



TAMPEREEN TEKNILLINEN YLIOPISTO

MARKUS ANNILA
SYDÄMENTAHDISTIMIEN JA RYTMIHÄIRIÖTAHDISTIMIEN
HÄIRIINTYMISEN MITTAAMINEN VOIMAJOHDON ALLA
Diplomityö

Tarkastajat: professori Hannu Eskola ja
professori Leena Korpinen
Tarkastajat ja aihe hyväksytty
Tieto- ja sähkötekniikan
tiedekuntaneuvoston
kokouksessa 06. lokakuuta 2010

TIIVISTELMÄ

TAMPEREEN TEKNILLINEN YLIOPISTO

Sähkötekniikan koulutusohjelma

ANNILA, MARKUS: Sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien häiriintymisen mittaaminen voimajohtojen alla

Diplomityö, 79 sivua, 1 liitesivu

Joulukuu 2010

Pääaine: Lääketieteellinen tekniikka

Tarkastajat: professori Hannu Eskola ja professori Leena Korpinen

Avainsanat: sähkökenttä, magneettikenttä, sydämentahdistin, rytmihäiriötahdistin, sydämen vajaatoimintatahdistin

Tämän diplomityön tarkoituksena oli selvittää mittauksilla sähkönsiirrossa ja -jakelussa syntyvien sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksia sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin. Tavoitteena oli suorittaa mittaukset 400 kV voimajohtojen läheisyydessä käyttämällä kaupallisesta mallinukesta valmistettua ihmistä muistuttavaa fyysistä mallia. Diplomityön teoriaosuudessa selvitettiin sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien toimintaan liittyviä taustatietoja. Teoriaosuudessa käsiteltiin myös voimajohtojen aiheuttamia pientaajuisia sähkö- ja magneettikenttiä. Diplomityön loppuosuus käsittelee mittauksien suorittamista, mittaustuloksia ja johtopäätöksiä.

Mittaukset suoritettiin sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla neljänä mittauspäivänä kesän 2010 aikana. Mittauspaikka oli Kangasalla kulkevien 400 kV voimajohtojen läheisyydessä, missä sähkökentän voimakkuus ylitti 5 kV/m. Mittauksissa ihmisen fyysisenä mallina käytettiin suolaliuoksella täytettyä kaupallista mallinukkea, johon Tampereen teknillisen yliopiston protopaja oli tehnyt tarvittavat muutokset. Mittauksissa sydämentahdistin tai rytmihäiriötahdistin sekä tahdistinjohdot asennettiin mallinukkeen sisään, minkä jälkeen mallinukke täytettiin suolaliuoksella. Mittaustulokset luettiin sydämentahdistimista ja rytmihäiriötahdistimista ohjelmointilaitteella mittauspaikalla tai mittauksien jälkeisenä päivänä Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksen tiloissa. Mittauksien aikana mitattiin lisäksi sähkö- ja magneettikenttiä, fyysiseen malliin indusoituneita virtoja, ilman lämpötiloja ja kosteuksia sekä suolaliuoksien lämpötiloja ja johtavuuksia.

Mittauksissa oli käytössä 20 sydämentahdistinta, joilla suoritettiin 31 mittausta. Rytmihäiriötahdistimia oli käytössä 4, joilla suoritettiin 23 mittausta. Mittauksissa käytetyt tahdistimet olivat pääasiassa vaihtoleikkauksien yhteydessä potilaista poistettuja tahdistimia. Sydämentahdistimien osalta tutkimuksessa oli käytössä 7 eri valmistajan tahdistimia ja rytmihäiriötahdistimien osalta oli käytössä 3 eri valmistajan tahdistimia. Mittauksien aikana voimajohtojen aiheuttamat sähkö- ja magneettikentät aiheuttivat häiriöitä yhden sydämentahdistimen ja yhden rytmihäiriötahdistimen toiminnassa.

Mittausten perusteella 400 kV voimajohtojen lähellä esiintyvät sähkö- ja magneettikentät saattavat aiheuttaa toimintahäiriöitä tahdistimissa, mutta toimintahäiriöt ovat harvinaisia. Sydämentahdistimien, rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien häiriintyvyyttä voimajohtojen läheisyydessä olisi hyvä tutkia lisää.

ABSTRACT

TAMPERE UNIVERSITY OF TECHNOLOGY

Master's Degree Programme in Electrical Engineering

ANNILA, MARKUS: Measuring interferences of cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators under power lines

Master of Science Thesis, 79 pages, 1 appendix page

December 2010

Major: Biomedical engineering

Examiners: Professor Hannu Eskola and Professor Leena Korpinen

Keywords: electric field, magnetic field, cardiac pacemaker, implantable cardioverter defibrillator, cardiac resynchronization therapy devices

The objective of this master's thesis was to conduct measurements under power lines and determine the effects of low frequency electromagnetic fields on cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators. In practice the effects of low frequency electromagnetic fields on cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators were measured under 400 kV power lines with an anthropomorphic liquid phantom. Background information about cardiac pacemakers, implantable cardioverter defibrillators and low frequency electromagnetic fields is dealt with in the theory part of the thesis. Measurements, results and conclusions are dealt with in the remaining chapters of the thesis.

Measurements with pacemakers were conducted during summer 2010. The measurement place was in the proximity of 400 kV power lines in Kangasala, where electric field strength was over 5 kV/m. An anthropomorphic liquid phantom, filled with tissue equivalent saline solution, was used in the measurements to model a human body. In the measurements cardiac pacemaker or implantable cardioverter defibrillator and leads were placed inside the anthropomorphic liquid phantom and after that the phantom was filled with saline solution. Measurement results were read using a programming device and results were obtained in the measurement place or after the measurements in the Tampere University Hospital. During the measurements electric and magnetic fields, induced currents, air temperature and relative humidity as well as saline solution conductivity and temperature were also measured.

There were 20 different cardiac pacemakers and 31 measurements were done with them. There were 4 different implantable cardioverter defibrillators and 23 measurements were done with them. Cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators were obtained mainly from standard replacement surgeries and procedures. In cardiac pacemakers 7 different manufacturers' products were represented and in the implantable cardioverter defibrillators 3 different manufacturers' products were represented. During the measurements low frequency electric and magnetic fields caused interferences in one cardiac pacemaker and in one implantable cardioverter defibrillator.

Based on the measurements 400 kV power lines may cause interferences in the function of cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators, but these interferences are rare. Disturbances in cardiac pacemakers, implantable cardioverter defibrillators and cardiac resynchronization therapy devices in the vicinity of power lines should be studied more.

ALKUSANAT

Tämä on Tampereen teknillisen yliopiston sähkötekniikan koulutusohjelmassa suoritettu diplomi-insinöörin tutkintoon kuuluva opinnäytetyö. Diplomityö tehtiin Tampereen teknillisen yliopiston energia- ja prosessitekniikan laitoksen ympäristöterveyden tutkimusryhmässä. Diplomityön tarkoituksena oli tutkia sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien mahdollisia häiriintymisiä voimajohtojen läheisyydessä. Työn ohjaajina ja tarkastajina toimivat professori Hannu Eskola biolääketieteen tekniikan laitokselta ja professori Leena Korpinen energia- ja prosessitekniikan laitokselta. Kiitokset heille työn ohjauksesta ja työhön liittyvistä neuvoista.

Diplomityöhön liittyvää tutkimusta rahoittivat Sähköturvallisuuden edistämiskeskus ry ja Fingrid Oyj. Erityisesti kiitokset Työterveyslaitoksen tiimipäällikölle Rauno Pääkköselle ja professori Leena Korpiselle osallistumisesta mittauksien suorittamiseen. Erityisesti kiitokset myös Hannu Eskolalle diplomityön ohjauksesta ja neuvoista. Omalta osaltaan mittauksien suorittamisen tekivät mahdolliseksi Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksen ylilääkäri Vesa Virtanen ja Seppo Malinen WL-Medical Oy:stä, jotka opastivat tahdistimien ohjelmoinnissa ja mahdollistivat mittauksien suorittamisen muun muassa antamalla käyttöön ohjelmointilaitteita ja tahdistimia. Kiitokset myös Jarmo Elovaaralle ja Harri Kuistille Fingrid Oyj:stä, Mikko Pauniolle Sosiaali- ja terveysministeriöstä, Heikki Silvánille Sähköturvallisuuden edistämiskeskus ry:stä sekä kaikille muille, jotka tekivät mahdolliseksi tämän diplomityön tekemisen.

Lisäksi haluan kiittää vanhempiani ja perhettäni tuesta ja kannustuksesta opintojeni ja tämän diplomityön aikana. Opiskeluvuosien aikana olen saanut paljon hyviä ystäviä, joten kiitokset heille unohtumattomista hetkistä.

Tampereella 10.12.2010

Markus Annila

SISÄLLYS

1.	Johdanto	1
2.	Sydämen anatomiaa ja fysiologiaa.....	2
2.1.	Sydän.....	2
2.2.	Sydämen sähköinen toiminta	3
2.3.	Sydämen rytmihäiriöt.....	4
3.	Sydämentahdistimet ja rytmihäiriötahdistimet	5
3.1.	Tahdistimia tarvitsevat henkilöt.....	6
3.2.	Tahdistimien asennus	7
3.3.	Tahdistimien tyypit	9
3.4.	Tahdistimien rakenne ja toiminta.....	12
3.4.1.	Sydämentahdistimen rakenne ja toiminta.....	12
3.4.2.	Rytmihäiriötahdistimen rakenne ja toiminta.....	14
3.4.3.	Sydämen vajaatoimintatahdistimien rakenne ja toiminta	15
3.4.4.	Tahdistinjohtojen rakenteita	16
3.5.	Tahdistimien ohjelmointi	18
3.6.	Tahdistimien toimintahäiriöt ja sähkömagneettinen yhteensopivuus (EMC).....	20
3.7.	Tahdistimia koskevat standardit.....	23
4.	Sähkömagneettiset kentät.....	25
4.1.	Sähkökenttä.....	25
4.2.	Magneettikenttä.....	26
4.3.	Voimajohtojen aiheuttamat sähkö- ja magneettikentät	27
4.4.	Kudokset ja solut sähkömagneettisissa kentissä	30
4.5.	Pientaajuisten sähkömagneettisten kenttien indusoituminen ihmisiin.....	32
4.6.	Sähkömagneettisten kenttien vaikutuksia tahdistimiin	33
5.	Ihmistä muistuttava fyysinen malli	37
5.1.	Fyysisen mallin periaatteet.....	37
5.2.	Mittauksissa käytettävä fyysinen malli	38
6.	Mittausten toteutus.....	39
6.1.	Mittalaitteet	39
6.1.1.	Sähkö- ja magneettikenttämittarit.....	39
6.1.2.	Yleismittarit	40
6.1.3.	Sähkönjohtavuusmittari	41
6.1.4.	Lämpötilamittarit	41
6.1.5.	Signaalin syötössä käytetty laitteisto	41
6.1.6.	Ihmistä muistuttava fyysinen malli.....	45
6.2.	Mittausten toteutus	46
6.2.1.	Sydämentahdistimien mittauksien toteutus	50
6.2.2.	Rytmihäiriötahdistimien mittauksien toteutus.....	53
7.	Mittaustulokset.....	56
7.1.	Sydämentahdistimien tulokset	56
7.1.1.	Ilman lämpötilan ja kosteuden tulokset	56

7.1.2.	Sähkö- ja magneettikenttien tulokset.....	57
7.1.3.	Fyysisen mallin tulokset	58
7.1.4.	Sydämentahdistimien tallentamat tiedot.....	59
7.2.	Rytmihäiriötahdistimien tulokset	62
7.2.1.	Ilman lämpötilan ja kosteuden tulokset	62
7.2.2.	Sähkö- ja magneettikenttien tulokset.....	62
7.2.3.	Fyysisen mallin tulokset	64
7.2.4.	Rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot	65
8.	Pohdintaa.....	68
8.1.	Fyysisen mallin sähköisten ominaisuuksien arviointi.....	68
8.2.	Sydämentahdistimien mittaustulosten arviointi	69
8.3.	Rytmihäiriötahdistimien mittaustulosten arviointi.....	70
8.4.	Vertailu aikaisempiin tutkimuksiin	71
9.	Johtopäätökset.....	74
	Lähteet.....	75
	Liite 1: Mittauksissa käytetyt tahdistimet	80

TERMIT JA NIIDEN MÄÄRITELMÄT

AAI	Sydämentahdistin, joka tahdistaa ja tunnistaa eteisiä
Biventrikulaarinen	Sydämen vajaatoiminnan hoidossa käytettävä vasemman kammion tahdistus vastakkaisilta puolilta
Bradykardia	Sydämen hidasleyöntisyys, jossa lyöntitiheys on alle 50 lyöntiä minuutissa
CRT-P	Sydämen vajaatoimintatahdistin
CRT-D	Sydäntä synkronoiva rytmihäiriötahdistin sydämen vajaatoiminnan hoitoon
Endokardium	Sydämen sisäkalvo
Epikardium	Sydämen ulkokalvo, sydänpussin sisälehti
Defibrillaatio	Sydämen lihasvärinän poisto
DDD	Fysiologinen tahdistin, joka tahdistaa ja tunnistaa eteisiä ja kammioita sekä tahdistaa kammioita eteisten mukaan
DDI	Fysiologinen tahdistin, joka tahdistaa ja tunnistaa eteisiä ja kammioita
Diatermia	Kudosten polttaminen, jossa sähkökentällä muodostetaan poltossa käytettävä lämpö
Dispersio	Dispersiossa väliaineessa kulkevat eri taajuiset sähkömagneettiset aallot etenevät eri nopeuksilla
Fysiologinen tahdistin	Sydämentahdistin, joka ylläpitää eteisten ja kammioiden yhteistoimintaa
Intrakardiaali EKG	Sydämen sisältä mitattu EKG
Kammioasystole	Sydämen kammiossa ei ole sähköistä toimintaa ja tästä johtuen kammio ei supistu
PACs	Eteislyönti (premature atrial contraction)
Permittiivisyys	Kuvaa väliaineen kykyä varastoida ja kuluttaa sähkökentän energiaa ja yksikkönä käytetään F/m
PVCs	Kammioislyönti (premature ventricular contraction)
Sinus koronarius	Sydämen vasemman kammion pinnalle kulkeva laskimosuoni, joka laskee sydämen oikeaan eteiseen
Sinussolmuke	Ylläpitää sydämen luonnollisen rytmin
Takykardia	Sydämen tiheäleöntisyys, jossa lyöntitiheys on yli 200 lyöntiä minuutissa
VDD	Fysiologinen tahdistin, joka tahdistaa kammioita eteisten mukaan
VVI	Sydämentahdistin, joka tahdistaa ja tunnistaa kammioita

1. JOHDANTO

Tämä diplomityö on osa Tampereen teknillisessä yliopistossa käynnissä olevaa hanketta, jossa selvitetään sähkönsiirron ja -jakelun aiheuttamien pientaajuisten sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksia sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin. Työn tavoitteena on selvittää mittauksilla aiheuttavatko 400 kV voimajohtojen synnyttämät sähkö- ja magneettikentät häiriöitä sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien toiminnassa.

Sähkönsiirrossa ja -jakelussa syntyvien pientaajuisten sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksia tahdistimiin on katsottu aiheelliseksi tutkia, koska tahdistimien asennusmäärät ovat kasvussa ja pientaajuisten sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksista tahdistimiin on tehty vain muutamia tutkimuksia.

Hankkeen tavoitteena oli suorittaa maastossa 400 kV voimajohtojen lähellä mittaukset sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla käyttäen suolaliuoksella täytettyä ihmistä muistuttavaa fyysistä mallia. Mittausjärjestelyiltään vastaavanlaista tutkimusta ei ole aikaisemmin suoritettu. Hankkeessa keskityttiin etenkin sähkökentän vaikutuksiin tahdistimien toiminnassa, koska voimajohtojen aiheuttamat heikot magneettikentät eivät aiheuta aikaisempien tutkimusten perusteella toimintahäiriöitä tahdistimissa (Toivonen et al. 1991; Pihlajaniemi et al. 2009).

Tämä diplomityö sisältää hankkeeseen liittyen mittausjärjestelyn suunnittelun ja mittauksien toteutuksen sekä edellä mainittuihin liittyvien taustojen käsittelyn. Hankkeeseen liittyen tehtiin aikaisemmin keväällä myös toinen diplomityö, jonka tärkeimpinä asioina olivat sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla aikaisemmin suoritettujen tutkimustulosten raportointi ja hankkeessa suoritettavissa mittauksissa käytettävän ihmistä muistuttavan fyysisen mallin käyttöön liittyvien asioiden selvittäminen.

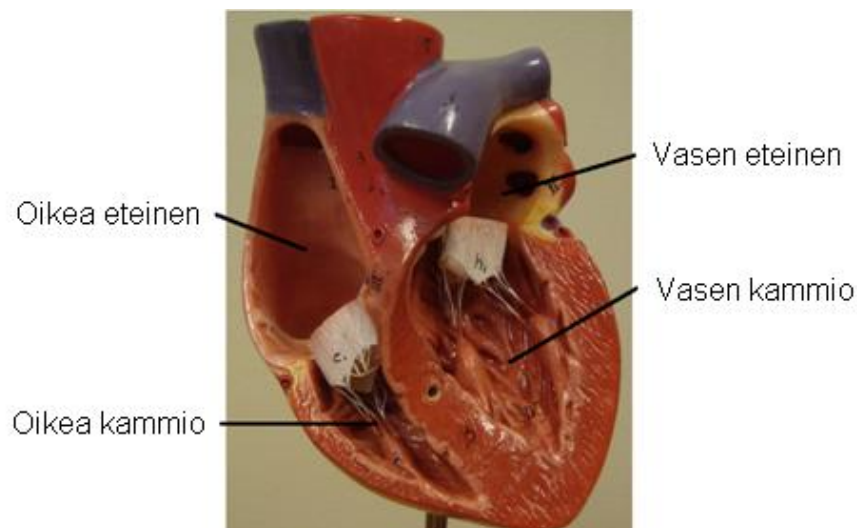
Diplomityön ensimmäinen luku on johdanto. Toisessa luvussa käsitellään lyhyesti sydämen sähköinen toiminta ja rytmihäiriöt. Kolmannessa luvussa keskitytään tahdistimien toimintaan liittyviin asioihin. Neljännessä luvussa käsitellään sähkömagneettisia kenttiä ja etenkin voimajohtojen aiheuttamia sähkö- ja magneettikenttiä sekä kyseisten kenttien vaikutuksia kudoksiin, soluihin, ihmisiin ja tahdistimiin. Luvuissa 5, 6 ja 7 keskitytään fyysiseen malliin, tahdistimilla suoritettuihin mittauksiin ja tuloksiin. Työn viimeisissä luvuissa pohditaan tuloksia ja tehdään tuloksiin perustuvat johtopäätökset.

2. SYDÄMEN ANATOMIAA JA FYSIOLOGIAA

Tässä luvussa käsitellään lyhyesti sydämen anatomiaa ja fysiologiaa. Tärkeimpänä asiana luvussa on sydämen sähköisen toiminnan käsittely. Lisäksi käsitellään sydäimestä mitattavissa olevan sydänfilmin eli EKG:n muodostuminen ja yleisimmät häiriöt sydämen sähköisessä toiminnassa.

2.1. Sydän

Sydän on osa ihmisen verenkiertojärjestelmää. Verenkiertojärjestelmän tehtäviä ovat hapen ja ravinteiden kuljettaminen kudoksille sekä hiilidioksidin kuljettaminen pois kudoksista. Aikuisen ihmisen sydän on suurin piirtein nyrkinkokoinen lihas ja rakenteeltaan se on ontto. Sydämen tehtävänä on pumpata ja kierrättää verta ihmisen elimistössä. Veren määrä aikuisen ihmisen elimistössä on noin 5 litraa ja minuutissa kyseinen verimäärä on kulkenut sydämen lävitse. Verimäärän pumppaamiseksi sydämen on lyötävä noin 75 kertaa minuutissa. Sydämen syke riippuu oleellisesti henkilön rasituksesta ja lyöntitiheys on terveillä henkilöillä yleensä noin 60 - 140 lyöntiä minuutissa. (Biotronik 2006; Marieb 2006) Kuvassa 2.1 on sydämen poikkileikkaus.



Kuva 2.1. Sydämen poikkileikkauskuva

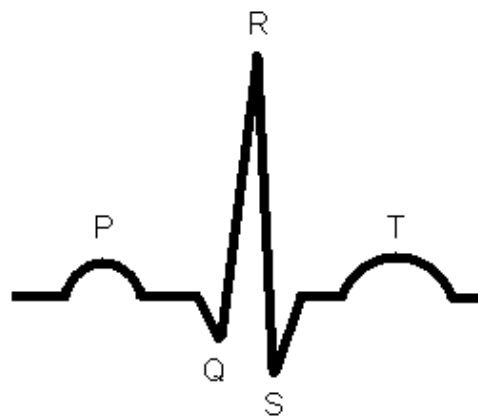
Sydän muodostuu vasemmasta ja oikeasta eteisestä sekä vasemmasta ja oikeasta kammioista. Sydämen oikea puoli pumpkaa verta keuhkoverenkiertoon, jossa veri hapettuu. Sydämen vasemman puolen tehtävänä on pumpata verta systeemiseen verenkiertoon eli elimistölle. (Marieb 2006)

2.2. Sydämen sähköinen toiminta

Sydämen pumppauksen synnyttävät eteisten ja kammioiden supistumiset. Eteiset ja kammiot muodostuvat sydänlihassoluista, jotka pystyvät supistumaan itsenäisesti ilman ulkoisia hermoärsyksiä. Sydänlihassolut ovat sähköisesti varautuneita ja varauksien sydämeen synnyttämiä potentiaalieroja voidaan mitata sydänfilmin eli EKG:n avulla. (Marieb 2006; Heikkilä et al. 2008)

Sydämen sähköisen toiminnan kannalta oleellinen osa on sydämen johtoratajärjestelmä. Johtoratajärjestelmän tehtävänä on levittää sinussolmukkeen aloittama aktivaatio sydämeen siten, että eteiset ja kammiot supistuvat oikeassa rytmissä ja sydän toimii mekaanisesti tehokkaana pumppuna. Sinussolmuke on pieni kudossolu, joka sijaitsee ylhäällä oikean eteisen takaosassa. Sinussolmuke tuottaa sähköisiä impulsseja, jotka leviävät johtoratajärjestelmän avulla sydämen muihin osiin. Sinussolmuke synnyttää siten perusrhythmin, jolla sydän supistuu. (Marieb 2006; Heikkilä et al. 2008)

Terveessä sydämessä johtoratajärjestelmä ja sinussolmuke toimivat normaalilla tavalla. Häiriöt johtoratajärjestelmän tai sinussolmukkeen toiminnassa synnyttävät rytmihäiriöitä. Rytmihäiriöiden seurauksena sydän ei välttämättä supistu tehokkaasti ja menettää siten pumppaustehoaan. Sydämen sähköistä toimintaa voidaan tarkastella sydänfilmin eli EKG:n avulla. Sydänfilmin avulla saadaan tarkkaa tietoa sydämen toiminnasta ja sen avulla lääkärin on mahdollista selvittää sydämen toimintaan liittyviä ongelmia. (Marieb 2006; Heikkilä et al. 2008) Kuvassa 2.2 on terveen sydämen synnyttämän yksittäisen sydämenlyönnin EKG-käyrä eli sydänfilmi.



Kuva 2.2. Normaali EKG-käyrä (Heikkilä et al. 2008)

Eteisten aktivoituminen synnyttää sydänfilmiin P-aallon. Usein P-aalto näkyy kaksiosaisena johtuen pienestä aikaerosta oikean ja vasemman eteisen aktivoitumisen välillä. Seuraavana sydänfilmissä näkyy kammioiden aktivoitumisen synnyttämä QRS-kompleksi. T-aallon synnyttää kammioiden repolarisoituminen. (Heikkilä et al. 2008) T-aallon jälkeen saattaa vielä esiintyä U-aalto, jonka syntymekanismia ei vielä täysin tunneta. (Heikkilä & Mäkijärvi 2003)

2.3. Sydämen rytmihäiriöt

Rytmihäiriöitä esiintyy lähes kaikilla ihmisillä jossain elämänvaiheessa ja ne vaihtelevat harmittomista lisälyönneistä henkeä uhkaaviin kammiooperäisiin rytmihäiriöihin. Rytmihäiriöiden syy tulee selvittää kardiologisilla tutkimuksilla, jos rytmihäiriö on aiheuttanut tajunnan menetyksen tai rytmihäiriöt liittyvät sydänsairauteen. Kardiologisia tutkimuksia ovat muun muassa lepo-EKG, sydämen kaikututkimus, kliininen rasituskoe ja sydämen sekä sepelvaltimoiden varjoainekuvaus. Sydämen rytmihäiriöitä voidaan hoitaa lääkkeillä, sydämentahdistimilla, rytmihäiriötahdistimilla tai sydämen vajaa-toimintatahdistimilla. Rytmihäiriöiden hoitotapa ja -menetelmä määräytyy lääkärin tekemän diagnoosin perusteella. (Heikkilä et al. 2008)

Sydämen rytmihäiriöitä ovat bradykardia, takykardia ja epäsäännöllinen rytmi. Sydämessä esiintyvät rytmihäiriöt voivat olla myös edellisten yhdistelmiä. Bradykardia tarkoittaa sydämen hidasleyöntisyyttä ja sydämenlyöntitiheys on tällöin alle 50 lyöntiä minuutissa. Takykardia tarkoittaa sydämen tiheäleöntisyyttä, missä sydämen lyöntitiheys on yli 200 lyöntiä minuutissa. Kammiolepatuksessa sydän lyö yli 250 kertaa minuutissa ja kammiovärinäessä yli 300 kertaa minuutissa. Sydämen hidasleyöntisyyttä voivat aiheuttaa muun muassa häiriöt sinussolmukkeen toiminnassa tai eteis-kammio-katkokset. (Biotronik 2006; Heikkilä et al. 2008) Sydämen tiheäleöntiset rytmihäiriöt eli takykardiat voidaan jaotella eteisperäisiksi, johtoradoissa tapahtuvan impulssi kierron aiheuttamiksi tai kammiooperäisiksi. Tiheäleöntisiksi rytmihäiriöiksi luokitellaan muut kuin sinusperäiset rytmit, joiden taajuus on yli 100 lyöntiä minuutissa. Takykardiaa voivat aiheuttaa esimerkiksi äkilliset sydänsairaudet tai sydänlihassolujen ionikanava-sairaudet. (Duodecim 2010)

3. SYDÄMENTAHDISTIMET JA RYTMIHÄIRIÖTAHDISTIMET

Tässä luvussa käsitellään sydämen rytmihäiriöiden hoidossa käytettäviä sydämentahdistimia, rytmihäiriötahdistimia ja sydämen vajaatoimintatahdistimia. Sydämentahdistimilla voidaan hoitaa sydämen hidasleyöntisyyttä ja rytmihäiriötahdistimilla voidaan hoitaa sydämen hidasleyöntisyyden lisäksi tiheäleöntisyyttä. Sydämen vajaatoimintaa voidaan hoitaa vajaatoimintatahdistimella (CRT-P) tai sydäntä synkronoivalla rytmihäiriötahdistimella (CRT-D). (Heikkilä et al. 2008; Duodecim 2010) Tässä työssä tahdistimella tarkoitetaan yleisesti sydämentahdistimia, rytmihäiriötahdistimia ja sydämen vajaatoimintatahdistimia.

Sydämen rytmihäiriöiden hoitoon tarkoitettuja tahdistimia on käytetty jo vuosikymmenien ajan. Ensimmäiset sydämentahdistimet otettiin käyttöön noin 50 vuotta sitten. Alun perin sydämentahdistimet olivat sydämen hidasleyöntisyyden hoidossa käytettäviä tahdistimia, jotka tahdistivat sydäntä vakioaajuudella. Sydämentahdistimien kehittyessä tahdistimiin on tullut lukuisia uusia ominaisuuksia. Hieman yli 20 vuotta sitten otettiin käyttöön sydämen tiheäleöntisyyden hoidossa käytettävät rytmihäiriötahdistimet. Uusimpana kehitysaskelena tahdistimissa oli sydämen vajaatoiminnan hoidossa käytettävät tahdistimet, jotka otettiin käyttöön noin 10 vuotta sitten. Tahdistimet ovat parantaneet huomattavasti sydämen rytmihäiriöistä kärsivien potilaiden elämänlaatua ja pidentäneet tahdistinpotilaiden elinikää useilla vuosilla. Esimerkiksi rytmihäiriötahdistimien on todettu vähentävän noin 50 - 60 % sydänpörsäisen äkkikuoleman vaaraa verrattaessa sydämen tiheäleöntisyydessä käytettävään lääkehoitoon. (Pakarinen & Toivonen 2010)

Tahdistimen toiminta perustuu tahdistimen tuottamiin oikea-aikaisiin sähköisiin ärsykkeisiin, joiden tavoitteena on ylläpitää sydämelle sopiva rytmi. Rytmihäiriötyypistä riippuen voidaan käyttää oikean eteisen, oikean kammion tai molempien tahdistusta ja tahdistus voi olla jatkuvaa tai tilapäistä. Sydämen vajaatoiminnan hoidossa tahdistetaan lisäksi vasenta kammiota. (Biotronik 2006; Heikkilä et al.2008)

Nykyaikaiset tahdistimet tahdistavat sydäntä ainoastaan tarvittaessa, kun sydämen syke laskee tai nousee yli ohjelmoitujen raja-arvojen. Sydämen sähköisen toiminnan tunnistaminen ja tahdistuspulssien muodostaminen suoritetaan tahdistingeneraattorissa. Häiriöitä tahdistimen toiminnassa voivat aiheuttaa ulkoisten sähkö- ja magneettikenttien tahdistimeen ja tahdistinjohtoihin indusoimat sähkökentät ja -virrat. Muita mahdollisia

toimintahäiriön aiheuttajia ovat vauriot tahdistimessa tai tahdistinjohdoissa. Tahdistin voi toimia myös puutteellisesti, jos ohjelmointia ei ole suoritettu huolella. (Raatikainen & Linnaluoto 2003; Biotronik 2006; Heikkilä et al. 2008)

Tahdistimista edelleen eniten asennetaan pelkästään hidasyöntisyyden hoidossa käytettäviä sydämentahdistimia, mutta etenkin viime vuosina rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien asennusmäärät ovat olleet nousussa. Suomessa rytmihäiriötahdistimia ja sydämen vajaatoimintatahdistimia tarvitsevia potilaita ei ole aikaisemmin aina ohjattu tahdistinhoitoon, mikä osaltaan väestön ikääntymisen kanssa selittää kyseisten tahdistimien asennusmäärien kasvua. (Suomen Kardiologinen Seura 2010; Duodecim 2010; Pakarinen & Toivonen 2010)

3.1. Tahdistimia tarvitsevat henkilöt

Tahdistimen käyttötarve määritetään kardiologisten tutkimusten perusteella ja tahdistimen tyyppin valinta perustuu lääkärin tekemään diagnoosiin. Sydämentahdistinta käytetään vaikean hidasyöntisyyden hoidossa, mitä aiheuttavat muun muassa häiriöt sinussolmukkeen toiminnassa, eteiskammiokatkokset ja heijasteet. Rytmihäiriötahdistimia käytetään tiheälyöntisyydestä aiheutuvien hengenvaarallisten rytmihäiriöiden hoidossa. (Heikkilä et al. 2008; Duodecim 2010)

Sydäninfarkti ei ole ainoa äkillisten sydänkuolemien aiheuttaja vaan kuoleman syynä voi olla myös kammiovärinästä johtuva verenkierron pysähtyminen. Sydämentahdistin asennetaan henkilöille, joilla harvallyöntisyys aiheuttaa vaikeita sairaskohtauksia tai muita hankalia oireita. Hidaslyöntisyys voi johtaa muun muassa tajuttomuuteen, altistaa tiheälyöntisille rytmihäiriöille ja aiheuttaa äkkikuoleman kammiovärinän seurauksena. Yleisenä tahdistusta vaativana oireena on hetkellinen tajunnan menetys, joka oli seurausta sydämen hidasyöntisyydestä. Rytmihäiriötahdistin asennetaan henkilöille, joita on elvytetty kammiovärinän seurauksena tai lääkkeillä ei ole saatu hallintaan hengenvaarallisia rytmihäiriöitä. Sydämen vajaatoimintatahdistin voidaan asentaa esimerkiksi potilaalle, jolla vasemman kammion seinämien supistuminen on eriaikaista ja sydämen pumppausteho on heikentynyt oleellisesti. (Toivonen & Lammintausta 1993; Biotronik 2006; Heikkilä et al. 2008)

3.2. Tahdistimien asennus

Asennettavien sydämentahdistimien, rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien määrät ovat lisääntymässä Suomessa. Vuonna 2009 Suomessa asennettiin miljoonaa asukasta kohden noin 794 sydämentahdistinta, 96 rytmihäiriötahdistinta ja 41 sydämen vajaatoimintatahdistinta. (Virtanen 2010) Vuonna 2008 vastaavat asennusmäärät olivat noin 700 sydämentahdistinta, 90 rytmihäiriötahdistinta ja 41 sydämen vajaatoimintatahdistinta. (Duodecim 2010) Taulukossa 3.1 on sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien asennusten lukumäärät Suomessa vuosina 2006 ja 2007.

