

Rasmus Salmi

KEHONKOOSTUMUSMITTAUS BIOIMPE- DANSSIMENETELMÄLLÄ

Kandidaatintyö
Informaatioteknologian ja viestinnän tiedekunta
Tarkastaja: Katja Laine
Toukokuu 2024

TIIVISTELMÄ

Rasmus Salmi: Kehonkoostumusmittaus bioimpedanssimenetelmällä
Kandidaatintyö
Tampereen yliopisto
Tieto- ja sähkötekniikan kandidaattiohjelma
Toukokuu 2024

Kehonkoostumus kuvaa, mistä aineista elimistö koostuu ja missä suhteessa eri kehon osat, kuten lihakset, rasva, luusto ja vesi jakautuvat. Vääristynyt kehonkoostumus aiheuttaa terveysriskejä ja erityisesti lisääntyneestä ylipainosta on tullut yhteiskunnalle ongelma. Liian vähäinen lihasmassa vaikuttaa myös terveyteen ja suorituskykyyn. Kehonkoostumuksen tutkiminen sisältyy lääke-, ravitsemus- ja liikuntatieteisiin. Terveysteknologian kehittyminen on lisännyt uusia mahdollisuuksia ja tarkempia menetelmiä kehonkoostumuksen mittaamiseen. Bioimpedanssimenetelmä on yleinen ja monipuolinen tapa määrittää kehonkoostumus. Tämä työ on kirjallisuuskatso, joka käsittelee kehonkoostumusmittausta ja bioimpedanssimenetelmää. Työn tavoitteena on esitellä bioimpedanssimenetelmän toimintaperiaatetta, haasteita ja tulevaisuutta. Aineistona työssä on käytetty tieteellisiä artikkeleita.

Bioimpedanssimenetelmässä kehoon johdetaan pientä vaihtovirtaa ja mitataan kehossa tapahtuva jännitehäviö. Menetelmä perustuu kehon erilaisiin sähköisiin ominaisuuksiin, jotka vaikuttavat sähkövirran kulkureittiin. Keho koostuu suurimmaksi osaksi vedestä ja elektrolyyttirikas vesi johtaa hyvin sähköä. Sitä esiintyy paljon lihaksissa mutta vain vähän rasvamassassa. Mitä enemmän kehossa on lihaksia, sitä pienempi on kehon impedanssi. Mitatun impedanssin avulla lasketaan kehon kokonaisveden määrä ja siitä määritetään kehonkoostumuksen eri arvoja.

Bioimpedanssimenetelmään ja tutkimukseen liittyy haasteita, koska keho on hyvin monimutkainen johdin ja välttämättä kaikkia sen sähköisiä piirteitä ei vielä tunneta. Keho sisältää sekä eristeen että johteen kaltaisia ominaisuuksia, joita kuvataan suureilla permittiivisyys ja konduktiivisuus. Haasteita aiheuttavat myös ihon impedanssi, lämpötila, elektrodit, mallinnus ja yhtälöt. Lisäksi bioimpedanssi on epäsuora menetelmä eli se sisältää monia välivaiheita, oletuksia ja yhtälöitä. Jotta saadaan mahdollisimman yhtenäisiä, vertailukelpoisia ja luotettavia tuloksia, bioimpedanssin käyttö vaatii menetelmien ja käytäntöjen vakiointia. Bioimpedanssimenetelmällä on monia käyttökohteita sairaalakäytössä, liikuntatieteessä ja henkilökohtaisessa terveyden huollossa. Tulevaisuudessa bioimpedanssimenetelmän integroiminen puuttavaan elektroniikkaan voisi mahdollistaa jatkuva-aikaisen terveyden ja kehonkoostumuksen seurannan.

Avainsanat: kehonkoostumus, komponenttimalli, bioimpedanssi, permittiivisyys, elektrodi

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin Originality Check -ohjelmalla.

SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO	1
2. KEHONKOOSTUMUS	2
3. MITTAUSTEKNOLOGIAT	4
3.1 Bioimpedanssimittaus	6
3.2 Luuntiheysmittaus	12
4. BIOIMPEDANSSIMITTAUKSEN HAASTEET	14
5. BIOIMPEDANSSIMITTAUKSEN TULEVAISUUS	18
6. YHTEENVETO	20
LÄHTEET	21

LYHENTEET JA MERKINNÄT

BIA	bioimpedance analysis, bioimpedanssimittaus
BIS	bioimpedance spectroscopy, bioimpedanssispektroskopia
BMI	body mass index, painoindeksi
DEXA	Dual Energy X-ray Absorptiometry, luuntiheysmittaus
ECF	extracellular fluid, solun ulkoinen neste
ECS	extracellular solids, solun ulkoinen kiinteä aine
ECW	extracellular water, solun ulkoinen vesi
FFM	fat free mass, rasvaton massa
FM	fat mass, rasvamassa
ICW	intracellular water, solun sisäinen vesi
MF-BIA	multi-frequency BIA, monitaajuinen bioimpedanssimittaus
SF-BIA	single-frequency BIA, yksitaajuinen bioimpedanssimittaus
TBW	total body water, kehon kokonaisvesi
2C	kahden komponentin malli
3C	kolmen komponentin malli
4C	neljän komponentin malli
<i>A</i>	<i>pinta-ala</i>
<i>Hz</i>	<i>hertsi</i>
<i>kg</i>	<i>kilogramma</i>
<i>l</i>	<i>pituus</i>
<i>m</i>	<i>metri</i>
<i>R</i>	resistanssi
ρ	<i>resistiivisyys</i>
<i>S</i>	<i>siemens</i>
σ	<i>konduktiivisuus</i>
<i>V</i>	<i>tilavuus</i>
X_c	reaktanssi

1. JOHDANTO

Terveysteknologia on kasvava ja tulevaisuudessa yhä merkittävämpi tieteenala, joka lisää yhteiskunnalle hyvinvointia. Se on tärkeässä roolissa, kun väestö vanhenee ja syntyvyys on alhaista. Terveysteknologia parantaa sairauksien ennaltaehkäisyä ja diagnosointia, joten myös hoitotoimenpiteet aloitetaan nopeammin. Terveysteknologiaa hyödyntävät terveydenalan ammattilaiset ja tavalliset ihmiset. Ihmiset ovat yhä kiinnostuneempia omasta terveydestään ja hyvinvoinnistaan, mikä on osaltaan lisännyt lääkinällisten laitteiden kaupallistumista. Bioimpedanssimittareihin voi törmätä kuntosaleilla tai erilaisissa hyvinvointiin liittyvissä tapahtumissa sekä yrityksissä. Terveydestä ja hyvinvoinnista on puhuttu paljon, koska yhä useampi suomalainen on ylipainoinen ja se aiheuttaa ongelmia yksilöille sekä yhteiskunnalle. Lihavuuden lisääntymisen syynä on esimerkiksi elintason nousu ja elintapojen muuttuminen. Ennen ihmiset liikkuvat enemmän ja tekivät fyysisempiä töitä, kun taas nykyään ihmiset kulkevat autolla istumatyöhön. Lihavuus on ollut merkittävä tekijä ihmisten kehonkoostumuksen muuttumisessa.

Terveen aikuisen kehon muutokset liittyvät eniten rasvan ja lihaksien muutoksiin. Kehonkoostumus mielletään usein pelkästään lihavuuteen ja rasvan määrään, koska lihavuuden riskitekijöistä on varoiteltu yhteiskunnassa. Kehonkoostumusmittauksissa keskitytään kuitenkin myös muihin kehon muodostaviin komponentteihin erilaisilla tasoilla. Kehonkoostumustutkimuksia tehdään esimerkiksi sairaille ja urheilijoille sekä muille ihmisille ilman suurempaa tutkimustarkoitusta. Lääketieteen ja teknologian kehittyminen on mahdollistanut uusia mittausteknologioita myös kehonkoostumuksen määrittämiseen. Nykyään sitä mitataan kuvantamislaitteilla, bioimpedanssilla ja merkkiaineilla. Bioimpedanssimenetelmä on suosittu, koska se on nopea, helppokäyttöinen ja sitä on helppo liikuttaa.

