

LANGATTOMAN EKG-LAITTEEN
ELEKTRODIPAikkojen
TESTAAMINEN
MALLINNUSMETELMÄLLÄ JA
KLIINISELLÄ DATALLA

Merja Puurtinen
Syventävien opintojen kirjallinen työ
Tampereen yliopisto / Fysiologian laitos
Tampereen teknillinen yliopisto / Biolääketieteen tekniikan laitos
Marraskuu 2008

^aTampereen yliopisto
Lääketieteen laitos / Fysiologian tutkimusryhmä

^bTampereen teknillinen yliopisto
Biolääketieteen tekniikan laitos

PUURTINEN MERJA: LANGATTOMAN EKG-LAITTEEN ELEKTRODIPAIKKOJEN
TESTAAMINEN MALLINNUSMETELMÄLLÄ JA KLIINISELLÄ DATALLA

Kirjallinen työ, 14 s.

Ohjaajat: professori Ville Jäntti^a, professori Jari Hyttinen^b

Marraskuu 2008

Avainsanat: thoraxmalli, elektrodien sijainti, pintapotentialikartta,
elementtimenetelmä, kytkentäkenttä

Tiivistelmä: Tekniikan kehitys on johtanut myös lääketieteessä langattomien mittalaitteiden kehitykseen. Uudet kannettavat ja pienikokoiset mittalaitteet saattavat kuitenkin tarvita uudenlaiset elektrodipaikat. Tämän työn tarkoituksena oli testata erilaisia bipolaarisia sydänsähkökäyriä (EKG) mittaavia elektrodikytkentöjä mallinnusmenetelmän sekä kliinisen datan avulla. Tutkimuksessa selvitettiin, kuinka yksikanavaisen pienen EKG-laitteen elektrodien välinen etäisyys ja elektrodien sijainti vaikuttaa EKG-signaalin vahvuuteen. Lisäksi tavoitteena oli selvittää, kuinka hyvin mallinnusmenetelmällä saadut tulokset vastaavat kliinisesti mitattua EKG:a. Tutkimuksessa käytettiin 2D- ja 3D-thoraxmalleja sekä kliinistä EKG-aineistoa. Mallinnus perustui elementtimenetelmään (finite difference method eli FDM) sekä kytkentäkenttäteoriaan, ja kliininen data oli valmis 236 potilaasta 120 elektrodilla mitattu EKG-pintapotentialikartta (body surface potential map eli BSPM). Kliinisestä datasta saatujen tulosten perusteella pienen yksikanavaisen laitteen elektrodipari kannattaa asettaa rintakehän päälle diagonaalisesti sydämen sähköisen akselin suuntaisesti, koska silloin saadaan vahva signaali. Jos signaalista halutaan saada diagnoosia varten koko EKG, perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän standardikytkentöjen V1 ja V2 rintaelektrodien välinen etäisyys ei vaakatasoon asetetuilla elektrodeilla riitä, sillä pienimmät parametrit saattavat hukkuu kohinaan. Jos signaalista halutaan havaita vain pulssi, jopa neljäsosa tästä standardietäisyydestä voi olla riittävä. Tulokset osoittavat myös, että mallinnuksen avulla voidaan ennustaa todellista signaalin vahvuutta, koska saadut mallinnustulokset korreloivat suhteellisen hyvin kliinisen datan kanssa ($r = 0.79$). Täten mallinnusmenetelmää voitaisiin käyttää suunniteltaessa uusia elektrodipaikkoja uusille langattomille ja yksikanavaisille EKG-mittalaitteille.