Taulukko 3.1. Tahdistimien asennusten lukumäärät Suomessa vuosina 2006 ja 2007
(Suomen Kardiologinen Seura 2010)

Kardiologinen toimenpide	2006		2007	
	Kokonais- määrä	Miljoonaa asukasta kohden	Kokonais- määrä	Miljoonaa asukasta kohden
Sydämentahdistimen asennus	3319	626	2935	554
Rytmihäiriötahdistimen asennus	353	67	396	75

Erityisesti rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien asennukset lisääntyvät Suomessa, koska rytmihäiriötahdistimia ja sydämen vajaatoimintatahdistimia tarvitsevia henkilöitä ei ole aikaisemmin aina ohjattu tahdistinhoitoon. Tavallisten sydämentahdistimien saatavuus on vastannut jo useamman vuoden ajan potilaiden tarpeita. (Duodecim 2010)

Suomessa on tällä hetkellä käytössä pääasiassa seuraavien yritysten valmistamia tahdistimia: Medtronic, Vitatron, St. Jude Medical, Pacesetter, Biotronik, Boston Scientific ja Guidant. Tahdistimien ja tahdistinjohtojen hinnat vaihtelevat huomattavasti sairaaloittain ja valmistajan sekä mallin mukaan (Malinen 2010). Taulukossa 3.2 on suuntaa antavia markkinoiden keskihintoja syyskuussa 2010.

Taulukko 3.2. Markkinoiden keskihintoja vuonna 2010 (Malinen 2010)

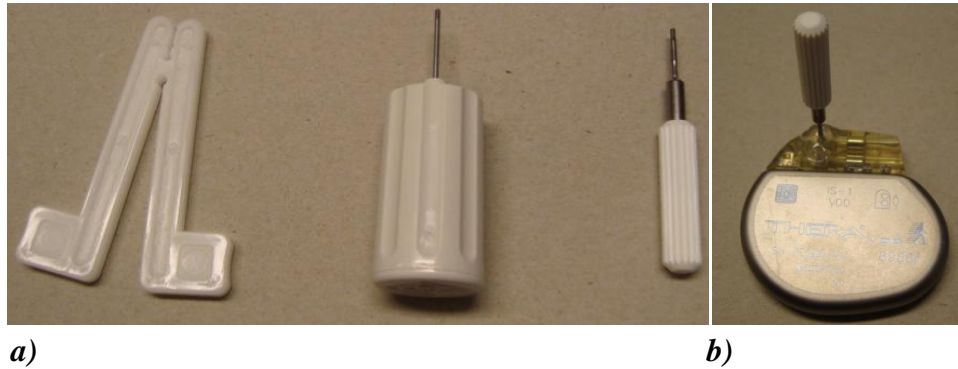
Tuote	Hinta (euroa)
Sydämentahdistimet	1000 - 3500
Rytmihäiriötahdistimet (ICD)	13000 - 16000
Sydäntä synkronoivat rytmihäiriötahdistimet (CRT-D)	18000 - 21000
Sydämen vajaatoimintatahdistimet (CRT-P)	2300 - 3800
Sydämentahdistimien johdot	290
Rytmihäiriötahdistimien johdot	1700
Vajaatoimintatahdistimien vasemman kammion johdot	1900
Ohjelmointilaite	6000

Tahdistimet voidaan asentaa solisluihin alapuolelle rintalihaksen päälle tai mahan seudulle. Yleisin tahdistimen asennuskohta aikuisilla on rintalihaksen päälle tehtävään ihotaskuun ja asennus suoritetaan solisluihin alapuolelle tehtävän viillon kautta. Elektrodit voidaan kiinnittää sydämen sisäpinnalle eli endokardiumiin tai sydämen ulkopinnalle eli epikardiumiin. Endokardiaalisessa asennuksessa tahdistimen johdot ja elektrodit viedään sydämeen laskimoteitse yleensä solislaskimon tai käsivarren ulomman iholaskimon (vena cephalica) kautta ja kiinnitetään sydämen sisäpinnalle. Epikardiaalisessa asennuksessa elektrodit kiinnitetään sydämen ulkopinnalle. Yleisimmin aikuisilla tahdistin asennetaan solisluihin alapuolelle ja elektrodit kiinnitetään endokardiumiin. Pienillä lapsilla (alle 10 kg) elektrodit kiinnitetään epikardiumiin ja tahdistin asennetaan mahan seudulle. Isommilla lapsilla (10 - 20 kg) voidaan käyttää myös endokardiaalista asennusta ja yli 20 kg painavilla lapsilla tahdistin asennetaan kuten aikuisilla. (Heikkilä et al. 2008; Cleveland Clinic 2010; Duodecim 2010) Käytännössä tahdistin asennetaan yleensä vasemmalle puolelle kehoa, etenkin rytmihäiriötahdistimissa asennuspaikalla on merkitystä. Asennettaessa rytmihäiriötahdistin vasemmalle puolelle kehoa ympäröi defibrillaation iskukenttä paremmin sydämen kuin asennettaessa rytmihäiriötahdistin oikealle puolelle kehoa. (Virtanen 2010)

Endokardiumissa pehmeillä ulokkeilla varustetut elektrodit kiinnitetään sydänlihaksessa oleviin pieniin ulokkeisiin ja ruuveilla varustetut elektrodit voidaan kiinnittää myös muualle kuin sydänlihaksen ulokkeisiin. Epikardiumiin elektrodit kiinnitetään samanlaisilla mekanismeilla kuin endokardiumiin. Elektrodien sijainnin määrittää tahdistuksen tarve ja käytettävä tahdistustapa. (Chow & Buxton 2006; Heikkilä et al. 2008)

Tahdistimen asennus suoritetaan yleensä paikallispuudutuksessa käytettäessä endokardiaalista asennusta. Epikardiaalisessa asennuksessa käytetään yleistä anestesiaa eli nukutusta. Nykyään tahdistimen asennusleikkaus on suhteellisen pieni toimenpide ja esimerkiksi rytmihäiriötahdistimen asennus kestää noin 60 minuuttia. Tahdistimen johtojen ja elektrodien viennissä kardiologi käyttää apuna röntgenkuvausta, jonka avulla varmistetaan elektrodien kiinnittyminen oikeaan kohtaan sydäntä. (Biotronik 2006; Cleveland Clinic 2010)

Kuvassa 3.1 on tahdistimen asennuksessa käytettäviä työkaluja. Vasemmanpuolimmaista työkalua kuvassa 3.1 a käytetään elektrodin kiinnittämisessä sydänlihaksen ja kahta muuta työkalua kuvassa 3.1 a käytetään tahdistinjohtojen kiinnittämiseen tahdistingeneraattoriin liittimiin kuvan 3.1 b osoittamalla tavalla.



Kuva 3.1. a) Tahdistimen asennuksessa käytettäviä työkaluja b) Johtojen kiinnittäminen sydämentahdistimeen

Elektrodien kiinnittämisen jälkeen elektrodien ja johtojen toiminta testataan ennen tahdistingeneraattorin kiinnittämistä. Tarkistuksen jälkeen johdot kiinnitetään tahdistimeen ja tahdistin asetetaan ihotaskuun. Tahdistimen tyypistä riippuen toimenpiteen lopussa saatetaan testata tahdistimen toimintaa lyhyessä nukutuksessa. Toimenpiteen viimeisenä vaiheena leikkaushaava suljetaan ja tahdistin ohjelmoidaan yksilöllisesti potilaan tarpeiden mukaan. (Biotronik 2006; Cleveland Clinic 2010)

Tahdistimen asennukseen liittyy useita riskejä, kuten kaikkiin muihinkin kirurgisiin toimenpiteisiin. Mahdollisia komplikaatioita asennuksen jälkeen ovat muun muassa hermon vaurioituminen, tahdistimen vaurioituminen, tahdistinjohdon irtoaminen, verenpurkauma, tulehdus, munuaisten vajaatoiminta, ilmarinta ja tahdistimen aiheuttomat tai puutteelliset tahdistukset. (WL-Medical Oy 2006)

3.3. Tahdistimien tyypit

Ensimmäiset sydämentahdistimet olivat sydämen hidasleyöntisyyden hoitoon tarkoitettuja tahdistimia, jotka tahdistivat sydäntä vakioataajuudella. Sydämentahdistimet ovat kehittyneet monipuolisemmiksi ja nykyään tahdistimet ohjelmoidaan yksilöllisesti. Hidasleyöntisyyttä hoitavia sydämentahdistimia on kolmentyyppisiä, kammiotahdistimet (VVI), eteistahdistimet (AAI) ja fysiologiset tahdistimet. Fysiologisia tahdistimia on kolmentyyppisiä, AV-sekventiaallinen tahdistin (DDI), yksijohtoinen fysiologinen tahdistin (VDD) ja eteisohjauksinen eteis- ja kammiotahdistin (DDD). Eteistahdistimet tunnistavat ja tahdistavat eteistä ja kammiotahdistimet vastaavasti kammiota. Fysiologiset tahdistimet ylläpitävät eteisten ja kammioden yhteistoimintaa. Yksijohdoinen fysiologinen tahdistin tahdistaa kammioita eteisten mukaan. AV-sekventiaallinen tahdistin tunnistaa ja tahdistaa eteisiä ja kammioita. Eteisohjauksinen eteis- ja kammiotahdistin yhdistää kahden edellä mainitun fysiologisen tahdistimen toiminnan. Lisäksi AAI-, DDI-, DDD- ja VVI-tahdistimiin voidaan lisätä syketaajuutta vaihtava tahdistus, joka merkitään lisäämällä lyhenteen perään R-kirjain. (Raatikainen & Linnaluoto 2003; Heikkilä et al. 2008; Pakarinen & Toivonen 2010)

Taulukossa 3.3 on tahdistimissa käytettävien lyhenteiden selitykset. Taulukossa 3.3 esitetyissä lyhenteissä A tarkoittaa eteistä, V kammiota ja D molempia. Vaste tunnistukseen sarakkeessa I tarkoittaa, että sydämen sähköinen toiminta voi estää tahdistimen toiminnan eli tahdistuksen ja D tarkoittaa, että sydämen sähköinen toiminta voi estää tai käynnistää tahdistimen toiminnan. Tahdistimien lyhenteissä ensimmäinen kirjain osoittaa tahdistettavan lokeron, toinen kirjain tunnistettavan lokeron ja kolmas kirjain tahdistimen vasteen tunnistukseen. (Raatikainen & Linnaluoto 2003)

Taulukko 3.3. Tahdistimissa käytettävät lyhenteet (Raatikainen & Linnaluoto 2003)

Lyhenne	Tahdistustapa	Tahdistettava lokero	Tunnistettava lokero	Vaste tunnistukseen
AAI	Eteistahdistus	A	A	I
VVI	Kammio tahdistus	V	V	I
VDD	Eteisohjattu kammio tahdistus	V	D	D
DDI	AV-sekventiaalinen tahdistus	D	D	I
DDD	Eteisohjauksinen eteis- ja kammio tahdistus	D	D	D
___R	Sykettä vaihtava tahdistus	-	-	-

Sydämentahdistimet ja rytmihäiriötahdistimet voidaan luokitella myös asennettavien elektrodien lukumäärän ja asennuspaikan mukaan yksilokeroiseksi tai kaksilokeroiseksi. Yksilokeroisessa järjestelmässä elektrodi sijoitetaan oikeaan eteiseen tai kammioon. Kaksilokeroisessa järjestelmässä sijoitetaan yksi elektrodi oikeaan eteiseen ja yksi oikeaan kammioon. Kaksilokeroisen järjestelmän toiminta voi perustua myös yhteen elektrodiin, joka tunnistaa oikean eteisen ja oikean kammion sähköisiä toimintoja, mutta tahdistaa vain oikeata kammiota. Sydämen vajaatoimintatahdistimissa asennetaan oikean eteis- ja kammiojohtojen lisäksi johto vasempaan kammioon. (Medtronic 2000; Heikkilä et al. 2008; Cleveland Clinic 2010) Kuvassa 3.2 on yksilokeroinen tavallinen sydämentahdistin, jota voidaan käyttää eteis- tai kammio tahdistimena. Kuvan 3.2 tahdistimen valmistaja on Boston Scientific ja tahdistimen malli on Altrua 20 S201. Tahdistinjohdon valmistaja on Medtronic ja johdon malli on Capsurefix Novus 5076 - 52cm.



Kuva 3.2. Sydämentahdistin (Boston Scientific, Altrua 20 S201) ja tahdistinjohdo (Medtronic, Capsurefix Novus 5076 - 52cm)

Rytmihäiriötahdistimet (ICD) otettiin käyttöön yli 20 vuotta sitten. Rytmihäiriötahdistimella voidaan hoitaa bradykardian lisäksi takykardiaa. Rytmihäiriötahdistin toimii bradykardiassa, kuten normaali VVI- tai DDD-sydämentahdistin. Kammioeräisten rytmihäiriöiden hoidossa käytetään kolmea periaatetta, antitakykardiatahdistusta, pienienergistä rytminsiirtoa ja suurienergistä defibrillaatiota. Antitakykardiatahdistuksessa rytmihäiriötahdistin tahdistaa sydäntä lyhyen aikaa takykardiaa nopeammalla taajuudella. Mikäli kammiotakykardia jatkuu ylitahdistuksesta huolimatta, voidaan rytmihäiriötahdistin ohjelmoida käyttämään pienienergistä rytminsiirtoa, joka on synkronoitu ja energiamäärä on alhainen yleensä 5 - 10 J. Viimeisenä vaihtoehtona on käyttää suurienergistä defibrillaatiota, jonka energiamäärä vaihtelee 28 - 42 J välillä. Suurienergistä defibrillaatiota käytetään kammiovärinän ja nopean kammiotakykardian hoidossa. (Heikkilä et al. 2008; Duodecim 2010; Pakarinen & Toivonen 2010)

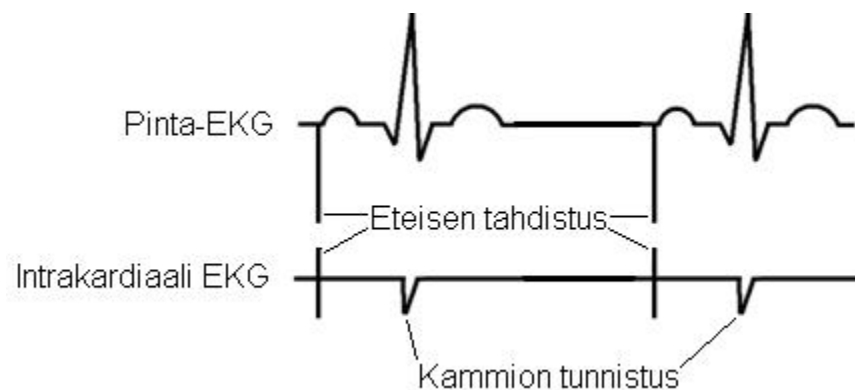
Sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien lisäksi käytössä on sydämen vajaatoiminnan hoidossa käytettäviä tahdistimia, joita ovat vajaatoimintatahdistin (CRT-P) ja sydäntä synkronoiva rytmihäiriötahdistin (CRT-D). Vajaatoimintatahdistin tahdistaa kammioiden supistumista synkronisesti vasempaan ja oikeaan kammioon kiinnitetyillä tahdistinjohdoilla. Sydäntä synkronoiva rytmihäiriötahdistin yhdistää vajaatoimintatahdistimen ja rytmihäiriötahdistimen ominaisuudet. Sydämen vajaatoimintatahdistimien tavoitteena on saada aikaan vasemman kammion yhdenaikainen supistuminen. Yhdenaikainen supistuminen saadaan aikaan tahdistamalla vasenta kammiota vastakkaisilta puolilta biventrikulaarisesti. (Heikkilä et al. 2008; Duodecim 2010)

Tahdistimet voidaan luokitella unipolaarisiin ja bipolaarisiin tahdistimessa käytettävän tunnistus- ja tahdistustavan perusteella. Unipolaarisessa tahdistimessa anodina toimii tahdistimen kotelo ja katodina tahdistinjohdon kärki eli elektrodi. Bipolaarisessa tahdistimessa katodi sijaitsee tahdistinjohdon kärjessä ja anodi noin 2 cm etäisyydellä

johdon kärjestä. Tahdistimissa katodina toimii tahdistinjohdon kärki eli elektrodi, koska katodinen virta synnyttää helpommin depolarisaation sydänlihaksessa. Tunnistus ja tahdistus voidaan ohjelmoida myös siten, että esimerkiksi tunnistus on bipolaarinen ja tahdistus unipolaarinen. (Toivonen & Lammintausta 1993; Chow & Buxton 2006)

3.4. Tahdistimien rakenne ja toiminta

Sydämentahdistimien, rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien toiminta perustuu tahdistimen kykyyn tunnistaa oikein elektrodien mittaamaa intrakardiaalista EKG-signaalia eli sydämen sisältä mitattua EKG-signaalia. Kuvassa 3.3 on ylempänä normaali pinta-EKG ja alempana tahdistimen elektrodin kammioista mittaama intrakardiaali EKG. (Forde & Ridgely 2006)



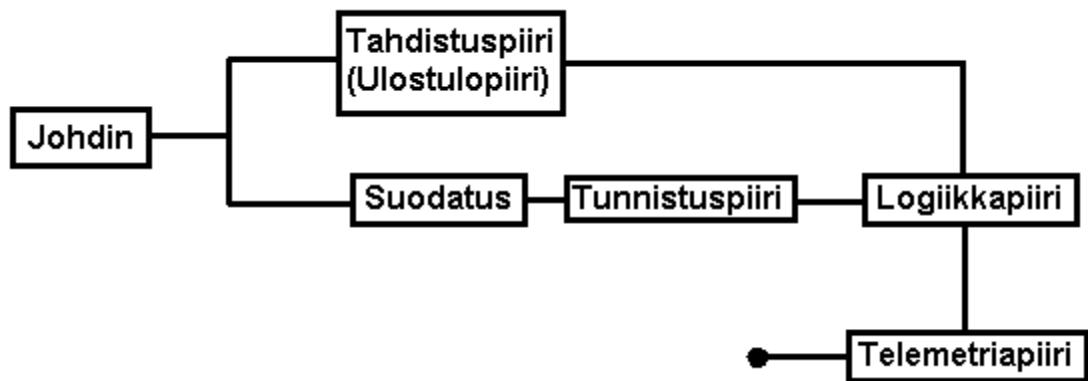
Kuva 3.3. Ylempänä pinta-EKG ja alempana sydämentahdistimen kammioista mittaama intrakardiaali EKG (Forde & Ridgely 2006)

Tahdistimen mittaama intrakardiaalinen EKG eroaa huomattavasti kehon pinnalta mitatusta EKG:stä. Kuvassa 3.3 sydämentahdistin tahdistaa eteistä ja tahdistuspulssi käynnistää sydämen sähköisen aktivaation, jonka seurauksena muun muassa kammio supistuu. (Forde & Ridgely 2006)

Seuraavissa alaluvuissa käsitellään pääpiirteissään sydämentahdistimen, rytmihäiriötahdistimen ja sydämen vajaatoimintatahdistimen rakenne ja toiminta. Viimeisessä alaluvussa käsitellään sydämentahdistimissa, rytmihäiriötahdistimissa ja sydämen vajaatoimintatahdistimissa käytettävien tahdistinjohtojen rakenteita.

3.4.1. Sydämentahdistimen rakenne ja toiminta

Sydämentahdistimen muodostavat tahdistingeneraattori ja tahdistinjohdot. Tahdistingeneraattorin kotelon materiaalina käytetään yleensä titaania ja kotelo on hermeettisesti suljettu. Sydämentahdistimen elektroniikka sijaitsee tahdistingeneraattorissa. Elektroniikan tärkeimmät osat ovat pulssigeneraattori, ajastinpiiri, akku ja telemetriapiiri. Kuvassa 3.4 on yksinkertainen lohkokaavio sydämentahdistimen elektroniikasta. (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)



Kuva 3.4. Yksinkertainen lohkokkaavio sydämentahdistimesta (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)

Pulssigeneraattorin tärkeimmät tehtävät ovat sydämen sähköisen toiminnan tunnistaminen ja tahdistuspulssien muodostaminen. Tunnistuspiiri suodattaa sydämentahdistimen mittaamaa signaalia yleensä kaistanpäästösuodattimella ja vertaa signaalin amplitudia ohjelmoituun herkkyysarvoon. Herkkyysarvon ylittävät signaalit tulkitaan sydämen sähköiseksi toiminnaksi. Herkkyysarvon lisäksi sydämentahdistin seuraa signaalin muutosnopeutta (slew rate), jolloin muista lähteistä syntyviä hitaita ja nopeita muutoksia ei tulkita virheellisesti sydämen sähköiseksi toiminnaksi. Zener-diodi suojaa sydämentahdistimen tunnistuspiiriä suurilta jännitteiltä. Tunnistettua sydämen lyöntiä seuraa katveaika (blanking period) ja refraktaariaika (refractory period). Katveajan aikana tunnustuspiiri kytketään pois päältä ja refraktaariajan aikana tunnustuspiiri on päällä, mutta tunnistetut lyönnit eivät käynnistä sydämentahdistimen normaalia toimintaa vaan ne tulkitaan ylimääräisiksi lyönneiksi. Edellä kuvattu toiminta vähentää sähkömagneettisten häiriöiden aiheuttamia virheellisiä tunnistuksia ja suojaa sydämentahdistinta häiriöiltä. (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)

Tahdistuspiirin tehtävänä on muodostaa oikea-aikaisesti sopivan suuruisia tahdistuspulseja tunnustuspiirin mittaamien tietojen perusteella. Tahdistuspiiri muodostaa tahdistuspulseja lataamalla kondensaattoreita ja tahdistuspulssi muodostuu, kun kondensaattorin lataus purkautuu. Tahdistuspiiri kuluttaa eniten tehoa sydämentahdistimen elektroniikkapiireistä. Tahdistuspulssin amplitudi ja kesto ovat ohjelmoitavissa. (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)

Sydämentahdistimien teholähteinä on kokeiltu lukuisista eri materiaaleista valmistettuja akkuja. Nykyään käytetään litium-ioni akkuja, joiden käyttöikä on pidempi verrattuna muihin akkuihin. Litium-ioni akkujen käyttöikä voi pisimmillään olla jopa 15 vuotta. Sydämentahdistimen käyttöikään vaikuttaa oleellisesti tahdistuspiirin tehonkulutus, jonka määrää tahdistuksen tarve ja tahdistuspulssien amplitudi sekä kesto. Sydämentahdistimen akku vie noin 50 % kotelon tilasta. (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)

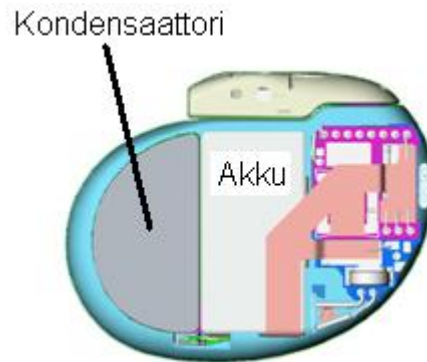
Tahdistimet tarkkailevat akun jännitettä ja jännitteen laskiessa tietyn rajan alle tahdistin siirtyy ensin ERI-tilaan (Elective Replacement Indicator) tai ERT-tilaan (Elective Replacement Time). Akun jännitteen laskiessa edelleen tahdistin siirtyy lopulta EOL-tilaan (End of Life). ERI- tai ERT-tilassa tahdistin toimii nominaaliolosuhteissa ainakin kolme kuukautta ennen siirtymistä EOL-tilaan. Tahdistimen tyyppistä, mallista ja valmistajasta riippuen tahdistimen toiminta muuttuu ERT-, ERI- ja EOL-tiloihin siirryttäessä ja osa tahdistimen toiminnoista kytketään pois päältä, jotta tärkeimpien toimintojen ylläpitäminen voitaisiin turvata tahdistimen vaihtoon asti. Esimerkiksi ERT-tilaan siirryttäessä Boston Scientific:in Altrua 20 ja Altrua 40 sydämentahdistimet vaihtavat syketaajuutta vaihtavan tahdistuksen vakiotajuiseen tahdistukseen eli esimerkiksi DDDR tahdistustapa vaihtuu DDD:ksi. ERI- tai ERT-tila ennakoii tahdistimen vaihdon tarvetta ja tahdistin tulisi vaihtaa viimeistään ennen EOL-tilaan siirtymistä. Yleensä tahdistimet pyritään kuitenkin vaihtamaan ennen kuin tahdistin siirtyy edes ERI- tai ERT-tilaan. (Guidant 2008; Boston Scientific 2009b)

Sydämentahdistimen logiikkapiiri pitää sisällään ajastinpiirin ja muistia. Sydämentahdistimen ajastinpiiri kontrolloi kaikkia aikaan liittyviä parametreja muun muassa tahdistuspulssien kestoja sekä eteisten ja kammioiden välisten aktivaatioiden intervaleja. Ajastinpiirin toiminta perustuu kideoskillaattoriin. Sydämentahdistimen muistissa säilytetään tietoja muun muassa tahdistimeen ohjelmoiduista parametreista ja tahdistimen keräämistä tiedoista. (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)

Sydämentahdistimen telemetriapiiri vastaa tiedonsiirrosta tahdistimen ja ohjelmointilaitteen välillä. Tiedonsiirrossa käytetään RF-tekniikkaa. Vanhemmissa malleissa tiedonsiirto tapahtuu pitämällä tahdistimen päällä ohjelmointilaitteen anturia. Uusimmissa malleissa tiedonsiirto voidaan suorittaa myös ilman tahdistimen päälle asetettavaa anturia, jolloin tiedonsiirto tapahtuu suoraan tahdistimen ja ohjelmointilaitteen välillä. (Forde & Ridgely 2006; Kenny 2008a)

3.4.2. Rytmihäiriötahdistimen rakenne ja toiminta

Rytmihäiriötahdistimen rakenne eroaa vain hieman sydämentahdistimen rakenteesta. Suurimmat erot ovat tahdistimien johdot, akku, tunnistus ja suurienergisien defibrillaation muodostamiseen käytetty piiri. Kuvassa 3.5 on rytmihäiriötahdistimen poikkileikkauskuva.



