



TIETO- JA SÄHKÖTEKNIIKAN TIEDEKUNTA
ELEKTRONIIKAN JA TIETOLIIKENNETEKNIIKAN TUTKINTO-OHJELMA

KANDIDAATINTYÖ

LAITE- JA SIGNAALIVAATIMUKSET BIOIMPEDANSSIMITTAUKSISSA

Tekijä

Juhana Moberg

Ohjaaja

Jari Hannu

Maaliskuu 2023

Moberg J. (2023) Laite- ja signaalivaatimukset bioimpedanssimittauksissa. Oulun yliopisto, tieto- ja sähkötekniikan tiedekunta, elektroniikan ja tietoliikennetekniikan tutkinto-ohjelma. Kandidaatintyö, 24 s.

TIIVISTELMÄ

Tässä kandidaatintyössä tutkitaan bioimpedanssimittausten signaali- ja laitevaatimuksia. Näkökulmana on bioimpedanssilaitteissa käytettävien instrumenttien ja signaalien ominaisuudet. Työssä käsitellään aluksi impedanssin, sekä bioimpedanssin ja kehonkoostumuksen perusasioita, jonka jälkeen käydään läpi elektrodien määrä, materiaalit ja niiden rooli bioimpedanssimittauksissa. Sen jälkeen käsitellään erilaisia sovellutuksia bioimpedanssimittausten suorittamiselle elektrodien määrän suhteen, ja puettava elektroniikka bioimpedanssimittauksissa. Lopuksi työssä perehdytään käytettävän mittaussignaalin olennaisiin ominaisuuksiin, jotka ovat virta, jännite sekä taajuus.

Avainsanat: bioimpedanssi, elektrodi, kehonkoostumus

Moberg J. (2023) Device and signal requirements in bioimpedance measurements.
University of Oulu, Degree Programme in Electronics and Communications Engineering.
Bachelor's Thesis, 24 p.

ABSTRACT

This bachelor's thesis does research about device and signal requirements in bioimpedance measurements. Research is done from used instruments' and signals' aspect. Research concentrates first on impedance and bioimpedance basic principles and then continues to electrodes' count, materials, and role in bioimpedance measurements. After that research goes through different applications related to electrode count and wearable devices. Thesis also gives view on measurement signals' relevant features which are current, voltage and frequency.

Key words: bioimpedance, electrode, body composition

SISÄLLYSLUETTELO

TIIVISTELMÄ.....	2
ABSTRACT	3
SISÄLLYSLUETTELO	4
ALKULAUSE.....	5
LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET	6
1 JOHDANTO	7
2 BIOIMPEDANSSI.....	8
2.1 IMPEDANSSI.....	8
2.1.1 Impedanssikuvaajia	9
2.2 BIOIMPEDANSSI	9
2.2.1 Peruseriaate.....	9
2.2.2 Bioimpedanssiipiiri.....	10
3 MITTAUKSET	11
3.1 ELEKTRODIT	11
3.1.1 Elektrodi	11
3.1.2 Elektrodi-ihokontakti.....	12
3.1.2.1 Elektrodiesimerkkejä.....	12
3.1.3 Elektrodien materiaalit	13
3.1.4 Elektrodien paikat ja määrä	13
3.1.4.1 Neljä elektrodia	13
3.1.4.2 Kahdeksan elektrodia	15
3.1.4.3 Puettava elektronikka	16
3.1.5 ICW, ECW JA TBW	16
3.1.6 Rasvamassa ja LBM	17
3.2 SIGNAALIPARAMETRIT.....	18
3.2.1 Taajuus	18
3.2.2 Virta	18
3.2.3 Jännite.....	18
4 POHDINTA	20
5 YHTEENVETO.....	21
6 LÄHDELUETTELO	23

ALKULAUSE

Olen kolmannen vuoden elektroniikan- ja tietoliikennetekniikan opiskelija Oulun Yliopistossa. Bioimpedanssimittausten tutkiminen oli mielenkiintoista, koska uskon sen tulevan entistä enemmän osaksi ihmisten elämää tulevaisuudessa. Työn tekeminen antoi myös ajatuksen siitä, että tulevaisuudessa voisi tehdä työkseen jotain terveyttä edistävää.

Haluan kiittää aiheestani ja hyvästä ohjauksesta Jari Hannua. Kiitän myös vaimoani Fannia ja ystävääni Eemil Kulmalaa jo vuosia kestäneestä tuesta opintopolulla.

Oulussa 21.3.2023

Juhana Moberg

LYHENTEIDEN JA MERKKIEN SELITYKSET

ICW	Solunsisäinen vesi
ECW	Solun ulkopuolinen vesi
TBW	Kehon vesimassa
A	anioni
C	kationi
CRE	konsentrinen kehäelektrodi
VCCS	jänniteohjattu virtalähde
BIA	bioimpedanssimittaus
V	jännite
I	virta
R	resistanssi
L	induktanssi
C	kapasitanssi
Z	impedanssi
Y	admittanssi
X_C	kapasitiivinen reaktanssi
X_L	induktiivinen reaktanssi
ω	kulmataajuus
ω_0	resonanssitaajuus

1 JOHDANTO

Tässä kandidaatintyössä tutkitaan bioimpedanssimittauksia mittauslaitteiden ja signaalien näkökulmasta. Tutkimuksen tavoitteena on selvittää bioimpedanssimittauksen perusidea sekä vaatimuksia liittyen mittauksissa käytettävien elektrodien materiaaleihin, sijoittamiseen ja määrään sekä mittaussignaalien parametreihin. Tutkimuksessa käydään myös läpi hieman erilaisten suureiden laskemista mittausten perusteelta.

Nykypäivänä terveyteen liittyviä tekijöitä mitataan usein, jopa ympäri vuorokauden ranteessa tai sormessa olevan laitteen kautta. Terveyden ylläpito on muodikasta, ja mahdolliset riskitekijät halutaan huomioida mahdollisimman aikaisin pidemmän ja paremman elämän toivossa. Yksi jo kauan käytetyistä menetelmistä on bioimpedanssin mittaaminen, jonka perusteella voidaan nopealla aikataululla saada yleiskuva kehon koostumuksesta ja pitoisuuksista.

Bioimpedanssimittauksissa syötetään virtaa ihmiskehoon, ja mallinnetaan kehoa piirillä, jolloin voidaan laskea kehon impedanssi. Erilaisten sähköisten ominaisuuksien ansiosta kehon impedanssia voidaan käyttää kehon koostumuksen arviointiin. [1]

Kandidaatintyössä vastataan seuraaviin kysymyksiin:

- Mitä bioimpedanssi ja sen mittaaminen tarkoittavat?
- Mikä on elektrodi ja miten niitä käytetään?
- Minkälaisia asioita mittasignaalin valinnassa täytyy ottaa huomioon?

2 BIOIMPEDANSSI

Bioimpedanssin olennaisena osana on impedanssi. Tässä luvussa käydään aluksi läpi impedanssin perusteita, ja sen jälkeen bioimpedanssin määritelmä.