Työn tavoitteena on esitellä bioimpedanssimenetelmän toimintaperiaatetta, haasteita ja tulevaisuutta. Työssä keskitytään bioimpedanssin toimintaan ja bioimpedanssitutkimukseen. Luvussa 2 käsitellään kehonkoostumusta, jotta ymmärretään, miten keho jaetaan erilaisiin komponenttimalleihin eli mitattaviin parametreihin. Luvussa 3 käsitellään erilaisia mittausteknologioita. Bioimpedanssimittauksen lisäksi on kerrottu tarkemmin luuntiheysmittauksesta, koska näiden kahden tuloksia vertaillaan usein keskenään tutkimuksissa. Bioimpedanssin haasteita käydään läpi luvussa 4 ja tulevaisuuteen keskitytään luvussa 5.

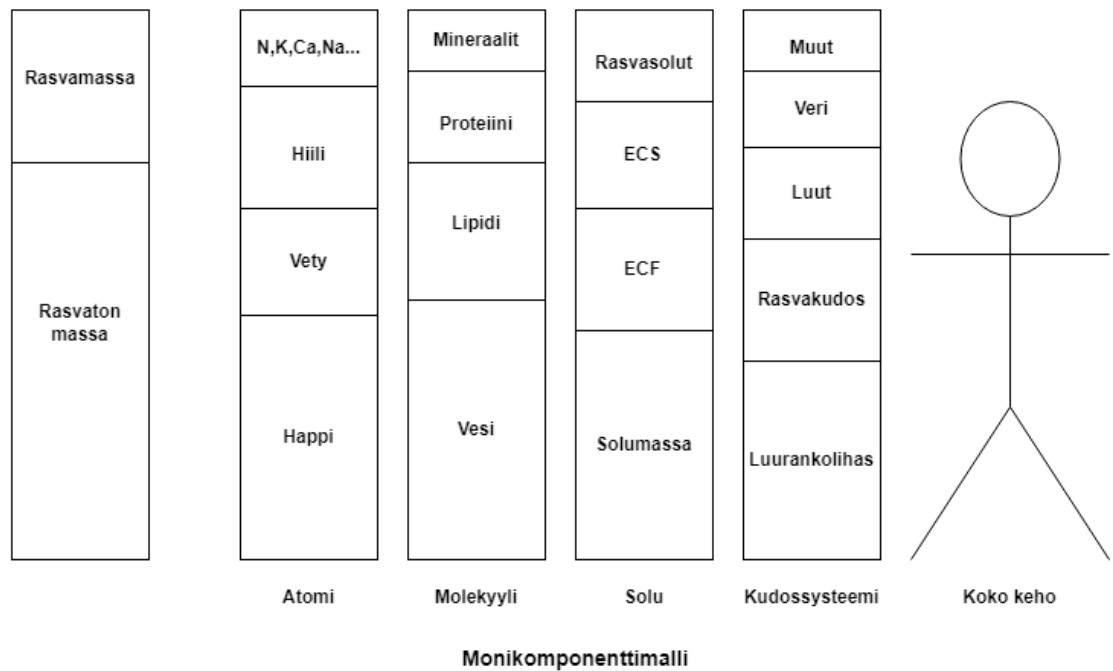
2. KEHONKOOSTUMUS

Kehonkoostumus kuvaa, mistä aineista elimistö koostuu. Jokaisen ihmisen keho on erilainen, ja siihen vaikuttavia tekijöitä ovat kasvu, ikääntyminen, rotu, sukupuoli, ravitsemustila, aktiivisuus ja sairaudet. Kehonkoostumuksen tutkiminen sisältyy lääke-, ravitsemus- sekä liikuntatieteisiin. [1] Esimerkiksi urheilijat voivat arvioida harjoitusohjelmien tehokkuutta sekä optimoida ruokavaliota kehon muutoksien perusteella. Erityisesti esteettisissä urheilulajeissa, kuten rytmisessä voimistelussa, tavoitellaan täydellistä ulkonäköä ja painoluokkia sisältävissä lajeissa pyritään pudottamaan painoa tiettyyn painoluokkaan. Nopea muutos kehonkoostumuksessa aiheuttaa terveysriskejä, ja jatkuva painon tarkkailu voi johtaa laihuushäiriöön eli anoreksiaan. [2] Kehonkoostumuksella on merkittävä rooli suorituskyvyssä ja terveydessä.