Kuva 3.5. Rytmihäiriötahdistimen poikkileikkauskuva (ICD:n Läpileikkauskuva 2010)

Rytmihäiriötahdistimissa akku on suurempikokoinen kuin sydämentahdistimissa, koska suurienergiset defibrillaatiot kuluttavat tehoa enemmän kuin tavalliset tahdistuspulssit. Suurienergisen defibrillaation muodostamiseen rytmihäiriötahdistimissa käytetään kondensaattoreita, joiden varauksen purkamisella saadaan aikaiseksi riittävän voimakas defibrillaatio. Kondensaattorit vievät rytmihäiriötahdistimissa huomattavasti suuremman tilan tahdistingeneraattorin sisällä kuin sydämentahdistimissa. Rytmihäiriötahdistin tunnistaa intrakardiaalista EKG:tä samalla tavalla kuin sydämentahdistin, mutta lisäksi rytmihäiriötahdistin mittaa sydämen sähköistä toimintaa rytmihäiriötahdistimen johdoissa olevien käämien avulla. (Duffin 2003; Heikkilä et al. 2008; Kenny 2008b)

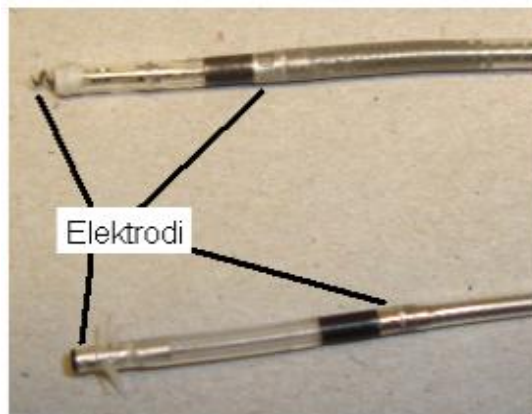
3.4.3. Sydämen vajaatoimintatahdistimien rakenne ja toiminta

Sydämen vajaatoiminnan hoidossa käytettäviä tahdistimia on kahta tyyppiä: sydämen vajaatoimintatahdistimet (CRT-P) ja sydäntä synkronoivat rytmihäiriötahdistimet (CRT-D). Sydämen vajaatoimintatahdistimen (CRT-P) tavoitteena on palauttaa sydämen kammioden yhdenaikainen supistuminen, sillä usein sydämen vaikeassa vajaatoiminnassa vasemman kammion seinämien supistuminen on eriaikaista. CRT-P-tahdistimella saadaan palautettua vasemman kammion samanaikainen supistuminen tahdistamalla kammiota biventrikulaarisesti vastakkaisilta puolilta. CRT-P-tahdistimen erottaa käytännössä sydämentahdistimesta ainoastaan vasempaan kammioon sijoitettu tahdistinjohto ja kolmannen johdon paikka tahdistingeneraattorin liitinosassa. (Medtronic Inc 2002; Heikkilä et al. 2008; Duodecim 2010)

Sydäntä synkronoivat rytmihäiriötahdistimet (CRT-D) yhdistävät vajaatoimintatahdistimen ja rytmihäiriötahdistimen ominaisuudet. Sydäntä synkronoivilla rytmihäiriötahdistimilla voidaan hoitaa potilaita, joilla esiintyy sydämen vaikean vajaatoiminnan lisäksi nopeita rytmihäiriöitä. Vasempaan kammioon sijoitettava tahdistinjohto erottaa CRT-D-tahdistimen rytmihäiriötahdistimesta. (Medtronic Inc 2002; Heikkilä et al. 2008; Duodecim 2010)

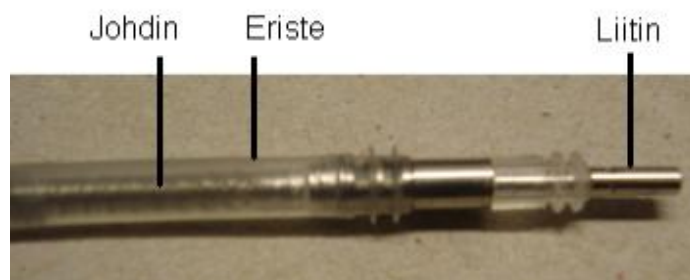
3.4.4. Tahdistinjohtojen rakenteita

Sydämentahdistimissa, rytmihäiriötahdistimissa ja sydämen vajaatoimintatahdistimissa käytettäviä tahdistinjohtoja on lukuisia erilaisia. Tahdistinjohtojen elektrodit voidaan kiinnittää sydänlihakseen aktiivisesti tai passiivisesti. Aktiivisessa kiinnityksessä elektrodi ruuvataan kiinni sydänlihakseen. Passiivisessa kiinnityksessä elektrodi kiinnittyy sydänlihakseen väkästen avulla. (Chow & Buxton 2006) Sydämentahdistimien johdot voidaan jakaa unipolaarisiin ja bipolaarisiin tahdistinjohtoihin. Unipolaarisissa johdoissa on yksi elektrodi tahdistinjohdon kärjessä ja bipolaarisissa johdoissa on kaksi elektrodia toinen tahdistinjohdon kärjessä ja toinen noin 2 cm etäisyydellä johdon kärjestä. Bipolaarisissa johdoissa elektrodit on sähköisesti eristetty toisistaan. Sydämentahdistimen johdon tärkeimmät osat ovat elektrodit, johdin, johtimen eriste ja liitin, jolla tahdistinjohto yhdistetään tahdistingeneraattoriin. (Chow & Buxton 2006; Forde & Ridgely 2006; prEN 50527-2-1 2010) Kuvassa 3.6 on sydämentahdistimen johdot aktiivisella ja passiivisella elektrodilla. Kuvassa 3.7 on sydämentahdistimen johdon loppuosan rakenne.



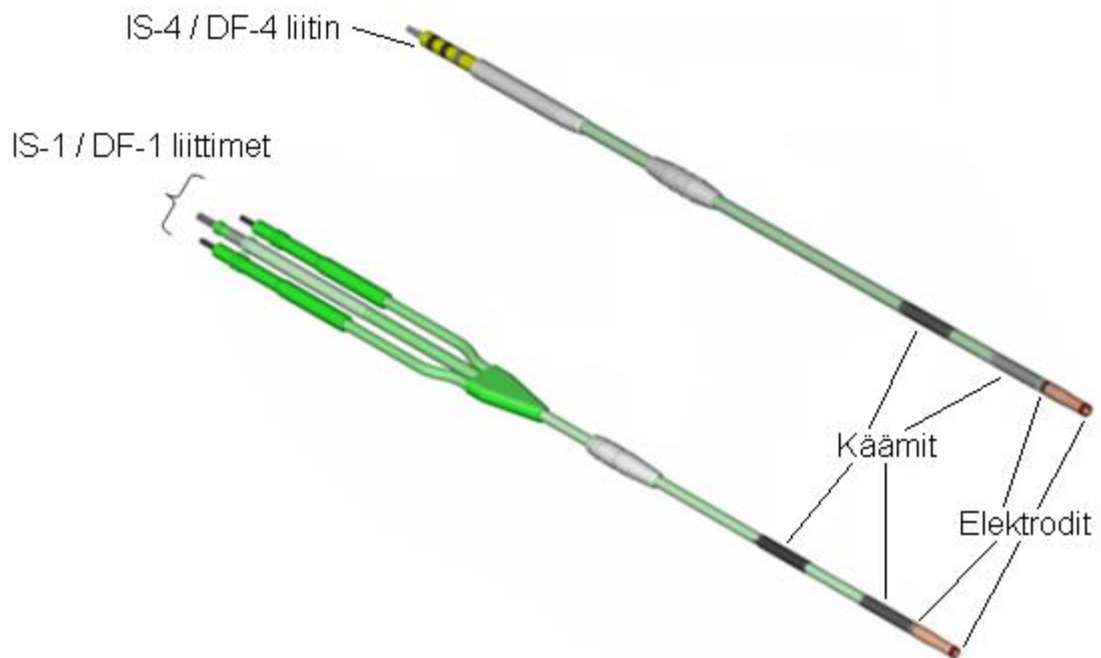
Kuva 3.6. Sydämentahdistimen johdot aktiivisella ja passiivisella elektrodilla

Kuvassa 3.6 on ylempänä tahdistinjohto aktiivisella elektrodilla ja alempana passiivisella elektrodilla. Sydämentahdistimien johtojen ja tahdistingeneraattoreiden liittimien tyyppi on nykyään IS-1. Yksijohtoisissa fysiologisissa tahdistimissa käytetään johtoja, joissa on lisäksi elektrodi ylempänä johdossa eteisen sähköisen toiminnan tunnistamiseen. (Virtanen 2010)



Kuva 3.7. Sydämentahdistimen johdon rakenne

Rytmihäiriötahdistimen johtojen rakenteet on esitetty kuvassa 3.8. Rytmihäiriötahdistimen johdon rakenteessa on sydämentahdistimen johdon rakenteen lisäksi yksi tai kaksi käämiä, joista rytmihäiriötahdistin antaa tarvittaessa defibrillaation. (Duffin 2003; Kenny 2008b; Boston Scientific 2009a)



Kuva 3.8. Rytmihäiriötahdistimen johtojen rakenteet (Endotak Reliance 4-site Technical Overview 2010)

Rytmihäiriötahdistimen johdossa kulkee rinnakkain kolme tai kaksi johdinta riippuen käämien lukumäärästä. Kuvassa 3.8 on ylempänä rytmihäiriötahdistimen johto uudella IS-4/DF-4 liittimellä ja alempana rytmihäiriötahdistimen johto IS-1/DF-1 liittimillä. (Boston Scientific 2009a)

Uusin kehitysaskel rytmihäiriötahdistimien johdoissa on IS-4/DF-4 liittimien käyttöönotto. Ensimmäisenä uuden IS-4/DF-4 liittimen otti käyttöön kesäkuussa 2009 St. Jude Medical nimellä SJ4. Ensimmäinen uudella liittimellä varustettu rytmihäiriötahdistin ja tahdistinjohto asennettiin heinäkuussa 2009. Marraskuussa 2009 uudella liittimellä varustettuja tahdistimia ja johtoja valmistivat St. Jude Medical ja Boston Scientific. Medtronic on tuomassa markkinoille myös kyseisillä liittimillä varustettuja rytmihäiriötahdistimia ja johtoja. Uusien IS-4/DF-4 liittimien etuja ovat muun muassa johtojen pituuden lyheneminen, rytmihäiriötahdistimen liitinosaan koon pieneneminen ja rytmihäiriötahdistimen asennuksen yhteydessä tarvitsee valmistella pienempi kokoinen ihotasku tahdistimelle ja johdoille. Lisäksi rytmihäiriötahdistimen asennuksen yhteydessä uudella liittimellä ei ole riskiä kytkeä johtoja väärin portteihin ja mahdollisesti leikkausajat voivat hieman lyhentyä. (Scherschel 2009)

Sydämentahdistimissa, rytmihäiriötahdistimissa ja sydämen vajaatoimintatahdistimissa käytettävien johtojen pituudet vaihtelevat ja johto valitaan aina tapauskohtaisesti potilaan tarpeiden mukaan. Eteis-kammio tyypisissä eli DDD-rytmihäiriötahdistimissa eteisjohtona käytetään tavallista sydämentahdistimen johtoa. Sydämen vajaatoimintatahdistimissa käytetään samoja johtoja kuin sydämentahdistimissa ja rytmihäiriötahdistimissa poikkeuksena vasempaan kammioon sijoitettava johto. Kuvassa 3.9 on sydämen vajaatoimintatahdistimien vasemman kammion johtoja.



Kuva 3.9. Vajaatoimintatahdistimen vasemman kammion johtoja (*Acuity Spiral Physician Presentation 2010*)

Sydämen vajaatoimintatahdistimissa vasemman kammion johto asennetaan sinus koronariukseen. Sinus koronarius on sydämen vasemman kammion pinnalla kulkeva laskimosuoni, joka laskee sydämen oikeaan eteiseen. Sydämen vajaatoimintatahdistin tahdistaa siten vasenta kammiota sydämen pinnalta. Vasemmassa kammiossa käytettävä johto eroaa rakenteeltaan ja erityisesti kiinnitysmekanismiltaan tavallisen tahdistimen johdosta. (Boston Scientific 2008; Boston Scientific 2010)

3.5. Tahdistimien ohjelmointi

Tahdistimien ohjelmointi yksilöllisten tarpeiden mukaisesti on tärkeää tahdistimen optimaalisen toiminnan kannalta ja huolimaton ohjelmointi voi aiheuttaa tahdistusten väliin jäämistä tai ylimääräisiä tahdistuksia. Tahdistimien ohjelmointi suoritetaan ohjelmointilaitteella. Ohjelmoinnissa tahdistimen päälle ihon pinnalle asetetaan anturi, jonka avulla ohjelmointilaitte kommunikoi tahdistimen kanssa. Uusimmissa malleissa telemetriayhteys toimii myös langattomasti RF-tekniikalla, jolloin yhteyden aloittamiseksi saatetaan tarvita ohjelmointilaitteen anturia. Telemetriayhteydellä saadaan siirrettyä ohjelmointilaitteelle tahdistimen mittaamat ja tallentamat tiedot. Tahdistimen mittaamien tietojen avulla ohjelmointia voidaan muuttaa tarvittaessa ja optimoida siten tahdistimen toimintaa. (Raatikainen & Linnaluoto 2003; Pirkanmaan sairaanhoitopiiri 2007; Duodecim 2010) Kuvassa 3.10 on ohjelmointilaitte, jolla voidaan ohjelmoida Guidant:in ja Boston Scientific:in valmistamia tahdistimia.



Kuva 3.10. Ohjelmointilaite (Guidant, Zoom Latitude Programming System)

Yksilöllinen ohjelmointi perustuu potilaan kliiniseen tilaan, rytmihäiriöiden luonteeseen ja kardiologisten erikoistutkimusten tuloksiin. Tärkeimpiä ohjelmitavia parametreja sydämentahdistimille, rytmihäiriötahdistimille ja sydämen vajaatoimintatahdistimille ovat muun muassa tahdistustapa, tahdistuspulssin kesto ja amplitudi, tahdistuksen ylärajan ja alarajan valinta, herkkyysarvo sekä tahdistuksen ja tunnistuksen valinta bipolaariseksi tai unipolaariseksi. Rytmihäiriötahdistimille tulee lisäksi ohjelmoida rytmihäiriöiden hoidossa käytettävät terapiaohjelmat. Sydämentahdistimissa, rytmihäiriötahdistimissa ja sydämen vajaatoimintatahdistimissa on myös lukuisia muita ohjelmitavia parametreja, joita ovat esimerkiksi eteis-kammio viive ja refraktaariaika. Tahdistimien parametrit on asetettu valmistuksen jälkeisissä testeissä tahdistimien manuaaleissa oleviin arvoihin, joten tahdistimet ovat valmiita asennettavaksi potilaaseen heti pakkauksen avaamisen jälkeen. (Raatikainen & Linnaluoto 2003; Heikkilä et al. 2008; Medtronic, Inc. 2008)

3.6. Tahdistimien toimintahäiriöt ja sähkömagneettinen yhteensopivuus (EMC)

Sähkömagneettinen yhteensopivuus (EMC) on laitteen kyky toimia käyttöympäristössään häiriintymättä ja häiritsemättä muita laitteita. Lisäksi laitteen mikään osa ei saa aiheuttaa häiriöitä kyseisen laitteen muille osille. Sähkömagneettinen yhteensopivuus on yksi tärkeimmistä asioista, mikä tulee ottaa huomioon suunniteltaessa implantoitavia lääketieteellisiä laitteita, kuten sydämentahdistimia, rytmihäiriötahdistimia ja sydämen vajaatoimintatahdistimia. Implantoitavien aktiivisten lääketieteellisten laitteiden toimintaa mahdollisesti häiritsevien sähkömagneettisten häiriöiden lähteitä on ympäristössä lukuisia esimerkiksi matkapuhelimet, voimalinjat, RFID-lukijat, metallinpaljastimet ja varashälyttimet. (Guidant 2004; Gubisch 2008)

Implantoitavat aktiiviset lääketieteelliset laitteet ovat kokonaan kehon sisällä, jolloin ainoa mahdollinen sähkömagneettisten häiriöiden vaikutusmekanismi kyseisiin laitteisiin on säteilemällä. Useimmissa tapauksissa aktiivisen implantoitavan lääketieteellisen laitteen synnyttämä sähkömagneettinen säteily ei ole ongelma. Tehonkulutuksen minimoinnin seurauksena kyseiset laitteet eivät aiheuta ympäristöön merkittäviä sähkömagneettisia häiriöitä eivätkä aiheuta siten soluja ja kudoksia häiritsevää voimakasta sähkömagneettista säteilyä. Ihmisen kudokset vaimentavat tehokkaasti sähkömagneettista säteilyä ja suojaavat aktiivista implantoitavaa lääketieteellistä laitetta ulkopuolisilta sähkömagneettisilta häiriöiltä ja muita laitteita implantin synnyttämältä sähkömagneettiselta säteilyltä. (Guidant 2004; Gubisch 2008)

Sydämentahdistimien, rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien tapauksessa asennuspaikka on hyvin lähellä kehon pintaa, jolloin lähellä olevat sähkömagneettisen säteilyn lähteet saattavat aiheuttaa häiriöitä tahdistimien toiminnassa. Muutamat lääketieteelliset toimenpiteet aiheuttavat ympäristöönsä sähkömagneettisia häiriöitä, jotka saattavat aiheuttaa toimintahäiriöitä tahdistimissa. Lääketieteellisistä toimenpiteistä muun muassa magneettikuvausta (MRI) ja diatermiaa ei suositella käytettävän tahdistinpotilaan hoidossa. Magneettikuvauksessa tahdistin ja tahdistinjohdot saattaisivat ylikuumentua magneettisen induktion seurauksena. Suoritettaessa lääketieteellisiä toimenpiteitä tahdistinpotilaalle tulisi aina huomioida tahdistimen asettamat rajoitukset käytettävien hoitotoimenpiteiden osalta ja arvioida saavutettava hyöty verrattuna mahdollisiin riskeihin. (Guidant 2004; Gubisch 2008)

The American Conference of Industrial Hygienists (ACGIH) on asettanut suositukset sähkömagneettisen säteilyn ohjearvoille erikseen tahdistinpotilaille. Magneettivuon tiheyden ohjearvoksi on asetettu 0,1 mT ja sähkökentän ohjearvoksi on asetettu 1 kV/m. Kyseiset ohjearvot ovat voimassa sähkönsiirrossa käytettävillä taajuuksilla (50/60Hz) ja lisäksi ohjearvot koskevat myös muita samankaltaisia implantoitavia lääketieteellisiä laitteita. Ohjearvot perustuvat siihen, että muutamien sydämentahdistimien ja rytmihäiriö-

riöhtahdistimien on todettu olevan alttiita häiriölle 0,1 mT magneettivuon tiheyksillä tai 2 kV/m sähkökentän voimakkuuksilla. Suosituksessa asetetut sähkömagneettisen säteilyn ohjeavrot voidaan ylittää, jos tahdistimen valmistajalla on tutkittua tietoa siitä, että kyseinen tahdistinmalli toimii häiriintymättä suuremmilla sähkömagneettisten kenttien voimakkuuksilla. (ACGIH 2009) Esimerkiksi sydämentahdistimen Medtronic VERSA™ VEDR01 manuaalin mukaan tahdistinpotilaan tulisi välttää yli 1 mT staattisia magneettikenttiä. (Medtronic, Inc 2008)

Häiriöitä tahdistimien toiminnassa voivat aiheuttaa ulkoisten sähkö- ja magneettikenttien kehoon ja tahdistimeen indusoimat sähkökentät ja -virrat. Vauriot tahdistimessa, tahdistinjohdoissa tai elektrodeissa voivat myös aiheuttaa häiriöitä tahdistimen toimintaan. Tahdistin saattaa toimia puutteellisesti, jos tahdistimen ohjelmointia ei ole suoritettu huolellisesti. (Raatikainen & Linnaluoto 2003)

Tahdistimien toimintahäiriöt voidaan jakaa kahteen päätyyppiin: tahdistus- tai aistimishäiriöihin. Tahdistushäiriöiden syynä ovat yleensä tahdistimen tai johtojen vaurioituminen tai tahdistuskynnyksen nousu esimerkiksi lääkkeiden tai elektrolyyttihäiriöiden seurauksena. Aistimishäiriöt voidaan jakaa ylitunnistukseen ja alitunnistukseen. Ylitunnistuksessa tahdistin ei tahdistaa vaikka pitäisi. Alitunnistuksessa tahdistin tahdistaa vaikka sydämen sähköinen toiminta olisi riittävää. (Raatikainen & Linnaluoto 2003)

Toimintahäiriöt tahdistimissa aiheuttavat potilaille epämiellyttäviä tuntemuksia ja voivat olla hengenvaarallisia. Ylitunnistuksen seurauksena tahdistukseen saattaa tulla pitkiä katkoja ja alitunnistuksen aiheuttama tahdistus väärään aikaan saattaa aiheuttaa kammiotakykardian tai -värinän. Liian nopean tahdistuksen syynä on useimmiten tahdistimen puutteellinen ohjelmointi. (Raatikainen & Linnaluoto 2003)

Bipolaarisissa tahdistimissa ylitunnistushäiriöiden todennäköisyys on pienempi kuin unipolaarisissa tahdistimissa. Standardin prEN 50527-2-1 luonnoksessa on annettu yhtälöt sähkökenttien indusoimista jännitteistä sydämentahdistimien johtoihin bipolaarisissa ja unipolaarisissa tahdistimissa. (Raatikainen & Linnaluoto 2003; prEN 50527-2-1 2010)

Yhtälössä 3.1 on sydämentahdistimen johtoon indusoitunut jännite unipolaarisessa tahdistimessa. Yhtälössä 3.1 E_{ext} on sähkökentän voimakkuuden tehollisarvo ja N on taajuuskerroin. Suomessa sähkönsiirrossa käytettävällä 50 Hz taajuudella taajuuskerroin N on yksi. (prEN 50527-2-1 2010)

$$V_{pp} = 0,307 \cdot 10^{-3} \cdot E_{ext} \cdot N \quad (3.1)$$

Yhtälössä 3.2 on sydämentahdistimen johtoon indusoitunut jännite bipolaarisessa tahdistimessa. Yhtälössä 3.2 E_{ext} on sähkökentän voimakkuuden tehollisarvo ja N on taajuuskerroin. Suomessa sähkönsiirrossa käytettävällä 50 Hz taajuudella taajuuskerroin N on yksi. (prEN 50527-2-1 2010)

$$V_{pp} = 0,0154 \cdot 10^{-3} \cdot E_{ext} \cdot N \quad (3.2)$$

Standardin luonnoksessa olevien yhtälöiden perusteella unipolaarisen sydämentahdistimen johtoihin indusoituu noin 20 kertaa suurempi jännite kuin bipolaarisen tahdistimen johtoihin. Nykyään tahdistimet ohjelmoidaan yleensä bipolaarisiksi, koska bipolaariset tahdistimet sietävät paremmin sähkömagneettisia häiriöitä ja tunnistavat tarkemmin sydämen sähköistä toimintaa. Unipolaarisia tahdistimia käytetään enää yleensä tapauksissa, joissa tarvitaan depolarisaation aikaansaamiseksi voimakkaampia tahdistuspulseja. Voimakkaita tahdistuspulseja käytettäessä potilaan sydän on yleensä muutenkin heikossa kunnossa ja tämän seurauksena on epätodennäköistä, että kyseinen henkilö työskentelisi esimerkiksi sähköasemilla tai voimajohdoilla, missä voisi altistua voimakkaille sähkömagneettisille kentille. (prEN 50527-2-1 2010) Taulukossa 3.4 on esitetty sähkö- ja magneettikentät, joilla sydämentahdistimet voivat standardin luonnoksen prEN 50527-2-1 mukaan häiriintyä.

Taulukko 3.4. Sähkö- ja magneettikentät, joilla sydämentahdistimet voivat epäsuotuisissa olosuhteissa häiriintyä (prEN 50527-2-1 2010)

Johdinten tyyppi	Unipolaarinen	Unipolaarinen	Bipolaarinen
Tahdistimen asennuspaikka	Vasemmalla puolella	Oikealla puolella	Vasemmalla tai oikealla puolella
Sähkökentän voimakkuus	6,5 kV/m	6,5 kV/m	13,0 kV/m
Magneettivuon tiheys	100 μ T	167 μ T	200 μ T

Taulukossa 3.4 esitetyt sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet voivat aiheuttaa unipolaarisissa johdoissa 2,0 mV jännitteen ja bipolaarisissa johdoissa 0,2 mV jännitteen. (prEN 50527-2-1 2010)

Tahdistimissa on sisäinen suojajärjestelmä ulkoisten häiriöiden varalta. Suojajärjestelmä käynnistyy, jos tahdistin aistii runsaasti häiriöitä. Häiriöiden seurauksena tahdistin tahdistaa sydäntä rytmistä riippumattomalla vakio taajuudella. Tahdistimen toiminta palautuu normaaliksi häiriösignaalin poistuttua. Häiriöiden seurauksena tahdistin saattaa mennä niin sanottuun turvatilaan (safety mode), jolloin tahdistimen toiminta ei palaudu normaaliksi häiriöiden poistuttua. Turvatilaan siirtymisen voi aiheuttaa esimerkiksi voimakas magneettikenttä. Turvatilasta tahdistimen toiminta pystytään palauttamaan ohjelmointilaitteella. (Raatikainen & Linnaluoto 2003)

Uusimmissa tahdistimissa on myös lisätty häiriöiden suodatusta sähkönsiirrossa käytettävillä 50 Hz ja 60 Hz taajuuksilla. Tahdistimien kyky suodattaa kyseisiä häiriöitä

vaihtelee huomattavasti tahdistimien mallien ja valmistajien välillä. Unipolaarisen tahdistimen asennuspaikka vaikuttaa myös oleellisesti tahdistimen kykyyn sietää häiriöitä. Oikean solisluun alle asennetusta tahdistimesta lähtevät tahdistinjohdot kulkevat suurin piirtein S muotoisesti, jolloin tahdistinjohtojen muodostama efektiivinen pinta-ala on pienempi kuin vasemman solisluun alle asennetussa tahdistimessa, jossa tahdistinjohdot muodostavat puoliympyrän muotoisen efektiivisen pinta-alan. (prEN 50527-2-1 2010)

3.7. Tahdistimia koskevat standardit

Standardit ovat yhteisesti sovittuja suosituksia ja ohjeita siitä, kuinka tiettyjä asioita tulisi tehdä. Standardeilla parannetaan muun muassa tuotteiden yhteensopivuutta ja turvallisuutta. Standardien laatimisesta vastaavat kansainväliset, eurooppalaiset ja kansalliset standardisoimisjärjestöt. Kansainvälisiä standardisoimisjärjestöjä ovat muun muassa International Electrotechnical Commission (IEC) ja International Organization for Standardization (ISO) ja eurooppalaisia standardisoimisjärjestöjä ovat muun muassa European Committee for Standardization (CEN) ja European Committee for Electrotechnical Standardization (CENELEC). (Suomen Standardisoimisliitto SFS ry 2005; Yleinen Teollisuusliitto 2010)

Sydämentahdistimiin, rytmihäiriötahdistimiin ja sydämen vajaatoimintahdistimiin liittyviä standardeja on lukuisia. Työssä käsitellään lyhyesti standardit, jotka ovat oleellisia sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla tehtyjen mittauksien suorittamisessa sekä sähkömagneettisen yhteensopivuuden kannalta. Sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien sähkömagneettisen yhteensopivuuden ja turvallisuuden kannalta oleellisimpia standardeja on esitetty taulukossa 3.4.

Taulukko 3.4. Sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien turvallisuutta ja sähkömagneettista yhteensopivuutta koskevia standardeja (Gubisch 2008)

	USA	EU	Kansainvälinen
Yleiset vaatimukset	-	EN 45502-1	ISO 14708-1
Sydämentahdistimet	AAMI PC69	EN 45502-2-1	ISO 14708-2
Rytmihäiriötahdistimet	-	EN 45502-2-2	ISO 14708-6

Taulukossa 3.4 esitettyjen standardien lisäksi CENELEC valmistelee standardia sydämentahdistinta käyttävien työntekijöiden sähkömagneettisille kentille altistumisen arvioinnista. Kyseisestä standardista on julkaistu luonnos toukokuussa 2010, prEN 50527-2-1 Procedure for the assessment of the exposure to electromagnetic fields of workers bearing active implantable medical devices - Part 2-1: Specific assessment for workers with cardiac pacemakers. Myös sydämentahdistimien ja tahdistinjohtojen liittimille on omat standardit esimerkiksi EN 50077 ja ISO-5841-3, joissa käsitellään sydämentahdistimien ja johtojen IS-1 liittimien mittoja, liittimille asetettuja vaatimuksia

sekä testaamista. Uusista rytmihäiriötahdistimien IS-4/DF-4 liittimistä on valmisteilla standardi, josta on tarkoitus julkaista luonnos vuoden 2010 aikana (Scherschel 2009).

Standardi EN 45502-1:1997 käsittelee aktiivisille implantoitavilla lääketieteellisille laitteille asetettuja yleisiä vaatimuksia koskien muun muassa laitteiden turvallisuutta, merkintöjä ja pakkauksia. Standardissa EN 45502-2-1:2003 annetaan yksityiskohtaisempia ohjeita sydämentahdistimille ja standardissa EN 45502-2-2:2008 rytmihäiriötahdistimille. Kansainvälisissä standardeissa ISO 14708-1:2000, ISO 14708-2:2005 ja ISO 14708-6:2010 käsitellään pääpiirteissään samat asiat kuin edellä mainituissa standardisarjan EN 45502 standardeissa. Standardi AAMI PC69:2007 käsittelee sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien sähkömagneettista yhteensopivuutta ja testaamista.

Sydämentahdistimia ja rytmihäiriötahdistimia koskevien standardien käyttö vaihtelee huomattavasti, mutta pääsääntöisesti standardeja käytetään taulukon 3.4 mukaisesti eli Yhdysvalloissa on käytössä omat standardit, kuten myös Euroopassa ja muualla käytetään pääsääntöisesti kansainvälisiä standardeja. (Gubisch 2008)

Euroopassa käytettävien sydämentahdistimien, rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien tulee täyttää direktiivin 90/385/EEC (Active Implantable Medical Devices Directive) asettamat vaatimukset.

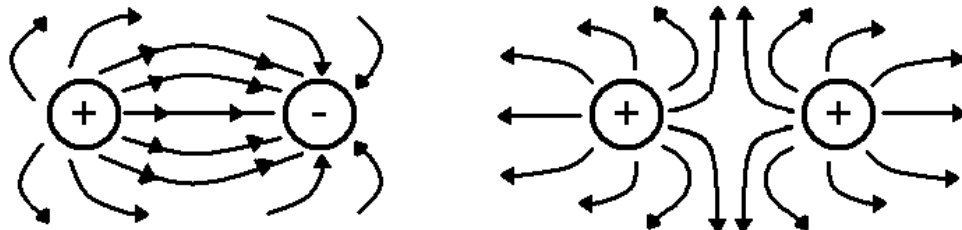
4. SÄHKÖMAGNEETTISET KENTÄT

Tässä luvussa käsitellään pientaajuisiin sähkö- ja magneettikenttiin liittyvää teoriaa. Lisäksi käsitellään voimajohtojen aiheuttamia pientaajuisia sähkömagneettisia kenttiä sekä sähkömagneettisten kenttien vaikutuksia soluihin, kudoksiin, ihmisiin ja tahdistimiin.