2.1 IMPEDANSSI

Impedanssi on suure, joka kuvaa komponenttien piirille aiheuttamaa vastusta vaihtovirtapiirissä. Sen yksikkö on Ohmi (Ω) ja on samassa asemassa, kuin vastus tasavirtapiirissä. Impedanssi voi koostua kahdesta osasta, resistanssista ja reaktanssista. Resistanssi on piirin vaste tasavirralle, ja se on impedanssin reaaliosa. Resistanssin muodostavat piirin johtimet ja muut vastukset. Reaktanssi koostuu kapasitiivisesta ja induktiivisesta reaktanssista, ja se on impedanssin imaginääriosia. Koko impedanssille pätee kaava (1), jossa ovat reaalinen resistanssi ja imaginäärinen reaktanssi. Kapasitiivinen reaktanssi muodostuu kondensaattoreista, ja se lasketaan kaavalla (2). Induktiivinen reaktanssi muodostuu keloista ja se lasketaan kaavalla (3). [2]

$$Z = R + jX \quad (1)$$

$$X_c = \frac{1}{\omega C} \quad (2)$$

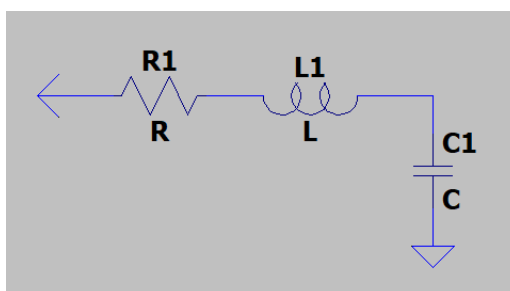
$$X_L = \omega L \quad (3)$$

Piirissä kokonaisimpedanssi voidaan laskea kulmataajuuden funktiona kaavan (4) mukaisesti. Sen käänteislukua kutsutaan admittanssiksi, joka on esitetty kaavassa (5). Sarjaankytkennässä impedanssi lasketaan kaavojen (2) ja (3) avulla. Admittanssia käytetään hyödyksi silloin, kun komponentit ovat kytketty rinnan. Kuvan 1 [3] mukaiselle piirille reaktanssi lasketaan kaavalla (6). [3]

$$Z(\omega) = \frac{V}{I} \quad (4)$$

$$Y(\omega) = \frac{I}{V} \quad (5)$$

$$Z_{tot} = R1 + j\omega L1 - j\frac{1}{\omega C1} \quad (6)$$

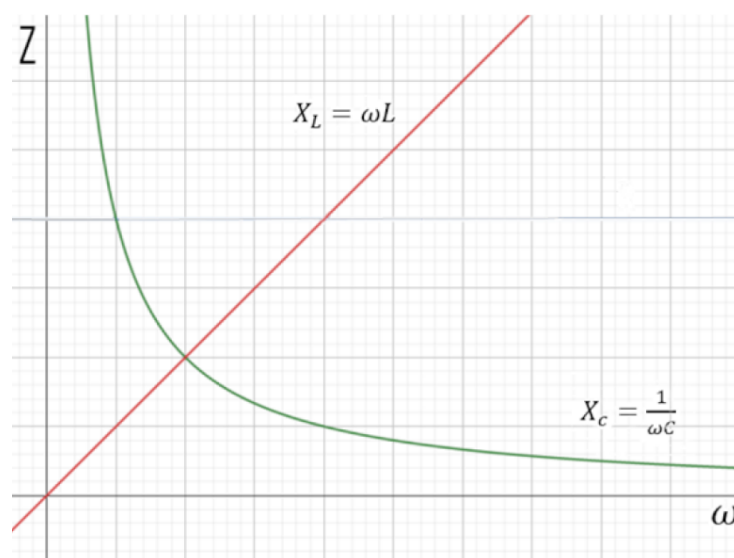


Kuva 1. RLC-piiri, jossa komponentit sarjan.

2.1.1 Impedanssikuvaajia

Kuvassa 2 on kaavojen (1) ja (2) perusteella piirretyt käyrät kapasitiivisesta ja induktiivisesta reaktanssista. Kuvaajassa x-akselilla on taajuus ja y-akselilla impedanssi. Kapasitiivinen reaktanssi on pienellä taajuudella suuri ja taajuuden kasvaessa se lähestyy nollaa. Induktiivinen reaktanssi taas on pienellä taajuudella lähellä nollaa, ja kasvaa lineaarisesti taajuuden mukaan. Kuvan 1 [3] mukaisessa piirissä kapasitiivinen ja induktiivinen reaktanssi kumoavat toisensa leikkauspisteessä. Silloin piiri alkaa resonoida eli toimii oskillaattorina. Tätä kulmataajuutta kutsutaan resonanssitaajuudeksi ja se lasketaan kaavan (7) mukaisesti. [4]

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad (7)$$



Kuva 2. Kapasitiivinen ja induktiivinen reaktanssi piirrettynä taajuus/impedanssikuvaajaan.

2.2 BIOIMPEDANSSI

2.2.1 Peruseriaate

Ihmiskehon koostumus voidaan muodostaa viidestä alkuaineesta, jotka ovat happi, vety, typpi, fosfori ja kalsium, jotka muodostavat 98 % ihmiskehon massasta. Yhdessä magnesiumin, rikin, kloorin, natriumin ja kaliumin kanssa ne muodostavat ihmiseen noin 100 000 yhdistettä. Suurin osa ihmisen massasta koostuu vedestä, proteiineista, lipideistä, hiilihydraateista, luusta sekä pehmytkudoksesta. Tästä massasta suurin osa on vettä. [5]

Bioimpedanssi tai kehon impedanssi tarkoittaa ihmiskehon biologisten ominaisuuksien muodostamaa impedanssia. Ihmiskehon komponenteilla on sähköisiä ominaisuuksia. Nämä muodostavat yhdessä kokonaisuuden, jota voidaan mallintaa virtapiirinä. Ihmiskehon impedanssia pystytään mittaamaan pieniamplitudisen vaihtovirtasignaalin avulla. Erilaiset materiaalit kehossa johtavat sähköä eri tavoin, joten se näkyy signaalin vastaanottopäässä virran sekä jännitteen potentiaali- ja vaihe-eroina. Tämä johtuu kehon impedanssin vaihtelusta. Siitä voidaan päätellä esimerkiksi kehon vesi-, rasva, lihasmassa, sekä muita tietoja kehon koostumuksesta. [6]

Bioimpedanssin mittaaminen on nykypäivänä yksi yleisimmin käytetyistä tavoista mitata kehon koostumusta. Tämä johtuu siitä, että se on muihin kehonkoostumusmittauksiin verrattuna todella halpa ja luotettava tapa. Se ei myöskään vaadi ollenkaan esimerkiksi ihon avaamista, joten mittaaminen on nopeaa ja vaivatonta suorittaa. [7]

2.2.2 Bioimpedanssiipiiri

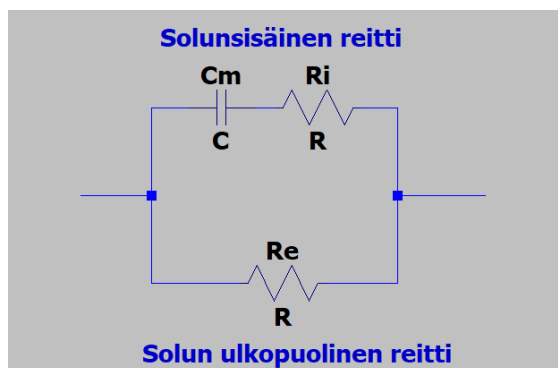
Kehon kudokset muodostuvat erilaisista monimutkaisista solurakenteista. Nämä rakenteet käyttäytyvät eri tavalla, kun niihin syötetään vaihtovirtaa. Rakenteen lisäksi esimerkiksi mitattavan henkilön terveydellinen tila, kyseisen rakenteen funktionaalinen tila ja mittauksessa käytetty taajuus vaikuttavat mittaustuloksiin. [8]

Bioimpedanssimittauksissa sähkövirta kulkee kehon nesteiden läpi, jolloin nesteitä voidaan mallintaa vastuksena. Kun virta kulkee kehossa, se varaa sähköisesti soluja ja kalvoja. Täten ne voidaan mallintaa kondensaattoreina. Näin koko kehon impedanssia voidaan kuvata vastuksen ja kondensaattorin avulla. Keho koostuu siis käytännössä johtimista, ja kondensaattoreista mittaustuloksen näkökulmasta.

Matalilla taajuuksilla kehon reaktanssi on todella suuri kaavan (1) ja kuvan 2 mukaan. Solut käyttäytyvät siis käytännössä sähköisessä näkökulmassa johtamattomina elementteinä matalilla taajuuksilla. Sähkövirta kulkee tällöin solun ulkopuolisia nesteitä pitkin. Kun taajuus kasvaa, kehon reaktanssi ja kokonaisimpedanssi pienenee, eli sähkövirta kasvaa jännitteen pysyessä vakiona.

