad (24)$$

30 - 40 °C:een lämpötiloille saadaan arvot 784 ja 827. Mikrokontrolleri asetetaan vertaamaan RESULT-rekisterin arvoa näihin arvoihin.

```
NRF_ADC->ENABLE = 1;
```

```
NRF_ADC->CONFIG = 0x4002;
```

Koodin ensimmäinen komento asettaa A/D-muuntimen päälle. Seuraava komento kirjoittaa CONFIG-rekisteriin arvon 0x4002, joka valitsee käyttöön seuraavat ominaisuudet:

- 10 bitin resoluutio
- sisääntuloksi AIN6-analoginen sisääntulo
- 1,2 V sisäinen referenssijännite käyttöön
- analogiset referenssitulot pois käytöstä.

A/D-muunnin suorittaa yhden muunnoksen joka kerta, kun käynnistyskomento suoritetaan. Käynnistyskomentoa on siis suoritettava jatkuvasti, jotta lämpötilaa voidaan seurata riittävällä tarkkuudella.

```
NRF_ADC->TASKS_START = 1;
```

```
int adc_value = NRF_ADC->RESULT;
```

Seuraava komento lukee RESULT-rekisterin arvon ja kirjoittaa sen adc\_value-muuttujan arvoksi. Muuttujan arvoa verrataan ennalta määritettyyn lämpötilan maksimiarvoon, mikä asetetaan temp-muuttujan avulla.

```
while (NRF_ADC->BUSY != 0)
```

```
{}
```

```
int adc_value = NRF_ADC->RESULT;
```

```
if (adc_value < temp)

{

nrf_gpio_pin_set(13);

}

if (adc_value >= temp)

{

nrf_gpio_pin_clear(13);

}
```

A/D-muuntimen käynnistyttyä odotetaan, kunnes muunnos on valmis ja tulos luettavissa rekisteristä. Mikäli muunnoksen arvo on pienempi kuin temp-muuttujan määritelty lämpötilan arvo, suljetaan kytkin, joka kytkee virtalähteen lämpövastukseen. Arvon ollessa suurempi tai yhtä suuri kuin määritelty arvo, kytkin aukaistaan, jolloin lämpövastukselle ei mene enää virtaa.

Lämpötila-asetuksen arvo nähdään valodiodien avulla, jotka ilmoittavat kunkin asetuksen binäärilukuna. Valittavana on 12 eri lämpötila-asetusta. Ohjelmassa luetaan temp-muuttujan arvoa, mikä määrittää lämpötilan maksimiarvon (liite 1, s. 12 - 13).

## 7 Yhteenveto

Insinööriytyön tavoitteena oli magneettikenttä- ja sähköterapian tutkiminen sekä ehdotuksen tekeminen edellä mainittuja terapiamuotoja käyttävän elektronisen lentosukan sähköstimulaatio- ja lämmönsäätelyominaisuuksien elektroniikan toteutustavalle.

Laitteen ominaisuuksista käytiin suunnittelijoiden kanssa pitkiä ryhmäkeskusteluja ja useita ehdotuksia käytiin läpi. Testejä varten hankittiin kaupallinen sähköstimulaatiolaitte, jonka käyttöä koehenkilöt pitivät miellyttävänä ja helppona. Tällä perusteella päädyttiin valitsemaan sähköstimulaatio kehitettävän laitteen yhdeksi ominaisuudeksi, automaattisen lämmönsäätelyn lisäksi.

Tutkimuksessa saatiin paljon lisätietoa magneettikenttä- ja sähköterapian toteutustavoista, teoreettisesta taustasta sekä hoidon väitetystä tehosta. Tutkimuksen perusteella on kuitenkin todettava, että hoidon tehosta ei voida vetää lopullisia johtopäätöksiä, ja että lisätutkimuksia aiheesta tarvitaan tutkimustulosten ollessa osittain ristiriidassa keskenään. Näytön puute myös asetti haasteita konseptin suunnittelulle ja laitteen ominaisuuksien valinnalle.

Insinööriytyössä saatiin valmiiksi suunnitelmat elektroniikalle ja valmis ohjelmisto mikrokontrollerille, joiden avulla prototyypin varsinainen toteutus tehdään. Koko järjestelmää saatiin testattua näiltä osin koekytkentälevyasteella, ja järjestelmä todettiin toimivaksi ja kehityskelpoiseksi. Testeissä signaaligeneraattorin antama stimulointisignaali todettiin miellyttävän tuntuiseksi sopivalla voimakkuudella. Laitteen kehitystä jatketaan insinööriytyön pohjalta seuraavan työvaiheen ollessa piirilevyn suunnittelu ja kokoaminen sekä prototyypin valmistus. Prototyyppiä esitellään, kun projektille haetaan TEKES-rahoitusta.