Sähkömagneettiset kentät ovat ionisoimatonta säteilyä. Työssä käsitellään pientaajuisia sähkö- ja magneettikenttiä, jotka jakautuvat hyvin pientaajuisiin (ELF) ja välitaajuisiin kenttiin (IF). Hyvin pientaajuisiksi sähkö- ja magneettikentät luokitellaan, kun kenttien muutosnopeudet ovat alle 300 Hz. Hyvin pientaajuisten kenttien muutosnopeudet ovat kuitenkin riittävän suuria indusoimaan sähkökenttiä ja -virtoja paikallaan olevaan ihmiseen. (Jokela 2006c)

4.1. Sähkökenttä

Sähkövaraukset synnyttävät ympärilleen sähkökentän. Sähkökentän vaikutus ilmenee toiseen varattuun kappaleeseen vaikuttavana voimana Coulombin lain mukaisesti. Jakamalla varaukseen kohdistuva voima varauksen suuruudella saadaan selville varaukseen kohdistuvan sähkökentän suuruus. Muodostuvan sähkökentän suunta on aina sama kuin voiman suunta. Sähkökenttää kuvataan usein vektorikenttänä. Kuvassa 4.1 on esitetty pistemäisten sähkövarausten synnyttämien sähkökenttien vaikutukset toisiinsa. Erimerkkiset varaukset vetävät toisiaan puoleensa ja samanmerkkiset varaukset hylkivät toisiaan. Varauksien suuruus ja etäisyys toisistaan vaikuttaa syntyvän voiman suuruuteen. (Jokela 2006a)



Kuva 4.1. Pistemäisten sähkövarausten synnyttämien sähkökenttien ominaisuuksia, erimerkkiset varaukset vetävät toisiaan puoleensa ja samanmerkkiset varaukset hylkivät toisiaan (Jokela 2006a)

Yksinkertaisessa kahden varauksen mallissa varaukset Q_1 ja Q_2 kohdistavat toisiinsa voiman F . Voiman suuruus riippuu varauksien suuruudesta ja niiden välisestä etäisyydestä. Yhtälössä 4.1 on Coulombin laki edellä esitetyn mallin tapauksessa. (Jokela 2006a)

$$F = Q_1 \cdot E_2 = Q_2 \cdot E_1 = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \cdot \frac{Q_1 Q_2}{r^2} \quad (4.1)$$

Yhtälössä 4.1 ensimmäinen termi $1/4\pi\epsilon_0$ on Coulombin vakio ja toinen termi on varauksien toisiinsa kohdistama voima, missä r on varauksien välinen etäisyys. Yhtälössä 4.1 sähkökentän voimakkuuden yksikkö on N/C. Jos yhteen varaukseen kohdistuu useampia voimia, voidaan kyseiseen varaukseen kohdistuva kokonaisvoima laskea superpositioperiaatteella eli summaamalla eri pistelähteiden varauksien synnyttämät voimat yhteen. (Jokela 2006a)

Sähkökenttä voidaan esittää vektorikenttänä, kuten kuvassa 4.1, koska sähkökenttä E ja voima F ovat vektorisuureita. Käytännössä sähkökenttä määritellään yleensä potentiaalierojen avulla, koska potentiaalierojen mittaaminen on huomattavasti helpompaa kuin varausten ja sähköisten voimien. Esimerkiksi kahden suoran levyn välille keskivaiheille muodostuva yhdensuuntainen sähkökenttä voidaan ratkaista potentiaalierojen avulla yhtälön 4.2 mukaisesti. (Jokela 2006a)

$$E_x = \frac{U}{d} = \frac{V_2 - V_1}{d} \quad (4.2)$$

Yhtälössä 4.2 U on levyjen välinen potentiaaliero ja d levyjen välinen etäisyys. Yhtälöstä 4.2 sähkökentän voimakkuuden yksikkö on V/m. Sähkökentän voimakkuuden yksikkönä voidaan käyttää N/C tai V/m, mutta yleisimmin sähkökentän voimakkuuden yksikkönä käytetään V/m. (Jokela 2006a)

4.2. Magneettikenttä

Sähkökentän lisäksi liikkuvat varaukset synnyttävät ympärilleen magneettikentän. Magneettikentän vuoviivat ovat aina jatkuvia. Magneettikentän voimakkuus H ja magneettivuon tiheys B ovat magneettikenttää kuvaavia suureita. Magneettikentän voimakkuuteen vaikuttaa ainoastaan lähteinä toimivien virtojen suuruus eikä väliaineella ole vaikutusta magneettikentän voimakkuuteen. Magneettikentän voimakkuuden yksikkö on ampeeria metriä kohden (A/m) ja magneettivuon tiheyden yksikkö on tesla (T). (Jokela 2006a)

Magneettikentän ja virran välistä suoraa yhteyttä kutsutaan Ampèren laiksi. Ampèren lain avulla voidaan laskea magneettikentän voimakkuus, kun magneettikentän aiheuttanut virta tunnetaan. Yhtälössä 4.3 on lauseke magneettikentän voimakkuudelle yhden suoran johtimen tapauksessa. (Jokela 2006a)

$$H = \frac{I}{2\pi r} \quad (4.3)$$

Yhtälössä 4.3 sähkövirta I aiheuttaa magneettikentän H tarkasteluetäisyydelle r . Magneettikentän voimakkuuden ja magneettivuon tiheyden B välillä on suora yhteys ei-magneettisilla materiaaleilla. Yhtälössä 4.4 on magneettikentän voimakkuuden ja magneettivuon tiheyden välinen yhteys. (Jokela 2006a)

$$B = \mu_0 H \quad (4.4)$$

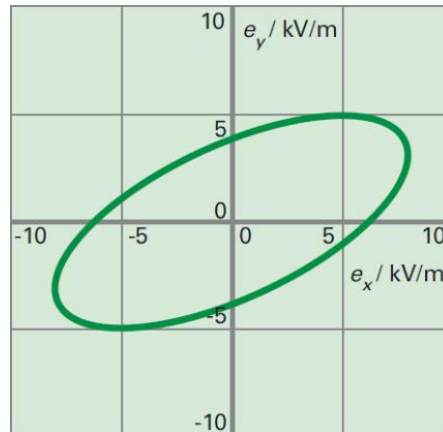
Yhtälössä 4.4 μ_0 on vapaan tilan magneettinen permeabilisuus. Magneettivuon tiheyteen vaikuttaa myös väliaine, mutta ilmassa ja biologisissa kudoksissa magneettivuon tiheyttä lisäävä vaikutus on mitätön. (Jokela 2006a)

4.3. Voimajohtojen aiheuttamat sähkö- ja magneettikentät

Suomen sähköjärjestelmä muodostuu voimalaitoksista, kantaverkosta, alueverkoista, jakeluverkoista ja sähkön kuluttajista. Suomessa sähkönsiirrossa käytettävien verkkojen jännitteet vaihtelevat 400 V - 400 kV välillä. Suomessa kantaverkon muodostavat 400 kV, 220 kV voimajohdot ja lisäksi osa 110 kV voimajohdoista kuuluu kantaverkkoon. Sähkönsiirrossa tarvitaan siirto- ja jakelujohtojen lisäksi sähkö- ja muuntoasemia. Suomessa sähköasemat ovat pääasiassa ulosasetettuja ja voimajohdot ovat avojohtoja. Fingridin voimajohdot on rakennettu yleensä käyttäen harustettuja pylviä. (Jokela et al. 2006; Fingrid Oyj 2010)

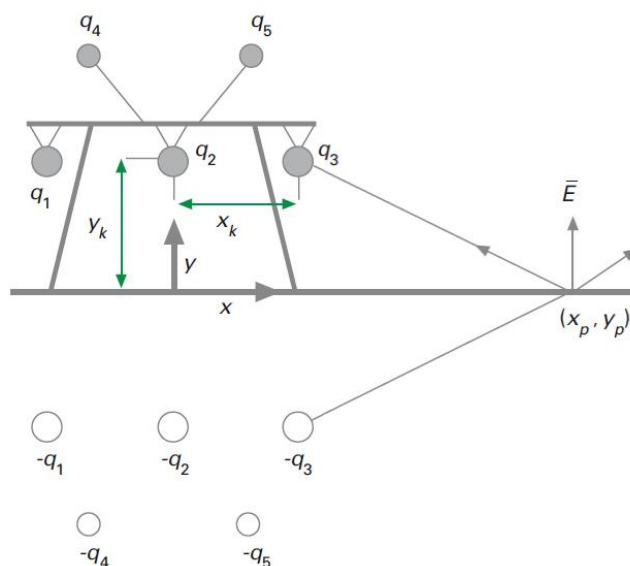
Voimajohtojen aiheuttamat sähkökentät ovat voimakkaimmillaan 400 kV voimajohtojen läheisyydessä, missä sähkökentän voimakkuus voi korkeimmillaan olla noin 10 kV/m. Magneettivuon tiheydet ovat suurimmillaan noin 10 - 20 μ T 400 kV voimajohtojen alapuolella. Kantaverkkoon kuuluvien voimajohtojen aiheuttamat sähkö- ja magneettikentät ovat heikoimmillaan 110 kV voimajohtojen läheisyydessä, missä sähkökentän voimakkuus voi olla suurimmillaan 2 - 3 kV ja magneettivuon tiheys voi olla suurimmillaan noin 5 - 8 μ T. Voimajohtojen aiheuttamien sähkökenttien voimakkuuksiin ja magneettivuon tiheyksiin vaikuttaa oleellisesti voimajohdoissa käytettävien pylväiden tyyppi. Esimerkiksi harustetuilla portaalipylväillä rakennetuissa 400 kV voimajohdoissa sähkökentän voimakkuus on suurin voimajohdon reunimmaisen johtimen alapuolella eli noin 10 - 15 metrin etäisyydellä voimajohdon keskilinjasta ja magneettivuon tiheys on suurin suoraan keskimmäisen johtimen alapuolella eli voimajohdon keskilinjalla. (Jokela et al. 2006)

Voimajohtojen aiheuttamien sähkökenttien voimakkuuksia voidaan määrittää mittamalla tai laskemalla. Voimajohdon aiheuttama sähkökenttä syntyy kaikkien jännitteellisten johtimien vaikutuksesta. Voimajohdot muodostavat ympärilleen ajan suhteen muuttuvan sähkökentän. Symmetrisessä kolmivaiheisessa voimajohdossa sähkökenttävektori kiertää ellipsin muotoista rataa kaikissa tarkastelupisteissä, kun ukkosjohtimia ei huomioida. Kuvassa 4.2 on elliptisesti polaroitunut sähkökenttävektori. (Korpinen & Elovaara 2006)



Kuva 4.2. Elliptisesti polaroitunut sähkökenttävektori (Korpinen & Elovaara 2006, Säteilyturvakeskuksen luvalla)

Laskettaessa voimajohtojen aiheuttamaa sähkökenttää on ensimmäiseksi määritettävä johtimien varaukset. Johtimien varaukset voidaan ratkaista Maxwellin potentiaalikerroimen P avulla. Kuvassa 4.3 on kolmivaiheisen voimajohdon aiheuttaman sähkökentän voimakkuuden määrittämiseksi käytettävät parametrit. (Korpinen & Elovaara 2006)



Kuva 4.3. Voimajohdon aiheuttaman sähkökentän voimakkuus pisteessä $P(x_p, y_p)$ (Korpinen & Elovaara 2006, Säteilyturvakeskuksen luvalla)

Kuvassa 4.3 q_{1-5} ovat johtimien varauksia ja $-q_{1-5}$ ovat peilikuvajohtimien varaukset. Kuvassa 4.3 x_k ja y_k ovat johtimien koordinaatit. Potentiaalikerroinmatriisin [P] alkiot saadaan laskettua yhtälöillä 4.5 ja 4.6. (Korpinen & Elovaara 2006)

$$P_{m,m} = \frac{1}{2\pi\epsilon_0} = \ln \frac{2y_m}{r_m} \quad (4.5)$$

Yhtälössä 4.5 indeksin m arvo määräytyy johtimen mukaan eli kolmivaiheisessa voimajohdossa indeksi saa arvot 1, 2 ja 3. Yhtälössä 4.5 y_m on johtimen koordinaatti, r_m on johtimen säde ja ϵ_0 on tyhjiön permittiivisyys. (Korpinen & Elovaara 2006)

Potentiaalikerroinmatriisin muut alkiot $P_{m,n}$ saadaan laskettua yhtälöllä 4.6.

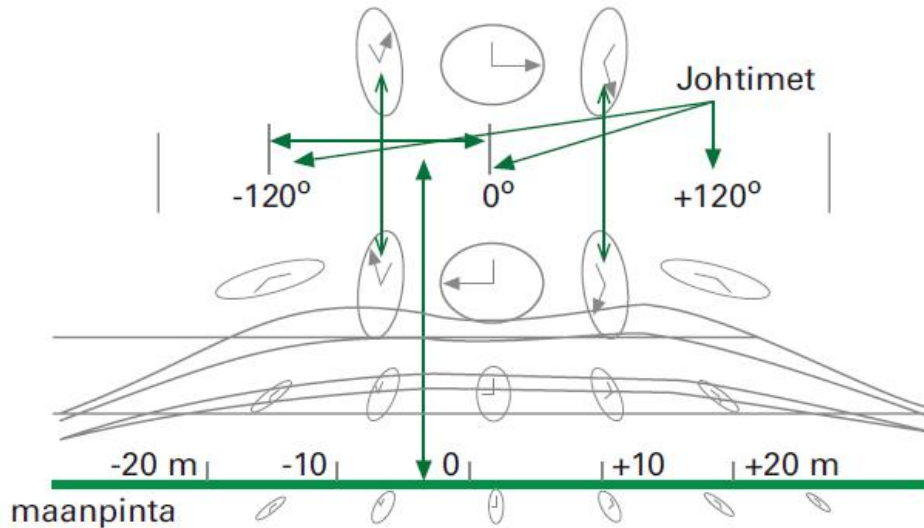
$$P_{m,n} = \frac{1}{2\pi\epsilon_0} = \ln \frac{\sqrt{(x_m-x_n)^2+(y_m+y_n)^2}}{\sqrt{(x_m-x_n)^2+(y_m-y_n)^2}} \quad (4.6)$$

Yhtälössä 4.6 käytetyt parametrit (x_m, x_n, y_m, y_n) ovat johtimien koordinaatteja. Yksittäisen johtimen tarkastelupisteeseen P (x_p, y_p) aiheuttama sähkökenttä saadaan laskettua yhtälöllä 4.7. (Korpinen & Elovaara 2006)

$$\bar{e}_{pm}(t) = \frac{q_m(t)}{2\pi\epsilon_0} \left[\begin{array}{l} \bar{u}_x \left(\frac{x_p-x_m}{(x_p-x_m)^2+(y_p-y_n)^2} - \frac{x_p-x_m}{(x_p-x_m)^2+(y_p+y_n)^2} \right) + \\ \bar{u}_y \left(\frac{y_p-y_m}{(x_p-x_m)^2+(y_p-y_n)^2} - \frac{y_p+y_m}{(x_p-x_m)^2+(y_p+y_n)^2} \right) \end{array} \right] \quad (4.7)$$

Yhtälössä 4.7 \bar{u}_x on x-akselin suuntainen yksikkövektori ja \bar{u}_y on y-akselin suuntainen yksikkövektori. Sähkökentän voimakkuus tarkastelupisteessä voidaan laskea vektorisummana eli kolmivaiheisen voimajohdon tapauksessa lasketaan jokaisen johtimen tarkastelupisteeseen muodostama sähkökenttä ja summataan saadut sähkökentän voimakkuudet. Laskennassa tulisi ottaa huomioon myös ukkosjohtimet, mutta maan pinnan läheisyydessä ukkosjohtimien vaikutus sähkökentän voimakkuuteen on vähäinen. (Korpinen & Elovaara 2006)

Voimajohtojen aiheuttama magneettikenttä muuttuu ajan suhteen, kuten myös sähkökenttä. Voimajohtojen aiheuttaman magneettikentän kenttävektori kiertää ellipsin muotoista rataa, kun ukkosjohtimiin ja maahan indusoituneita virtoja ei huomioida. Kuvassa 4.4 on kolmivaiheisen voimajohdon aiheuttaman magneettikentän kenttäellipsit. (Korpinen & Elovaara 2006)



Kuva 4.4. Voimajohdon aiheuttamat magneettikenttäellipsit (Korpinen & Elovaara 2006, Säteilyturvakeskuksen luvalla)

Voimajohdon aiheuttama magneettikenttä voidaan laskea voimajohdossa kulkevasta virrasta. Magneettikentän voimakkuus H voidaan laskea yhtälöllä 4.8. Magneettikentän laskemiseksi tarvitaan johtimen virta ja tarkastelupisteen etäisyys johtimeen. (Korpinen & Elovaara 2006)

$$H = \frac{I \times \vec{r}}{2\pi r} \quad (4.8)$$

Yhtälössä 4.8 I on johtimen virta ja r on tarkastelupisteen etäisyys johtimeen. Yhtälössä 4.8 oletetaan lisäksi johtimen olevan erittäin pitkä ja \vec{r} on johtimen ja tarkastelupisteen välisen etäisyyden suuntainen yksikkövektori. (Korpinen & Elovaara 2006)

Kolmivaiheisen voimajohdon tarkastelupisteeseen aiheuttama magneettikenttä voidaan laskea summaamalla yksittäisten johtimien tarkastelupisteeseen aiheuttamat magneettikentät. Magneettikentän voimakkuudesta H saadaan laskettua yhtälön 4.4 mukaisesti magneettivuon tiheys. (Korpinen & Elovaara 2006)

4.4. Kudokset ja solut sähkömagneettisissa kentissä

Kudosten sähköiset ominaisuudet vaihtelevat huomattavasti eri kudostyyppien välillä. Kemialliselta koostumukseltaan kudokset ovat vettä, veteen liuenneita suoloja ja orgaanisia yhdisteitä. Kudosten suuri vesipitoisuus noin 40 - 70 % ja solurakenne ovat tärkeimmät kudosten sähköisiin ominaisuuksiin vaikuttavat tekijät. Kudokset ovat sähköisiltä ominaisuuksiltaan sekoitus eristeitä ja johteita. Soluväliaine ja solulima ovat hyviä johteita ja kiinteät ainesosat, kuten solukalvot ovat eristeitä. (Jokela 2006b)

Kudosten ja solujen sähköiset ominaisuudet ovat taajuudesta riippuvia. Sähköiset ominaisuudet määräytyvät sisäisen sähkökentän ja varattujen hiukkasten välisistä vuorovaikutuksista. Sähkökentän aiheuttama voima vetää positiivisia ja negatiivisia varauksia eri suuntiin, jonka seurauksena vapaat varauksenkuljettajat ja ionit liikkuvat sähkökentän suuntaisesti. Varauksien kuljettajien ja ionien liikkeen seurauksena syntyy polarisaatiota. Polarisaatiossa erimerkkisistä varauksista muodostuu sähköisesti neutraaleja hiukkasia eli dipoleja. Dipolit pyrkivät kääntymään sähkökentän suuntaisesti. Polarisaatiossa myös kiinteät dipolit, kuten vesimolekyylit pyrkivät kääntymään kentän suuntaisesti. (Jokela 2006b)

Kudosten ja solujen johtavuus määräytyy pääasiassa vapaista ioneista alle 100 kHz taajuuksilla ja alle 1 MHz taajuuksilla kudokset ja solut voidaan rinnastaa johteisiin. Eri taajuiset sähkömagneettiset aallot etenevät kudoksissa ja soluissa eri nopeuksilla eli kudoksissa ja soluissa ilmenee dispersiota. Kudosten ja solujen sähköiset ominaisuudet muuttuvat taajuuden funktiona, koska taajuuden kasvaessa molekyylit ja solukalvot eivät ehdi polarisoitua kokonaan. Taajuuden kasvaessa permittiivisyys pienenee ja johtavuus kasvaa. (Jokela 2006b) Taulukossa 4.1 on muutamien kudosten johtavuuksia 50 Hz taajuudella.

Taulukko 4.1. Kudosten johtavuuksia 50 Hz taajuudella (Andreuccetti et al. 2010)

Kudos	Johtavuus (S/m)
Aortta	0,2612
Veri	0,7000
Verisuoni	0,2612
Rusto	0,1714
Luu	0,0016
Kortikaalinen luu	0,0201
Sarveiskalvo	0,4214
Sydän	0,0827
Lihäs	0,2333
Hermo	0,0274
Iho (kuiva)	0,0002
Rasva	0,0196

Kudosten sähköisissä ominaisuuksissa on suuria eroja eri kudosten välillä ja tämä on havaittavissa myös taulukossa 4.1 esitetyissä johtavuuksissa. Sähköisten ominaisuuksien perusteella ihmiskehon kudokset voidaan jakaa vesipitoisiin ja vähän vettä sisältäviin kudoksiin. Vesipitoisten kudosten johtavuus voi olla yli kymmenkertainen verrattuna vähän vettä sisältäviin kudoksiin. Aikuisen ihmisen painosta noin 40 - 50 % on lihaskudosta ja tätä tietoa hyödynnetään koko kehon keskimääräisissä johtavuuksissa. Hyvin pientaajuisilla (ELF) kentillä eli alle 300 Hz taajuuksilla koko kehon keskimääräisenä johtavuutena käytetään yleensä noin 0,1 - 0,2 S/m. (Jokela 2006b)

4.5. Pientaajuisten sähkömagneettisten kenttien indusoituminen ihmisiin

Sähkömagneettisen säteilyn altistumiselle on asetettu taajuudesta riippuvia ohjearvoja, joita ei tulisi ylittää. Kansainvälisen ionisoimattoman säteilyn toimikunta (ICNIRP) on asettanut uudet perusrajoitukset sisäisen sähkökentän osalta päänalueen keskushermostolle ja muulle keholle. (ICNIRP 2010) ICNIRP:in sisäisen sähkökentän perusrajoitukset työntekijäaltistumiselle ja väestöaltistumiselle 50 Hz:n taajuudella on taulukossa 4.2.

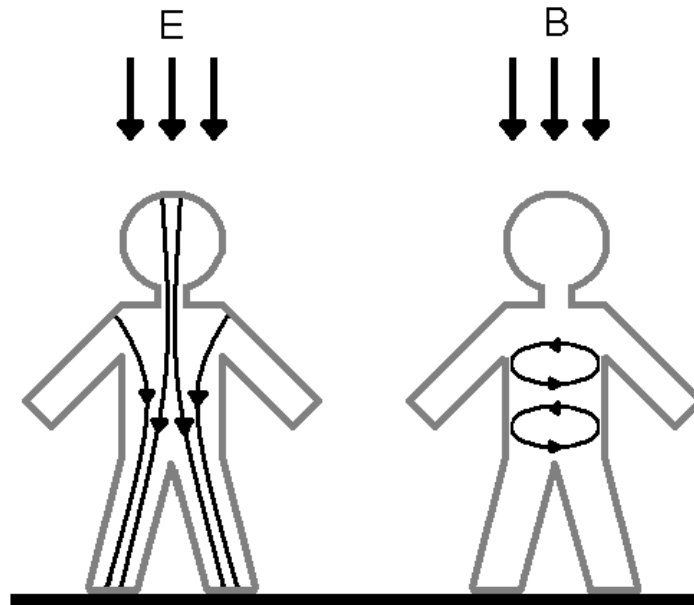
Taulukko 4.2. ICNIRP:in perusrajoitukset 50 Hz:n taajuudella (ICNIRP 2010)

Perusrajoitukset	Päänalueen keskushermosto	Muu keho
Työntekijäaltistuminen	0,1 V/m	0,8 V/m
Väestöaltistuminen	0,02 V/m	0,4 V/m

ICNIRP on myös asettanut uudet referenssiarvot sähkö- ja magneettikentille. Väestöaltistumisen referenssiarvot 50 Hz:n taajuudella ovat sähkökentän voimakkuudelle 5 kV/m ja magneettivuon tiheydelle 200 μ T. Työntekijäaltistumiselle vastaavat referenssiarvot ovat 10 kV/m ja 1 mT. (ICNIRP 2010)

Sydämentahdistimia, rytmihäiriötahdistimia tai muita samankaltaisia implantoitavia lääketieteellisiä laitteita käyttäville henkilöille, The American Conference of Industrial Hygienists (ACGIH) on antanut ohjearvoksi sähkökentälle 1 kV/m ja magneettikentälle 100 μ T. (ACGIH 2009)

Sähkönsiirrossa käytettävällä 50 Hz taajuudella värähtelevät sähkö- ja magneettikentät indusoivat kehoon virtoja. Kuvassa 4.5 on oikealla magneettikentän kehoon indusoima pyörrevirta ja vasemmalla pystysuoran sähkökentän kehoon indusoimat virrat. Ajan funktiona muuttuvan magneettivuon lävistäessä kehon muodostuu kiertäviä sähkökenttiä ja sen seurauksena pyörrevirtoja. Magneettivuon indusoimien sähkökenttien ja pyörrevirtojen voimakkuus on suoraan verrannollinen ulkoisen kentän muutosnopeuteen. Ajan funktiona muuttuva sähkökenttä indusoi kehoon virtoja. Ihmisen seisossa pystysuorassa sähkökentässä, kuten kuvassa 4.5, kehoon induoituneet virrat kulkevat ylhäältä alaspäin. (Deno 1977; Jokela 2006c)



Kuva 4.5. Sähkökentän ja magneettikentän kehoon indusoimat virrat (Jokela 2006c)

Sähkökentän kehoon indusoimia virtoja voitaisiin ennustaa puhtaasti teoreettiselta pohjalta, mutta saatavilla on myös empiiristä dataa kehoon indusoituneista virroista ihmisissä ja metallisissa ihmistä muistuttavissa fyysisissä malleissa. Sähkökentän ihmiseen indusoimia virtoja voidaan ennustaa empiiriseen dataan perustuvalla yhtälöllä 4.9. (Deno 1977; Bridges & Frazier 1979)

$$I_{SC} = 5,4 \cdot h^2 \cdot E \quad (4.9)$$

Yhtälö 4.9 ennustaa sähkökentässä suorassa seisovaan ihmiseen indusoituneen virran jalasta mitattuna. Yhtälössä I_{SC} on jalasta mitattu virta (μA), h on ihmisen pituus (m) ja E ulkoisen sähkökentän voimakkuus (kV/m) yhden metrin korkeudella. (Deno 1977; Bridges & Frazier 1979)

4.6. Sähkömagneettisten kenttien vaikutuksia tahdistimiin

Tässä luvussa käsitellään muutamia tutkimuksia sähkömagneettisten kenttien vaikutuksista sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin. Käsiteltävät tutkimukset ovat: Toivonen et al. (1991), Scholten & Silny (2001), Joosten et al. (2009) ja Pihlajaniemi et al. (2009).

Tutkimuksessa Toivonen et al. (1991) tutkittiin 15 koehenkilön avulla voimajohtojen aiheuttamien sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksia sydämentahdistimien toimintaan. Tutkimuksessa oli käytössä 12 erilaista sydämentahdistinta, joista 8 oli kammiotahdistimia ja 4 eteis- ja kammiotahdistimia. Mittaukset suoritettiin 400 kV sähköasemalla. Tutkimuksessa koehenkilöt altistettiin keskisuurille sähkökentän voimakkuuksille 1,2 - 1,7 kV/m ja suurille sähkökentän voimakkuuksille 7,0 - 8,0 kV/m. Keskisuuret sähkö-

kentän voimakkuudet vastaavat 110 kV voimajohtojen läheisyydessä esiintyviä sähkökenttiä ja suuret sähkökentän voimakkuudet vastaavat 400 kV voimajohtojen läheisyydessä esiintyviä sähkökenttiä. Tutkimuksen tärkeimmät tulokset ovat taulukoissa 4.3 ja 4.4. Taulukossa 4.3 on unipolaaristen sydämentahdistimien tulokset ja taulukossa 4.4 on bipolaaristen sydämentahdistimien tulokset. (Toivonen et al. 1991)

Taulukko 4.3. Unipolaaristen sydämentahdistimien tulokset (Toivonen et al. 1991)

Herkkyyys	Tahdistimia	1,2 - 1,7 kV/m		7,0 - 8,0 kV/m	
		Estyi	Ennenaikainen	Estyi	Ennenaikainen
Normaali (1,7 - 3,0 mV)	15 kpl	1	-	5	6
Suuri (0,5 - 1,25 mV)	12 kpl	5	4	2	9

Taulukko 4.4. Bipolaaristen sydämentahdistimien tulokset (Toivonen et al. 1991)

Herkkyyys	Tahdistimia	1,2 - 1,7 kV/m		7,0 - 8,0 kV/m	
		Estyi	Ennenaikainen	Estyi	Ennenaikainen
Suuri (0,5 - 1,0 mV)	4 kpl	-	-	1	-

Taulukoissa 4.3 ja 4.4 *Estyi* tarkoittaa, että tahdistimelta jäi väliin tahdistuspulsseja ja *Ennenaikainen* tarkoittaa ennenaikaisia tahdistuspulsseja. Sähkökentän voimakkuuksilla 7,0 - 8,0 kV/m kahdestatoista suurimmalle herkkyydelle (0,5 - 1,25 mV) ohjelmoidusta unipolaarisesta sydämentahdistimesta yhdeksän häiriintyi. Osa sydämentahdistimista siirtyi tahdistamaan asynkronisesti eli vakiotaaajuudella. Tutkimuksessa yksi unipolaarinen sydämentahdistin häiriintyi mittauspaikalla yksi, jonka sähkökentän voimakkuus oli 1,2 kV/m ja magneettivuon tiheys oli 63 μ T, mutta sama tahdistin ei häiriintynyt mittauspaikalla kaksi, jossa sähkökentän voimakkuus oli 1,7 kV/m ja magneettivuon tiheys oli 2,6 μ T. Kyseisessä tapauksessa magneettikentän arveltiin aiheuttaneen tahdistimen häiriintymisen mittauspaikalla yksi. (Toivonen et al. 1991)

Sähkökentän voimakkuuksilla 7,0 - 8,0 kV/m neljästä suurimmalle herkkyydelle (0,5 - 1,0 mV) ohjelmoidusta bipolaarisesta sydämentahdistimesta ainoastaan yksi häiriintyi. Häiriintynyt bipolaarinen sydämentahdistin ei siirtynyt asynkroniseen tahdistukseen eli vakiotaaajuiseen tahdistukseen vaan tahdistimelta jäi välistä yksittäisiä tahdistuspulsseja. (Toivonen et al. 1991)

Tutkimuksen perusteella unipolaariset sydämentahdistimet saattavat häiriintyä voimajohtojen aiheuttamissa sähkökentissä. Bipolaariset sydämentahdistimet sietävät jopa suurilla herkkyyksillä voimajohtojen aiheuttamia sähkökenttiä, sillä ainoastaan yksi bipolaarinen tahdistin häiriintyi mittauksissa. (Toivonen et al. 1991)

Tutkimuksessa Scholten & Silny (2001) selvitettiin sydämentahdistimien häiriintymistä voimajohtojen aiheuttamissa 50 Hz:n sähkökentissä. Tutkimuksessa rakennettiin laboratorioon järjestelmä, jolla pystyttiin tuottamaan noin 2,3 kV/m sähkökentän voimakkuus. Tutkimuksessa käytettiin kuutta koehenkilöä ja tutkimuksen tavoitteena oli määrittää pahimman mahdollisen tilanteen ja todellisen tilanteen häiriöt. Tutkimuksessa oli käytössä seuraavien valmistajien tahdistimia: Medtronic, Vitatron, Guidant ja Ela Medical. Tutkimuksessa pyrittiin määrittämään sydämentahdistimen aistima jännite ja sähkökentän voimakkuus, jolla kyseinen tahdistin häiriintyy. Häiriöjännitteet mitattiin katetreilla ruokatorvesta. Taulukossa 4.5 on esitetty sähkökentän voimakkuudet, joilla unipolaariset sydämentahdistimet tutkimuksen perusteella häiriintyisivät. (Scholten & Silny 2001)

Taulukko 4.5. Sähkökentän voimakkuudet, joilla unipolaariset sydämentahdistimet häiriintyisivät (Scholten & Silny 2001)

	Sähkökentän voimakkuus (Tahdistimen herkkyys 2,0 mV)	Sähkökentän voimakkuus (Tahdistimen herkkyys 4,0 mV)
Tahdistin 1	3,58 kV/m	7,15 kV/m
Tahdistin 2	3,45 kV/m	6,90 kV/m
Tahdistin 3	3,67 kV/m	7,35 kV/m
Tahdistin 4	3,92 kV/m	7,85 kV/m
Tahdistin 5	3,67 kV/m	7,35 kV/m
Tahdistin 6	1,55 kV/m	3,10 kV/m

Taulukossa 4.5 on esitetty sähkökentän voimakkuudet, joilla kyseiset tahdistimet voisivat häiriintyä pahimmassa mahdollisessa tilanteessa. Tutkimuksen perusteella todellisessa tilanteessa häiriöiden syntymisen aiheuttavat sähkökentän voimakkuudet ovat noin kaksi kertaa suurempia kuin taulukossa 4.5 esitetyt. (Scholten & Silny 2001)

Taulukossa 4.5 esitettyjen sähkökentän voimakkuuksien perusteella unipolaaristen sydämentahdistimien häiriintyminen voimajohtojen läheisyydessä on mahdollista. Tutkimuksen perusteella bipolaariset sydämentahdistimet häiriintyisivät vasta yli 10 kV/m sähkökentän voimakkuuksilla. Tutkimuksessa havaittiin myös koehenkilöiden yksilöllisten ominaisuuksien, kuten pituuden, ryhdin ja hengityksen, vaikuttavan huomattavasti sydämentahdistimien aistimiin häiriöjännitteisiin. (Scholten & Silny 2001)

Tutkimuksessa Joosten et al. (2009) selvitettiin ihmisen anatomisten ja fysiologisten ominaisuuksien vaikutuksia sydämentahdistimien häiriöihin. Tärkeimpänä tavoitteena oli löytää pahimmat mahdolliset olosuhteet pientaajuudessa sähkökentässä olevalle unipolaariselle sydämentahdistimelle. Tutkimuksessa käytettiin 15 koehenkilöä. Mitauksissa niskaan ja jalkoihin kiinnitetyillä elektrodeilla syötettiin virtaa koehenkilöihin. Edellä kuvatulla menetelmällä saatiin virrankulku koehenkilön rintakehän alueella

vastaamaan virrankulkua vertikaalisessa sähkökentässä, joita esiintyy muun muassa voimajohtojen alla.