Kehoa voidaan mallintaa piirillä, jossa on kondensaattoreita ja vastuksia. Kuvassa 3 on mallinnettuna ja merkittynä solun ulkopuolinen reitti vastuksen R_2 kautta ja sisäpuolinen sähkövirran reitti kondensaattorin C_1 ja vastuksen R_1 kautta. Solun ulkopuolinen reitti on käytännössä pelkkää johdinta, ja solun sisäpuolinen reitti sisältää kondensaattoreita. [1]

Kuvan 3 [9] mukaista mallia kutsutaan Cole-Cole malliksi, jossa solun ulkopuolista resistanssia merkitään R_e , solunsisäistä resistanssia R_i ja kapasitanssia C_m . [9]



Kuva 3. Solunsisäinen- ja ulkopuolinen reitti mallinnettuna Cole-Cole mallin mukaisesti.

3 MITTAUKSET

Bioimpedanssimittaukset (BIA, bioelectrical impedance analysis) voidaan jakaa mittaustekniikoiden perusteella eri tyyppeihin. Voidaan käyttää vain yhtä taajuutta ja spektroskopiaa hyödyksi tai tehdä taajuuspyyhkäisy jollekin taajuusalueelle.

Myös eri mittapisteet jakavat mittauksia. Erilaisissa tekniikoissa käytetään eri määriä elektrodeja. Voidaan esimerkiksi käyttää vain kahta elektrodia ranteessa ja nilkassa tai kahdeksaa elektrodia eri puolilla kehoa. Jälkimmäisen hyötynä on lyhyempi mittausaika. Elektrodien paikkoja voidaan myös vaihdella tarkempien mittaustulosten saamiseksi.

Oleelliset tarvittavat suureet ovat bioimpedanssimittauksissa kehon eri osien impedanssit sekä mitattavan henkilön pituus ja paino. Niiden ja ennalta määrättyjen vakioiden perusteella voidaan laskea solun ulkopuolinen (ECW, extracellular water), solunsisäinen (ICW, intracellular water) vesi ja koko kehon vesimäärä (TBW, total body water), joista taas voidaan päätellä esimerkiksi rasva- ja lihaspitoisuuksia. [7], [10]

3.1 ELEKTRODIT

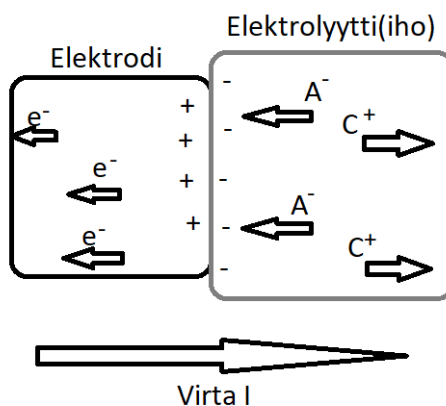
3.1.1 Elektrodi

Elektrodin tehtävänä on yhdistää elektrolyytti ja virtapiiri. Ihmiskehossa kulkevat sähkövirrat ovat ionivirtaa. Jotta niitä voidaan mitata, täytyy ionivirta muuttua elektronien virraksi. Elektrodi muuttaa ihmisen kehossa eli elektrolyytissä olevan virran laitteelle sopivaksi sähkövirraksi. Elektrodit ovat portteja ionivirran ja elektronivirran välillä, ja niitä käytetään biologisissa mittaussysteemeissä.

Elektrodi-elektrolyytti rajapinnalla tapahtuu hapettumis-pelkistymisreaktioita virran kulkiessa rajapinnan läpi. Aineet rajapinnalla luovuttavat tai vastaanottavat elektroneja. Elektrodin täytyy sisältää jotain metalliyhdistettä, jotta se voi tuottaa hapettumisreaktion kaavan (8) mukaisesti. Anionit elektrolyytissä voivat tuottaa pelkistymisreaktion ja neutralisoitua kaavan (9) mukaisesti.

Kuvassa 4 [11] on kuvattuna elektrodi-elektrolyytti rajapinta ja reaktioiden kannalta oleelliset osat. Kuvassa A tarkoittaa anionia ja C kationia eli metalli-iona. Muuttujat m ja n ovat kokonaislukuja, jotka kuvaavat positiivisten tai negatiivisten ionien määrää. Kaavoissa C^{m+} tarkoittaa positiivisesti ja A^{m-} negatiivisesti varattua ionia. Elektronia kuvaa symboli e^- . Kuvasta näkee tarkemmin kaavojen (8) ja (9) mukaiset reaktioyhtälöiden osat. Anioni siis saapuu elektrodille, vastaanottaa yhden tai useamman elektronin ja pelkistyy. Vastaavasti kationi vapauttaa elektronin tai elektroneja ja hapettuu. Sähkövirran suunta on päinvastainen elektronien suuntaan verrattuna. [11]





Kuva 4. Elektrodi-elektrolyytti rajapinta.

3.1.2 Elektrodi-ihokontakti

Elektrodin ja ihon kontaktin muodostava impedanssi on tärkeä osa, kun suoritetaan kehosähköisiä mittauksia. Jos elektrodin kiinnitys, ominaisuudet tai sovellutus ovat huonoja, ne voivat pilata koko mittauksen. Mittausten laatuun vaikuttavat myös ihon kunto, elektrodissa käytetty materiaali, elektrodin pinta-ala sekä paine, jolla elektrodia painetaan ihoa vasten. Impedanssia voidaan pienentää apuvälineitä, esimerkiksi elektronisia geelejä, käyttämällä.

Kehon sisällä tapahtuu soluissa ja muissa rakenteissa jatkuvasti pieniä muutoksia. Esimerkiksi hikirauhaset erittävät hikeä ja sydämen sykkeen vuoksi kudoksissa tapahtuu pientä liikkumista. Jos testihenkilö liikkuu mittauksen aikana, se heikentää mittaustulosten stabiilisuutta. Impedanssi saattaa muuttua näistä syistä paljonkin mittauksen aikana.

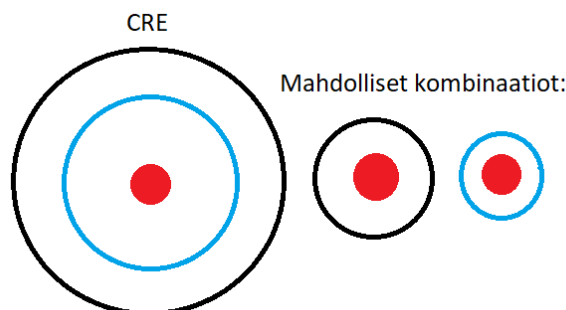
Koetilannetta voidaan parantaa geeliä käyttämällä. Hyvin sähköä johtava geeli asetetaan elektrodin ja ihon väliin, ja sen tehtävänä on pienentää liitännän impedanssia. Ongelmaksi jää silti ihon impedanssin epästabiilius.

Impedanssia voidaan pienentää painamalla elektrodia ihoa vasten. Painamalla elektrodia saadaan aikaiseksi vakaampi tilanne mittausten kannalta, koska elektrodi ei pääse liikkumaan niin vapaasti. Tämä pienentää ihon ja elektrodin muodostamaa impedanssia ja parantaa mittaustuloksia siitä huolimatta, onko käytetty jotain geeliä tai minkä kokoinen elektrodi on. Jos elektrodin ja ihon välinen impedanssi on pienempi kuin $10 \text{ k}\Omega$, voidaan päätellä kontaktin olevan hyvä. [12]