## Lähteet

- 1 Aura ym. 1994. Teoreettinen sähkötekniikka ja sähkökoneiden perusteet. Porvoo: WSOY.
- 2 Räisänen ym. 2007. Radiotekniikan perusteet. Helsinki: Otatieto.
- 3 What are electromagnetic fields? 2013. Verkkodokumentti.  
<<http://www.who.int/peh-emf/about/WhatisEMF/en/index1.html>>. Luettu 10.7.2013
- 4 Jokela ym. 2009. Sähkömagneettiset kentät. Säteilyturvakeskus. s. 360-364.
- 5 Kirsch, Daniel L. 2002. Electromedicine: The Other Side of Physiology. CRC Press.
- 6 Geddes, L. A. 1984. The Beginnings of Electromedicine. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine. 12/1984, s. 8-23.
- 7 Low ym. 2006. Electrotherapy Explained: Principles and practice. Elsevier.
- 8 Watson, T. 2013. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS). Verkkodokumentti.  
<<http://electrotherapy.org/assets/Downloads/TENS%20April%202013.pdf>>. 4/2013. Luettu 19.06.2013
- 9 O'Clock, George D. 2006. Electrotherapeutic Devices: Principles, design and applications. Artech House.
- 10 Itoh ym. 2009. A pilot study on using acupuncture and transcutaneous electrical nerve stimulation to treat chronic non-specific low back pain. Complementary Therapies in Clinical Practice. 2/2009, s. 22-25.
- 11 Cheing ym. 2005. Transcutaneous electrical nerve stimulation for neuropathic pain. The Journal of Hand Surgery: British & European Volume. 2/2005, s. 50-55.
- 12 Breit ym. 2004. Transcutaneous electrical nerve stimulation for postoperative pain relief after total knee arthroplasty. The Journal of Arthroplasty. 1/2004, s. 45-48.
- 13 Claydon ym. 2008. Effects of simultaneous dual-site TENS stimulation on experimental pain. European Journal of Pain. 8/2008, s. 696-704.

- 14 Chen ym. 2010. An Investigation Into the Hypoalgesic Effects of High- and Low-Frequency Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) on Experimentally-Induced Blunt Pressure Pain in Healthy Human Participants. *The Journal of Pain*. 1/2010, s. 53-61.
- 15 Chen ym. 2009. An Investigation Into the Effects of Frequency-Modulated Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) on Experimentally-Induced Pressure Pain in Healthy Human Participants. *The Journal of Pain*. 10/2009, s. 1029-1037.
- 16 Moran ym. 2011. Hypoalgesia in Response to Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) Depends on Stimulation Intensity. *The Journal of Pain*. 8/2011, s. 929-935.
- 17 Dailey ym. 2011. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) reduces pain and improves function in people with Fibromyalgia. *The Journal of Pain*. 4/2011, s. 23.
- 18 Chesterton ym. 2003. Effects of TENS frequency, intensity and stimulation site parameter manipulation on pressure pain thresholds in healthy human subjects. *Pain*. 11/2003, s. 73-80.
- 19 Mora ym. 2006. Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation: An Effective Treatment for Pain Caused by Renal Colic in Emergency Care. *The Journal of Urology*. 5/2006, s. 1737-1741.
- 20 Köke ym. 2004. Pain reducing effect of three types of transcutaneous electrical nerve stimulation in patients with chronic pain: a randomized crossover trial. *Pain*. 3/2004, s. 36-42.
- 21 Pantaleão ym. 2011. Adjusting Pulse Amplitude During Transcutaneous Electrical Nerve Stimulation (TENS) Application Produces Greater Hypoalgesia. *The Journal of Pain*. 5/2011, s. 581-59
- 22 Thamsborg ym. 2005. Treatment of knee osteoarthritis with pulsed electromagnetic fields: a randomized, double-blind, placebo-controlled study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 7/2005, s. 575-581.
- 23 Brook ym. 2012. Pulsed Radiofrequency Electromagnetic Field Therapy: A Potential Novel Treatment of Plantar Fasciitis. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*. 3/2012, s. 312-316.
- 24 Michel, R. 2012. Use of pulsed radio frequency energy in the effective treatment of recalcitrant plantar fasciitis: Six case histories. *The Foot*. 3/2012, s. 48-52.