Tutkimuksessa havaittiin anatomisten ja fysiologisten ominaisuuksien vaikuttavan jopa 200 % sydämentahdistimen aistimaan häiriöjännitteeseen. Tutkimuksessa saatuja tuloksia voidaan esittää seuraavan esimerkin avulla: Kehon vasemmalle puolelle asennetun unipolaarisen sydämentahdistimen sisääntuloon 2,0 mV suuruisen häiriöjännitteen aiheuttaa sähkökenttä, jonka voimakkuus on 6,2 kV/m. Kyseisessä tapauksessa koehenkilön pituus oli 1,93 metriä ja sydämentahdistimen herkkyys oli 2,0 mV. (Joosten et al. 2009)

Tutkimuksessa Pihlajaniemi et al. (2009) selvitettiin pientaajuisten magneettikenttien vaikutuksia sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin. Tutkimuksessa tahdistimet altistettiin magneettikentille, joiden taajuutta, voimakkuutta ja aaltomuotoja vaihdeltiin. Magneettikentän taajuutta vaihdeltiin välillä 2 Hz - 1 kHz. Tutkimuksessa tahdistimet asetettiin suolaliuokseen, jonka tavoitteena oli tuottaa samankaltainen impedanssi kuin ihmiskehossa. Tahdistinjohdot oli asetettu pahimman mahdollisimman tilanteen mukaan eli siten, että tahdistinjohdot muodostivat mahdollisimman suuren silmukan. Tutkimuksessa testattiin kaiken kaikkiaan noin 30 sydämentahdistinta ja rytmihäiriötahdistinta. Testeissä käytettiin yli neljäkymmentä aaltomuodon ja taajuuden kombinaatiota useilla eri magneettikentän voimakkuuksilla. Tutkimuksessa havaittiin sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien häiriintyvän vasta, kun Kansainvälisen ionisoimattoman säteilyn toimikunnan (ICNIRP) asettamat väestöaltistuksen referenssiarvot ylitettiin. Tulosten perusteella tahdistimien häiriöiden sietoisuus vaihtelee tahdistimien valmistajan ja mallin mukaan. (Pihlajaniemi et al. 2009)

5. IHMISTÄ MUISTUTTAVA FYYSINEN MALLI

Tässä luvussa käsitellään lyhyesti ihmistä muistuttavan fyysisen mallin periaatteet ja esitellään mittauksissa käytettävä fyysinen malli. Luvussa käsitellään myös tärkeimmät asiat, jotka tulisi huomioida käytettäessä ihmistä muistuttavaa fyysistä mallia tahdistinmittauksissa.

5.1. Fyysisen mallin periaatteet

Tutkimuksissa käytettäville ihmistä muistuttaville fyysisille malleille ei ole yksikäsitteisiä määritelmiä. Standardin luonnoksen prEN 50527-2-1 mukaan fyysisenä mallina sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritettavissa mittauksissa voidaan käyttää ihmistä muistuttavaa mallia tai yksinkertaista neliskanttista astiaa, jonka mitat vastaavat ihmisen yläruumiin dimensioita. Standardin luonnoksen prEN 50527-2-1 mukaan fyysisen mallin sähköisten ominaisuuksien tulee vastata mahdollisimman hyvin ihmisen kudosten sähköisiä ominaisuuksia. Tärkeimpiä sähköisistä ominaisuuksista ovat suhteellinen permittiivisyys ja johtavuus. (prEN 50527-2-1 2010) Ihmistä muistuttavan fyysisen mallin sähköisistä ominaisuuksista oleellisempi on johtavuus, sillä ihmisen kudokset ovat lähinnä johteita pientaajuisilla sähkö- ja magneettikentillä. (Jokela 2006b) Lisäksi sydämentahdistin tai rytmihäiriötahdistin sekä tahdistinjohdot tulisi asettaa fyysiseen malliin siten, että tahdistimen ja johtojen sijainti vastaisi mahdollisimman hyvin todellista tilannetta. (prEN 50527-2-1 2010)

Sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksista sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin on tehty useita tutkimuksia esimerkiksi luvussa 4.6 mainitut tutkimukset. Tutkimuksissa käytetyt fyysiset mallit eroavat toisistaan muun muassa mitoiltaan ja suolaliuoksien vahvuuksiltaan. Suolaliuosten vahvuudet eri tutkimusten välillä eroavat, koska suolaliuoksella pyritään saamaan aikaiseksi ihmisen johtavuus mittauksissa käytetyn häiriön taajuudella. Mittausjärjestelyjen ja menetelmien eroavaisuuksista johtuen mittaustulosten vertailu keskenään on hyvin haastavaa.

5.2. Mittauksissa käytettävä fyysinen malli

Sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritettavia mittauksia varten rakennettiin ihmistä muistuttava fyysinen malli. Fyysinen malli pyrittiin rakentamaan siten, että se vastaisi mahdollisimman hyvin ihmistä muodoiltaan ja sähköisiltä ominaisuuksiltaan. Mittauksissa mallinukke täytetään standardin EN 45502-2-1 mukaisella suolaliuoksella, jossa yhdessä litrassa vettä on 0,9 grammaa natriumkloridia (NaCl). Kyseinen suolaliuos vastaa standardin mukaan elektrodin ja sydänlihaksen rajapinnan johtavuutta. Ihmistä muistuttavan fyysisen mallin pohjana käytettiin kaupallista mallinukkea. Aluksi Tampereen teknillisen yliopiston protopaja rakensi mallinukkeen vartalosta vesitiiviin ja teki mallinukkeen mittauksissa tarvittavia liittimiä. Mallinukkeen pää tilattiin erikseen ja kiinnitettiin fyysiseen malliin viimeistelyvaiheessa. Kuvassa 5.1 on mittauksissa käytetty ihmistä muistuttava fyysinen malli.



Kuva 5.1. Ihmistä muistuttava fyysinen malli

Ihmistä muistuttavan fyysisen mallin pituus on 1,92 metriä ja tilavuus noin 51 litraa. Edellisissä kuvissa on fyysinen malli edestä- ja takaapäin. Tahdistin asennettiin paikalleen fyysisen mallin selässä olevasta luukusta ja lähikuvassa on tahdistin paikallaan fyysisen mallin sisällä. Fyysisen mallin käsien ja jalkojen lähikuvissa näkyvät muun muassa vedenpoistoaukot ja virran mittaamisessa käytettävät liittimet.

6. MITTAUKSIEN TOTEUTUS

Tässä luvussa käsitellään sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa käytetyt mittalaitteet, mittausmenetelmät sekä mittauksien toteuttaminen. Voimajohtojen aiheuttamien pientaajuisten sähkökenttien ja magneettikenttien vaikutuksia sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin tutkittiin 400 kV voimajohtojen läheisyydessä ja mittaukset suoritettiin Kangasalla.

Sydämentahdistimien mittauksissa tahdistimet ohjelmoitiin edellisenä päivänä Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksessa ja luettiin mittauksien jälkeisenä päivänä samassa paikassa. Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa mittauspaikalla oli käytössä ohjelmointilaite Boston Scientific:in ja Guidant:in rytmihäiriötahdistimille. Sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien mittauksien aikana mitattiin: sähkö- ja magneettikenttiä, fyysiseen malliin indusoituneita virtoja, ilman lämpötiloja ja kosteuksia sekä suolaliuoksien lämpötiloja ja johtavuuksia. Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa oli käytössä lisäksi sydämen sähköistä toimintaa simuloiva signaalin syöttö.

6.1. Mittalaitteet

Mittauksissa käytettiin useita mittalaitteita, jotka esitellään tarkemmin seuraavissa alaluvuissa. Mittalaitteista käsitellään mittauksien kannalta oleelliset tiedot. Kalibrointi-ajankohdat annetaan mittalaitteista, joista ne ovat saatavilla. Mittauksissa käytetyt sydämentahdistimet ja rytmihäiriötahdistimet on esitetty liitteessä 1.

6.1.1. Sähkö- ja magneettikenttämittarit

Sähkökenttien mittaamisessa käytettiin suurimmaksi osaksi sähkö- ja magneettikenttämittaria EFA-300, jonka on valmistanut Narda Safety Test Solutions. Lisäksi sähkökenttien mittaamisessa oli käytössä kaksi EFA-3 sähkö- ja magneettikenttämittaria, jotka on valmistanut Wandel & Goltermann. Magneettikenttien mittaamisessa käytettiin magneettivuon tiheyden mittaria ELT-400, jonka on valmistanut Narda Safety Test Solutions.

Sähkö- ja magneettikenttämittarilla EFA-300 on mahdollista mitata sähkökenttiä taajuusalueella 5 Hz - 32 kHz. Sähkökentän voimakkuuden mitta-alueet on valittavissa väliltä 10 V/m - 100 kV/m ja suurin mahdollinen mitattava sähkökentän voimakkuus on kaksi kertaa valittu mitta-alue. Mittausepäätarkkuus sähkö- ja magneettikenttämittarilla

EFA-300 on $\pm 3 \%$ ja kalibrointi on suoritettu 6.4.2009. (Narda Safety Test Solutions 2006)

Kahdella sähkö- ja magneetikenttämittarilla EFA-3 mitattiin sähkökenttien komponentteja ja voimakkuuksia. Tampereen teknillisen yliopiston (TTY) EFA-3 mittarin akuissa ilmenneiden ongelmien seurauksena käytettiin myös Työterveyslaitoksen EFA-3 mittaria. Sähkö- ja magneetikenttämittarilla EFA-3 on mahdollista mitata sähkökenttiä taajuusalueella 5 Hz - 30 kHz. Sähkökenttien voimakkuuksien mitta-alue on 0,5 V/m - 100 kV/m. Mittausepä-tarkkuus EFA-3 mittarilla on $\pm 5 \%$ ± 1 V/m. TTY:n EFA-3 mittari on kalibroitu toukokuussa 2005 ja Työterveyslaitoksen mittari on kalibroitu kesäkuussa 2009. (Wandel & Goltermann 1996)

Magneetikenttämittarina käytettiin Työterveyslaitoksen magneettivuon tiheyden mittaria ELT-400. Mittarilla on mahdollista mitata magneetikenttiä taajuusalueella 1 Hz - 400 kHz. Suurin mahdollinen mitattava magneettivuon tiheys on 80 mT ja mitta-epätarkkuus on $\pm 4 \%$. Magneettivuon tiheyden mittari ELT-400 on kalibroitu huhtikuussa 2005. (Narda Safety Test Solutions 2010)

6.1.2. Yleismittarit

Mittauksissa oli käytössä kaksi yleismittaria, Unitest Hexagon 520 ja digitaalinen testilaitte. Unitest Hexagon 520 on digitaalinen yleismittari. Kyseisten yleismittareiden käyttö on suoraviivaista ja yksinkertaista. Yleismittarilla Unitest Hexagon 520 mitattiin fyysiseen malliin indusoituneita virtoja ja Bilteman valmistamalla digitaalisella testilaitteella mitattiin suolaliuosten johtavuuksia mittaamalla mittapäiden välistä resistanssia.

Yleismittaria Unitest Hexagon 520 käytettiin mikroampeerialueella ja tarkkuus kyseisellä alueella vaihtovirralla on $\pm 0,6 \%$ ± 3 numeroa. Yleismittarin Unitest Hexagon 520 käyttöympäristöt ovat lämpötilalle 0 - 35 °C ja suhteelliselle kosteudelle 0 - 80 % sekä lämpötilalle 35 - 50 °C ja suhteelliselle kosteudelle 0 - 70 %. (BEHA GmbH 2010)

Digitaalisella testilaitteella mitattiin resistansseja 20 k Ω mitta-alueella ja tarkkuus kyseisellä alueella on $\pm 0,8 \%$ ± 2 numeroa. Sydämentahdistimien mittauksissa digitaalisella testilaitteella pyrittiin määrittämään suolaliuoksien johtavuuksia. (Biltema Suomi Oy 2010)

6.1.3. Sähkönjohtavuusmittari

DiST WP 4 on yksinkertainen sähkönjohtavuusmittari, jonka on valmistanut Hanna Instruments. Sähkönjohtavuusmittari on ostettu 2007 ja kalibrointi on suoritettu mittarin valmistuksen yhteydessä. Sähkönjohtavuusmittarin DiST WP 4 mitta-alue on 19,99 mS/cm - 0,01 mS/cm ja mittarin tarkkuus lämpötilassa 20 °C on ± 2 %. Sähkönjohtavuusmittari toimii lämpötila-alueella 0 - 50 °C ja 100 % suhteellisella kosteudella. DiST WP 4 kompensoi automaattisesti lämpötilasta aiheutuvan virheen lämpötila-alueella 5 - 50 °C. (Hanna Instruments 2007)

6.1.4. Lämpötilamittarit

Thermohygrometer Model 1701 on helppokäyttöinen mittari ilman lämpötilan ja suhteellisen kosteuden mittaamiseen. Mittarin ohjeen mukaan ilman lämpötilan mitta-alue on 0 - 199.9 F eli noin -17,7 °C - 92,7 °C ja suhteellisen ilmankosteuden mitta-alue on 10 - 95 %. Mittarin ohjeessa tarkkuudeksi ilman lämpötilalle annetaan ± 1 F ja suhteelliselle ilmankosteudelle ± 3 % kalibroinnin suorittamisen jälkeen.

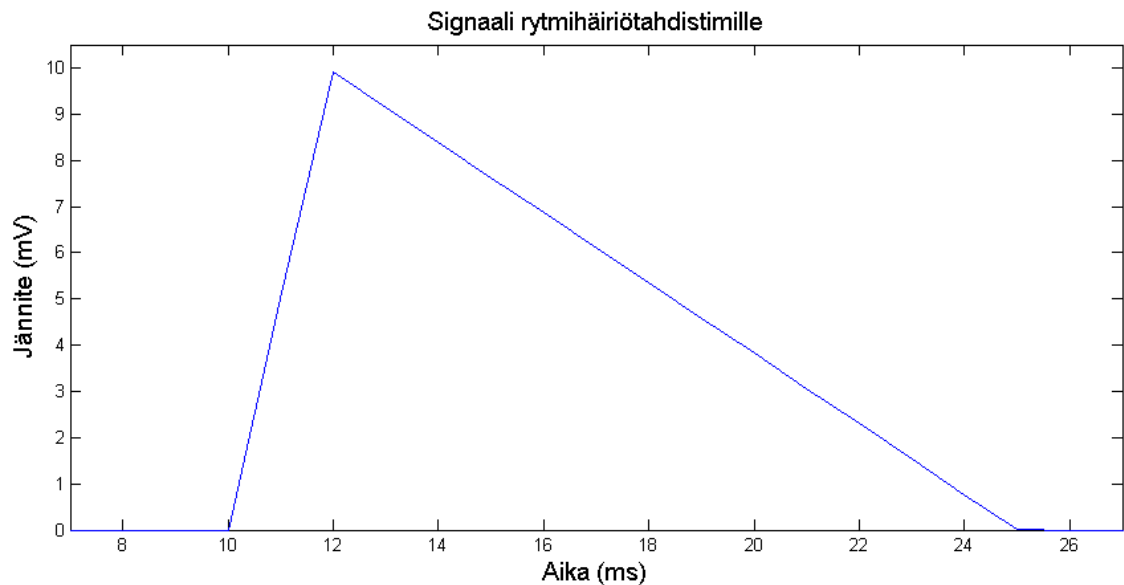
Suolaliuoksen lämpötilan mittaamiseen käytettiin mittaria YSI Model 42SC termistorilla varustettuna. Mittari kalibroidiin ennen jokaista yksittäistä mittausta ja lämpötilat luettiin mittarista 0,5 °C tarkkuudella. Mittarissa on kolme mitta-alueita - 40 - 30 °C, 20 - 80 °C ja 70 - 150 °C.

6.1.5. Signaalin syötössä käytetty laitteisto

Signaalin syöttöä käytettiin rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa. Rytmihäiriötahdistimille syötettiin signaalia kannettavan tietokoneen USB-porttiin liitettävällä mittalaitteella Handyscope HS 3, jota voidaan käyttää signaaligeneraattorina ja oskilloskooppina. Mittalaitteessa Handyscope HS 3 on kaksi sisääntuloa ja yksi ulostulo. Mittalaitteella Handyscope HS 3 on mahdollista generoida sini-, kolmio- ja kantiaaltoja sekä käyttäjän määrittelemiä signaaleja. Ulostulevan signaalin amplitudi voi olla enintään ± 12 V. Mittauksissa käytettiin amplitudialuetta 0 - 0,1 V, joka on jaettu 8192 askelmaan. Mittalaitetta Handyscope HS 3 ohjataan tietokoneeseen asennettavalla ohjelmistolla Multi Channel measurement software. (TiePie engineering 2010)

Rytmihäiriötahdistimille syötettävänä signaalina käytettiin standardissa EN 45502-2-1 määriteltyä signaalia, joka on esitetty kuvassa 6.1. Standardin mukaan oheista signaalia voidaan käyttää tahdistimen herkkyyksarvon määrittämisessä. Kolmioaallon keston tulee olla $15 \text{ ms} \pm 1 \text{ ms}$ ja signaalin nousujan tulee olla $2 \text{ ms} \pm 0,2 \text{ ms}$. Kolmioaallon amplitudia ei ole määritelty standardissa ja se voi olla positiivinen tai negatiivinen. (EN 45502-2-1 2003) Sydämentahdistimen Medtronic Versa VEDR01 manuaalissa on myös

esitetty kyseinen herkkyysarvon määrittämisessä käytetty signaali. (Medtronic, Inc 2008)



Kuva 6.1. Rytmihäiriötahdistimille syötettävä signaali (EN 45502-2-1 2003)

Rytmihäiriötahdistimille syötettävällä signaalilla pyrittiin simuloimaan rytmihäiriötahdistimen sydämen sisältä mittaamaa sähköistä toimintaa. Kyseisen signaalin käyttöön päädyttiin, koska ei ollut saatavilla todellista sydämen sisältä mitattua intrakardiaalista EKG-signaalia. Lisäksi rytmihäiriötahdistimet tunnistavat kyseisen signaalin sydämen sähköiseksi toiminnaksi ja tämä kuvassa 6.1 esitetty signaali oli riittävä käyttötarkoituksessaan.

Rytmihäiriötahdistimille syötettävä signaali tehtiin äänitiedostoon (.wav) Matlab-ohjelmiston versiolla 7.10.0.499 (R2010a). Signaalin syötössä käytettävän signaaligeneraattorin Handyscope HS 3 ominaisuuksista johtuen signaali täytyi tallentaa äänitiedostoon. Handyscope HS 3 pystyy syöttämään äänitiedostoista signaaleja, jotka ovat yksikanavaisia ja resoluutioltaan 8-, 16-, 32- tai 64-bittisiä. Lisäksi äänitiedoston koon tulee olla kahden potenssi eli 2, 4, 8, 16,..., ja suurin mahdollinen koko on 262144. Jos äänitiedoston koko ei ole kahden potenssi niin Handyscope HS 3 venyttää tai kutistaa äänitiedoston koon lähimpään mahdolliseen arvoon, jonka seurauksena mahdollisesti myös signaalin muoto muuttuisi. (TiePie engineering 2009)

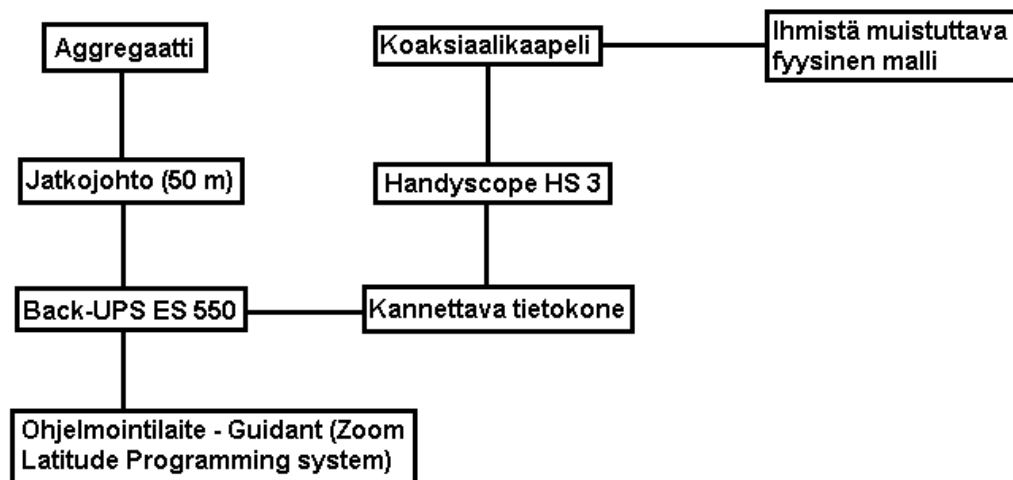
Signaaligeneraattorin Handyscope HS 3 asettamista rajoituksista johtuen Matlab-ohjelmalla tehdyn signaalin pituudeksi valittiin 512 näytettä ja resoluutioksi 16-bittiä. Näytteenottotaajuutena käytettiin 1 kHz, jolloin näytteiden väliksi tuli 1 ms. Tehty signaali sisälsi yhden kuvan 6.1 mukaisen kolmioaallon. Taulukossa 6.1 on rytmihäiriötahdistimille syötetyn signaalin tärkeimmät ominaisuudet.

Taulukko 6.1. Rytmihäiriötahdistimille syötetyn signaalin ominaisuudet

Signaalin koko	512 näytettä
Näytteenottotaajuus	1 kHz
Resoluutio	16-bittä
Signaalin kesto	512 ms
Kolmioaallon kesto	15 ms
Kolmioaallon nousuaika	2 ms
Kolmioaaltoja signaalissa	1 kpl
Kolmioaallon amplitudi	+ 10 mV

Muodostettu signaali vastasi noin 116-117 sydämenlyöntiä minuutissa mitattaessa ohjelmointilaiteella Guidant Zoom Latitude Programming System rytmihäiriötahdistimeen Teligen 100 F110 syötettyä signaalia. Signaalin amplitudiksi valittiin + 10 mV, koska tahdistimen kammioista mittaamien R-aaltojen amplitudi on yleensä noin 6-15 mV (Heikkilä et al. 2008).

Kuvassa 6.2 on rytmihäiriötahdistimien mittauksissa signaalin syötössä ja rytmihäiriötahdistimien ohjelmoinnissa käytetyn järjestelmän lohkoakaavio. Kuvassa 6.3 on signaalin syötössä käytetty järjestelmä mittauspaikalla aggregaattia ja ihmistä muistuttavaa fyysistä mallia.



Kuva 6.2. Signaalin syöttäminen rytmihäiriötahdistimille ja rytmihäiriötahdistimien ohjelmointi



Kuva 6.3. Signaalin syötössä käytetty järjestelmä ja ohjelmointilaite

Kuvien 6.2 ja 6.3 mukainen järjestelmä tarvittiin, koska rytmihäiriötahdistimien ohjelmoinnissa käytettävä ohjelmointilaite tarvitsi toimiakseen verkkovirtaa tai aggregaatin tuottamaa virtaa. Ohjelmointilaitteen ja aggregaatin väliin kytkettiin jatkojohtoa 50 m ja Back-UPS ES-500 suojaamaan ohjelmointilaitetta mahdollisilta syöksyjännitteiltä. Myös kannettava tietokone kytkettiin käyttämään aggregaatin tuottamaa virtaa UPSin kautta. Kannettavan tietokoneen USB-porttiin kytkettiin signaaligeneraattorina käytetty Handyscope HS 3, jolla syötettiin koaksiaalikaapelia pitkin sydämen sähköistä toimintaa simuloivaa signaalia fyysisen mallin sisällä olevalle rytmihäiriötahdistimelle. Rytmihäiriötahdistimen ja signaaligeneraattorin väliin kytkettiin koaksiaalikaapelia RG 58 C/U NPI, jonka on valmistanut Ceam Cavi Speciali.

6.1.6. Ihmistä muistuttava fyysinen malli

Sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa käytettiin kuvassa 6.4 esitettyä fyysistä mallia mallintamaan ihmistä. Mittauksissa ihmistä muistuttava fyysinen malli täytettiin suolaliuoksella, jotta mallin johtavuus vastaisi mahdollisimman hyvin ihmisen johtavuutta.

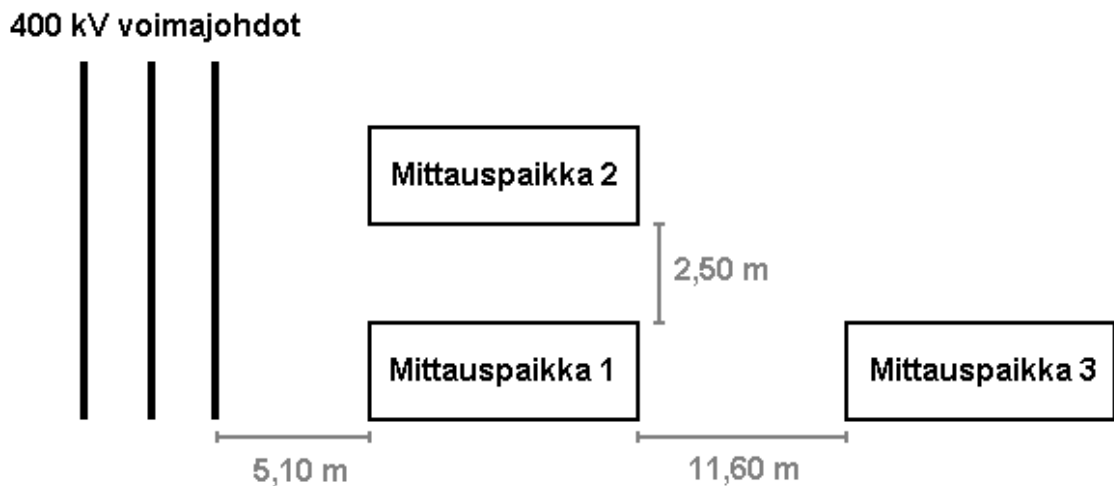


Kuva 6.4. Ihmistä muistuttava fyysinen malli

Tässä diplomityössä jatkettiin Kreulan (2010) diplomityössä aloitettua ihmistä muistuttavan fyysisen mallin kehitystä. Tämän diplomityön aikana fyysiseen malliin rakennettiin muun muassa tahdistimien ja tahdistinjohtojen kiinnittämisessä käytettävät pidikkeet sekä valittiin signaalin syötössä käytettävä koaksiaalikaapeli ja toteutettiin fyysiseen malliin signaalin syötössä käytettävä järjestelmä ja liitokset.

6.2. Mittauksien toteutus

Sydämentahdistimien mittauksissa oli käytössä yksi mittauspaiikka ja rytmihäiriötahdistimien mittauksissa käytettiin kolmea mittauspaiikkaa. Mittauspaikat sijaitsivat Kangasalla 400 kV voimajohdon läheisyydessä. Kyseinen 400 kV voimajohto on rakennettu käyttäen harustettuja portaalipylväitä. Tavoitteena oli löytää mittauspaiikka, jossa sähkökentän voimakkuus olisi yli 5 kV/m. Harustetuilla portaalipylväillä rakennetuissa voimajohdoissa sähkökentän voimakkuus on suurin reunimmaisen johtimen alla. Mittauspaikka valittiin reunimmaisen johtimen vierestä, koska maasto oli epätasaista ja suurin sähkökentän voimakkuus mitattiin valitussa mittauspaiikassa, joka sijaitsi mäen päällä. Kuvassa 6.5 on esitetty mittauspaiikkojen etäisyydet 400 kV voimajohtoihin.



Kuva 6.5. Mittauspaikkojen etäisyydet 400 kV voimajohtoon

Mittauspaikan yksi etäisyys maan pinnalta viistosti johtimeen on noin 7 metriä. Mittauspaikka kaksi on 0,5 metriä alempana kuin mittauspaiikka yksi ja mittauspaiikka kolme on 1,5 metriä alempana kuin mittauspaiikka yksi.

Sydämentahdistimet ja rytmihäiriötahdistimet kuljetettiin mittauspaiikalle autolla ja kuljetuksen aikana tahdistimet oli pyritty suojaamaan sähkömagneettisilta häiriöiltä. Kuljetuksen aikana tahdistimet oli asetettu vedellä täytettyyn muovirasiaan ja rasia oli päällystetty alumiinifoliolla.

Sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien mittauksissa sähkökenttien voimakkuuksien mittaamisessa käytettiin pääasiassa sähkö- ja magneettikenttämittaria EFA-300. Kuvassa 6.6 on sähkö- ja magneettikenttämittari EFA-300 mittauspaiikalla yksi. Sähkökentän voimakkuudet mitattiin 1,70 m korkeudelta ja mittajaan etäisyys sähkökenttäanturiin oli vähintään 2,50 m.