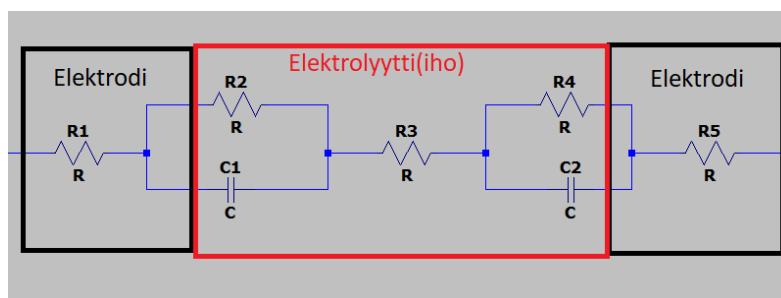
3.1.2.1 Elektrodiesimerkkejä

Yksi esimerkki ihon impedanssin mittaamiseen on tripolaarinen CRE (Concentric ring electrode). Se koostuu kolmesta kontaktipinnasta, jotka ovat eristettynä toisistaan. Kolmen kontaktipinnan ansiosta sitä voidaan kahtena elektrodina kuvan 5 [12] mukaisesti. Kahta ulompaa rengasta voidaan verrata samaan potentiaaliin, joka sijaitsee CRE:n keskipisteessä. Toinen piiri muodostetaan keskipisteestä sisempään kehään ja toinen ulommasta kehästä keskipisteeseen. Niiden avulla voidaan muodostaa piiri ja laskea potentiaalista aiheutuvat virrat, jolloin saadaan arvot elektrodi-ihokontaktin impedanssille. [12]

Toinen mahdollisuus on käyttää kahta kuppi- tai levyelektrodia. Tässä ratkaisussa elektrodit asetetaan pienen välimatkan päähän toisistaan iholle. Kuvassa 6 on kuvattuna piiri kahden elektrodin ratkaisusta. Elektrodi-ihokontakti muodostaa molempiin rajapintoihin rakenteet, joita voidaan mallintaa kondensaattorina. Yhtä CRE:tä käytettäessä voidaan vain yhdellä elektrodilla muodostaa kaksi kuvan 6 [11] mukaista piiriä. [11], [12]



Kuva 5. CRE ja mahdolliset kombinaatiot elektrodipareille.



Kuva 6. Kahden elektrodin ratkaisu mallinnettuna.

3.1.3 Elektrodien materiaalit

Elektrodien kontaktipinnat ihoon koostuvat metalleista. Esimerkiksi kultaa, hopeaa, kuparia ja piitä voidaan käyttää. Parhaiten näistä sähköä johtaa kupari, jonka elektrodi-ihokontaktin impedanssi vaihtelee noin 1-5 k Ω välillä riippuen geelin käytöstä, elektrodin koosta ja ihon kunnosta. Kupari ei kuitenkaan ole kovin kestävä ratkaisu, sillä se hapettuu nopeasti kemiallisten reaktioiden takia. Seuraavaksi paras ratkaisu on hopea, jonka aiheuttama elektrodi-ihokontaktin impedanssi vaihtelee noin 1-6 k Ω välillä. [12]

3.1.4 Elektrodien paikat ja määrä

3.1.4.1 Neljä elektrodia

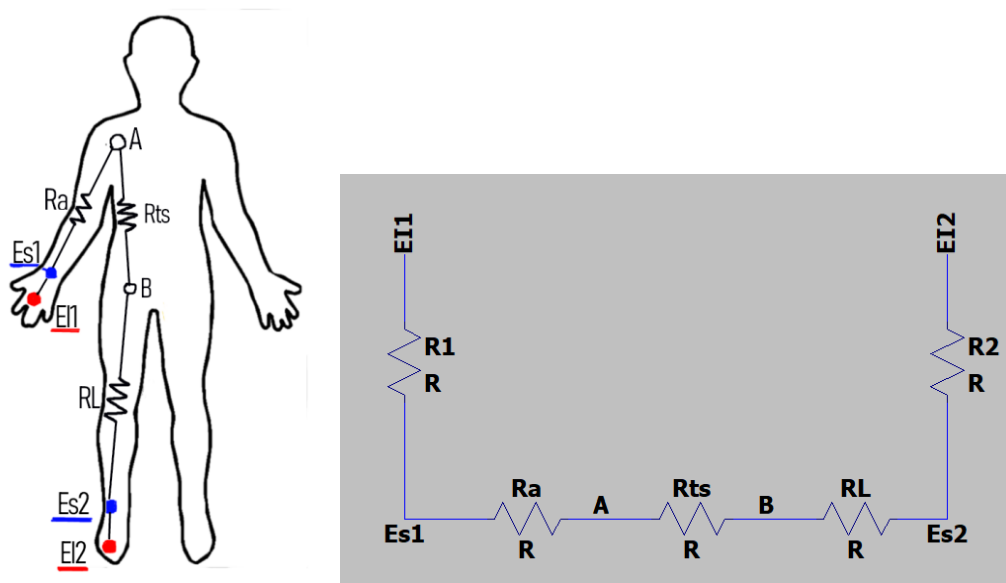
Elektrodeja voi olla eri määriä eri paikoissa kehoa riippuen mittauksesta. Yksi jo kauan käytetyistä menetelmistä on ranteesta nilkkaan mittaaminen. Tällaisessa ratkaisussa käytetään kahta elektrodiparia, joista kaksi elektrodia on nilkassa ja kaksi ranteessa.

Kuvassa 7 [10], [13] on kuvattuna vastaava tilanne ja piiri. Kahdesta elektrodiparista ensimmäinen on EI1 ja EI2. Niiden tarkoitus on syöttää virtaa kädestä nilkkaan kehon läpi. Toinen pari on Es1 ja Es2. Niitä käytetään mittaamaan jännitettä ranteesta jalkaterään. Vastukset R1 ja R2 tarkoittavat virtalähteen tuloimpedanssia. Neljän elektrodin mallilla voidaan mitata vuoroin yksi puoli kehosta. Ranteesta jalkaterään potentiaalieron avulla voidaan laskea kehon toisen puolen impedanssi (R_w), joka koostuu käden (R_a), vartalon (R_{ts}) ja jalan (R_L) impedanssista kaavan (10) mukaisesti. Vartalon impedanssi edustaa vain osaa vartalosta, koska poikkileikkauksenäkökulmasta virtatiheys ei ole jakautunut tasaisesti. Koko kehon impedanssi voidaan laskea myös kaavalla (10), kun tiedetään syötetyn virran määrä ja mitattu potentiaaliero millä tahansa käytetyllä taajuudella.

Kolme edellä mainittua impedanssia voidaan laskea kuvaan 7 merkittyjen pisteiden A ja B avulla, jotka ovat vaihtoehtoisia paikkoja elektrodeille. Mittaus siis voidaan suorittaa osissa, jolloin saadaan tarkemmin kaikkien osien tiedot erikseen. Neljän elektrodin mittaus voidaan suorittaa esimerkiksi Xitron Technologiesin valmistamalla Hydra 4200 laitteella. Kyseistä mittausta suorittaessa täytyy tehdä joitain oletuksia, joiden ansiosta mittaukseen voidaan luottaa. [10]

1. Täytyy olettaa, että ihmiskeho on symmetrinen geometristen ja elektronisten ominaisuuksien puolesta.
2. Täytyy olettaa, että koko ihmiskeho mukaan lukien raajat voidaan mallintaa sylinterin muotoisena kappaleena, jolla on homogeeniset elektroniset ominaisuudet millä tahansa mittaukseen sisältyvällä läpyleikkauksialueella.

$$R_w = R_a + R_{ts} + R_L \quad (10)$$



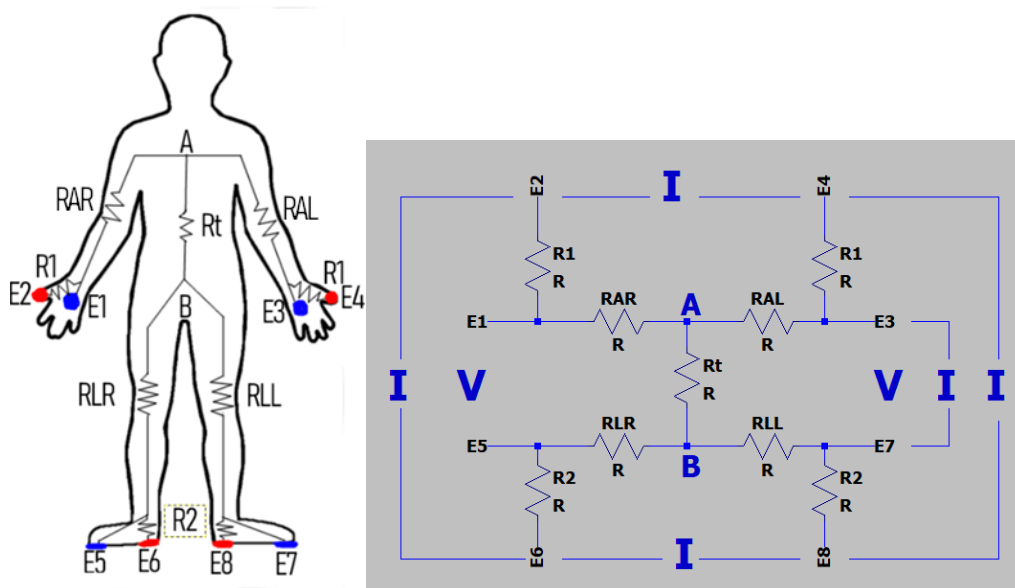
Kuva 7. Ranteesta nilkkaan bioimpedanssimittaus ja sitä vastaava piiri.