- 25 Marcheggiani Muccholi ym. 2013. Conservative treatment of spontaneous osteonecrosis of the knee in the early stage: Pulsed electromagnetic fields therapy. *European Journal of Radiology*. 3/2013, s. 530-537.
- 26 Moffett ym. 1996. A placebo controlled double blind trial to evaluate the effectiveness of pulsed short wave therapy for osteoarthritic hip and knee pain. *Pain*. 1/1996, s. 121-127.
- 27 Weintraub ym. 2009. Pulsed Electromagnetic Fields to Reduce Diabetic Neuropathic Pain and Stimulate Neuronal Repair: A Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 7/2009, s. 1102-1109.
- 28 Wróbel ym. 2008. Impact of low frequency pulsed magnetic fields on pain intensity, quality of life and sleep disturbances in patients with painful diabetic polyneuropathy. *Diabetes & Metabolism*. 9/2008, s. 349-354.
- 29 Rowe ym. 2005. A prospective, randomized, placebo controlled, double-blind study of pelvic electromagnetic therapy for the treatment of chronic pelvic pain syndrome with 1 year of followup. *The Journal of Urology*. 6/2005, s. 2044-2047.
- 30 Nelson ym. 2012. Non-invasive electromagnetic field therapy produces rapid and substantial pain reduction in early knee osteoarthritis: a randomized double-blind pilot study. *Osteoarthritis and Cartilage*. 4/2012, s. 174.
- 31 Saarikoski ym. 2012. Jalkapohjan jännekalvon kiputila. Verkkodokumentti. <[http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=jal00123](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=jal00123)>. 10.12.2012. Luettu 17.06.2013.
- 32 Orava ym. 2002. Kantaseudun kiputilat. *Suomen Lääkärilehti*. 13-14/2002, s. 1497-1503.
- 33 Plantar Fasciitis. 2013. Verkkodokumentti. <<http://runfasthq.com/plantar-fasciitis/>>. 31.01.2013. Luettu 8.8.2013.
- 34 Kaikkonen ym. 2012. Jalkapohjan kalvojänteen rappeuman hoito. *Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim*. 17/2012, s. 1777-1785.
- 35 Saarelma, Osmo. 2012. Jalkaterän sairaudet, jalkakipu. Verkkodokumentti. <[http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p\\_artikkeli=dlk00268](http://www.terveyskirjasto.fi/terveyskirjasto/tk.koti?p_artikkeli=dlk00268)>. 30.05.2012. Luettu 17.06.2013.
- 36 Pfeffer ym. 1999. Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. *Foot Ankle int*.

- 37 Winemiller ym. 2003. Effect of magnetic vs sham-magnetic insoles on plantar heel pain: a randomized controlled trial. JAMA: the journal of the American Medical Association.
- 38 Tillu ym. 1998. Effect of acupuncture treatment on heel pain due to plantar fasciitis. Acupunct Med. 16/1998, s. 66-68.
- 39 Perez-Millan ym. 2001. Low-frequency electroacupuncture in the management of refractory plantar fasciitis: a case series. Medical Acupuncture. 13/2001, s. 47-49.
- 40 Devitt, Michael. 2001. Electroacupuncture for Plantar Fasciitis. Acupuncture Today. Verkkodokumentti. <<http://www.acupuncturetoday.com/mpacms/at/article.php?id=27743>>. 12/2001. Luettu 17.06.2013.
- 41 Radwan, Enas Elsayed. 2007. Effect of Electro Acupuncture TENS, Stretching Exercises and Prefabricated Insole in Patients With Plantar Fasciitis. The scientific journal of Al-Azhar medical faculty. 2/2007.
- 42 Lentomatkailu ja jalat. 2011. Verkkodokumentti. <<http://www.tohtori.fi/?page=5682085&id=6982064>>. 15.02.2011. Luettu. 08.07.2013.
- 43 Laskimoverenkiertohäiriöt. 2009. Verkkodokumentti. <<http://www.tohtori.fi/?page=8201646&id=7936374>>. 03.04.2009. Luettu. 08.07.2013.
- 44 Lilja, Terttu. 2002. Veritulpan vaara staattisessa istumatyössä ja pitkällä lennoilla. Verkkodokumentti. <<http://www.tohtori.fi/?page=1165955>>. 01.08.2002. Luettu 08.07.2013.
- 45 Belcaro ym. 2003. Prevention of venous thrombosis with elastic stockings during long-haul flights: the LONFLIT 5 JAP study. Clin Appl Thromb Hemost. 3/2003, s. 197-201.
- 46 Cesarone ym. 2003. The LONFLIT4--Concorde Deep Venous Thrombosis and Edema Study: prevention with travel stockings. Angiology. 2/2003, s.143-154.
- 47 nRF51 Reference Manual v1.1. Nordic Semiconductor.
- 48 nRF51822 Evaluation Kit User Guide v1.1. Nordic Semiconductor.
- 49 nRF51822 Datasheet v1. Nordic Semiconductor.
- 50 LM317 datalehti. Fairchild Semiconductor.

- 51 Floyd, Thomas L. 2006. Electronic Devices. Prentice Hall.
- 52 MAX1606 datalehti. Maxim integrated Products.
- 53 AD5271 datalehti. Analog Devices
- 54 Mäkelä ym. 2010. Tekniikan kaavasto. Tammertekniikka.
- 55 KTY81-220 datalehti. NXP Semiconductors.