SISÄLLYS

1. JOHDANTO	4
2. TUTKIMUSMETODI	5
2.1. AINEISTO.....	5
2.2. MENETELMÄT	7
3. TULOKSET.....	8
4. POHDINTA.....	12
5. LÄHTEET	14

1. JOHDANTO

Sydänsähkökäyrää (elektrokardiogrammi eli EKG) on perinteisesti mitattu 12-kytkentäisellä EKG-järjestelmällä, jossa käytetään neljää raajaelektrodia ja kuutta rintaelektrodia. Tekniikan kehitys on johtanut myös lääketieteessä pienten kannettavien mittalaitteiden kehitykseen. Muun muassa kannettavalle ja langattomalle sydänsähkökäyrää tai lihassähkökäyrää (elektromyogrammi eli EMG) mittaavalle laitteelle olisi laajat käyttömahdollisuudet potilasvalvonnassa. Pienet yksikanavaiset mittalaitteet voisivat hyötyä uudeltaisesta elektrodisijoittelusta. Elektrodien välisen etäisyyden pienentäminen vaikuttaa kuitenkin mitattavaan signaaliin, ja siksi on tärkeää testata uusien elektrodipaikkojen toimivuutta.

Tämän työn tarkoituksena oli tutkia mallinnusmenetelmän ja kliinisen EKG-aineiston avulla, kuinka bipolaarielektrodien sijainti sekä elektrodien välisen etäisyyden pienentäminen vaikuttavat mitatun EKG-signaalin amplitudiin. Mallinnuksessa käytettiin 2D- ja 3D-thoraxmalleja, ja mallinnus perustui elementtimenetelmään (finite difference method eli FDM) sekä kytkentäteoriaan. Kliinisenä aineistona käytettiin valmista 236 potilaasta 120 elektrodilla mitattua EKG-pintapotentialikarttaa (body surface potential map eli BSPM). Työssä käytettiin kliinistä dataa erityisesti siksi, että tavoitteena oli selvittää, voidaanko mallintamalla ennustaa todellista signaalin vahvuutta ja näin optimoida elektrodien välistä etäisyyttä ja sijaintia. Kliinisen datan avulla selvitettiin myös erikseen, minkälainen elektrodien asettelu olisi optimaalisin langatonta yksikanavaista EKG-mittausta varten. Lisäksi kliinisestä datasta tutkittiin, kuinka paljon elektrodien välistä etäisyyttä voidaan pienentää ilman, että signaali heikkenee liikaa ja hukkuu kohinaan.

Tämä raportti pohjautuu kahteen julkaisuun, joissa syventävien töiden tekijä Merja Puurtinen on tehnyt aineiston käsittelyn sekä tulosten analyysin ja ollut julkaisuissa pääasiallinen kirjoittaja [1, 2].

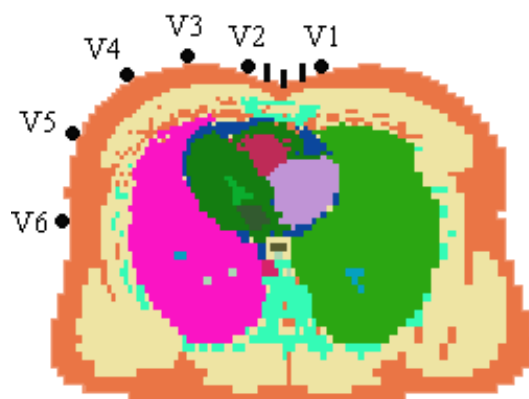
2. TUTKIMUSMETODI

Tutkimuksessa käytettiin kahta tutkimusmetodia: mallinnusta ja kliinistä dataa. Näiden metodien avulla tutkittiin EKG-signaalin vahvuutta mitattuna bipolaarisesti eri elektrodipaikoilla ja elektrodietäisyyksillä. Tutkittavat elektrodipaikat valittiin perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän kytkentöjen V1–V6 rintaelektrodien läheisyydestä, koska tällä alueella EKG-signaali on yleensä vahvin. Pienin tutkittu elektrodien välinen etäisyys oli malleilla $\frac{1}{4}$ ja kliinisellä datalla $\frac{1}{2}$ perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän rintaelektrodien välisestä etäisyydestä. Mallinnuksessa käytetyt elektrodipaikat on visualisoitu 2D-mallin avulla kuvassa 1, ja kliinisen datan elektrodipaikat näkyvät kuvassa 3.