3.1.4.2 Kahdeksan elektrodia

Toinen tapa on käyttää kahdeksaa elektrodin versiota. Tässä ratkaisussa molempiin käsiin ja jalkoihin sijoitetaan kaksi elektrodia, joista toinen on virtaa ja toinen jännitettä varten. Kahdeksan elektrodin ratkaisussa käyttäjän täytyy valita, mihin elektrodeihin syötetään virtaa ja mistä elektrodeista jännite mitataan. Mittaukset voidaan suorittaa koko keholle tai joillekin sen osille, jotka ovat oikea käsi, oikea jalka, vasen käsi, vasen jalka ja torso. Kahdeksan elektrodin mukaisen mittauksen voi suorittaa esimerkiksi InBody USA:n valmistamalla InBody 770 laitteella [10].

Kuvassa 8 [10], [13] on kuvattuna mittausta vastaava piiri ja elektrodien paikat testihenkilössä. Kuvassa elektrodit E1, E3, E5 ja E7 ovat jännitemittaria varten ja elektrodit E2, E4, E6 ja E8 virtalähdettä varten. Piiristä saa selville virtalähteiden ja jännitemittareiden esimerkkipaikat, jolla saadaan kaikki edellä mainitut kehon osien impedanssit mitattua. Haluttu kehonosa valitaan siten, että virtageneraattori asetetaan syöttämään virtaa jollekin kuvassa 8 merkityistä (I) mahdollisista generaattorin paikoista. Sen jälkeen jännitemittari asetetaan mittaamaan siten, että se mittaa vain halutun osan yli olevaa jännitettä. Esimerkiksi oikean käden impedanssin mittaus suoritetaan siten, että virtalähde sijoitetaan elektrodeihin E2 ja E4. Jännitemittari sijoitetaan elektrodien E1 ja E5 väliin, jolloin se näkee pelkästään jännitehäviön RAR eli oikean käden yli. Samalla jännitelähteen paikalla voitaisiin mitata myös torson impedanssi kytkemällä virtalähde elektrodeihin E3 ja E7. Kahdeksan elektrodin versioon liittyy kolme merkittävää oletusta. [10]

1. Tuloimpedanssi, joka kuvassa 8 on merkitty vastuksella R1 täytyy olla pienempi kuin mitatun lohkon impedanssi, esimerkiksi oikean käden impedanssi R_{AR} .
2. Mittauksia tehdessä sarjaan kytkettyjen vastusten resistanssi ei vaikuta mittauksiin, jos niiden läpi ei kulje virtaa. Esimerkiksi kun mitataan oikean käden impedanssia, potentiaali pisteessä A on sama kuin elektrodin pisteessä E5.
3. Testihenkilön pituuden ja mitattavan lohkon pituudella on pysyvä suhde.



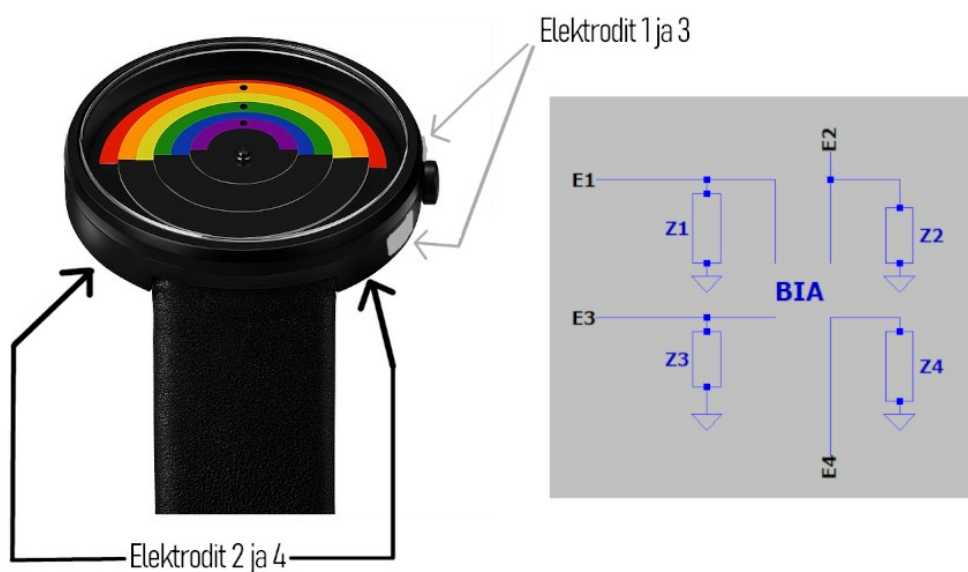
Kuva 8. Kahdeksan elektrodin ratkaisu ja sitä vastaava piiri.

3.1.4.3 Puettava elektronikka

Usein bioimpedanssimittauksissa elektrodit asetetaan käsiin ja jalkoihin. Bioimpedanssin mittaamisen uusi läpimurto on pienikokoiset mittauslaitteet. Bioimpedanssia voidaan mitata pienten elektrodien avulla esimerkiksi rannekkeiden tai rannekellojen avulla. Tällaiset menetelmät kykenevät mittaamaan bioimpedanssin kehon yläosasta.

Rannekellon avulla voidaan suorittaa bioimpedanssimittaukset siten, että kellon pohjassa on kaksi elektrodia, ja kellon reunalla kaksi elektrodia. Kellon pohjassa olevat elektrodit muodostavat kontaktin toisen käden ranteen kanssa, ja toisiin elektrodeihin muodostetaan kontakti toisen käden sormien kanssa. Tällaisessa toteutuksessa voidaan ottaa huomioon vain mitatut arvot eli jännite sekä virta.

Rannekellon tai rannekkeen tapauksessa on kaksi ongelmaa. Elektrodien täytyy olla todella pieniä verrattuna tavallisiin bioimpedanssilaitteisiin, jolloin myös ihokontaktin impedanssi kasvaa huomattavasti. Nämä voidaan ottaa huomioon esimerkiksi laskemalla impedanssit kaikille kontakteille. Toinen ongelma on parasiittiset kapasitanssit, jotka aiheutuvat muusta rannekellon elektronikasta. Kun kellon käyttöliittymän ohjauspainikkeita käytetään elektrodeina, diodit, anturit tai langaton latausominaisuus voivat heikentää mittaustuloksia. Kuvassa 9 [14], [15] on kuvattuna elektrodien paikat rannekellototeutuksessa. Kuvassa E1-E4 kuvaavat elektrodeja, ja Z1-Z4 muusta kellon elektronikasta aiheutuvia parasiittisiä impedansseja. [14]



Kuva 9. Elektrodien paikat rannekellossa ja piiri parasiittisista impedansseista.

3.1.5 ICW, ECW JA TBW

Matalilla taajuuksilla mitattaessa signaali kulkee enemmän solun ulkopuolista reittiä, kuin solun sisäpuolista. Korkeilla taajuuksilla tilanne on päinvastainen. [7] Koko kehon vesimassaa

kuvaa (TBW, total body water), jonka normaali arvo on noin 50-60 % miehen ja 55-65 % naisen kehon massasta. Ylipainoisella ihmisellä TBW on 45-50 % ja lihaksikkaalla ihmisellä 70-80 %. [16]

Solunsisäisen (ICW, intracellular water) ja ulkopuolisen (ECW, extracellular water) veden määrä pystytään laskemaan neljän ja kahdeksan elektrodin versioilla. Xitron technologies on kehittänyt kaavat (11) ja (12), siihen tarkoitukseen.