Kehonkoostumusta voidaan kuvata erilaisten komponenttimallien avulla. Yksinkertaisin malli on kahden komponentin malli (2C), joka jakaa kehon kahteen osaan: rasvamassaan (fat mass, FM) ja rasvattomaan massaan (fat free mass, FFM). Rasvamassan mittaaminen suoraan on vaikeaa, mutta se voidaan määrittää kehon kokonaispainon ja rasvattoman massan erotuksena. [3] Koska keho koostuu monista osista, yksinkertaisen mallin muodostamiseen tarvitaan tiettyjä oletuksia. Kahden komponentin mallissa rasvattomalle massalle on määritetty vakiokoostumus. Se kuitenkin vaihtelee yksilöiden välillä, joten se on merkittävä tekijä kahden komponenttimallin virhetarkastelussa mittausten tarkkuuden lisäksi. [4] Kolmen komponentin malli (3C) on laajempi kuvaus ihmisen kehosta, jossa rasvaton massa jaetaan vielä veteen ja kiinteisiin aineisiin. Tästä seuraava on neljän komponentin malli (4C), joka koostuu rasvamassasta, vedestä, proteiineista ja mineraaleista. Mallien monimutkaisuus riippuu niihin sisällytettävien komponenttien määrästä. Lisäksi tarkempien ja monimutkaisempien mallien luomiseen tarvitaan useampia mittausten menetelmiä. [3]

Näiden mallien lisäksi on kehitetty monikomponenttimalli, joka jakaa kehon eri osiin viidellä eri tasolla. Nämä tasot ovat atomitaso, molekyyli- ja solutaso, kudostaso ja koko kehon taso. Kuvassa 1 seuraavalla sivulla on esitetty kahden komponentin malli ja monikomponenttimalli. Jokaisella tasolla on omat ominaisuudet, ja ylempi taso koostuu alemman tason komponenteista. Esimerkiksi kudossysteemitason rasvakudos muodostuu rasvasoluista, jotka koostuvat molekyyli- ja solutason lipideistä eli rasva-aineista, ja lipidit muodostuvat alimman tason hiilestä. Muutokset rasvakudoksessa heijastuvat solu-, molekyyli- ja atomitasolle. [5] Monikomponenttimalli luo viitekehyksen kehonkoostumukselle, jonka avulla voidaan tutkia kehon osia ja niiden välisiä suhteita [1].

2-komponenttimalli



Kuva 1. Kaksikomponenttimalli ja monikomponenttimalli. (ECS, extracellular solids) solun ulkoinen kiinteä aine; (ECF, extracellular fluid) solun ulkoinen neste. Muokattu lähteistä [1,3]

Komponenttien välisiä suhteita on tutkittu paljon kehonkoostumustutkimuksissa. Terveen aikuisen kehonkoostumus on melko vakaa eli lyhyellä aikavälillä paino ja nestetasapaino muuttuvat vain vähän. Tasapainotilassa kehossa on komponenttien välisiä vakiosuhteita tasojen sisällä. [1] Esimerkiksi molekyylitasolla kehon koko veden (total body water, TBW) ja rasvattoman massan välillä on tasapainoinen yhteys, niiden suhde TBW/FFM on noin 0,73 [6]. Lisäksi vakaita komponenttien välisiä suhteita on eri tasojen välillä, esimerkiksi molekyylitasolla lipidien massa on noin 80 % kudostasolla olevasta rasvakudoksesta [7]. Kehon tasapainotilaa on tärkeä tutkia, koska se vaikuttaa yksilön sisällä sekä eri yksilöiden välillä. Lisäksi se osoittaa, että kehon komponentit muodostavat tutkittavia kokonaisuuksia suhteiden ympärille, vaikka keho koostuu todella monesta komponentista. [1]

Kehon tasapainotila mahdollistaa mittausteknologioiden kehityksen. Kaikkia kehon komponentteja ei voida mitata suoraan, joten tuntemattomien komponenttien arvot johdetaan tasapainotilassa vallitsevien komponenttisuhteiden avulla. Monikomponenttimalli luo matriisin, jolla luodaan yhtälöitä tunnettujen ja mittaamattomien komponenttien välille. [1].