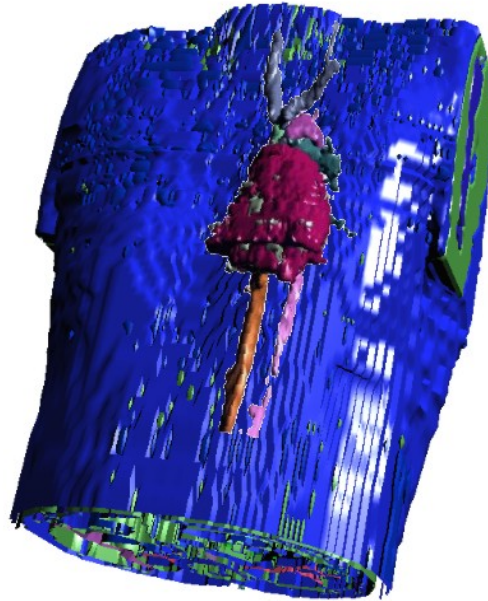
2.1. AINEISTO

Thoraxmallit

Tutkimuksessa käytettiin realistisia 2D- ja 3D-tietokonemalleja, jotka perustuivat Visible Human Man projektin anatomiakuviin. Mallit olivat valmiiksi segmentoituja ja sisälsivät 36 eri kudostyyppiä [3] [4]. Kuvassa 1 esitetty 2D-malli on aksiaalinen leike thoraxmallista. Kuvassa 2 esitetty 3D-malli on täydellinen thoraxmalli joka koostuu 60 leikkeestä.



Kuva 1. 2D-thoraxmalli ja perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän mukaiset rintaelektrodipaikat kuvattuina mallin leiketasonle. Mustat palkit kuvaavat tutkimuksessa käytettyjä lyhyempiä elektrodivälejä.

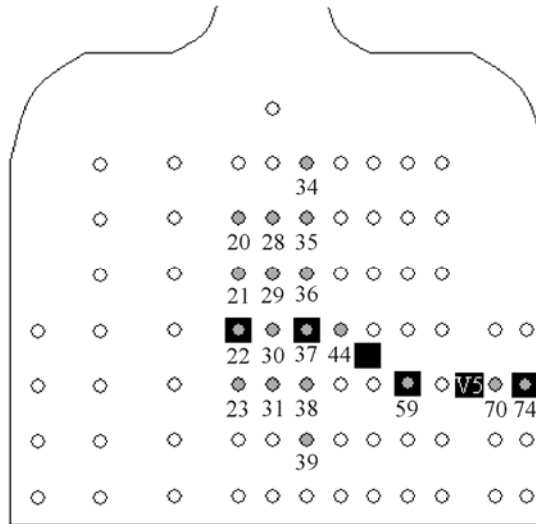


Kuva 2. 3D-thoraxmalli joka perustui Visible Human Man aineistoon.

Molemmat mallit perustuiivat FDM-elementtimenetelmään, jossa malli koostuu kuutioelementeistä ja niitä yhdistävistä pisteistä, jotka muodostavat vastusverkon [5]. 2D-mallin resoluutio oli 250 x 250 pikseliä (1,67 mm x 1,67 mm). Suuremman 3D-mallin resoluutio pienennettiin 92 x 93 pikseliin laskentaprosessin helpottamiseksi. 3D-mallin resoluutio säädettiin siten, että se oli tarkin sydämen ja rintaelektrodien alueella (1 mm x 1 mm x 4 mm) ja harveni mallin reunoille mentäessä.

Kliininen BSPM-aineisto

Kliinisenä datana käytettiin valmiiksi mitattua BSPM-EKG-aineistoa [6]. Aineisto sisälsi 236 potilaasta 120 elektrodilla mitatut EKG-signaalit. BSPM-aineistossa signaalit oli mitattu käyttäen Wilsonin keskiterminaalia referenssinä, mutta tätä tutkimusta varten laskimme bipolaarisignaaleita vähentämällä kahden rintaelektrodin väliset signaalit toisistaan. Pienin elektrodien välinen etäisyys, joka saatiin laskettua kliinisestä datasta, oli $\frac{1}{2}$ perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän rintaelektrodien välisestä etäisyydestä. BSPM-datan elektrodien sijainti näkyy kuvassa 3. Tässä tutkimuksessa käytetyt elektrodipaikat on numeroitu ja väritetty harmaalla.