Kaavoissa K_B on kehon pituuteen ja sen osiin liittyvä vakio ($K_B = 4,3$), D_B on kehon tiheys ja ρ merkitsee resistiivisyyttä. Resisttiivisyys on eri miehille ja naisille, ja myös solun sisäpuoliselle ja ulkopuoliselle vedelle. Miesten ρ_{ECW} on $40,5 \Omega \cdot \text{cm}$ ja ρ_{ICW} on $273,9 \Omega \cdot \text{cm}$. Naisten ρ_{ECW} on $39 \Omega \cdot \text{cm}$ ja ρ_{ICW} on $264,9 \Omega \cdot \text{cm}$. H tarkoittaa testihenkilön pituutta, BM kehon massaa. R_e ja R_1 ovat Cole-Colen mallin mukaisia resistansseja, jotka kuvaavat solun ulkopuolisen ja solun sisäpuolisen reitin resistansseja, kuten kuvassa 3. [10]

$$ECW = \frac{1}{1000} * \left(\frac{K_B^2 * \rho_{ECW}^2}{D_B} \right)^{\frac{1}{3}} * \left(\frac{H^2 * \sqrt{BM}}{R_e} \right)^{2/3} \quad (11)$$

$$ICW = ECW * \left(\left(\frac{\rho_{TBW} * (R_e + R_1)}{\rho_{ECW} * R_1} \right)^{\frac{2}{3}} - 1 \right) \quad (12)$$

Kahdeksan elektrodin ratkaisulla ECW ja TBW voidaan laskea kaavojen (13) ja (14) mukaisesti. Kaavassa C ja B ovat vakioita, joka kuvaa resistiivisyyttä ja $R_{LF/HF}$ valitun kehonosan impedanssia matalalla tai korkealla taajuudella. Matalalla taajuudella tarkoitetaan tässä pienempää kuin 5 kHz ja korkealla taajuudella suurempaa kuin 500 kHz. Koko kehon ECW voidaan laskea summaamalla kaikkien kehonosien arvot yhteen. Koko kehon vesimassasta vähentämällä ECW saadaan koko kehon ICW. Indeksi i tarkoittaa mittaukseen valittua kehonosaa. [10]

$$ECW_i = C_i * \frac{H^2}{R_{LF}^i} \quad (13)$$

$$TBW_i = B_i * \frac{H^2}{R_{HF}^i} \quad (14)$$

3.1.6 Rasvamassa ja LBM

Kehon massaa voidaan kuvata koostuvan kahdesta pääkomponentista, jotka ovat rasvamassa ja vähärasvainen massa (LBM, lean body mass). Vähärasvainen massa koostuu pääasiassa lihaksista, sisäelimestä, hermostosta ja luustosta. Siitä noin 73 % on vettä, jolloin se saadaan erotettua koko kehon massasta kaavan (15) mukaisesti. [16]

$$LBM = TBW / 0,73 \quad (15)$$

3.2 SIGNAALIPARAMETRIT

3.2.1 Taajuus

Eri taajuuksien käyttö jakaa bioimpedanssimittaukset. Joissain mittauksissa käytetään montaa taajuutta, ja joissain vain yksi taajuus riittää. [10] Mittauksissa voidaan käyttää esimerkiksi kymmentä eri taajuutta 1-500 kHz alueella. Taajuudet jakautuvat siten, että matalimmilla taajuuksilla 1-50 kHz on noin puolet mittaustaajuuksista, ja suuremmilla taajuuksilla riittää mittaustaajuus noin 100-300 kHz välein. Jotkin laitteet käyttävät vain kahta taajuutta. Silloin käytetään matalaa ja siihen suhteutettuna korkeaa taajuutta, esimerkiksi 5 ja 50 kHz. [7]

3.2.2 Virta

Ihmiset ovat eri tavalla herkkiä sähkövirralle. Yleisesti ihminen alkaa tuntemaan kehon läpi kulkevan virran noin 1-2 mA suuruisena. Sähkövirta aiheuttaa lihaksissa supistusta. Supistus voi olla niin vahva, että se saa aikaan ihmisen irrottamaan itsensä häneen kytketystä virtapiiristä. Tämä irtiottovirta on tyypillisesti miehille noin 9 mA ja naisille noin 6 mA. [17] Kun tutkitaan bioimpedanssimittauksia mahdollisten vaurioiden kannalta, virran amplitudi on kriittisin tekijä. Ihmisessä olevien kudosten kapasitiivisten ja resistiivisten ominaisuuksien takia vaihtovirtaa on turvallisempaa syöttää kudoksiin kuin tasavirtaa. Liian suuri virta voi aiheuttaa palovammoja, tai muita kudovaurioita, sekä sydämen tarkoituksetonta supistelua tai sydämenpysähdyksen. [18]

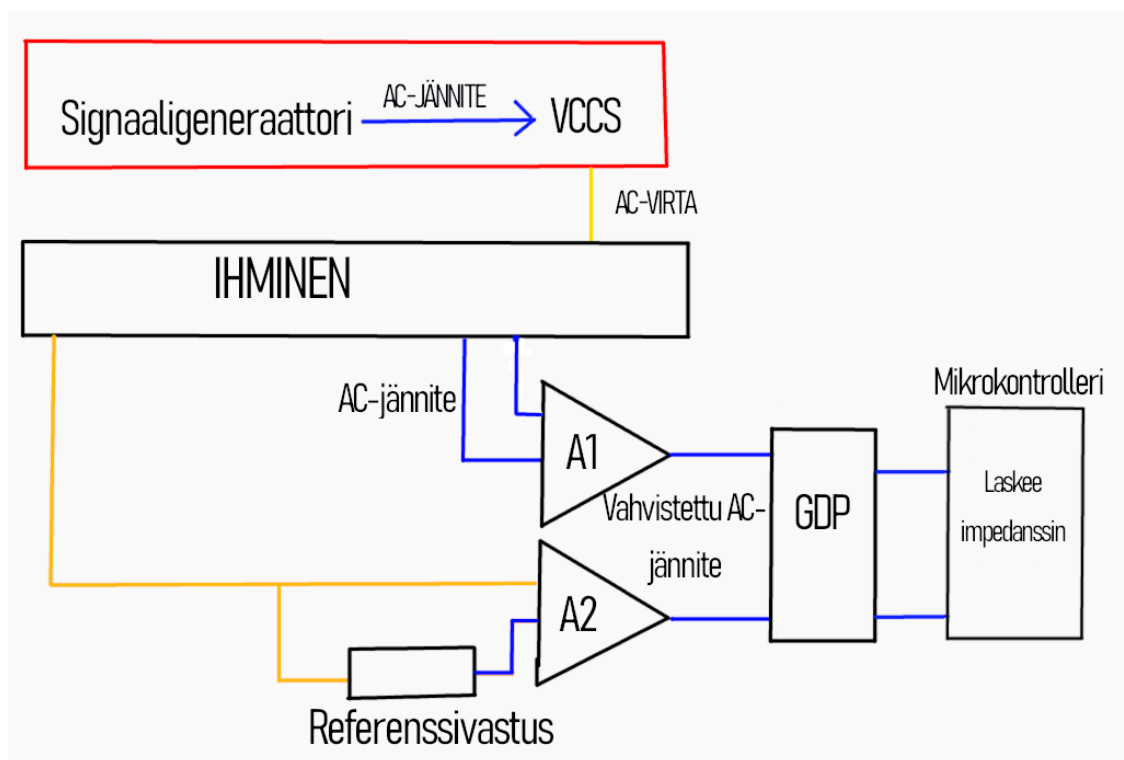
Bioimpedanssimittauksissa käytetään virtalähdettä, jonka avulla pakotetaan kehon läpi tietty virta. [1] Mittauksissa käytettävien virtojen amplitudit ovat tyypillisesti 100-500 μ A luokkaa riippuen mittauksen tyypistä. Näin pienillä virroilla ihmiskehossa ei huomata vaikutuksia. [7], [18]