## Ohjelmakoodi

```
#include <stdbool.h>

#include <stdint.h>

#include "nrf_delay.h"

#include "nrf_gpio.h"

#include "boards.h"

#include "nrf_gpiote.h"

void hfclk_init(void)

{

    NRF_CLOCK->EVENTS_HFCLKSTARTED = 0;

    NRF_CLOCK->TASKS_HFCLKSTART = 1;
    //Start the 16 MHz internal oscillator

    while (NRF_CLOCK->EVENTS_HFCLKSTARTED == 0)

        //Wait for the oscillator to start

        {

        }

}

void timer1_init(void) //Configure Timer1
```

## Ohjelmakoodi

```
{

NRF_TIMER1->MODE = 0x00;

//Set Timer 2 to Timer-mode

NRF_TIMER1->PRESCALER = 0x09;

//Set Timer 2 prescaler to 9, which sets the HFCLK
frequency to 31.25 kHz (16MHz/2^PRESCALER = 16Mhz/2^9=
31.25 kHz)

NRF_TIMER1->BITMODE = 0x03; // Bit width 32 bits

NRF_TIMER1->CC[0] = 312;

//Initial value, Toggles Pin 0 High when counter value
reaches 312, which takes 312/31250 seconds, 1/0.01s =
100 Hz, Frequency can be set using this register

NRF_TIMER1->CC[1] = 320;

//Initial value, toggles Pin 0 Low 250us after toggled
High, which keeps the pulse width at 250us

NRF_TIMER1->SHORTS = (TIMER_SHORTS_COMPARE0_CLEAR_Enabled <<
TIMER_SHORTS_COMPARE0_CLEAR_Pos);

NRF_TIMER1->SHORTS = (TIMER_SHORTS_COMPARE1_CLEAR_Enabled <<
TIMER_SHORTS_COMPARE1_CLEAR_Pos);

}
```

## Ohjelmakoodi

```
static void gpiote_init(void) //Configure I/O-pins and GPIOTE

{

    nrf_gpio_cfg_output(0);

    //Set pin 0 as output for the pwm-signal

    nrf_gpio_cfg_output(13);

    //Set pin 13 as output for ADC switch control

    nrf_gpio_cfg_output(30);

    //Set pin 30 as output for the MAX1606 regulator SHDN-
input

    nrf_gpio_range_cfg_output(15,22);

    //Set pins 16-23 as outputs for LED temperature indi-
cators, PORT2

    nrf_gpio_range_cfg_output(25,28);

    //Set pins 25-28 as outputs for the SPI

    nrf_gpio_range_cfg_input(1,4, NRF_GPIO_PIN_PULLUP);

    //Set pins 1-4 to inputs (TENS, all)

    nrf_gpio_range_cfg_input(6,7, NRF_GPIO_PIN_PULLUP);
```

## Ohjelmakoodi

```
//Set pins 6-7 to inputs (ADC on-off)

nrf_gpio_cfg_input(5, NRF_GPIO_PIN_NOPULL);

//Analog input AIN6

nrf_gpio_cfg_input(12, NRF_GPIO_PIN_PULLUP);

//ADC +

nrf_gpio_cfg_input(14, NRF_GPIO_PIN_PULLUP);

//ADC -

nrf_gpio_cfg_input(23, NRF_GPIO_PIN_PULLUP);

//SPI, Op-amp +, resistance +

nrf_gpio_cfg_input(24, NRF_GPIO_PIN_PULLUP);

//SPI, Op-amp -, resistance -

nrf_gpiote_task_config(0,0,NRF_GPIOTE_POLARITY_TOGGLE,
NRF_GPIOTE_INITIAL_VALUE_LOW);

//Set PPI channel 0 to toggle pin 0, initial value low

}

void ppi_init(void) //Configure PPI

{
```

## Ohjelmakoodi

```
NRF_PPI->CH[0].EEP = (uint32_t)&NRF_TIMER1->EVENTS_COMPARE[0];

//Set PPI channel 0 Event End Point to Timer 1 Compare[0] event

NRF_PPI->CH[0].TEP = (uint32_t)&NRF_GPIOTE->TASKS_OUT[0];

//Set PPI channel 0 Task End Point, toggles Pin 0 High on Timer1
Compare[0] event

NRF_PPI->CH[1].EEP = (uint32_t)&NRF_TIMER1->EVENTS_COMPARE[1];

//PPI CH[1] Event End Point, Timer1 Compare[1] event

NRF_PPI->CH[1].TEP = (uint32_t)&NRF_GPIOTE->TASKS_OUT[0];

//PPI CH[1] Task End Point, Toggles Pin 0 Low at Timer1 Com-
pare[1] event

NRF_PPI->CHEN = 0x03; //Enable PPI-channel 0 and 1

}

int set_freq(int frequency_value)

//Function to set the frequency

{

uint32_t cc0_value = (31250/frequency_value);
```



## Ohjelmakoodi

```
//Set CC[0] register value

uint32_t cc1_value = (cc0_value+8);

//Set CC[1] register value

    NRF_TIMER1->CC[0] = cc0_value;

    NRF_TIMER1->CC[1] = cc1_value;

}

void adc_init(void)

//Initialize ADC

{

    NRF_ADC->ENABLE = 1;

    NRF_ADC->CONFIG = 0x4002;

}

void spi_init(void)

{

    NRF_SPI1->ENABLE = 1;

    NRF_SPI1->PSELCK = 26;

    NRF_SPI1->PSELMOSI = 27;
```