Kuva 3. BSPM-aineiston elektrodien sijainti. Tutkimuksessa käytetyt elektrodit on numeroitu sekä väritetty harmaalla. Mustat neliöt kuvaavat perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän rintaelektrodeja.

2.2. MENETELMÄT

Mallinnusmenetelmänä käytettiin kytkentäkenttäteoriaan ja resiprositeettiteoreemaan perustuvaa laskentaa. Kytkekenttäteorian mukaan mitatun signaalin V_{LE} ja voluumijohteessa olevien lähteiden \vec{J}^i välille pätee seuraava yhtälö:

$$V_{LE} = \int \frac{1}{\sigma} \vec{J}_{LE} \cdot \vec{J}^i dv \quad (1)$$

jossa \vec{J}_{LE} on kytkentäkenttä ja σ on tilavuusjohteen johtavuus [5]. Täten jos kytkentäkenttä ja voluumijohteen ominaisuudet tunnetaan, mitatun signaalin V_{LE} suuruus voidaan arvioida.

FDM-malleissa kytkentäkenttä voidaan määrittää käyttäen resiprositeettiteoremaa. Resiprositeettiteoreeman mukaan lähteen ja mittauspisteiden paikkaa voidaan vaihtaa keskenään ilman, että havaitun signaalin amplitudi muuttuu [7]. Täten mallin pinnalle asetettuihin elektrodikohtiin syötettiin resiprokaalinen yksikkövirta, josta sydänlihakseen syntyvä

kytkentäkenttä laskettiin. Tämä kytkentäkenttä kuvaa kyseisen elektrodikytkennän herkkyyttä mitata sydänlihaksessa sijaitsevia lähteitä. Tätä mittausherkkyyttä käytettiin tässä tutkimuksessa kuvaamaan mittauskytkennällä saatavan EKG-signaalin voimakkuutta. Mallinnuslaskut suoritettiin biosähköisten ilmiöiden mallinnukseen Tampereen teknillisen yliopiston Ragnar Granit -instituutissa kehitetyllä työkalulla [8].

Kliinisestä datasta EKG-signaalin voimakkuutta kuvaavaksi parametriksi valittiin QRS-amplitudi, mikä laskettiin QRS-kompleksin minimi- ja maksimijännitteiden erotuksena. QRS-amplitudi määritettiin tietystä elektrodiparista jokaiselta 236 henkilöltä ja henkilöiden keskiarvo laskettiin. Tätä QRS-amplitudin keskiarvoa käytettiin kuvaamaan tietystä elektrodiparista saatavan signaalin voimakkuutta. Vastaavasti kliinisestä datasta määritettiin P-aallon amplitudin keskiarvo. P-aallon amplitudi määritettiin siksi, että se on yleensä pieniamplitudisin EKG-signaalin parametreista ja hukkuu siten ensimmäisenä kohinaan, jos signaali on heikko. Tuloksia tarkasteltaessa referenssikohina-arvoina käytettiin $15 \mu\text{V}$ ja $60 \mu\text{V}$, jotka vastaavat matalaa ja korkeaa kohinatasoa [9–11]. Kohina-arvot otettiin kirjallisuudesta, koska kohinaa ei voitu määrittää valmiiksi parametrisoidusta kliinisestä EKG-datasta.