3.2.3 Jännite

Jännitteen rooli on mitattavana suureena bioimpedanssimittauksissa. Tietyllä taajuudella syötetään tiedettyä virtaa kehoon, ja siitä mitataan jännitehäviö kehon tai kehonosan yli. [1] Mittauksiin voidaan käyttää esimerkiksi jänniteohjattua virtalähdettä (VCCS, Voltage Controlled Current Source). Jänniteohjattua virtalähdettä käytettäessä laitteella täytyy olla suuri lähtöimpedanssi ja kaistanleveys. Mittauslaitteessa käytetään hyödyksi kahta vahvistinta ja vaiheilmaisinta, joka laskee vaihe-eron ja potentiaalin. [7] Bioimpedanssimittauksissa käytetyt jännitteet ovat pieniä, esimerkiksi 1.3-3.3 V. [19]

Kuvassa 10 [18] on kuvattuna jänniteohjatun virtalähteen käyttö bioimpedanssimittauksissa, joilla saadaan laskettua potentiaali- sekä vaihe-ero ja impedanssi. Punaisessa syöttölohkossa on signaaligeneraattori ja jänniteohjattu jännitelähde. Signaaligeneraattorista tuodaan AC-jännite jänniteohjattuun virtalähteeseen, joka tuo sen testihenkilöön elektrodiparin välityksellä. Mittauslohko koostuu kahdesta vahvistimesta ja vahvistusvaiheilmaisimesta (Gain Phase Detector). Jännite mitataan kehosta uudella elektrodiparilla, joista toinen ohjataan maahan kytketyn referenssivastuksen läpi. Mitatut jännitteet ohjataan vahvistimien A1 ja A2 läpi, jonka

jälkeen vahvistusvaiheilmaisoin vertailee signaaleita ja syöttää mikrokontrollerille signaaleiden amplitudi- ja vaihe-eron. Mikrokontrolleri laskee impedanssin, ja voi esimerkiksi näyttää tiedot käyttäjälle tai tallentaa ne muistiin. [18]



Kuva 10. VCCS käyttö bioimpedanssimittauksissa.

4 POHDINTA

Bioimpedanssimittaukset ovat helppo ja hyvä tapa arvioida kehon koostumusta. Kun mittausasetelma on kunnossa, bioimpedanssianalyysillä saadaan luotettavia ja ainakin suuntaa antavia tietoja kehon vesi-, rasva-, lihas- ja luumassasta. Erilaisten laitteiden ja menetelmien tuloksilla voi saman testihenkilön keholla olla hieman eriäviä tuloksia, mutta suunta on oikea. Mittauksissa on lukuisia tuloksiin vaikuttavia tekijöitä, joten sattumallekin kannattaa jättää vara.

Bioimpedanssimittauksia suoritetaan pääasiassa suurehkoilla laitteilla, esimerkiksi neljää tai kahdeksaa elektrodia käyttämällä [10]. Nykypäivänä on jo saatavana pienempiä puettavia laitteita, joilla voidaan suorittaa bioimpedanssimittauksia. Esimerkki puettavasta laitteesta on älykelloon sisällytetty bioimpedanssimittausmahdollisuus [14]. Markkinoilla liikkuu jo tällaisia laitteita, ja ne voivat olla seuraava askel bioimpedanssimittausten arkikäytön mahdollistamiseen. Älykelloissa on jo runsaasti terveydentilaa mittaavia ominaisuuksia, ja niihin yhdistämällä bioimpedanssimittaukset voidaan oman kehon tilan seurannasta tehdä entistä tehokkaampaa ja luotettavampaa.

Rannekellolla tehdyt mittaukset ovat epäluotettavampia kuin perinteisemmällä bioimpedanssin mittaamiseen käytetyllä laitteella. Suurimpia haasteita ovat elektrodien pieni koko, joka voi kasvattaa ihon aiheuttamaa impedanssia ja kellossa olevan muun elektroniikan aiheuttama häiritsevä vaikutus mittaustuloksiin [14]. Elektrodin ja ihon välisen kontaktin impedanssia voi pienentää esimerkiksi käyttämällä sähköä johtavaa geeliä kontaktin välissä [12]. Toisaalta geelin käyttö voi tuntua joistain käyttäjistä epäkäytännölliseltä. Rannekellototeutus on kuitenkin parempi kuin ei mitään, ja mittaustulokset ovat vähintäänkin suuntaa antavia.

Tavallisella bioimpedanssilaitteella pyritään mittaamaan mahdollisimman laajasti kehon koostumusta. Rannekellototeutuksen yksi huono puoli on se, että sillä pystytään mittaamaan ainoastaan kehon yläosan impedanssia [14]. Tämä voisi olla ratkaistavissa jonkinlaisella vyön tai rannepannan tyyppisellä ratkaisulla, mutta kaupallisella tasolla tällaisia laitteita ei ainakaan vielä löydy.

5 YHTEENVETO

Tässä kandidaatin työssä käsiteltiin bioimpedanssimittauksia elektrodien ja mittaussignaalin näkökulmasta. Bioimpedanssin mittauksessa olennaista on ymmärtää impedanssin käsite. Impedanssi on virtapiirin aiheuttama vastus vaihtovirrälle. Se koostuu resistanssista ja imaginäärisestä reaktanssista, joista resistanssi on vastus tasavirrälle ja reaktanssi vaihtovirrälle. Reaktanssin muodostavat kelat (induktiivinen) ja kondensaattorit (kapasitiivinen), ja sitä voidaan kuvata kulmataajuuden funktiona.

Bioimpedanssin mittaaminen perustuu ihmisen kehon koostumuksen erilaisiin elektronisiin ominaisuuksiin. Ihmiskehon rakenteet johtavat eri tavoin sähköä keskenään, sekä eri taajuuksilla. Yksi päätekijä on lihaksen ja rasvan eroavaisuudet. Lihaksessa on enemmän vettä, joten sen impedanssi on pieni. Rasvakudoksessa vettä on vähemmän, joten sen impedanssi on suuri. Mittauksissa pieniamplitudinen vaihtovirtasignaali syötetään kehoon, ja mitataan potentiaaliero jostain vastaanottopäästä elektrodien välityksellä. Erilaisia tuloksia vertaamalla voidaan päätellä mittauksista esimerkiksi kehon vesi-, rasva- sekä lihasmassa.

Mittauksissa käytetään hyödyksi kehon ominaisuuksien sähköistä luonnetta. Kehosta voidaan mallintaa piiri, jossa solun ulkopuoliset nesteet muodostavat vastukset. Soluja voidaan mallintaa kondensaattoreina, koska vaihtovirtasignaali varaa niitä sähköisesti ihan kuin kondensaattoreita. Tällaista piirimallia kutsutaan Cole-Colen malliksi. Matalilla taajuuksilla kondensaattorien impedanssi on suuri, mutta se pienenee taajuuden kasvaessa. Soluihin liittyvien veden määrä saadaan taajuuspyyhkäisyn ansiosta selvitettyä.

Elektrodit ovat olennainen osa mittauksia, koska ne muodostavat yhteyden sähköisten laitteiden ja ihmiskehon välille. Metalliyhdisteistä valmistettujen elektrodien pinnalla tapahtuu hapettumis-pelkistymisreaktioita biologisten komponenttien kanssa. Huonolla elektrodi-ihokontaktilla on suuri impedanssi, joten se voi helposti pilata koko mittauksen. Kontaktin laatua voidaan parantaa sähköä johtavilla geeleillä, painamalla elektrodiä ja pitämällä sitä tarkkaan paikallaan. Elektrodi-ihokontaktin impedanssiin vaikuttavat myös ihmisen iholla tapahtuvat jatkuvat muutokset.