Kuva 6.6. Sähkö- ja magneettikenttämittari EFA-300 mittauspaikalla yksi

Magneettikenttien mittaamisessa käytettiin Työterveyslaitoksen magneettivuon tiheyden mittaria ELT-400. Magneettivuon tiheyden mittaus suoritettiin pitämällä mittaria ELT-400 kädessä 1,70 m korkeudella. Kuvassa 6.7 on magneettivuon tiheyden mittaus.



Kuva 6.7. Magneettivuon tiheyden mittaus

Fyysiseen malliin indusoituneiden virtojen mittaamisessa käytettiin digitaalista yleismittaria Unitest Hexagon 520. Jalka- ja käsivirrat mitattiin kytkemällä yleismittari sarjaan jalan tai käden ja maan välille. Kuvassa 6.8 on fyysiseen malliin indusoituneen virran mittaus kädestä ja maadoituksessa käytetty rautatanko.



Kuva 6.8. Virran mittaaminen fyysisen mallin kädestä ja mittauksissa käytetty rautatangolla tehty maadoitus

Suolaliuoksen lämpötila mitattiin fyysisen mallin pään sisältä. Lämpötilamittarin termistori laitettiin fyysisen mallin pään sisään kuvan 6.9 mukaisesti. Termistorin sijainti suolaliuosten lämpötilamittauksissa oli suurin piirtein fyysisen mallin pään keskellä. Lämpötilamittarin kalibrointi suoritettiin ennen jokaista mittausta asettamalla lämpötilan osoitin mittausasteikolla olevan punaisen viivan kohdalle.



Kuva 6.9. Suolaliuoksen lämpötilan mittaus

Ilman lämpötila ja suhteellinen kosteus mitattiin heiluttelemalla ilmassa mittarin Thermohygrometer anturia. Kuvassa 6.10 on ilman lämpötila- ja kosteusmittari.



Kuva 6.10. Ilman lämpötila- ja kosteusmittari

Seuraavissa alaluvuissa käsitellään sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritettujen mittauksien toteutukset sekä kyseisten mittauksien erityispiirteet. Edellä esitetyt mittaukset suoritettiin samalla tavalla sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien mittauksissa.

6.2.1. Sydämentahdistimien mittauksien toteutus

Sydämentahdistimien mittauksissa tahdistimet ohjelmoitiin mittauspäivää edeltävänä päivänä ja sydämentahdistimien tallentamat tiedot luettiin mittauksien jälkeisenä päivänä Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksessa. Taulukossa 6.2 on mittauksien kannalta tärkeimmät sydämentahdistimiin ohjelmoidut parametrit.

Taulukko 6.2. Sydämentahdistimiin ohjelmoidut parametrit

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Tyyp- pi	Elektrodi	Herkkyyks (mV)		Tunnistusraja	
				Et.	Kam.	ppm	Lyöntiä
1.7 (1)	Altrua 20 S201, Boston Scientific	VVI	Unip.	-	0,25	170	8
1.7 (2)	Talos SR, Biotronik	VVI	Unip.	-	0,50	-	-
1.7 (3)	C20A2 SR, Vitatron	VVI	Unip.	-	1,00	-	-
1.7 (4)	Sigma SS 203, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	-	-
1.7 (5)	Sigma SSR 303, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	180	3
1.7 (6)	Adapta ADDR01, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	180	5
1.7 (7)	Sigma SDR 303, Medtronic	DDD	Unip.	0,50	1,00	180	5 (e), 3 (k)
1.7 (8)	Discovery II DR 1284, Guidant	DDD	Unip.	0,15	0,25	-	-
1.7 (9)	Sigma SDR 303, Medtronic	DDD	Unip.	0,50	1,00	180	5 (e), 3 (k)
1.7 (10)	Talos SR, Biotronik	AAI	Unip.	0,40	-	-	-
1.7 (11)	C20A3 SR, Vitatron	AAI	Unip.	0,50	-	-	-
1.7 (12)	Kappa KSR901, Medtronic	AAI	Unip.	0,50	-	180	5
6.7 (13)	Altrua 20 S201, Boston Scientific	VVI	Bip.	-	0,25	170	8
6.7 (14)	Sigma SSR 303, Medtronic	VVI	Bip.	-	1,00	180	3
6.7 (15)	Talos SR, Biotronik	VVI	Bip.	-	0,50	-	-
6.7 (16)	Adapta ADDR01, Medtronic	VVI	Bip.	-	1,00	180	5
6.7 (17)	C20A2 SR, Vitatron	VVI	Bip.	-	1,00	-	-
6.7 (18)	Sigma SS 203, Medtronic	VVI	Bip.	-	1,00	-	-
6.7 (19)	Kappa KSR901, Medtronic	AAI	Bip.	0,25	-	180	5
6.7 (20)	Talos SR, Biotronik	AAI	Bip.	0,40	-	-	-
6.7 (21)	C20A3 SR, Vitatron	AAI	Bip.	0,25	-	-	-
6.7 (22)	Sigma SDR 303, Medtronic	DDD	Bip.	0,18	1,00	180	5 (e), 3 (k)
6.7 (23)	Sigma SDR 303, Medtronic	DDD	Bip.	0,18	1,00	180	5 (e), 3 (k)
6.7 (24)	Entity DR 5326, Pacesetter	DDD	Unip.	0,50	0,50	170	-
6.7 (25)	Entity DR 5326, Pacesetter	DDD	Unip.	0,50	0,50	180	-
6.7 (26)	Versa VEDR01, Medtronic	DDD	Unip.	0,50	2,00	-	-
6.7 (27)	Identity ADx DR 5380, St. Jude Medical	DDD	Unip.	0,50	0,50	e.180 k.175	5 (k)
6.7 (28)	Sigma SDR 303, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	180	3
6.7 (29)	Sigma SSR 303, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	180	3
6.7 (30)	Sigma SSR 303, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	180	3
6.7 (31)	Thera VDD 8968i, Medtronic	VVI	Unip.	-	1,00	-	-

Taulukossa 6.2 elektrodi sarakkeessa *Unip.* tarkoittaa unipolaarista ja *Bip.* tarkoittaa bipolaarista. *Tunnistusraja* tarkoittaa rajaa, jonka ylittyessä sydämentahdistin tallentaa muistiinsa tietoja häiriöstä. Taulukossa 6.2 *ppm* tarkoittaa sydämen lyöntitiheyttä minuutissa ja *Lyöntiä* tarkoittaa peräkkäisten lyöntien lukumäärää. Tunnistusrajoissa *e* tarkoittaa eteistä ja *k* kammiota. Esimerkiksi 170 ppm ja 8 lyöntiä tarkoittaa, että sydämentahdistin tallentaa tietoja, kun sydämen lyöntitiheys ylittää 170 lyöntiä minuutissa ja kestää yli 8 lyöntiä.

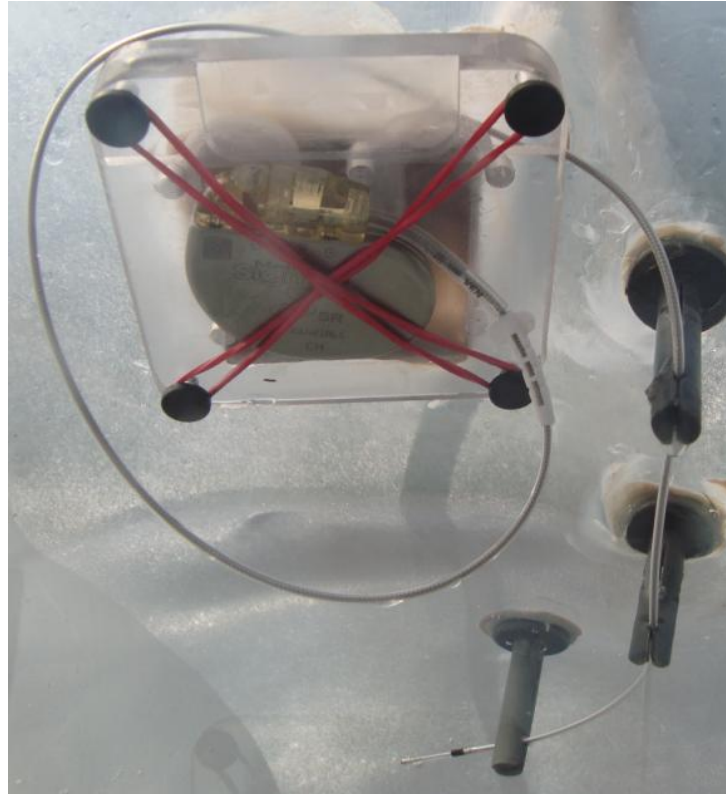
Sydämentahdistimien mittauksissa käytettiin mittausta paikkaa yksi. Mittaukset aloitettiin mittaamalla mittausta paikan sähkö- ja magneettikentät, jonka jälkeen valmisteltiin mittausta paikka varsinaisten mittausten aloittamista varten. Mittausta paikan valmistelu piti sisällään muun muassa fyysisen mallin asettamisen paikalleen ja maadoituksen rakentamisen virtamittauksia varten. Ennen mittausten aloittamista valittiin myös sydämentahdistimissa käytettävät tahdistinjohdot. Taulukossa 6.3 on sydämentahdistimissa käytetyt tahdistinjohdot.

Taulukko 6.3. Sydämentahdistimissa käytetyt tahdistinjohdot

Mittaukset	Tyyppi	Tahdistinjohto	
		Eteinen	Kammio
1.7 (1-6)	VVI	-	Capsure Sense 4074 - 58cm
1.7 (7-9)	DDD	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	Capsure Sense 4074 - 58cm
1.7 (10-12)	AAI	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	-
6.7 (13-18)	VVI	-	Capsure Sense 4074 - 58cm
6.7 (19-21)	AAI	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	-
6.7 (22-23)	DDD	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	Capsure Sense 4074 - 58cm
6.7 (24-25)	DDD	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	Fineline II Sterox Model 4459 - 58 cm
6.7 (26-27)	DDD	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	Capsure Z Novus 5054 - 58cm
6.7 (28-31)	VVI	-	Capsurefix Novus 5076 - 65cm

Sydämentahdistimien mittauksissa käytetyt tahdistinjohdot Capsurefix Novus 5076 - 52 cm, Capsure Sense 4074 - 58 cm, Capsure Z Novus 5054 - 58 cm ja Capsurefix Novus 5076 - 65 cm on valmistanut Medtronic ja johdon Fineline II Sterox Model 4459 - 58 cm on valmistanut Guidant. Johdoissa Fineline II Sterox Model 4459, Capsure Z Novus 5054 ja Capsure Sense 4074 on passiivinen elektrodi ja muissa johdoissa on aktiivinen elektrodi. Kaikissa mittauksissa käytetyissä tahdistinjohdoissa liittimen tyyppi on IS-1.

Sydämentahdistimilla suoritettavat mittaukset aloitettiin täyttämällä fyysinen malli suolaliuksella mahdollisimman täyteen, jonka jälkeen sydämentahdistin ja tahdistinjohdot asennettiin fyysiseen malliin selässä olevan luukun kautta. Asennuksen aikana sydämentahdistinta suojattiin sähkö- ja magneettikentille altistumiselta pitämällä fyysisen mallin pään päällä ARVO PE-alumiinipaperia, jonka leveys oli 1,25 m ja pituus 2,0 m. Sydämentahdistimen asettamisen jälkeen fyysinen malli täytettiin loppuun asti suolaliuksella. Kuvassa 6.11 on sydämentahdistin ja tahdistinjohto paikallaan fyysisen mallin sisällä.



Kuva 6.11. Sydämentahdistin ja tahdistinjohto fyysisen mallin sisällä

Varsinainen sydämentahdistin mittaus alkoi täyttämisen jälkeen. Varsinainen mittaus suoritettiin siten, että sydämentahdistin oli fyysisen mallin sisällä sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksen alaisena yhteensä 15 minuuttia. Ensimmäisen 5 minuutin aikana fyysistä mallia ei ollut maadoitettu. Tämän jälkeen fyysinen malli maadoitettiin jalasta ja mitattiin samalla fyysiseen malliin indusoituneita virtoja jalasta 5 minuutin ajan. Seuraavana vaiheena mittauksessa oli fyysisen mallin maadoittaminen kädestä sekä virran mittaaminen kädestä. Fyysiseen malliin indusoituneen virran mittaus kädestä kesti myös 5 minuuttia. Viimeisenä vaiheena mittauksessa oli suolaliuoksen lämpötilan ja johtavuuden mittaaminen. Suolaliuoksen johtavuutta yritettiin mitata mittaamalla digitaalisen testilaitteen mittapäiden välistä resistanssia. Mittapäiden välinen resistanssi mitattiin fyysisen mallin pään päällä olevan aukon kautta asettamalla digitaalisen testilaitteen mittapäät suolaliuokseen. Edellä suoritettujen mittausten jälkeen fyysisestä mallista tyhjennettiin suolaliuosta sen verran, että sydämentahdistin ja tahdistinjohdot pystyttiin vaihtamaan selässä olevan luukun kautta. Sydämentahdistinta suojattiin myös poiston yhteydessä alumiinipaperilla. Sydämentahdistin asetettiin poiston yhteydessä kuljetuksessa käytettyyn muovirasiaan ja kuljetettiin kauemmas 400 kV voimajohdoista. Sydämentahdistimen poiston jälkeen haettiin uusi tahdistin ja aloitettiin uusi mittaus tahdistimen asettamisella. Mittaukset suoritettiin samalla tavalla jokaisella tahdistimella. Lisäksi ilman lämpötilaa ja suhteellista kosteutta mitattiin useita kertoja mittauspäivien aikana.

Ensimmäisenä mittauspäivänä fyysiseen malliin indusoituneita virtoja mitattiin aluksi oikean jalan takana olevasta tuesta. Muutaman mittauksen jälkeen havaittiin mitattujen virtojen olevan liian pieniä, koska tuesta ei ollut kunnollista yhteyttä suolaliuokseen. Tämän seurauksena virran mittaus siirrettiin vasemman jalan maadoituspisteeseen. Toisena mittauspäivänä fyysinen malli alkoi vuotaa vasemmasta jalasta, jonka seurauksena jalkavirran mittaus siirrettiin oikean jalan maadoituspisteeseen.

6.2.2. Rytmihäiriötahdistimien mittauksien toteutus

Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa osa tahdistimista ohjelmoitiin mittauspaikalla ja osa Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksessa. Rytmihäiriötahdistimet kuljettiin mittauspaikalle samalla tavalla suojattuina kuin sydämentahdistimien mittauksissa. Taulukossa 6.4 on ensimmäisessä mittauksessa käytetyt rytmihäiriötahdistimet ja niihin ohjelmoidut parametrit.

Taulukko 6.4. Tärkeimmät rytmihäiriötahdistimille ohjelmoidut parametrit

Rytmihäiriötahdistin (malli, valmistaja)	Tyyppi	Herkyys (mV)		Tunnistusraja	Signaali
		Eteinen	Kammio		
Teligen 100 F110, Boston Scientific	DDD tai VVI	0,15 - 1,50	0,15 - 1,50	200	Kyllä
Teligen 100 F110, Boston Scientific	DDD tai VVI	0,15	0,15	200	Ei
Vitality 2 EL T177, Guidant	VVI	-	-	200	Kyllä
Vitality 2 EL T177, Guidant	VVI	-	-	200	Ei
Vitality 1870, Guidant	VVI	-	-	200	Kyllä
Vitality 1870, Guidant	VVI	-	-	200	Ei
Gem III VR 7231, Medtronic	VVI	-	0,15	200	Kyllä

Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa oli käytössä 4 rytmihäiriötahdistinta, joista Boston Scientific:in ja Guidant:in tahdistimet ohjelmoitiin mittauspaikalla ja Medtronic:in tahdistin ohjelmoitiin edellisenä päivänä. Rytmihäiriötahdistimilla Guidant Vitality 1870 ja Medtronic Gem III VR 7231 suoritettiin lisäksi uusintamittaus samoilla parametreilla kuin taulukossa 6.4.

Ensimmäisessä rytmihäiriötahdistimien mittauksessa käytettiin mittauspaikkaa yksi ja toisessa mittauksessa mittauspaikkoja kaksi ja kolme. Ensimmäinen mittaus aloitettiin mittaamalla mittauspaikan yksi sähkö- ja magneettikentät, jonka jälkeen valmisteltiin mittauspaikka varsinaisten mittausten aloittamista varten. Toisessa mittauksessa sähkö- ja magneettikentät mitattiin edellisenä päivänä ja mittauksien välissä, koska varsinaiseksi mittauspäiväksi oli ennustettu sadetta ja korkeaa ilman kosteutta. Mittauspaikan valmistelu piti sisällään muun muassa fyysisen mallin asettamisen paikalleen ja maadoituksen rakentamisen virtamittauksia varten sekä signaalin syötössä käytetyn järjestelmän rakentamisen.

Mittauksissa rytmihäiriötahdistimien kammiojohtona oli Boston Scientific:in valmistama Endotak Endurance EZ Model 0154 - 64 cm ja tarvittaessa eteisjohtona oli Medtronic:in valmistama Capsurefix Novus 5076 - 52 cm. Rytmihäiriötahdistimen johdossa Endotak Endurance EZ liittimien tyyppi on IS-1/DF-1 ja johdossa Capsurefix Novus liittimen tyyppi on IS-1. Taulukossa 6.5 on rytmihäiriötahdistimissa käytetyt tahdistinjohdot.

Taulukko 6.5. Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa käytetyt tahdistinjohdot

Tahdistin (malli, valmistaja)	Tyyppi	Tahdistinjohto	
		Eteinen	Kammio
Teligen 100 F110, Boston Scientific	DDD	Capsurefix Novus 5076 - 52cm	Endotak Endurance EZ Model 0154 - 64 cm
Teligen 100 F110, Boston Scientific	VVI	-	Endotak Endurance EZ Model 0154 - 64 cm
Vitality 2 EL T177, Guidant	VVI	-	Endotak Endurance EZ Model 0154 - 64 cm
Vitality 1870, Guidant	VVI	-	Endotak Endurance EZ Model 0154 - 64 cm
Gem III VR 7231, Medtronic	VVI	-	Endotak Endurance EZ Model 0154 - 64 cm

Seuraavassa vaiheessa fyysinen malli täytettiin suolaliuksella mahdollisimman täyteen, jonka jälkeen rytmihäiriötahdistin ja tahdistinjohdot asennettiin fyysiseen malliin. Rytmihäiriötahdistimen asettamisen jälkeen fyysinen malli täytettiin loppuun asti suolaliuksella. Ainoastaan rytmihäiriötahdistinta Gem III VR 7231 suojattiin alumiini-paperilla asettamisen ja poiston aikana, koska kyseinen tahdistin ohjelmoitiin ja luettiin Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksessa. Rytmihäiriötahdistimella Gem III VR 7231 mittaukset suoritettiin samalla tavalla kuin sydämentahdistimilla poikkeuksina ainoastaan signaalin syöttö ja johtavuuden mittaaminen. Kolmella muulla rytmihäiriötahdistimella ohjelmointi suoritettiin, kun tahdistin oli asetettu fyysiseen malliin ja fyysinen malli oli täytetty suolaliuksella. Lukeminen suoritettiin ennen tahdistimen poistoa ja fyysisen mallin tyhjentämistä. Varsinaiset rytmihäiriötahdistimien mittaukset suoritettiin samalla tavalla kuin sydämentahdistimien mittaukset. Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa suolaliuksen johtavuus mitattiin sähkönjohtavuusmittarilla DiST WP 4. Kuvassa 6.12 on suolaliuksen johtavuuden mittaaminen.



Kuva 6.12. Suolaliuoksen johtavuuden mittaus

Suolaliuoksen johtavuus mittauksessa DiST WP 4 asetettiin fyysisen mallin pään sisälle kuvan 6.12 mukaisesti. Sähkönjohtavuuden arvo luettiin, kun mittarin DiST WP 4 arvo oli asettunut. Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa mitattiin lisäksi useita kertoja ilman lämpötilaa ja suhteellista kosteutta.

7. MITTAUSTULOKSET

Tässä luvussa käsitellään sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritettujen mittauksien tulokset. Ensimmäisessä alaluvussa käsitellään sydämentahdistimiin liittyvien mittauksien tulokset ja toisessa alaluvussa käsitellään rytmihäiriötahdistimiin liittyvien mittauksien tulokset.

7.1. Sydämentahdistimien tulokset

Seuraavissa alaluvuissa esitellään sydämentahdistimilla suoritettujen mittauksien tulokset. Mittaukset suoritettiin Kangasalla torstaina 1.7.2010 ja tiistaina 6.7.2010. Mittauksissa oli käytössä 20 sydämentahdistinta, joilla suoritettiin yhteensä 31 mittaus- ta. Käytetyt sydämentahdistimet olivat pääasiassa tahdistimien vaihtoleikkauksien yhteydessä potilaista poistettuja tahdistimia.

7.1.1. Ilman lämpötilan ja kosteuden tulokset

Ilman lämpötilan ja kosteuden mittaamiseen käytettiin mittaria Thermohyrometer Model 1701. Taulukossa 7.1 on mitatut ilman lämpötilat ja suhteelliset kosteudet. Ilman lämpötilaa ja suhteellista kosteutta mitattiin useita kertoja mittauspäivien aikana.

Taulukko 7.1. Ilman lämpötilan ja suhteellisen kosteuden mittaustulokset

Mittauspäivä ja kellonaika	Ilman lämpötila (°C)	Ilman kosteus (% RH)
1.7 klo 15:30	24,5	39,5
1.7 klo 17:06	22,4	47,0
1.7 klo 19:42	21,1	51,0
6.7 klo 08:30	22,5	60,0
6.7 klo 12:25	28,5	42,5
6.7 klo 14:08	28,5	33,0
6.7 klo 16:49	28,0	37,0
6.7 klo 18:04	28,0	43,0
6.7 klo 18:25	27,0	45,0

7.1.2. Sähkö- ja magneettikenttien tulokset

Sähkökentän voimakkuus ja magneettivuon tiheys mitattiin mittauspäivien alussa ja lopussa. Ensimmäisenä mittauspäivänä sähkökentän voimakkuus mitattiin useista eri paikoista, koska mittauspaikan sähkökentän voimakkuuden haluttiin olevan yli 5,0 kV/m. Mittauksien yhteydessä valitulla mittauspaikalla yksi mitatut sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet on esitetty taulukossa 7.2.

Taulukko 7.2. Mitatut sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet sekä ilman kosteudet

Mittauspäivä	Sähkökentän voimakkuus	Magneettivuon tiheys	Ilman kosteus (% RH)
01.07.2010	7,0 kV/m (klo 10:10)	2,4 μ T (4,7 %) (klo 13:05)	39,5 (klo 15:30)
01.07.2010	6,8 kV/m (klo 20:28)	2,6 μ T (5,0 %) (klo 15:24)	51,0 (klo 19:42)
06.07.2010	6,7 kV/m (klo 08:42)	2,5 μ T (5,0 %) (klo 08:38)	60,0 (klo 08:30)
06.07.2010	6,8 kV/m (klo 18:54)	2,9 μ T (5,0 %) (klo 18:57)	45,0 (klo 18:25)

Taulukossa 7.2 magneettivuon tiheys on esitetty myös suhteessa ICNIRP:in väestöaltituksen referenssiarvoon. Taulukossa 7.2 on lisäksi esitetty sähkökentän voimakkuuden mittaushetkeä lähinnä mitattu ilman suhteellinen kosteus. Sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet mitattiin 1,7 m korkeudelta. Sähkökentän mittaamisessa käytettiin sähkö- ja magneettikenttämittaria EFA-300 ja magneettikentän mittaamisessa käytettiin magneettivuon tiheyden mittaria ELT-400. Ensimmäisen mittauspäivän lopussa mitattiin lisäksi sähkökentän voimakkuus ja komponentit käyttäen Tampereen teknillisen yliopiston sähkö- ja magneettikenttämittaria EFA-3. Taulukossa 7.3 on sähkö- ja magneettikenttämittarilla EFA-3 mitattu sähkökentän voimakkuus ja komponentit sekä mittaushetkeä lähinnä mitattu ilman kosteus. Ensimmäisenä mittauspäivänä mitattiin myös magneettivuon tiheys fyysisen mallin vierestä ja tulokseksi saatiin 4,2 μ T (6,8 %).

Taulukko 7.3. Sähkö- ja magneettikenttämittarilla EFA-3 mitattu sähkökentän voimakkuus ja komponentit sekä ilman kosteus

Mittaus 01.07.2010 klo 20:44	
Sähkökentän voimakkuus	7,2 kV/m
x-komponentti	4 %
y-komponentti	94 %
z-komponentti	2 %
Ilman kosteus (% RH)	51,0 (klo 19:42)

Sähkökentän x-komponentti on samansuuntainen linjan kanssa, y-komponentti on ylöspäin ja z-komponentti kohtisuoraan linjaan nähden. Sydämentahdistimilla suorite-
tuissa mittauksissa sähkökentän voimakkuudeksi mitattiin arvoja väliltä 6,7 - 7,2 kV/m ja magneettivuon tiheydeksi mitattiin arvoja väliltä 2,4 - 2,9 μ T (4,7 - 5,0 %).

7.1.3. Fyysisen mallin tulokset

Suolaliuoksesta mitattiin lämpötila ja johtavuus jokaisen sydämentahdistin mittauksen yhteydessä. Suolaliuoksen lämpötilan mittaamiseen käytettiin mittaria YSI Model 42SC termistorilla varustettuna. Suolaliuoksen johtavuus mitattiin mittaamalla digitaalisen testilaitteen mittapäiden välistä resistanssia. Mittauksien jälkeen havaittiin, että suolaliuoksen johtavuuden määrittäminen ei onnistunut mitatuista resistansseista, joten mittaus-tuloksissa ei ole esitetty mitattuja resistansseja. Fyysiseen malliin indusoituneita virtoja mitattiin jokaisen sydämentahdistin mittauksen yhteydessä fyysisen mallin jalasta ja kädestä. Virtojen mittaamiseen käytettiin digitaalista yleismittaria Unitest Hexagon 520. Taulukossa 7.4 on suolaliuoksista mitatut lämpötilat ja fyysisestä mallista mitatut jalka- ja käsivirrat.

Taulukko 7.4. Suolaliuoksien lämpötilat ja fyysisestä mallista mitatut virrat

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Suolaliuoksen lämpötila (°C)	Jalkavirta (μ A)	Käsivirta (μ A)
1.7 (1)	Altrua 20 S201, Boston Scientific	37,0	20-21 *	105-107
1.7 (2)	Talos SR, Biotronik	35,5	13-26 *	106-107
1.7 (3)	C20A2 SR, Vitatron	35,5	11-12 *	107-108
1.7 (4)	Sigma SS 203, Medtronic	34,5	15 *	106-107
1.7 (5)	Sigma SSR 303, Medtronic	34,0	104-105 ^	107-109
1.7 (6)	Adapta ADDR01, Medtronic	31,0	103-105 ^	106-107
1.7 (7)	Sigma SDR 303, Medtronic	30,0	102-105 ^	104-107
1.7 (8)	Discovery II DR 1284, Guidant	29,0	104-105 ^	103-104
1.7 (9)	Sigma SDR 303, Medtronic	28,0	105-106 ^	106-111
1.7 (10)	Talos SR, Biotronik	28,0	106-108 ^	109-114
1.7 (11)	C20A3 SR, Vitatron	27,5	104-107 ^	106-108
1.7 (12)	Kappa KSR901, Medtronic	26,5	104-107 ^	105-110
6.7 (13)	Altrua 20 S201, Boston Scientific	28,5	103-104 ^	104-105
6.7 (14)	Sigma SSR 303, Medtronic	31,0	102-104 ^	104-105
6.7 (15)	Talos SR, Biotronik	31,0	103-104 +	104-105
6.7 (16)	Adapta ADDR01, Medtronic	31,5	102-103 +	103-104
6.7 (17)	C20A2 SR, Vitatron	32,0	103-104 +	104
6.7 (18)	Sigma SS 203, Medtronic	33,0	104-105 +	105-106
6.7 (19)	Kappa KSR901, Medtronic	34,0	104-105 +	104-105
6.7 (20)	Talos SR, Biotronik	34,5	100-102 +	105-106
6.7 (21)	C20A3 SR, Vitatron	35,5	102-104 +	104-105
6.7 (22)	Sigma SDR 303, Medtronic	36,0	105-106 +	106-107
6.7 (23)	Sigma SDR 303, Medtronic	36,0	105-106 +	107-108
6.7 (24)	Entity DR 5326, Pacesetter	36,5	104-105 +	106-107
6.7 (25)	Entity DR 5326, Pacesetter	37,0	105-106 +	106-107
6.7 (26)	Versa VEDR01, Medtronic	37,0	105-106 +	104-106
6.7 (27)	Identity Adx DR 5380, St. Jude Medical	36,5	102-103 +	104-105
6.7 (28)	Sigma SDR 303, Medtronic	36,0	104-105 +	104-105
6.7 (29)	Sigma SSR 303, Medtronic	36,0	104-105 +	105-106
6.7 (30)	Sigma SSR 303, Medtronic	35,0	105-106 +	106-107
6.7 (31)	Thera VDD 8968i, Medtronic	35,0	105-106 +	106-107

Taulukossa 7.4 * tarkoittaa oikean jalan takana olevasta kiinnikkeestä mitattua virtaa, ^ tarkoittaa vasemman jalan maadoituspisteestä mitattua virtaa ja + tarkoittaa oikean jalan maadoituspisteestä mitattua virtaa.

Ensimmäisenä mittauspäivänä fyysisen mallin jalkavirtoja mitattiin aluksi oikean jalan takana olevasta kiinnikkeestä. Neljännen jalkavirtamittauksen jälkeen havaittiin, että kiinnikkeestä ei ole kunnollista yhteyttä suolaliuokseen, minkä seurauksena 4 ensimmäistä jalkavirran arvoa olivat liian pienet. Tämän jälkeen fyysisen mallin jalkavirtoja mitattiin vasemman jalan maadoituspisteestä. Toisena mittauspäivänä fyysinen malli alkoi vuotaa vasemmasta jalasta, minkä seurauksena jalkavirran mittaus siirrettiin oikean jalan maadoituspisteeseen.

Mittauspäivien lopussa fyysisessä mallissa käytetystä suolaliuoksesta otettiin näyte, josta mitattiin johtavuus sähkönjohtavuusmittarilla DiST WP 4. Taulukossa 7.5 on suolaliuosnäytteistä mitatut johtavuudet.