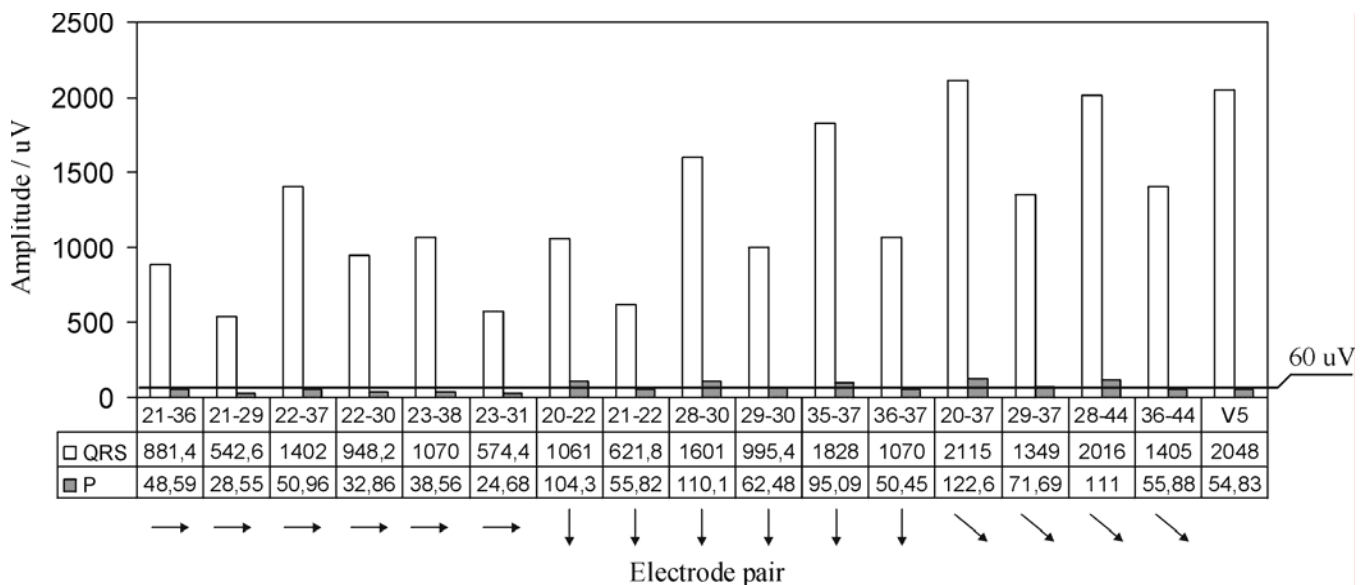
Mallinnusmenetelmän ja kliinisen datan avulla saatujen tulosten yhtenevyyttä testattiin lineaarisella regressioanalyysillä ja korrelaatiokertoimella.

3. TULOKSET

Kuvassa 4 on esitetty kliinisestä datasta saadut tulokset. Kuvaajassa on 236 henkilön EKG-signaaleista lasketut keskiarvot QRS- ja P-aallon amplitudeille tutkituissa elektrodipareissa. Kuvaajan alaosassa näkyy myös, mihin suuntaan elektrodipari on sijoitettu rinnalle. Kuvaajaan on lisätty vertailun vuoksi myös standardikytkennästä V5 saadut arvot. Elektrodiparien sijainti sekä numerointi näkyvät kuvassa 3.

Kuvassa 4 vasemmalta lähtien joka toisessa elektrodiparissa on pienempi elektrodien välinen etäisyys kuin edellisessä parissa, ja siksi amplitudi on niissä pienempi. Esimerkiksi parit 21–36 ja 21–29 ovat samansuuntaiset, mutta jälkimmäisessä on pienempi elektrodietäisyys. Diagonaalisesti asetetuista elektrodipareista saatiin vahvin signaali, ja niistä paras oli elektrodipari 20–37.

Verrattuna korkeaan $60 \mu\text{V}$:n kohinatasoon QRS-amplitudi oli riittävän suuri kaikissa tutkituissa elektrodipareissa, mutta P-aalto jäi kohinaa pienemmäksi useissa elektrodipareissa. Esimerkiksi elektrodiparissa 22–37, joka vastaa perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän kytkentöjen V1 ja V2 rintaelektrodeja, P-aallon amplitudi oli pienempi kuin $60 \mu\text{V}$. Vain diagonaalisilla ja vertikaalisilla isomman elektrodietäisyyden elektrodipareilla P-aalto oli kohinaa suurempi. Pienempään $15 \mu\text{V}$:n kohinatasoon verrattuna kaikista tutkituista elektrodipareista saatiin havaittavat QRS- ja P-aallot.