## Ohjelmakoodi

```
NRF_SPI1->PSELMISO = 28;

NRF_SPI1->CONFIG = 0xFF;

NRF_SPI1->FREQUENCY = 0x02000000;

}

int main(void) //Main program

{

    hfclk_init();

    timer1_init();

    gpiote_init();

    ppi_init();

    set_freq(5);

    adc_init();

    spi_init();

    int freq = 5;
```

## Ohjelmakoodi

```
int temp = 784;

int adc_on = 0;

int timer_on = 0;

nrf_gpio_pin_set(25);

while(1)

{

if (nrf_gpio_pin_read(6) == 0 || nrf_gpio_pin_read(7) == 0)

//Start ADC if 'ON'-button pushed etc

{

if (nrf_gpio_pin_read(6) == 0)

{

nrf_gpio_pin_set(30);

nrf_delay_ms(100);

adc_on = 1;
```

## Ohjelmakoodi

```
    }

    else if (nrf_gpio_pin_read(7) == 0)    //ADC off

        {

            adc_on = 0;

            nrf_gpio_pin_clear(13);

            nrf_gpio_pin_clear(30);

            temp = 784;

            nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 0);

        }}

if (nrf_gpio_pin_read(3) == 0 || nrf_gpio_pin_read(4) == 0)

//Start timer if 'ON'-button pushed etc

    {

        if (nrf_gpio_pin_read(3) == 0)

            {

                NRF_TIMER1->TASKS_START = 1;
```

## Ohjelmakoodi

```
timer_on = 1;

    }

else if (nrf_gpio_pin_read(4) == 0)

    {

NRF_TIMER1->TASKS_STOP = 1;

timer_on = 0;

    }}

//ADC

    if (adc_on == 1)

        {

NRF_ADC->TASKS_START = 1;

//Make a conversion

while(NRF_ADC->BUSY != 0)

//Wait until conversion is ready

        {}

int adc_value = NRF_ADC->RESULT;
```

## Ohjelmakoodi

```
//Read conversion result, store value in adc_value

if (adc_value < temp)

//Check adc_value against temp value, if lower, then

    {

nrf_gpio_pin_set(13);

//Set pin 13, which connects the temp pad with power
source (switch)

    }

if (adc_value >= temp)

    {

        nrf_gpio_pin_clear(13);

    }

if (nrf_gpio_pin_read(12) == 0 && temp < 824)

//Increase min temp, 1 degree per step

    {

        temp = temp+4;

        nrf_delay_ms(250);
```

## Ohjelmakoodi

```
    }

    if (nrf_gpio_pin_read(14) == 0 && temp >= 788)

        //Decrease min temp, 1 degree per step

        {

            temp = temp-4;

            nrf_delay_ms(250);

        }

    switch(temp)

        //Temperature LED indicators

        {

            case 784 :

nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 1);

            break;

            case 788 :

nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 2);

            break;
```

## Ohjelmakoodi

```

                                case          792          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 3);

                                break;

                                case          796          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 4);

                                break;

                                case          800          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 5);

                                break;

                                case          804          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 6);

                                break;

                                case          808          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 7);

                                break;

                                case          812          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 8);

                                break;

                                case          816          :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 9);
```



## Ohjelmakoodi

```
                break;

                case      820      :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 10);

                break;

                case      824      :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 11);

                break;

                case      828      :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 12);

                break;

                default      :
nrf_gpio_port_write(NRF_GPIO_PORT_SELECT_PORT2, 0);

                break;

        }}

//Timer

if (timer_on == 1)

{
```