Taulukko 7.5. Suolaliuosnäytteistä mitatut johtavuudet

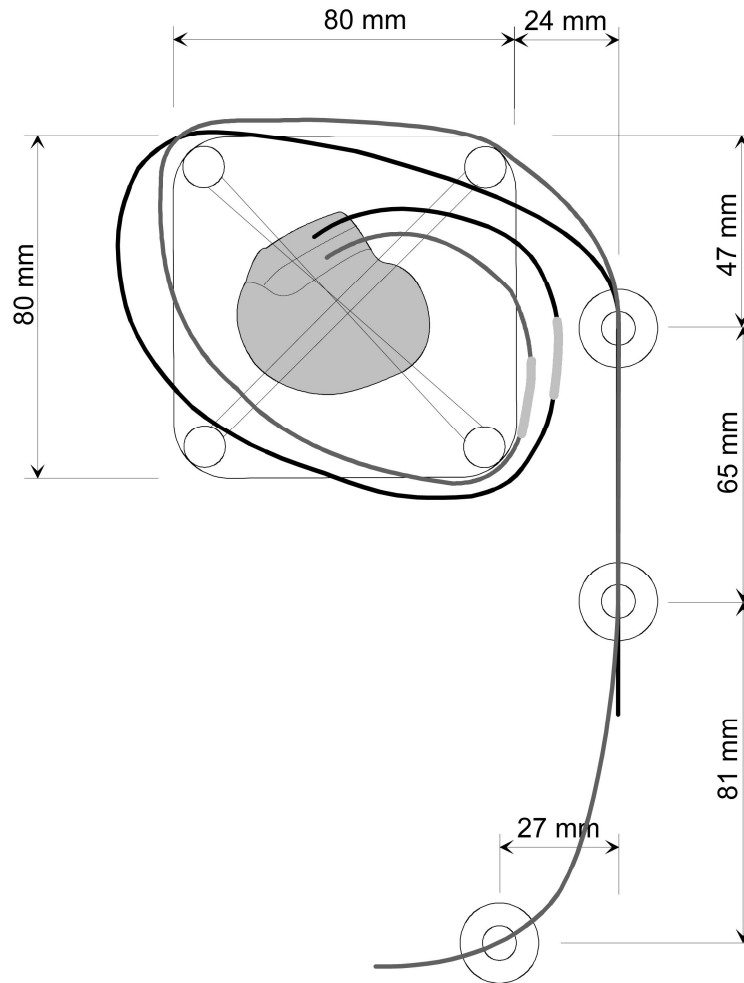
Mittauspäivä	Johtavuus (mS/cm)	Johtavuus (S/m)
01.07.2010	1,98	0,198
06.07.2010	2,05	0,205

Taulukossa 7.5 esitettyjen suolaliuosten johtavuuksien perusteella mittauksissa käytetty fyysinen malli vastasi sähkönjohtavuudeltaan ihmistä, koska alle 300 Hz taajuuksilla ihmisen keskimääräisenä johtavuutena käytetään yleensä 0,1 - 0,2 S/m.

7.1.4. Sydämentahdistimien tallentamat tiedot

Mittauksien jälkeen sydämentahdistimista luettiin tiedot tahdistuksesta, tunnistuksesta ja tallentuneista häiriöistä. Sydämentahdistimilla suoritetuissa mittauksissa häiriöksi määritellään taulukossa 6.2 esitettyjen tunnistusrajojen ylittävät häiriöt, joista tahdistin tallentaa tietoja muistiinsa. Tahdistettujen ja tunnistettujen sydämenlyöntien esittäminen vaihtelee valmistajan mukaan, sillä esimerkiksi osassa tahdistimia tiedot esitetään 1 % tarkkuudella ja toisissa 0,1 % tarkkuudella.

Taulukossa 7.6 esitetyissä mittauksissa 7 - 9 ja 22 - 27 tahdistustapa oli DDD ja ainoastaan mittauksessa 22 oli eroa tunnistuksessa ja tahdistuksessa eteisen ja kammion välillä. Suoritetuissa mittauksissa ainoastaan sydämentahdistin Identity ADx DR 5380 häiriintyi. Kuvassa 7.1 on kaaviokuva sydämentahdistimen Identity ADx DR 5380 ja tahdistinjohtojen sijainnista fyysisessä mallissa.



Kuva 7.1. Mittauksessa 27 käytetyn sydämentahdistimen ja tahdistinjohtojen sijainti fyysisen mallin sisällä

Mittauksessa 9 sydämentahdistin Sigma SDR 303 ei ollut häiriintynyt ollenkaan ja tahdistus oli 100 %. Mittauksessa 8 sydämentahdistin Discovery II DR 1284 ei ollut tallentanut tietoja, koska kyseisen tahdistimen akku oli melkein lopussa ja tahdistin oli EOL-tilassa. Mittauksessa 26 Versa VEDR01 ei ollut tallentanut tietoja. Mittauksissa 1, 5, 23 ja 29 käytetyt sydämentahdistimet olivat häiriintyneet tahdistimen asettamisen, tahdistimen poiston tai tahdistimen kuljetuksen aikana. Taulukossa 7.6 on ohjelmointilaitteella mittauksissa käytetyistä sydämentahdistimista luetut tiedot.

Taulukko 7.6. Sydämentahdistimien tallentamat tiedot

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Tahdistus (%)	Tunnistus (%)	Häiriöt / Huomioitavaa
1.7 (1)	Altrua 20 S201, Boston Scientific	99,0	1,0	-
1.7 (2)	Talos SR, Biotronik	99,0	1,0	-
1.7 (3)	C20A2 SR, Vitatron	100	0,3	-
1.7 (4)	Sigma SS 203, Medtronic	100,0	< 0,1	-
1.7 (5)	Sigma SSR 303, Medtronic	100,0	< 0,1	-
1.7 (6)	Adapta ADDR01, Medtronic	100,0	< 0,1	-
1.7 (7)	Sigma SDR 303, Medtronic	100,0	< 0,1	-
1.7 (8)	Discovery II DR 1284, Guidant	-	-	Akku loppu
1.7 (9)	Sigma SDR 303, Medtronic	100,0	0,0	-
1.7 (10)	Talos SR, Biotronik	99,0	1,0	-
1.7 (11)	C20A3 SR, Vitatron	100	0	-
1.7 (12)	Kappa KSR901, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (13)	Altrua 20 S201, Boston Scientific	99,0	1,0	-
6.7 (14)	Sigma SSR 303, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (15)	Talos SR, Biotronik	100,0	0,0	-
6.7 (16)	Adapta ADDR01, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (17)	C20A2 SR, Vitatron	100	0,2	-
6.7 (18)	Sigma SS 203, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (19)	Kappa KSR901, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (20)	Talos SR, Biotronik	100,0	0,0	-
6.7 (21)	C20A3 SR, Vitatron	100	0	-
6.7 (22)	Sigma SDR 303, Medtronic	100,0	< 0,1 (e) 0 (k)	-
6.7 (23)	Sigma SDR 303, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (24)	Entity DR 5326, Pacesetter	> 99,0	< 1,0	-
6.7 (25)	Entity DR 5326, Pacesetter	> 99,0	< 1,0	-
6.7 (26)	Versa VEDR01, Medtronic	-	-	Ei tallentuneita tietoja
6.7 (27)	Identity ADx DR 5380, St. Jude Medical	> 99,0	< 1,0	Eteinen 591 lyönti/min kesto 18min 40s
6.7 (28)	Sigma SDR 303, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (29)	Sigma SSR 303, Medtronic	99,8	0,2	-
6.7 (30)	Sigma SSR 303, Medtronic	100,0	< 0,1	-
6.7 (31)	Thera VDD 8968i, Medtronic	100,0	0	-

Taulukossa 7.6 mittauksessa 22 *e* tarkoittaa eteistä ja *k* tarkoittaa kammiota. Taulukossa 7.6 esitetyissä mittauksissa 3 ja 17 käytetty sydämentahdistin Vitatron C20A2 SR ilmoittaa tahdistuksen 1 % tarkkuudella ja tunnistuksen 0,1 % tarkkuudella, josta johtuen tahdistuksen ja tunnistuksen summa ei ole 100 %.

7.2. Rytmihäiriötahdistimien tulokset

Seuraavissa alaluvuissa esitellään rytmihäiriötahdistimilla suoritettujen mittauksien tulokset. Mittaukset suoritettiin Kangasalla torstaina 12.8.2010 ja lauantaina 28.8.2010. Mittauksissa oli käytössä 4 rytmihäiriötahdistinta, joilla suoritettiin yhteensä 23 mittaus-

7.2.1. Ilman lämpötilan ja kosteuden tulokset

Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa ilman lämpötilan ja suhteellisen kosteuden mittaamiseen käytettiin mittaria ThermohygroMeter Model 1701. Taulukossa 7.7 on mitatut ilman lämpötilat ja suhteelliset kosteudet.

Taulukko 7.7. Ilman lämpötilan ja suhteellisen kosteuden mittaustulokset

Mittauspäivä ja kellonaika	Ilman lämpötila (°C)	Ilman kosteus (%RH)
12.8 klo 08:42	18,0	86,0
12.8 klo 09:00	19,0	79,0
12.8 klo 12:08	25,5	52,0
12.8 klo 13:30	26,0	44,5
12.8 klo 14:55	28,0	46,0
12.8 klo 15:44	28,5	47,0
12.8 klo 16:51	27,5	46,0
12.8 klo 18:22	25,5	51,0
12.8 klo 19:24	24,5	54,5
12.8 klo 20:21	21,5	70,5
27.8 klo 12:59	12,5	67,0
27.8 klo 13:20	12,5	68,0
28.8 klo 08:31	10,0	81,5
28.8 klo 09:45	10,5	79,0
28.8 klo 10:31	11,5	76,0
28.8 klo 11:04	12,0	76,0
28.8 klo 11:39	12,0	80,0

7.2.2. Sähkö- ja magneettikenttien tulokset

Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet pyrittiin mittaamaan mittauspäivien alussa ja lopussa. Ensimmäisenä mittauspäivänä 12.8 sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet mitattiin alussa ja lopussa. Toisena mittauspäivänä 28.8 sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet mitattiin ainoastaan kerran päivällä johtuen korkeasta ilman kosteudesta. Mittauspaikkojen kaksi ja kolme sähkökentän voimakkuudet mitattiin varmuuden vuoksi edellisenä päivänä 27.8 johtuen sääennusteen antamasta korkeasta ilman suhteellisesta kosteudesta mittauspäivänä 28.8. Taulukossa 7.8 on rytmihäiriötahdistimien mittauksissa mitatut sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet.

Taulukko 7.8. Mitatut sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet

Mittauspäivä ja kellonaika	Mittari	Paikka	Sähkökentän voimakkuus tai magneettivuon tiheys	Ilman kosteus (% RH)
12.08 klo 08:39	EFA-300	1	12,5 kV/m	86,0 (klo 08:42)
12.08 klo 08:58	EFA-3	1	10,5 kV/m ja 10,9 kV/m	79,0 (klo 09:00)
12.08 klo 09:05	ELT-400	1	1,6 μ T (4,2 %)	79,0 (klo 09:00)
12.08 klo 20:20	EFA-300	1	7,5 kV/m	70,5 (klo 20:21)
12.08 klo 20:24	EFA-3	1	6,8 kV/m ja 7,2 kV/m	70,5 (klo 20:21)
12.08 klo 20:31	ELT-400	1	2,0 μ T (4,5 %)	70,5 (klo 20:21)
27.08 klo 13:05	EFA-300	2	5,05 kV/m	67,0 (klo 12:59)
27.08 klo 13:13	EFA-300	3	0,92 kV/m	68,0 (klo 13:20)
28.08 klo 10:32	EFA-300	3	0,9 kV/m	76,0 (klo 10:31)
28.08 klo 10:57	ELT-400	3	1,38 μ T (3,6 %)	76,0 (klo 11:04)
28.08 klo 10:59	ELT-400	2	3,6 μ T (5,6 %)	76,0 (klo 11:04)
28.08 klo 11:01	EFA-300	2	7,3 kV/m ja 7,8 kV/m	76,0 (klo 11:04)
28.08 klo 11:05	EFA-300	1	10,2 kV/m	76,0 (klo 11:04)
28.08 klo 11:09	EFA-3	1	10,8 kV/m ja 11,0 kV/m	76,0 (klo 11:04)
28.08 klo 11:12	EFA-3	2	8,0 kV/m ja 8,2 kV/m	76,0 (klo 11:04)

Taulukossa 7.8 magneettivuon tiheys on esitetty myös suhteessa ICNIRP:in väestöaltistuksen referenssiarvoon. Sähkökentän voimakkuudet ja magneettivuon tiheydet mitattiin 1,7 m korkeudelta. Taulukossa 7.8 on sähkö- ja magneettikenttämittarilla EFA-3 mitatut sähkökentän voimakkuudet ja komponentit.

Taulukko 7.9. Sähkö- ja magneettikenttämittarilla EFA-3 mitatut sähkökentän voimakkuudet ja komponentit

Mittauspäivä ja kellonaika	Paikka	Sähkökentän voimakkuus	x-komponentti	y-komponentti	z-komponentti
12.08 klo 20:28	1	6,8 kV/m	5 %	95 %	0 %
12.08 klo 20:24	1	7,2 kV/m	5 %	95 %	0 %
28.08 klo 11:09	1	11,0 kV/m	1 %	98 %	1 %
28.08 klo 11:12	2	8,2 kV/m	1 %	98 %	1 %

Sähkökentän z-komponentti on samansuuntainen linjan kanssa, y-komponentti on ylöspäin ja x-komponentti kohtisuoraan linjaan nähden. Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa mittauspaikan yksi sähkökentän voimakkuudet vaihtelivat välillä 6,8 - 12,5 kV/m. Mittauspaikan kaksi sähkökentän voimakkuus vaihteli välillä 5,1 - 8,2 kV/m ja mittauspaikan kolme sähkökentän voimakkuus oli 0,9 kV/m. Mittauspaikan yksi magneettivuon tiheys vaihteli välillä 1,6 - 2,0 μ T (4,2 - 4,5 %). Mittauspaikan kaksi magneettivuon tiheys oli 3,6 μ T (5,6 %) ja mittauspaikan kolme magneettivuon tiheys oli 1,4 μ T (3,6 %).

7.2.3. Fyysisen mallin tulokset

Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa suolaliuoksesta mitattiin lämpötila ja johtavuus jokaisen mittauksen yhteydessä. Suolaliuoksen lämpötilan mittaamiseen käytettiin mittaria YSI Model 42SC termistorilla varustettuna. Suolaliuoksen johtavuus mitattiin sähkönjohtavuus mittarilla DiST WP 4. Suolaliuoksella täytetystä fyysisestä mallista mitattiin jokaisen rytmihäiriötahdistin mittauksen yhteydessä virta jalasta ja kädestä. Virtojen mittaamiseen käytettiin digitaalista yleismittaria Unitest Hexagon 520. Taulukossa 7.10 on ensimmäisessä rytmihäiriötahdistimien mittauksessa mitatut suolaliuoksien lämpötilat ja johtavuudet sekä mitattujen jalka- ja käsivirtojen arvot.

Taulukko 7.10. *Suolaliuoksien lämpötilat ja johtavuudet sekä fyysisestä mallista mitatut jalka- ja käsivirrat mittauksessa 12.8.*

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Lämpötila (°C)	Johtavuus (mS/cm)	Jalkavirta (µA)	Käsivirta (µA)
1	Teligen 100 F110, Boston Scientific	25,0	2,02	115-116	116-117
2	Teligen 100 F110, Boston Scientific	26,0	1,97	116-120	117-121
3	Teligen 100 F110, Boston Scientific	26,5	2,18	116-120	118-122
4	Teligen 100 F110, Boston Scientific	27,0	2,17	116-120	118-122
5	Teligen 100 F110, Boston Scientific	27,5	2,05	116-120	116-120
6	Teligen 100 F110, Boston Scientific	28,0	2,14	115-119	119-124
7	Teligen 100 F110, Boston Scientific	30,0	2,00	115-119	116-120
8	Teligen 100 F110, Boston Scientific	30,0	2,06	114-119	116-120
9	Teligen 100 F110, Boston Scientific	31,0	2,04	116-120	116-120
10	Teligen 100 F110, Boston Scientific	31,5	2,11	116-121	117-122
11	Teligen 100 F110, Boston Scientific	32,0	2,15	116-120	118-122
12	Teligen 100 F110, Boston Scientific	33,0	2,11	117-121	118-123
13	Vitality 2 EL T177, Guidant	33,0	2,23	118-122	118-122
14	Vitality 2 EL T177, Guidant	33,5	2,12	118-123	119-123
15	Vitality 1870, Guidant	33,0	2,23	118-122	119-123
16	Vitality 1870, Guidant	33,0	2,33	119-123	120-124
17	Gem III VR 7231, Medtronic	32,5	2,35	110-111	111-112

Ensimmäisessä rytmihäiriötahdistimien mittauksessa käytettiin mittauspaikkaa yksi ja toisessa rytmihäiriötahdistimien mittauksessa käytettiin mittauspaikkoja kaksi ja kolme. Taulukossa 7.11 on toisessa rytmihäiriötahdistimien mittauksessa mitatut suolaliuoksien lämpötilat ja johtavuudet sekä mitattujen jalka- ja käsivirtojen arvot.

Taulukko 7.11. Suolaliuoksien lämpötilat ja johtavuudet sekä fyysisestä mallista mitatut jalka- ja käsivirrat mittauksessa 28.8.

Mittaus	Paikka	Tahdistin (malli, valmistaja)	Lämpötila (°C)	Johtavuus (mS/cm)	Jalkavirta (µA)	Käsivirta (µA)
18	2	Vitality 1870, Guidant	21,0	1,80	75-79	76-80
19	2	Vitality 1870, Guidant	20,0	2,10	74-78	74-78
20	2	Gem III VR 7231, Medtronic	19,0	2,00	71-74	71-74
21	3	Vitality 1870, Guidant	18,0	2,00	8-9	9-10
22	3	Vitality 1870, Guidant	18,0	2,00	22-24	23-25
23	3	Vitality 1870, Guidant	17,5	2,00	8-9	8-9

Rytmihäiriötahdistimien mittauksissa fyysiseen malliin indusoituneet virrat mitattiin vasemmasta jalasta ja kädestä.

Mittauspäivien lopussa fyysisessä mallissa käytetystä suolaliuksesta otettiin näyte, josta mitattiin johtavuus sähkönjohtavuusmittarilla DiST WP 4. Taulukossa 7.12 on suolaliuosnäytteistä mitatut johtavuudet.

Taulukko 7.12. Suolaliuosnäytteistä mitatut johtavuudet

Mittauspäivä	Johtavuus (mS/cm)	Johtavuus (S/m)
12.08.2010	2,08	0,208
28.08.2010	2,01	0,201

Taulukossa 7.10 ja 7.12 esitettyjen suolaliuosten johtavuuksien perusteella mittauksissa käytetty fyysinen malli vastasi sähkönjohtavuudeltaan ihmistä, koska alle 300 Hz taajuuksilla ihmisen keskimääräisenä johtavuutena käytetään yleensä 0,1 - 0,2 S/m.

7.2.4. Rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot

Rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot luettiin mittauspaikalla välittömästi mittauksen jälkeen ohjelmointilaitteella Guidant Zoom Latitude Programming system. Poikkeuksena rytmihäiriötahdistin Medtronic Gem III VR 7231, joka ohjelmoitiin edellisenä päivänä Tampereen yliopistollisen sairaalan sydänkeskuksessa ja tiedot luettiin samassa paikassa mittauksien jälkeen. Ensimmäisenä mittauspäivänä 12.8 käytettiin mittauspaikkaa yksi ja toisena mittauspäivänä 28.8 mittauspaikkoja kaksi ja kolme. Taulukoissa 7.13 ja 7.14 on rytmihäiriötahdistimen Teligen 100 F110 tallentamat tiedot ensimmäisenä mittauspäivänä.

Taulukko 7.13. Rytmihäiriötahdistimen Teligen 100 F110 tallentamat tiedot

Mittaus	Herkyys (mV)		Tunnistus (%)		PVCs (kpl)	PACs (kpl)	Signaali
	Eteinen	Kammio	Eteinen	Kammio			
1	0,15	0,15	100	100	2300	0	Kyllä
2	0,30	0,30	100	> 99	1800	0	Kyllä
3	0,60	0,60	100	> 99	2000	1	Kyllä
4	0,90	0,90	100	100	2000	0	Kyllä
5	1,50	1,50	100	100	2000	0	Kyllä
6	0,15	0,15	0	0	0	2	Ei

Taulukossa 7.13 PVCs tarkoittaa ylimääräisten kammiolyöntien määrää ja PACs tarkoittaa ylimääräisten eteislyöntien määrää. Taulukossa 7.13 esitetyissä tuloksissa rytmihäiriötahdistimen Teligen 100 F110 tahdistustapa oli eteis- ja kammiotahdistus eli DDD ja taulukossa 7.14 esitetyissä tuloksissa tahdistustapa oli kammiotahdistus eli VVI.

Taulukko 7.14. Rytmihäiriötahdistimen Teligen 100 F110 tallentamat tiedot

Mittaus	Herkyys (mV)	Tunnistus (%)	Tahdistus (%)	Signaali	Häiriöt
7	0,15	100	0	Kyllä	Ei
8	0,30	100	0	Kyllä	Ei
9	0,60	100	0	Kyllä	Ei
10	0,90	100	0	Kyllä	Ei
11	1,50	100	0	Kyllä	Ei
12	0,15	0	100	Ei	Ei

Taulukossa 7.15 on muiden ensimmäisenä mittauspäivänä käytettyjen rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot. Kyseisten tahdistimien tahdistustapa oli VVI.

Taulukko 7.15. Muiden rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot mittauksessa 12.8.

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Herkyys (mV)	Tunnistus (%)	Tahdistus (%)	Signaali	Häiriöt
13	Vitality 2 EL T177, Guidant	-	100	0	Kyllä	Ei
14	Vitality 2 EL T177, Guidant	-	0	100	Ei	Ei
15	Vitality 1870, Guidant	-	85	15	Kyllä	Kammio 258 lyöntiä/min
16	Vitality 1870, Guidant	-	85	15	Ei	Kammio 194 lyöntiä/min
17	Gem III VR 7231, Medtronic	0,15	2	97	Kyllä	Ei

Ensimmäisenä mittauspäivänä rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa rytmihäiriötahdistin Guidant Vitality 1870 häiriintyi. Kyseisellä rytmihäiriötahdistimella suoritettiin kaksi mittausa, joista toisessa syötettiin signaalia ja toisessa signaalin syöttö oli pois päältä. Rytmihäiriötahdistin Vitality 1870 mittasi häiriön aikana kammion lyöntitiheydeksi 258 lyöntiä minuutissa syötettäessä signaalia ja ilman signaalin syöttöä

lyöntitiheys oli 194 lyöntiä minuutissa. Rytmihäiriötahdistimen Vitality 1870 häiriöt ajoittuvat fyysisen mallin jalkavirta mittauksen aloitushetkeen. Rytmihäiriötahdistin Gem III VR 7231 häiriintyi tahdistimen asettamisen ja poiston yhteydessä.

Taulukoissa 7.16 ja 7.17 on toisena mittauspäivänä rytmihäiriötahdistimilla suoritettujen mittausten tulokset. Toisena mittauspäivänä käytettiin ensimmäisessä mittauksessa häiriintyneitä rytmihäiriötahdistimia. Taulukossa 7.16 esitetyt tulokset on saatu mittauspaikalla kaksi ja taulukossa 7.17 esitetyt tulokset on saatu mittauspaikalla kolme.

Taulukko 7.16. Rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot mittauksessa 28.8.
(mittauspaikka kaksi)

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Herkkyys (mV)	Tunnistus (%)	Tahdistus (%)	Signaali	Häiriöt
18	Vitality 1870, Guidant	-	100	0	Kyllä	Ei
19	Vitality 1870, Guidant	-	30	70	Ei	Kammio 333 lyöntiä/min
20	Gem III VR 7231, Medtronic	0,15	1	98	Kyllä	Ei

Rytmihäiriötahdistin Guidant Vitality 1870 häiriintyi myös toisena mittauspäivänä mittauspaikalla kaksi suoritettussa mittauksessa, jossa ei syötetty signaalia. Häiriön aikana rytmihäiriötahdistin Vitality 1870 mittasi kammion lyöntitiheydeksi 333 lyöntiä minuutissa, mutta kyseinen häiriö ajoittui suolaliuoksen lämpötilan ja johtavuuden mittausten yhteyteen. Rytmihäiriötahdistin Gem III VR 7231 häiriintyi jälleen asettamisen ja poiston yhteydessä.

Taulukko 7.17. Rytmihäiriötahdistimien tallentamat tiedot mittauksessa 28.8.
(mittauspaikka kolme)

Mittaus	Tahdistin (malli, valmistaja)	Herkkyys (mV)	Tunnistus (%)	Tahdistus (%)	Signaali	Häiriöt
21	Vitality 1870, Guidant	-	0	100	Ei	Ei
22	Vitality 1870, Guidant	-	100	0	Kyllä	Ei
23	Vitality 1870, Guidant	-	0	100	Ei	Ei

Mittauspaikalla 3 suoritetuissa mittauksissa rytmihäiriötahdistin Guidant Vitality 1870 ei häiriintynyt. Rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa Guidant Vitality 1870 häiriintyi mittauspaikoissa yksi ja kaksi. Muissa rytmihäiriötahdistimissa ei ollut häiriöitä varsinaisten mittausten aikana, mutta rytmihäiriötahdistin Medtronic Gem III VR 7231 häiriintyi molemmissa mittauksissa tahdistimen asettamisessa fyysisen malliin ja tahdistimen poistamisessa fyysisestä mallista.

8. POHDINTAA

Suoritetuissa mittauksissa 400 kV voimajohtojen aiheuttamat sähkömagneettiset kentät aiheuttivat toimintahäiriön yhdessä sydämentahdistimessa ja yhdessä rytmihäiriötahdistimessa. Mittauksista saatujen tulosten perusteella on mahdollista, että sydämentahdistimet ja rytmihäiriötahdistimet häiriintyvät voimajohtojen läheisyydessä, mutta häiriöt ovat harvinaisia sillä tahdistimien sähkömagneettinen yhteensopivuus on kehittynyt huomattavasti viime vuosina. Uusimmat tahdistimet kestävät jopa magneettikuvauksen ja siten muun muassa magneettikuvien ottaminen tahdistinpotilaista on tullut mahdolliseksi.

Voimajohtojen aiheuttamiin toimintahäiriöihin tahdistimissa vaikuttaa oleellisesti: tahdistinjohtojen pituudet, elektrodikonfiguraatio, tahdistimen malli ja tahdistimen sekä johtojen sijainti ihmisen kehossa. Mittaustuloksien luotettavuuteen vaikuttaa oleellisesti mittauksissa käytetyn ihmistä muistuttavan fyysisen mallin sähköiset ominaisuudet. Seuraavissa alaluvuissa arvioidaan fyysisen mallin sähköisiä ominaisuuksia, sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien mittaustuloksia sekä verrataan saatuja tuloksia aikaisempiin tutkimuksiin.

8.1. Fyysisen mallin sähköisten ominaisuuksien arviointi

Pientaajuisissa sähkömagneettisissa kentissä johtavuus on tärkein ihmistä muistuttavan fyysisen mallin sähköisistä ominaisuuksista. Ihmisen kudosten keskimääräinen johtavuus alle 300 Hz taajuuksilla on noin 0,1 - 0,2 S/m. Taulukoissa 7.5, 7.10 ja 7.12 esitettyjen suolaliuosten johtavuuksien perusteella fyysisen mallin johtavuus vastasi ihmisen johtavuutta, sillä esimerkiksi suolaliuosnäytteistä mitatut johtavuudet vaihtelivat välillä 0,198 - 0,208 S/m.

Fyysisen mallin sähköisiä ominaisuuksia voidaan verrata ihmisen sähköisiin ominaisuuksiin vertailemalle sähkökentän fyysiseen malliin ja ihmiseen indusoimia virtoja. Ihmiseen indusoituneita virtoja voidaan laskea yhtälöllä 4.9. Kyseinen yhtälö perustuu ihmisillä ja metallisilla fyysisillä malleilla suoritetuista mittauksista saatuihin tuloksiin (Deno 1977; Bridges & Frazier 1979). Taulukossa 8.1 on yhtälöllä 4.9 lasketut sähkökentän ihmiseen indusoimat jalkavirrat ja mittauspäikällä yksi mitatut jalkavirrat.

Taulukko 8.1. *Fyysisestä mallista mitatut jalkavirrat ja yhtälöllä 4.9 lasketut sähkökentän ihmiseen indusoimat virrat mittauspaiikalla yksi*

Mittauspäivät	Sähkökentän voimakkuus	Mitatut jalkavirrat	Yhtälöllä 4.9 lasketut jalkavirrat
1.7 ja 6.7	6,7 - 7,2 kV/m	100 - 108 μ A	133 - 143 μ A
12.8	6,8 - 12,5 kV/m	110 - 124 μ A	135 - 248 μ A

Taulukossa 8.1 esitetyt jalkavirrat on laskettu käyttäen yhtälöä 4.9, jossa korkeutena h käytettiin fyysisen mallin pituutta 1,92 m ja sähkökentän voimakkuuksina E käytettiin 1,70 metrin korkeudelta mitattuja arvoja. Yhtälöllä 4.9 lasketut jalkavirrat ovat suurempia, koska yhtälössä sähkökentän voimakkuutena tulisi käyttää yhden metrin korkeudelta mitattuja sähkökentän voimakkuuksia. Lisäksi mittauksien aikana havaittiin suuria vaihteluja mitatuissa sähkökentän voimakkuuksissa, kun ilman suhteellinen kosteus oli yli 70 %.

Fyysiseen malliin indusoituneiden virtojen ja suolaliuosten johtavuuksien perusteella mittauksissa käytetyn ihmistä muistuttavan fyysisen mallin sähköiset ominaisuudet vastasivat riittävällä tarkkuudella ihmisen sähköisiä ominaisuuksia. Sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritettujen mittauksien tuloksia voidaan pitää siten luotettavina.

8.2. Sydämentahdistimien mittaustulosten arviointi

Sydämentahdistimilla suoritetuissa mittauksissa tahdistin Identity ADx DR 5380 häiriintyi. Mittauksessa tahdistin Identity ADx DR 5380 oli ohjelmoitu unipolaariseksi ja eteisen sekä kammion herkkyudeksi oli asetettu pienin mahdollinen arvo 0,50 mV. Häiriön aikana Identity ADx DR 5380 mittasi eteisen lyöntitiheydeksi 591 lyöntiä minuutissa ja häiriö kesti tahdistimen asettamisesta fyysiseen malliin aina tahdistimen poistoon fyysisestä mallista. Häiriön vaikutuksesta Identity ADx DR 5380 siirtyi tahdistamaan vakioaajuudella, joka oli ohjelmoitu 60 lyöntiin minuutissa. Mittausjärjestelystä johtuen sydämentahdistimilla suoritettujen mittauksien tuloksista voidaan sanoa ainoastaan, että muissa tahdistimissa ei esiintynyt siirtymistä vakioaajuiseen tahdistukseen tai taulukossa 6.2 esitettyjen tunnistusrajojen ylittäviä häiriöitä, koska sydämentahdistimien havaittiin häiriintyvän asettamisen, poiston ja kuljetuksen aikana.