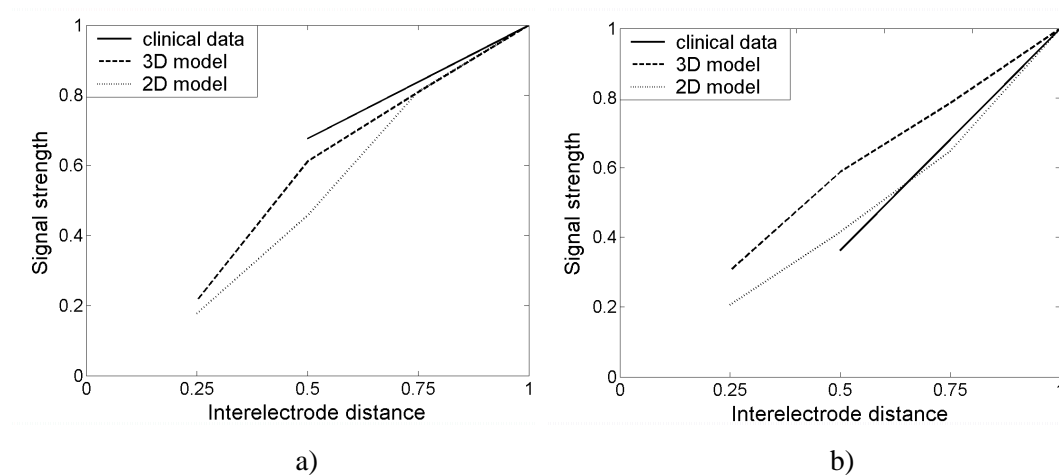


Kuva 4. 236 henkilön EKG-datasta lasketut QRS- ja P-aallon amplitudien keskiarvot tutkituissa elektrodipareissa sekä standardikytkennässä V5. Elektrodiparien sijainti näkyy kuvassa 3. Raja $60 \mu\text{V}$ kuvaa vertailtavaa kohina-arvoa. Nuolet kuvaavat kunkin elektrodiparin suuntaa rintakehällä.

Kuvassa 5 on esitetty sekä mallintamalla että kliinisellä datalla saadut tulokset, kun bipolaarielektrodit on sijoitettu perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän

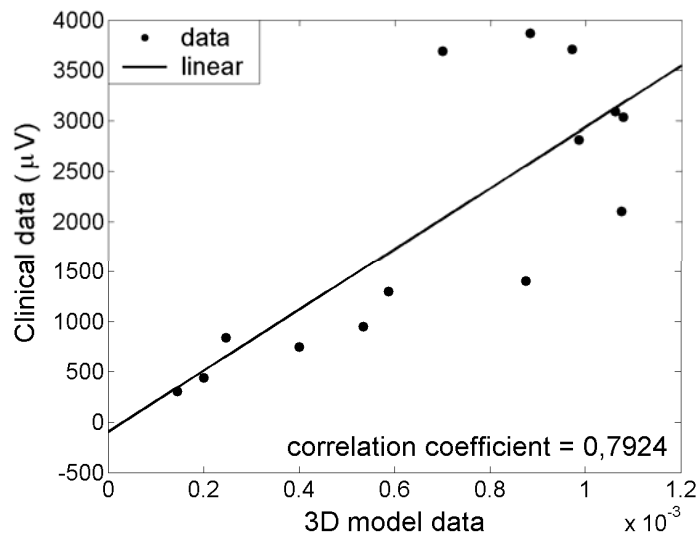
kytkentöjen a) V1–V2 sekä b) V5–V6 rintaelektrodien kohdalle. Kuvaajien kolme eri käyrää kuvaavat 2D-mallista, 3D-mallista ja kliinisestä datasta määritettyä signaalin voimakkuutta eri elektrodien välisillä etäisyyksillä. Mallinnusdatassa signaalin voimakkuutta kuvaa kytkentäkentästä määritetty mittausherkkyyys ja kliinisessä datassa signaalin voimakkuutta kuvaa QRS-amplitudi. Malleilla määritetty pienin elektrodien välinen etäisyys oli $\frac{1}{4}$ ja kliinisestä datasta $\frac{1}{2}$ perinteisen 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän rintaelektrodien välisestä etäisyydestä.