## Ohjelmakoodi

```
if (nrf_gpio_pin_read(1) == 0 && freq < 150)

//read pin 1, increase frequency in steps of 5 Hz un-
til 150 Hz

    {

        freq = freq+5;

        set_freq(freq);

        nrf_delay_ms(250); //Delay for de-
bouncing

    }

    if (nrf_gpio_pin_read(2) == 0 && freq > 5)
//read pin 2, decrease frequency in steps of 5 Hz

    {

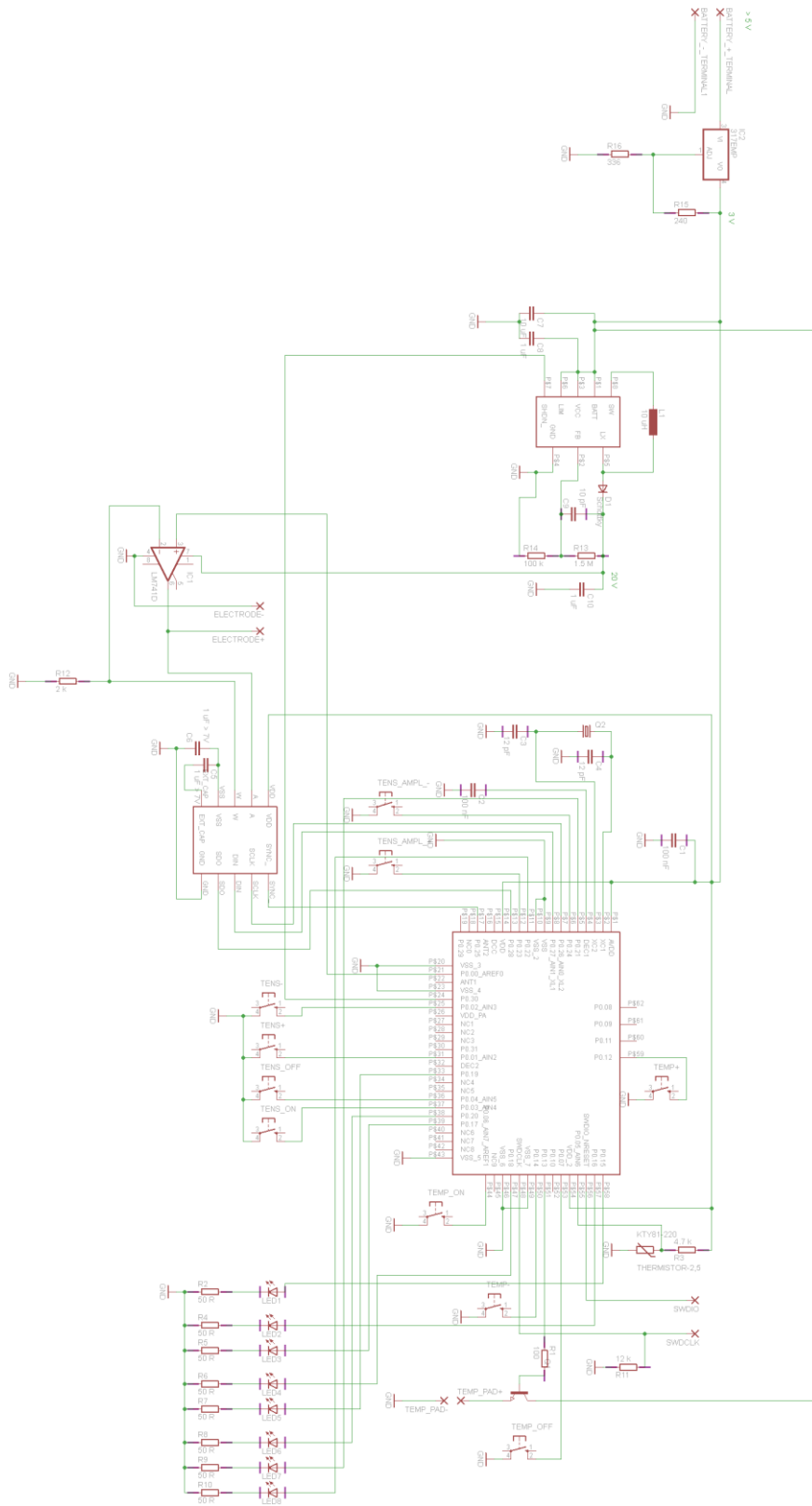
        freq = freq-5;

        set_freq(freq);

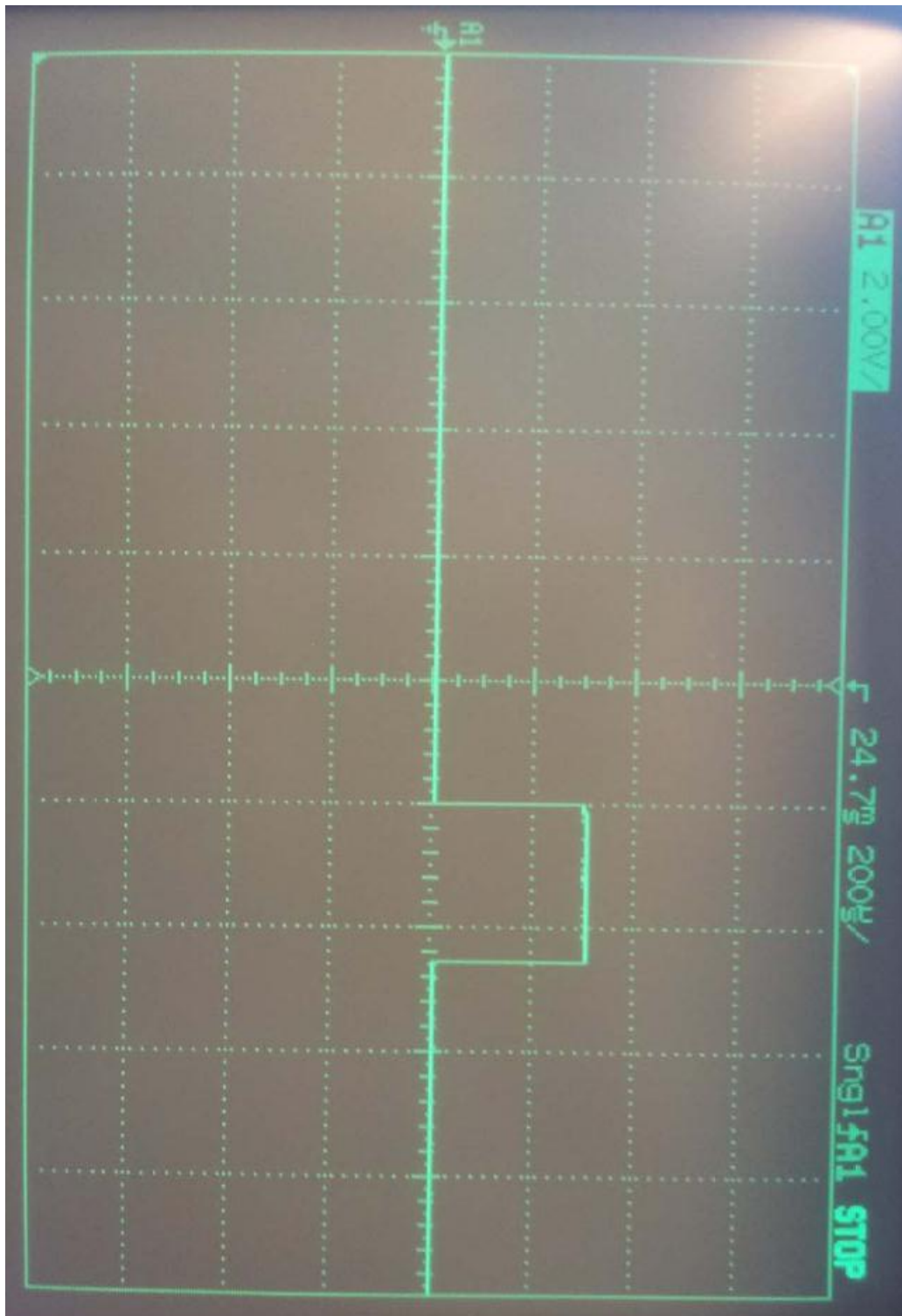
        nrf_delay_ms(250);      }}}}