Mittaukset voidaan toteuttaa usealla eri tavalla, joista kaksi esimerkkiä ovat neljän ja kahdeksan elektrodin toteutus. Neljän elektrodin toteutuksessa nilkkaan ja ranteeseen asetetaan molempiin kaksi elektrodiä. Elektrodeista toinen syöttää tiettyä virtaa kehoon, ja toinen mittaa jännitettä. Näin saadaan laskettua potentiaaliero mittapisteiden välillä, jonka avulla mitatun osan impedanssi. Kahdeksan elektrodin toteutuksessa mittapisteiden määrä kaksinkertaistuu, ja elektrodit voidaan sijoittaa esimerkiksi molempiin käsiin ja jalkoihin. Näin saadaan mitattua helpommin molempien puolien impedanssit, ilman että elektrodien paikkaa vaihdetaan. Molemmissa mittauksissa mittauspisteitä muuttamalla voidaan saada tarkempaa tietoa kehon impedanssin jakautumisesta. Toteutuksissa täytyy myös tehdä erilaisia oletuksia kehon koostumuksesta ja ominaisuuksista, jotta mittauksia voidaan pitää luotettavana.

Kehon koostumus voidaan selvittää bioimpedanssimittausten perusteella erilaisten johdettujen kaavojen ja vakioiden avulla. Oleellisena suurena on koko kehon vesimassa, josta taajuuspyyhkäisyn avulla voidaan erottaa solunsisäinen ja ulkopuolinen vesimassa. Niiden avulla pystytään arvioimaan kehon tai sen osien rasva- ja lihaspitoisuuksia.

Tärkeitä signaaliparametrejä ovat taajuus, virta ja jännite. Taajuuksia voidaan käyttää rajaamaton määrä, mutta yleisesti käytetään muutamaa matalaa taajuutta ja muutamaa korkeaa. Matalat taajuudet voivat olla esimerkiksi luokkaa 1-50 kHz ja korkeat 100-300. Virtaa syötetään kehoon virtalähteen avulla, ja sitä valittaessa on tärkeää pitää virta pienenä. Ihminen alkaa tuntemaan virtaa noin 1-2 mA suuruisena, mutta vaarallinen virta on siitä moninkertainen

ja bioimpedanssimittauksissa käytetäänkin usein noin 100-500 μA suuruisia virtoja. Kehon ominaisuuksien takia on turvallisempaa syöttää kehoon vaihto-, kuin tasavirtaa. Liian suuri virta voi aiheuttaa palovammoja ja pahimmassa tapauksessa jopa sydänvikoja. Jännitteen rooli on mitattavana suureena, ja niiden suuruudet ovat pieniä, noin muutamia voltteja. Mittauksissa käytetään jänniteohjattua virtalähdettä.

Tulevaisuudessa bioimpedanssimittaukset voivat olla ihmisten arkipäivää, kun puettavat laitteet yleistyvät. Rannekellototeutuksessa on vielä joitain ongelmia. Kuitenkin niiden avulla ja yhdistettynä älykellojen muihin terveysominaisuuksiin bioimpedanssin mittaaminen voi mullistaa kehon koostumuksen ja terveydentilan helpon analysoinnin kotioloissa.

6 LÄHDELUETTELO

- [1] K. R. Foster ja H. C. Lukaski, "Whole-body impedance--what does it measure?", *Am J Clin Nutr*, vsk. 64, nro 3, ss. 388S-396S, syys 1996, doi: 10.1093/AJCN/64.3.388S.
- [2] "Hugh-D.-Young-Roger-A.-Freedman-A.-Lewis-Ford-University-Physics-with-Modern-Physics-with-MasteringPhysics®-13th-Edition-Addison-Wesley-2011".
- [3] L. Callegaro, "Electrical impedance: principles, measurement, and applications", 2012, Viitattu: 31. tammikuuta 2023. [Verkossa]. Saatavissa: https://books.google.com/books?hl=fi&lr=&id=M74ecVj5q9UC&oi=fnd&pg=PP1&dq=Electrical+Impedance:+Principles,+Measurement,+and+Applications&ots=pqj0ig98A&sig=ubDC9dZQ_DGp6oA2Ezv1TRNI7MA
- [4] D. I. Crecraft ja S. Gergely, *Analog electronics circuits, systems and signal processing*. Butterworth-Heinemann, 2002.
- [5] Lucia. Malá, T. Malý, F. Zahálka, ja V. Bunc, *Fitness assessment : body composition*. Karolinum Press, 2014.
- [6] K. R. Foster ja H. C. Lukaski, "Whole-body impedance--what does it measure?", *Am J Clin Nutr*, vsk. 64, nro 3, ss. 388S-396S, syys 1996, doi: 10.1093/AJCN/64.3.388S.
- [7] B. Daou, M. Elbadi, A. Alkaisi, ja A. S. Elwakil, "Body Mass Composition Measurements Using a Portable Device", ss. 159–162, marras 2022, doi: 10.1109/NILES56402.2022.9942392.
- [8] P. Annus ja M. Min, *Bioimpedance and spectroscopy*. Academic Press, 2021.
- [9] S. Aguiar Santos, T. Schlebusch, ja S. Leonhardt, "Simulation of a current source with a cole-cole load for multi-frequency electrical impedance tomography", *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*, ss. 6445–6448, 2013, doi: 10.1109/EMBC.2013.6611030.
- [10] L. C. Wang *ym.*, "Estimation of fluid status using three multifrequency bioimpedance methods in hemodialysis patients", *Hemodialysis International*, vsk. 26, nro 4, ss. 575–587, loka 2022, doi: 10.1111/HDI.13034.
- [11] S. H. Nasrollahhosseini, J. Mercier, G. Fischer, ja W. G. Besio, "Electrode-Electrolyte Interface Modeling and Impedance Characterizing of Tripolar Concentric Ring Electrode", *IEEE Trans Biomed Eng*, vsk. 66, nro 10, ss. 2897–2905, loka 2019, doi: 10.1109/TBME.2019.2897935.
- [12] W. Besio ja A. Prasad, "Analysis of skin-electrode impedance using concentric ring electrode", *Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology - Proceedings*, ss. 6414–6417, 2006, doi: 10.1109/IEMBS.2006.260048.
- [13] "File:Human body outline.png - Wikimedia Commons". https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Human_body_outline.png (viitattu 3. huhtikuuta 2023).
- [14] A. Nikishov, K. Pavlov, N. Chang, J. Park, W. Lee, ja J. Y. Kim, "Bio-Electrical Impedance Analysis for Wrist-Wearable Devices", *BHI-BSN 2022 - IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics and IEEE-EMBS International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, Symposium Proceedings*, 2022, doi: 10.1109/BHI56158.2022.9926821.
- [15] "File:Pride Watch at Midnight.jpg - Wikimedia Commons". https://commons.wikimedia.org/wiki/File:Pride_Watch_at_Midnight.jpg (viitattu 3. huhtikuuta 2023).

- [16] N. I. Khramtsova ja S. A. Plaksin, "Two-electrode bioelectrical impedance measurement in body composition analysis before and after liposuction", *2016 IEEE International Symposium on Medical Measurements and Applications, MeMeA 2016 - Proceedings*, elo 2016, doi: 10.1109/MEMEA.2016.7533701.
- [17] W. B. KOUWENHOVEN, "Effects of electricity on the human body", *Ind Med Surg*, vsk. 18, nro 7, s. 269, heinä 1949, doi: 10.1109/EE.1949.6444654.
- [18] D. Bouchaala, Q. Shi, X. Chen, O. Kanoun, ja N. Derbel, "Comparative study of voltage controlled current sources for bioimpedance measurements", *International Multi-Conference on Systems, Signals and Devices, SSD 2012 - Summary Proceedings*, 2012, doi: 10.1109/SSD.2012.6198108.
- [19] D. Bouchaala, Q. Shi, X. Chen, O. Kanoun, ja N. Derbel, "A high accuracy voltage controlled current source for handheld bioimpedance measurement", *2013 10th International Multi-Conference on Systems, Signals and Devices, SSD 2013*, 2013, doi: 10.1109/SSD.2013.6564162.