Kuvasta 5 nähdään, että signaalin voimakkuus pieneni elektrodien välisen etäisyyden pienentyessä, mutta muutos oli erisuuruinen eri elektrodipaikoilla. Kliinisen datan mukaan etäisyyden puolittuessa signaali pieneni V1–V2:n kohdalla 68 %:iin (kuva 5(a)), ja V5–V6 kohdalla 35 %:iin (kuva 5(b)). Myös mallinnustulosten mukaan signaalin voimakkuus pieneni selvästi elektrodien välisen etäisyyden pienentyessä. V1-V2-kytkentöjen rintaelektrodien tapauksessa (kuva 5 (a)) 3D-mallinnustulos vastasi paremmin kliinisestä datasta saatua tulosta, kun taas V5–V6-kytkentöjen tapauksessa (kuva 5 (b)) 2D-malli toimi paremmin.



Kuva 5. Signaalin voimakkuus elektrodien välisen etäisyyden funktiona määritettynä kliinisestä EKG-datasta sekä 3D- ja 2D-malleista rintaelektrodien a) V1–V2 ja b) V5–V6 kohdalla. Etäisyys 1 vastaa standardi 12-kytkentäisen EKG-järjestelmän vierekkäisten rintaelektrodien välistä etäisyyttä. Y-akseli on skaalattu standardietäisyydellä 1 saadun signaalinvoimakkuuden mukaan.

Kuvassa 6 on esitetty korrelaatio kliinisestä datasta saatujen signaalinvoimakkuuksien ja 3D-mallinnuksesta saatujen mittausherkkyyksien välillä. Korrelaatiokertoimeksi saatiin $r = 0.79$. Taulukossa 1 on esitetty korrelaatiokertoimet 2D-mallin ja kliinisen datan sekä 2D- ja 3D-mallien kesken. Kliinisen datan ja 2D-mallin tulosten välinen korrelaatiokerroin oli $r = 0.69$, ja mallien välinen $r = 0.90$. Kaikkien analyysien p-arvo oli alle 0.05.



Kuva 6. Korrelaatio 3D-mallinnuksesta määritetyn mittausherkkyyden ja kliinisestä datasta määritetyn signaalinvoimakkuuden kesken.

Taulukko 1. 2D-mallilla, 3D-mallilla ja kliinisellä EKG-datalla saatujen tulosten väliset

korrelaatiokertoimet

Data	Korrelaatiokerroin, r
2D – clinical	0,69
3D – clinical	0,79
2D – 3D	0,90

4. POHDINTA

Tämän työn tarkoituksena oli tutkia mallinnusmenetelmän ja kliinisen EKG-datan avulla, kuinka bipolaarielektrodien sijainti ja niiden välisen etäisyyden pienentäminen vaikuttaa mitatun EKG-signaalin amplitudiin. Kliinisestä datasta saatujen tulosten perusteella elektrodipari kannattaa asettaa rintakehän päälle diagonaalisesti sydämen sähköisen akselin suuntaisesti, koska silloin saadaan vahva signaali. Jos signaalista halutaan saada diagnoosia varten koko EKG, perinteisen 12-järjestelmän standardikytkentöjen V1 ja V2 rintaelektrodien välinen etäisyys ei vaakatasoon asetetuilla elektrodeilla riitä, sillä pienimmät parametrit saattavat hukkaa kohinaan (kuva 4). Jos signaalista halutaan havaita vain pulssi, jopa neljäsosa tästä standardietäisyydestä voi olla riittävä.

Tulokset osoittavat, että mallinnuksen avulla voidaan ennustaa todellista signaalin vahvuutta, koska erityisesti 3D-mallilla saadut mallinnustulokset korreloivat suhteellisen hyvin kliinisen datan kanssa (kuva 6). Mallinnusmenetelmää voitaisiin siis käyttää suunniteltaessa uusia elektrodipaikkoja uusille langattomille ja yksikanavaisille EKG-mittalaitteille. Mallinnusmenetelmän etuna on, että sillä voidaan nopeasti testata useita eri elektrodipaikkoja. Mallinnusta voitaisiin hyödyntää myös suunniteltaessa uusia implantoitavia mittalaitteita, joiden laaja testaaminen käytännössä on mahdotonta.