```

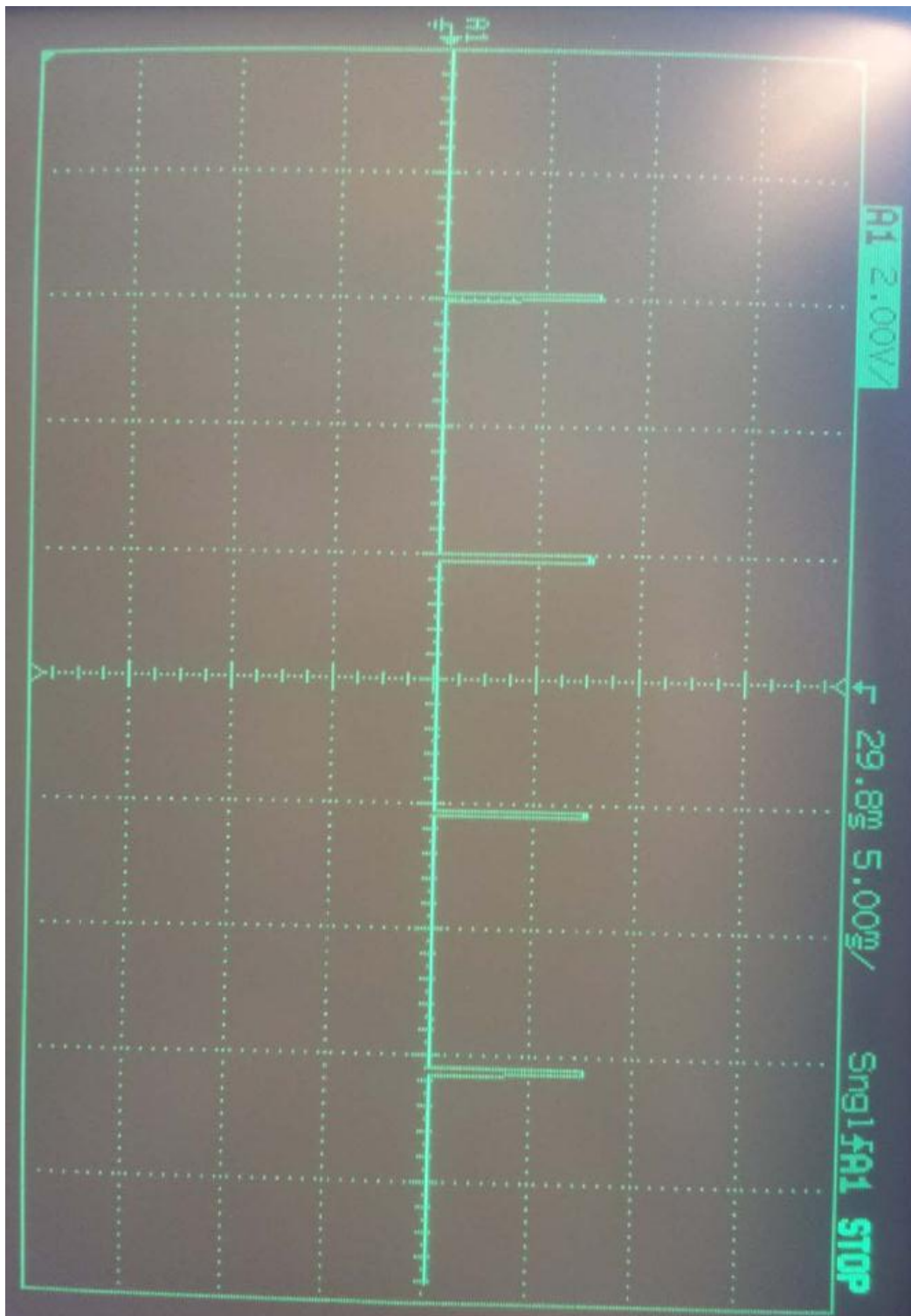
# Piirikaavio



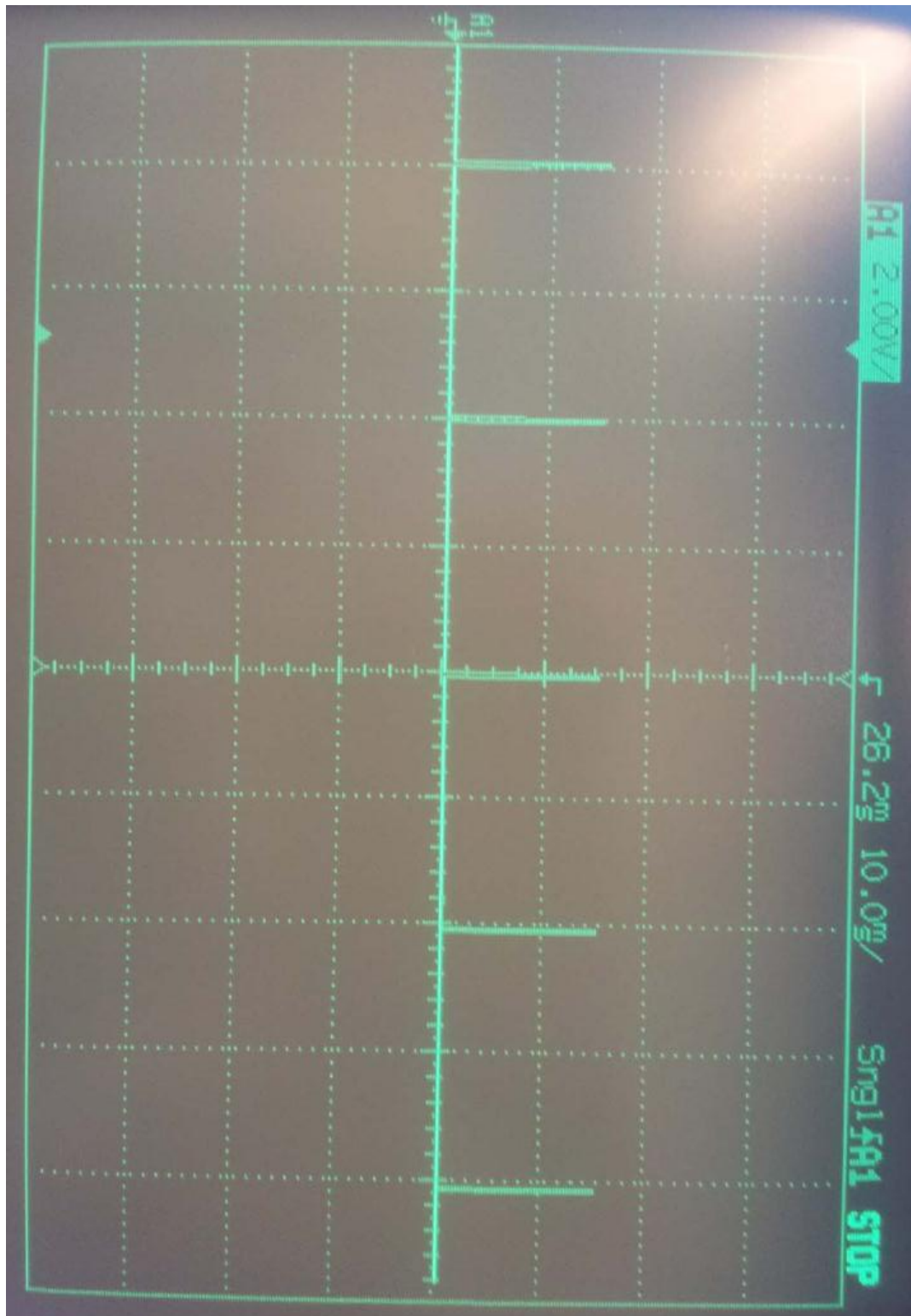
Oskilloskooppikuvat



Oskilloskooppikuvat



Oskilloskooppikuvat



### Oskilloskooppikuvat