Taulukossa 8.2 on esitetty sähkökentän voimakkuudet, joilla mittauksissa käytetyt sydämentahdistimet häiriintyisivät standardin luonnoksessa prEN 50527-2-1 esitettyjen yhtälöiden perusteella. Yhtälöissä 3.1 ja 3.2 on käytetty muutamia yleistyksiä, esimerkiksi elektrodin ja tahdistimen välisenä etäisyytenä on käytetty 25 cm unipolaarisella elektrodikonfiguraatiolla ja ihmiskehon johtavuutena on käytetty 0,2 S/m, joten lasketut sähkökentän voimakkuudet ovat suuntaa antavia.

Taulukko 8.2. Sähkökentän voimakkuudet, joilla mittauksissa käytetyt sydämentahdistimet häiriintyisivät yhtälöiden 3.1 ja 3.2 perusteella

Elektrodikonfiguraatio	Kammio elektrodin herkkyys	Sähkökentän voimakkuus
Unipolaarinen	0,25 mV (pienin)	0,8 kV/m
Unipolaarinen	2,00 mV (suurin)	6,5 kV/m
Bipolaarinen	0,50 mV (pienin)	32,5 kV/m
Bipolaarinen	1,00 mV (suurin)	64,9 kV/m

Taulukossa 3.4 esitettyjen ja mittauksissa saatujen magneettivuon tiheyksien perusteella 400 kV voimajohtojen aiheuttamat magneetikentät eivät voi yksinään aiheuttaa toimintahäiriötä sydämentahdistimissa. Sydämentahdistimien mittauksissa käytetyllä mittauspaikalla mitatut sähkökentän voimakkuudet vaihtelivat välillä 6,7 - 7,2 kV/m ja magneettivuon tiheydet vaihtelivat välillä 2,4 - 2,9 μ T. Mitattujen sähkökentän voimakkuuksien ja taulukoiden 3.4 sekä 8.2 perusteella kyseisessä mittauspaikassa unipolaarisiksi ohjelmoidut sydämentahdistimet saattavat epäsuotuisissa olosuhteissa häiriintyä.

8.3. Rytmihäiriötahdistimien mittaustulosten arviointi

Rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa tahdistin Vitality 1870 häiriintyi. Mittauksissa rytmihäiriötahdistimet oli ohjelmoitu bipolaarisiksi, koska kyseisissä rytmihäiriötahdistimissa elektrodikonfiguraatiota ei ollut mahdollista vaihtaa. Rytmihäiriötahdistimella Vitality 1870 suoritettiin yhteensä seitsemän mittausta käytössä olleilla kolmella mittauspaikalla. Vitality 1870 häiriintyi kolmessa mittauksessa ja kyseisten mittauksien tulokset on taulukossa 8.3.

Taulukko 8.3. Mittauksien tulokset, joissa rytmihäiriötahdistin Vitality 1870 häiriintyi

Mittauspäivä	Mittauspaikka	Tunnistus (%)	Tahdistus (%)	Signaali
12.08.2010	1	85	15	Kyllä
12.08.2010	1	85	15	Ei
28.08.2010	2	30	70	Ei

Rytmihäiriötahdistimen Vitality 1870 häiriintymisien tarkemmat tiedot on esitetty taulukoissa 7.15 ja 7.16. Rytmihäiriötahdistimen Vitality 1870 häiriintymiset mittauspaikalla yksi ajoittuivat fyysisen mallin maadoittamiseen ja jalkavirran mittaamiseen aloittamiseen. Vitality 1870 häiriintymiseen mittauspaikalla yksi on mahdollisesti vaikuttanut virtamittarin kiinnittäminen fyysisen mallin jalkaan ja yhteyden muodostuminen maahan. Maadoituksen seurauksena virran kulku fyysisen mallin sisällä muuttuu ja mallissa kulkevat virrat ovat suurempia (Bridges & Frazier 1979).

Mittauspaikalla kaksi suoritetuissa mittauksissa rytmihäiriötahdistin Vitality 1870 häiriintyi, kun signaalia ei syötetty ja häiriö ajoittui suolaliuoksen lämpötilan ja johtavuus mittauksien yhteyteen. Vitality 1870 häiriintymisen mittauspaikalla 2 aiheutti siten todennäköisesti parametrien mittaaminen fyysisestä mallista. Kyseisessä

mittauksessa tunnistettuja lyönnejä on kuitenkin 30 %, joten häiriintyminen saattaisi olla mahdollista myös muussa vaiheessa mittausta.

Rytmihäiriötahdistimen Vitality 1870 akku oli lähes tyhjä ja tahdistin oli EOL-tilassa (End of Life). EOL-tila ei todennäköisesti vaikuttanut ratkaisevasti tahdistimen Vitality 1870 häiriintymiseen, koska tahdistimen Vitality 1870 manuaalin mukaan EOL-tilassa kyseisessä tahdistimessa ainoastaan rytmihäiriöiden hoidossa käytettävät toiminnot antitakykardiatahdistus ja pienenerginen rytminsiirto ovat poissa käytöstä. EOL-tilassa Vitality 1870 käyttää rytmihäiriöiden hoidossa suurienergistä defibrillaatiota kunnes akku on tyhjä. (Guidant 2008) Rytmihäiriötahdistimen Vitality 1870 valmistajan edustajan mukaan EOL-tila saattaa vaikuttaa muullakin tavalla tahdistimen toimintaan.

Rytmihäiriötahdistimet Vitality 2 EL T177, Teligen 100 F110 ja Gem VR 7231 eivät häiriintyneet merkittävästi suoritetuissa mittauksissa. Rytmihäiriötahdistimella Teligen 100 F110 suoritetuissa viidessä ensimmäisessä mittauksessa kammiolisälyöntien määrät vaihtelivat välillä 1800 - 2300 lyöntiä, kuten taulukossa 7.13 on esitetty. Kyseisissä mittauksissa tahdistimen Teligen 100 F110 tahdistustapa oli DDD ja tahdistimelle syötettiin signaalia kammiojohtoon. Kammiolisälyönnit liittyvät rytmihäiriötahdistimelle syötettyyn signaaliin ja tahdistustapaan DDD, sillä rytmihäiriötahdistin Teligen 100 F110 luokittelee kammiojohtoon syötetyn signaalin kammiolisälyönneiksi, koska kammion aktivaatiota ei edeltänyt eteisen aktivaatio. Kyseisissä mittauksissa esiintyvien kammiolisälyöntien voidaan siten todeta johtuvan mittausjärjestelystä ja signaalin syötöstä kammiojohtoon.

Rytmihäiriötahdistimilla suoritetuissa mittauksissa käytetty signaalin syöttö toimi mittauksien perusteella halutulla tavalla. Mittauksissa ei myöskään havaittu voimajohtojen aiheuttamien sähkömagneettisten kenttien vaikuttavan signaalin syöttöön ja esimerkiksi koaksiaalikaapelia pitkin ei havaittu johtuvan merkittäviä häiriöitä rytmihäiriötahdistimen johtoon.

8.4. Vertailu aikaisempiin tutkimuksiin

Sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritettujen mittauksien tuloksia voidaan vertailla aikaisemmin tehtyjen vastaavanlaisten tutkimusten tuloksiin, joissa on tutkittu voimajohtojen aiheuttamien sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksia tahdistimien toimintaan. Voimajohtojen aiheuttamien sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksia tahdistimien toimintaan on tutkittu muun muassa In Vivo ja In Vitro kokeilla.

Tutkimuksessa Toivonen et al. (1991) havaittiin suurimmalle herkkyydelle asetettujen unipolaaristen sydämentahdistimien häiriintyvän jo 1,2 - 1,7 kV/m sähkökentän voimakkuuksilla. Suurimmalle herkkyydelle ohjelmoiduissa bipolaarisissa sydämentahdistimissa häiriöitä esiintyi vasta 7,0 - 8,0 kV/m sähkökentän voimakkuuksilla. Tässä

diplomityössä suoritetuissa mittauksissa ainoastaan yksi suurimmalle herkkyydelle ohjelmoitu unipolaarinen sydämentahdistin häiriintyi ja kyseisen mittauspaikan sähkökentän voimakkuus oli 6,7 - 7,2 kV/m. Tutkimuksessa Toivonen et al. (1991) sydämentahdistimien häiriintymistä oli tutkittu tarkemmin, sillä kyseisessä tutkimuksessa tutkittiin myös yksittäisten tahdistuspulssien estymistä sekä ennenaikaisia tahdistuspulseja. Tässä diplomityössä suoritettujen mittausten perusteella voidaan sanoa ainoastaan, että yksi sydämentahdistin siirtyi tahdistamaan vakiotajuudella, koska mittauksissa ei tutkittu yksittäisiä tahdistuspulseja. Tutkimuksessa Toivonen et al. (1991) osa unipolaarisista sydämentahdistimista siirtyi tahdistamaan vakiotajuudella, kun sähkökentän voimakkuus oli 7,0 - 8,0 kV/m ja lisäksi tutkimuksessa havaittiin sydämentahdistimien häiriintymisessä olevan merkittäviä eroja valmistajien ja mallien välillä.

Tutkimuksessa Scholten & Silny (2001) havaittiin, että bipolaaristen sydämentahdistimien häiriintymiseen vaaditaan yli 10 kV/m sähkökentän voimakkuuksia. Tutkimuksen tuloksia unipolaaristen sydämentahdistimien osalta on esitetty taulukossa 4.5. Tutkimuksen Scholten & Silny (2001) perusteella unipolaarinen sydämentahdistin, jonka herkkyudeksi on ohjelmoitu 2,0 mV, saattaisi pahimmassa mahdollisessa tilanteessa häiriintyä tahdistin mallista riippuen jo 1,55 - 3,92 kV/m sähkökentän voimakkuuksilla. Tässä diplomityössä saatujen tulosten perusteella unipolaaristen sydämentahdistimien häiriintyminen voimajohtojen läheisyydessä on mahdollista.

Tutkimuksessa Joosten et al. (2009) saatuja tuloksia ja artikkelissa esitettyä esimerkkiä unipolaarisen sydämentahdistimen häiriintymisestä voidaan pitää hyvänä vertailukohtana tässä työssä saatuihin tuloksiin. Tutkimuksessa Joosten et al. (2009) unipolaarinen sydämentahdistin häiriintyi 6,2 kV/m sähkökentän voimakkuudella, kun kyseessä oli 1,93 metrin pituinen koehenkilö. Tässä diplomityössä yksi unipolaarinen sydämentahdistin häiriintyi mittauspaikalla, jonka sähkökentän voimakkuus oli 6,7 - 7,2 kV/m. Sydämentahdistimen herkkyys oli 0,50 mV ja mittauksessa käytettiin ihmistä muistuttavaa fyysistä mallia, jonka pituus oli 1,92 metriä.

Tutkimuksessa Pihlajaniemi et al. (2009) tutkittiin sydämentahdistimien ja rytmihäiriötahdistimien häiriintymistä pientaajuisissa magneettikentissä. Tutkimuksessa saatujen tulosten perusteella tahdistimet häiriintyvät vasta magneettikentän voimakkuuksilla, jotka ylittävät Kansainvälisen ionisoimattoman säteilyn toimikunnan asettamat väestöaltistuksen referenssiarvot. Tässä diplomityössä tahdistimien häiriintymisen aiheutti pääasiassa voimajohtojen aiheuttama sähkökenttä, koska mittauspaikoilla voimajohtojen aiheuttamat magneettikentät olivat heikkoja. Tutkimuksen Pihlajaniemi et al. (2009) perusteella voimajohtojen aiheuttamat heikot magneettikentät eivät voi yksinään aiheuttaa häiriöitä tahdistimien toiminnassa.

Sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla tehtyjen tutkimusten tulosten vertailu on haastavaa, sillä koejärjestelyt ja -menetelmät eroavat toisistaan huomattavasti. Tutkimuksissa on usein käytetty koehenkilöitä, koska in vitro-kokeille ei ole ollut testistandardia. Sydämentahdistimien in vitro-kokeisiin liittyen on valmisteilla standardi prEN 50527-2-1.

Tässä diplomityössä saatujen tulosten ja työssä esitettyjen tutkimusten: Toivonen et al. (1991), Scholten & Silny (2001), Joosten et al. (2009) ja Pihlajaniemi et al. (2009) perusteella sydämentahdistimien häiriintyminen voimajohtojen läheisyydessä on erittäin epätodennäköistä, koska nykyään sydämentahdistimet ohjelmoidaan bipolaarisiksi ja vain erikoistapauksissa sydämentahdistimet ohjelmoidaan unipolaarisiksi. Rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien häiriintyvyyttä voimajohtojen läheisyydessä on tutkittu huomattavasti vähemmän. Tässä diplomityössä yksi rytmihäiriötahdistin häiriintyi kahdessa eri mittauspaikassa, joissa sähkökentän voimakkuus oli yli 5 kV/m. Häiriintyneen rytmihäiriötahdistimen akku oli lähes loppu, mikä saattoi myös vaikuttaa tahdistimen häiriintymiseen. Kyseinen rytmihäiriötahdistin ei kuitenkaan häiriintynyt sähkökentän voimakkuudella 1 kV/m. Tämän diplomityön tulosten perusteella rytmihäiriötahdistimien häiriintyminen 400 kV voimajohtojen läheisyydessä on mahdollista, mutta epätodennäköistä.

9. JOHTOPÄÄTÖKSET

Sydämentahdistimilla ja rytmihäiriötahdistimilla suoritetuista mittauksista saatujen tulosten perusteella tahdistimien häiriintyminen 400 kV voimajohtojen lähellä on mahdollista, mutta erittäin harvinaista. Muissa tutkimuksissa sähkö- ja magneettikenttien vaikutuksista tahdistimien toimintaan on saatu vastaavia tuloksia.

Tässä työssä suoritetuissa mittauksissa häiriintyi yksi unipolaarinen sydämentahdistin, joka siirtyi tahdistamaan vakiotajuudella. Tässä työssä saatujen tulosten, aikaisempien tutkimusten ja standardin luonnoksen prEN 50527-2-1 perusteella unipolaaristen sydämentahdistimien häiriintyminen 400 kV voimajohtojen läheisyydessä on mahdollista, mutta epätodennäköistä. Nykyään sydämentahdistimet ohjelmoidaan lähes poikkeuksetta bipolaarisiksi, joten sydämentahdistimien häiriintymistä 400 kV voimajohtojen läheisyydessä voidaan pitää erittäin epätodennäköisenä. Hankkeen aikana ei myöskään löydetty yhtään raportoitua potilastapausta, jossa sydämentahdistin tai rytmihäiriötahdistin olisi häiriintynyt voimajohtojen läheisyydessä.

Rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien häiriintymistä pientaajuisissa sähkö- ja magneettikentissä on tutkittu huomattavasti vähemmän kuin sydämentahdistimien. Tässä työssä suoritetuissa mittauksissa yksi rytmihäiriötahdistin häiriintyi, mutta kyseinen tahdistin oli vanhempaa mallia vuodelta 2002 ja tahdistimen akku oli lähes lopussa. Mittauksissa käytetty uusi rytmihäiriötahdistin oli vuodelta 2008 ja mittauksissa ei havaittu 400 kV voimajohtojen olevan mitään vaikutusta kyseisen rytmihäiriötahdistimen toimintaan.

Tahdistimilla suoritettavissa mittauksissa tulisi käyttää mittausjärjestelyä standardin luonnoksen prEN 50527-2-1 mukaista mittausjärjestelyä, jotta mittauksissa havaittaisiin myös yksittäiset virheelliset tahdistuspulssit tai yksittäisten tahdistuspulssien väliin jääminen. Lisäksi mittauksissa käytetyn fyysisen mallin sähköisten ominaisuuksien vastaavuutta ihmisen sähköisiin ominaisuuksiin olisi hyvä tutkia tarkemmin kuin tässä työssä.

Etenkin rytmihäiriötahdistimien ja sydämen vajaatoimintatahdistimien mahdollisia häiriintymisiä 400 kV voimajohtojen läheisyydessä olisi hyvä tutkia lisää. Rytmihäiriötahdistimista voisi tutkia esimerkiksi uusien IS-4/DF-4 liittimien ja vanhempien IS-1/DF-1 liittimien eroja sähkömagneettisen yhteensopivuuden kannalta. Kipinäpurkausten vaikutuksia tahdistimien toimintaan voitaisiin myös tutkia.

LÄHTEET

ACGIH. 2009. TLVs and BEIs Based on the Documentation of the Threshold Limit Values for Chemical Substances and Physical Agents & Biological Exposure Indices. s.124-143

Acuity Spiral Physician Presentation. 2010. WL-Medical Oy (Boston Scientific). Julkaisematon esitys. 31 s.

Andreuccetti, D., Fossi, R. & Petrucci, C. 2010. Calculation of the Dielectric Properties of Body Tissues in the frequency range 10 Hz – 100 GHz. Institute of Applied Physics - Nello Carrara. [WWW]. [Viitattu 21.09.2010]. Saatavissa: <http://niremf.ifac.cnr.it/tissprop/htmlclie/uniquery.php?func=atsffun&freq=50&outform=tabl&tisname=on&conduct=on&permitt=on&losstan=on&wavelen=on&pendept=on>

BEHA GmbH. 2010. Unitest Hexagon 520 Digital Multimeter. Instruction manual. 104 s.

Biltema Suomi Oy. 2010. Digitaalinen testilaite. [WWW]. [Viitattu 08.09.2010]. Saatavissa: http://www.biltema.fi/osteri/osteri.cgi?sivu=skriptisivut/index_kauppa.htm

Biotronik GmbH & Co. 2006. Uutta elinvoimaa rytmihäiriötahdistimien avulla, Potilaan tietopaketti. 102 s.

Boston Scientific. 2008. Cardiac Resynchronization Therapy Pacemaker (CRT-P) Implantation/Coding Overview. [WWW]. [Viitattu 20.09.2010]. Saatavissa: http://www.bostonscientific.com/templatedata/imports/HTML/CRM/Reimbursement/pdf/C5-397-0108_CRTP.pdf

Boston Scientific. 2009a. Boston Scientific esite - ENDOTAK RELIANCE™ G and ENDOTAK RELIANCE™ SG Defibrillation Leads. 4 s.

Boston Scientific. 2009b. System Guide – Altrua 20 and Altrua 40 Multiprogrammable pacemakers. [WWW]. [Viitattu 14.10.2010]. Saatavissa: http://www.bostonscientific.com/templatedata/imports/HTML/CRM/ifu/pdf/357894-003_EN_US.pdf

Boston Scientific. 2010. ACUITY™ Spiral Left-Ventricular Lead. [WWW]. [Viitattu 20.09.2010]. Saatavissa: http://www.bostonscientific-international.com/Device.bsci?page=HCP_Overview&navRelId=1000.1003&method=DevDetailHCP&id=10103401&pageDisclaimer=Disclaimer.ProductPage,%20Disclaimer.ReservedForMedProfs

Bridges, J. & Frazier, M. 1979. The effects of 60-Hertz Electric and Magnetic Fields on Implanted Cardiac Pacemakers. EPRIEA-1174. 197 s.

Chow, A. & Buxton, A. 2006. Implantable Cardiac Pacemakers and Defibrillators – All you wanted to know. BMJ Books. 185 s.

Cleveland Clinic. 2010. Pacemaker Implant. [WWW]. [Viitattu 18.05.2010]. Saatavissa: <http://my.clevelandclinic.org/heart/services/tests/procedures/pacemaker.aspx>

Deno, D. 1977. Currents Induced in the Human by High Voltage Transmission Line Electric Field – Measurement and Calculation of Distribution and Dose. IEEE Transactions on Power Apparatus and Systems, Vol. PAS-96, No. 5. s. 1517-1527

Duffin, E. G. 2003. Implantable Defibrillators. CRC Press. 8 s.

Duodecim, Suomalaisen Lääkäriseuran Duodecimin ja Kardiologisen Seuran asettama työryhmä. 2010. Käypä hoito-suositus, Tahdistinhoito. [WWW]. [Viitattu 19.05.2010]. Saatavissa: <http://www.terveysportti.fi/xmedia/hoi/hoi50082.pdf>

EN 45502-2-1. 2003. Active implantable medical devices – Part 2-1: Particular requirements for active implantable medical devices intended to treat bradyarrhythmia (cardiac pacemakers). 95 s.

EN 50077. 1993. Low-profile connector for implantable cardiac pacemakers. 16 s.

Endotak Reliance 4-site Technical Overview. 2010. WL-Medical Oy, Boston Scientific. Julkaisematon esitys. 39 s.

Fingrid Oyj. 2010. Suomen sähköjärjestelmä. [WWW]. [Viitattu 21.09.2010]. Saatavissa: http://www.fingrid.fi/portal/suomeksi/yritysinfo/suomen_sahkojarjestelma/

Forde, M. & Ridgely, P. 2006. Implantable Cardiac Pacemakers. CRC Press. 12 s.

Gubisch, R. Electromagnetic Compatibility (EMC) for Active Implantable Medical Devices. Intertek. [WWW]. [Viitattu 25.08.2010]. Saatavissa: <http://www.intertek.com/medical/emc-for-active-implantable-medical-devices-paper/>

Guidant. 2004. Sources of Electromagnetic Interference (EMI) For Pacemakers, Implantable Cardioverter Defibrillators (ICDs), and Heart Failure Devices. [WWW]. [Viitattu 25.08.2010]. Saatavissa: <http://www.med.unc.edu/medicine/card/fellows/patientinstructions/EMI.pdf>

- Guidant. 2008. System Guide - Vitality Implantable Cardioverter Defibrillator Models 1870/1871/1872. [WWW]. [Viitattu 14.10.2010]. Saatavissa: <http://www.bostonscientific.com/templatedata/imports/HTML/CRM/ifu/pdf/355979-007.pdf>
- Hanna Instruments. 2007. DiST WP Conductivity/TDS Meters – Käyttöohje. 4 s.
- Heikkilä, J. & Mäkijärvi, M. 2003. EKG. 1. painos. Hämeenlinna, Kustannus Oy Duodecim, Orion Pharma Oyj. 576 s.
- Heikkilä, J., Kupari, M., Airaksinen, J., Huikuri, H., Nieminen, M. & Peuhkurinen, K. 2008. Kardiologia. 2. uudistettu painos. Jyväskylä, Kustannus Oy Duodecim, Gummerus Kirjapaino Oy. 1392 s.
- ICD:n Läpileikkauskuva. 2010. WL-Medical Oy (Boston Scientific). Julkaisematon esitys. 1 s.
- ICNIRP. 2010. ICNIRP Fact Sheet On The Guidelines for Limiting Exposure to time-Varying Electric and Magnetic Fields (1 Hz - 100 kHz). Health Physics 99(6):818-836.
- Jokela, K. 2006a. Biosähkömagneetiikan fysikaalisia perusteita. Nyberg, H. & Jokela, K. Säteily- ja ydinturvallisuus-kirjasarjan osa 6 – Sähkömagneettiset kentät. Hämeenlinna. s.27-58
- Jokela, K. 2006b. Dosimetria. Nyberg, H. & Jokela, K. Säteily- ja ydinturvallisuus-kirjasarjan osa 6 – Sähkömagneettiset kentät. Hämeenlinna. s.59-116
- Jokela, K. 2006c. Ionisoimaton säteily ja sähkömagneettiset kentät. Nyberg, H. & Jokela, K. Säteily- ja ydinturvallisuus-kirjasarjan osa 6 – Sähkömagneettiset kentät. Hämeenlinna. s.11-26
- Jokela, K., Korpinen, L., Hietanen, M., Puranen, L., Huurto, L., Pättikangas, H., Toivo, T., Sihvonen, A-P. & Nyberg, H. 2006. Säteilylähteet ja altistuminen. Nyberg, H. & Jokela, K. Säteily- ja ydinturvallisuus-kirjasarjan osa 6 – Sähkömagneettiset kentät. Hämeenlinna. s.359-452
- Joosten, S, Pammler, K & Silny, J. 2009. The influence of anatomical and physiological parameters on the interference voltage at the input of unipolar cardiac pacemakers in low frequency electric fields. Physics in Medicine and Biology, Vol. 54. s. 591-609
- Kenny, T. 2008a. Nuts and Bolts of Cardiac Pacing. John Wiley & Sons, Ltd. 172 s.
- Kenny, T. 2008b. Nuts and Bolts of ICD Therapy. John Wiley & Sons, Ltd. 151 s.

Korpinen, L. & Elovaara, J. 2006. Voimalinjojen sähkö- ja magneettikentän laskenta. Nyberg, H. & Jokela, K. Säteily- ja ydinturvallisuus-kirjasarjan osa 6 – Sähköturvallisuus kentät. Hämeenlinna. s.530-536

Kreula, M. 2010. Pientaajuisten sähkö- ja magneettikenttien sydämentahdistimiin ja rytmihäiriötahdistimiin aiheuttamien vaikutusten tutkiminen fantomien avulla. Diplomityö. Tampere. Tampereen teknillinen yliopisto. 91 s.

Malinen, Seppo. 2010. Tahdistus ja elektrofysiologia, WL-Medical Oy. Tampere. Haastattelu 15.09.2010.

Marieb, E. N. 2006. Essentials of human anatomy & physiology. 8. painos. San Francisco, Pearson/Benjamin Cummings. 606 s.

Medtronic GmbH. 2000. Sydämentahdistin – Mitä potilaan tulee tietää. 32 s.

Medtronic Inc. 2002. Biventrikulaarinen tahdistin sydämen vajaatoiminnan hoitoon – Potilaan opas. 32 s.

Medtronic, Inc. 2008. Versa™ VEDR01 Dual Chamber rate responsive pacemaker (DDDR) Implant Manual. 33 s.

Narda Safety Test Solutions. 2006. EFA-200/-300 EM Field Analyzer Operating Manual.

Narda Safety Test Solutions. 2010. Exposure Level Tester ELT-400 Datasheet. [WWW]. [Viitattu 08.09.2010]. Saatavissa: http://www.narda-sts.us/pdf_files/DataSheets/ELT400_DataSheet.pdf

Pakarinen S. & Toivonen L. 2010. Nykyaikainen tahdistinhoito. Lääketieteellinen Aikakauskirja Duodecim 7/2010. Duodecim 126. s. 757-763

Pihlajaniemi, M., Alanko, T., Lindholm, H. & Hietanen, M. 2009. Test Setup for Revealing Pacemaker Interference with Low Frequency Magnetic Fields. BIOEM 2009 Davos Abstract Collection, June 14-19. pp. 664-655

Pirkanmaan sairaanhoitopiiri. 2007. Tahdistin- ja defibrillaattoripotilaiden seuranta. [WWW]. [Viitattu 28.05.2010]. Saatavissa: <http://www.pshp.fi/default.aspx?contentid=1495>

prEN 50527-2-1. 2010. Procedure for the assessment of the exposure to electromagnetic fields of workers bearing active implantable medical devices - Part 2-1: Specific assessment for workers with cardiac pacemakers. Bryssel, CENELEC. 61 s.

Raatikainen, P. & Linnaluoto, M. 2003. Pysyvä tahdistin leikkauspotilaalla. *Finnanest* 36 (4). s. 321-326

Scherschel, J. A. 2009. The Next Standard in ICD Lead Technology: The DF-4 ICD Lead Connector System. *EP Lab Digest* 9, 11, s. 34-35

Scholten, A. & Silny, J. 2001. The interference threshold of cardiac pacemakers in electric 50 Hz fields. *Journal of Medical Engineering & Technology*, Vol. 25, 1, s. 1-11

Suomen Kardiologinen Seura. 2010. Kardiologisten toimenpiteiden lukumäärät 2006-2007. [WWW]. [Viitattu 28.05.2010]. Saatavissa: <http://www.fincardio.fi/yleista/>

Suomen Standardisoimisliitto SFS ry. 2005. Standardien tarkoitus ja käyttö. [WWW]. [Viitattu 25.08.2010]. Saatavissa: <http://www.sfs.fi/palvelut/oppilaitoksille/tarkoituskakaytto.html#1.2.%20Standardin%20m%C3%A4%C3%A4ritelm%C3%A4>

TiePie engineering. 2009. Multi Channel software User manual. 83 s.

TiePie engineering. 2010. User manual Handyscope 3 a multifunctional PC measuring instrument. 22 s.

Toivonen, L. & Lammintausta, O. 1993. Tahdistinhoito – Aiheet ja tahdistinten toimintaperiaatteet. *Duodecim* 109. s. 393-401

Toivonen, L., Valjus, J., Hongisto, M. & Metso, R. 1991. The Influence of 50 Hz Electric and Magnetic Fields on Cardiac Pacemakers. *Imatran Voima Oy*. 38 s.

Virtanen, Vesa. 2010. Ylilääkäri, TAYS Sydänkeskus Oy. Tampere. Haastattelu 29.10.2010.

Wandel & Goltermann. 1996. EFA-1/EFA-2/EFA-3 Field Analyzer Operating Manual.

WL-Medical Oy. 2006. Potilaan opaskirja – Vajaatoiminnan ja rytmihäiriöiden tahdistinhoito. 40 s.

Yleinen Teollisuusliitto. 2010. Standardisointi. [WWW]. [Viitattu 25.08.2010]. Saatavissa: <http://www.ytl.fi/standardisointi/tietoa.html>

LIITE 1: MITTAUKSISSA KÄYTETYT TAHDISTIMET

Sydämentahdistimet (mittaukset 1.7.2010 ja 6.7.2010)

Mittaukset	Malli	Valmistaja
1 ja 13	Altrua 20 S201	Boston Scientific
2 ja 15	Talos SR	Biotronik
3 ja 17	C20A2 SR	Vitatron
4 ja 18	Sigma SS 203	Medtronic
5 ja 14	Sigma SSR 303	Medtronic
6 ja 16	Adapta ADDR01	Medtronic
7 ja 23	Sigma SDR 303	Medtronic
8	Discovery II DR 1284	Guidant
9 ja 22	Sigma SDR 303	Medtronic
10 ja 20	Talos SR	Biotronik
11 ja 21	C20A3 SR	Vitatron
12 ja 19	Kappa KSR901	Medtronic
24	Entity DR 5326	Pacesetter
25	Entity DR 5326	Pacesetter
26	Versa VEDR01	Medtronic
27	Identity ADx DR 5380	St. Jude Medical
28	Sigma SDR 303	Medtronic
29	Sigma SSR 303	Medtronic
30	Sigma SSR 303	Medtronic
31	Thera VDD 8968i	Medtronic

Rytmihäiriötahdistimet (mittaukset 12.8.2010 ja 28.8.2010)

Mittaukset	Malli	Valmistaja
1 - 12	Teligen 100 F110	Boston Scientific
13 - 14	Vitality 2 EL T177	Guidant
15 - 16, 18 - 19 ja 21 - 23	Vitality 1870	Guidant
17 ja 20	Gem III VR 7231	Medtronic