Mallinnusmenetelmällä saadaan kuitenkin arvioita vain signaalin voimakkuuden suhteellisista muutoksista eri elektrodipaikoilla. Absoluuttisen signaalinvoimakkuuden tai signaalin muodon arviointiin se ei sovellu, koska mallit ovat passiivisia eivätkä sisällä sydämen sähköistä toimintaa. Toisaalta absoluuttinen signaalinvoimakkuus vaihtelee kliinisessäkin datassa yksilöstä toiseen, joten suhteellisten muutosten tarkastelu on perusteltua, kun tarkoituksena on vertailla eri elektrodipaikkoja.

Jatkotutkimuksessa mallinnusmenetelmää voitaisiin kehittää muun muassa lisäämällä sydämen sähköinen aktiviteetti mukaan malleihin. Lisäksi optimaalisia elektrodipaikkoja sekä mallinnuksen ja kliinisen datan yhtenevyyttä voitaisiin tutkia suuremmalla elektrodimäärällä. 3D-malli voitaisiin myös rakentaa

yksilöllisesti potilaan omista kuvista tai tietystä patologisesta rakenteesta. Yksilöllisen mallin avulla voitaisiin esimerkiksi etsiä sopiva elektrodikytkenä tietyn patologian, kuten iskemian, havaitsemiseksi. Näin mallinnus mahdollistaisi optimaalisten elektrodisijaintien etsimisen potilas- tai diagnoosikohtaisesti.

5. LÄHTEET

- [1] Puurtinen M, Hyttinen J, Viik J, Kauppinen P, Malmivuo J. Estimation of ECG signal of closely separated bipolar electrodes using thorax models. 26th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, San Francisco, CA, USA, Sep1-4, 2004;801–804.
- [2] Puurtinen M, Hyttinen J, Malmivuo J. Optimizing bipolar electrode location for wireless ECG measurement - analysis of ECG signal strength and deviation between individuals. *Int J Bioelectromagnetism* 2005;1(7):236-239.
- [3] Kauppinen P, Hyttinen J, Heinonen T, Malmivuo J. Detailed model of the thorax as a volume conductor based on the visible human man data. *J Med Eng Technol* 1998;22:126-133.
- [4] Kauppinen P. Application of Lead Field Theory in the Analysis and Development of Impedance Cardiography. Väitöskirja. Tampereen teknillinen yliopisto 1999.
- [5] Johnson J. Numerical methods for bioelectric field problems. Kirjassa: Bronzino J, toim. *The Biomedical Engineering Handbook*. Boca Rato (FL): CRC Press 1995.
- [6] Kornreich F, Montague TJ, Kavadis M, Rautaharju P, Horáček MB, Taccardi B. Multigroup diagnosis of body surface potential maps. *J Electrocardiol* 1989;22 Suppl:169-178.
- [7] Malmivuo J, Plonsey R. *Bioelectromagnetism: Principles and Applications of Bioelectric and Biomagnetic Fields*. New York: Oxford University Press 1995.
- [8] Takano N. Reduction of ECG Leads and Equivalent Sources Using Orthogonalization and Clustering Techniques. Väitöskirja. Tampereen teknillinen yliopisto 2002.
- [9] Fernandez M, Pallas-Areny R. Ag-AgCl electrode noise in high-resolution ECG measurements. *Biomed Instrum Technol* 2000;34:125-130.
- [10] Gondran C, Siebert E, Yacoub S, Novakov E. Noise of surface bio-potential electrodes based on NASICON ceramic and Ag-AgCl. *Med Biol Eng Comp* 1996;34:460-466.
- [11] Huigen E, Peper A, Grimbergen CA. Investigation into the origin of the noise of surface electrodes. *Med Biol Eng Comp* 2002;40:332-338.