3. MITTAUSTEKNOLOGIAT

Kehonkoostumusta voidaan mitata erilaisten menetelmien avulla. Sitä voidaan arvioida vaa'an ja mittanauhan avulla, mutta tarkempaa määrittystä varten on kehitetty lääkinällisiä laitteita. Esimerkiksi painoindeksi (body mass index, BMI) on yksinkertainen ja yleinen tapa mitata kehonkoostumusta. Se määritetään painon ja pituuden neliön suhteena (kg/m^2) ja ylipainosta puhutaan, kun painoindeksin arvo on suurempi kuin 25 kg/m^2 . Painoindeksi on hyvä mittari arvioidessa väestötason ylipainoa ja sen riskejä, mutta yksilötasolla se ei ota huomioon sukupuolta, eettisyyttä tai ikää. [8]

Mittausteknologiat jaetaan laboratorio- ja kenttämenetelmiin. Laboratoriomenetelmät ovat tarkempia, mutta vaativat teknisempiä laitteistoja, jotka ovat kalliita. Kenttämenetelmiä on helppo liikutella ja ne ovat nopeita ja yksinkertaisia toteuttaa. [9] Kenttämenetelmät on kalibroitu laboratoriomenetelmillä, joilla on parempi mittausten toistettavuus [6]. Kuvassa 2 on esitetty erilaisia mittausteknologioita niiden käytännön ominaisuuksien mukaan. Mittausteknologian valintaan vaikuttavia tekijöitä ovat mittaussparametrit, tutkimuksen kliinisyys, turvallisuus, hinta ja laitteiden saatavuus [10].

	Tieteellinen menetelmä	Hinta	Liikuteltavuus	Turvallisuus
Neutroniaktivaatio	Korkea	Korkea	Matala	Keskimatala
Kalium-40	Korkea	Korkea	Matala	Keskikorkea
Magneettikuvaus	Korkea	Korkea	Matala	Keskikorkea
Tietokonekerroskuvaus	Korkea	Korkea	Matala	Keskimatala
Luuntieheysmittaus	Keskikorkea	Keski	Matala	Keski
Ilmapletysmografia	Keski	Keski	Matala	Korkea
Isotooppilaimennus	Keskikorkea	Keskikorkea	Keskikorkea	Keskikorkea
Ultraääni	Keskikorkea	Keski	Korkea	Korkea
Bioimpedanssianalyysi	Keski	Matala	Korkea	Korkea
Ihonpoimumittaus	Matala	Matala	Korkea	Korkea

Kuva 2. Kehonkoostumusmittausteknologioita käytännön ominaisuuksien mukaan. Muokattu lähteestä [10].

Neutroniaktivaatioanalyysillä ja kalium-40-menetelmällä mitataan kehon kemiallista koostumusta eli atomitason komponentteja kuten vetyä, happea, hiiltä sekä kaliumia. [3] Molemmat menetelmät perustuvat atomien radioaktiivisten isotooppien hajoamiseen, joissa vapautuu gammasäteilyä. Kaliummenetelmä on turvallisempi, koska ihmisen keho sisältää valmiiksi pienen määrän radioaktiivista kalium-40-isotooppia, mutta aktivaatioanalyysissä keho altistetaan neutronisäteilylle. Nämä menetelmät ovat kalliita ja vaativat erikoistuneita tutkimuslaitoksia. [6] [5] Kuvantamismenetelmiä, magneetti- ja tietokonekerroskuvausta, käytetään kudostasolla. Ne erottelevat kehosta esimerkiksi rasvakudoksen, viskeraalisen rasvan ja luustolihasen sekä muodostavat kuvia yksittäisistä elimistä. Magneettikuvaus on turvallisempi, koska se perustuu vahvaan magneettikenttään ja protonien absorboimaan energiaan, mutta tietokonekerroskuvaus altistaa ihmisen röntgensäteilylle. Kuvantamislaitteistoja on sairaaloissa, ja ne ovat kalliita. [5]

Lisäksi kehonkoostumusta mitataan ilmapletysmografialla, joka perustuu Boylen lakiin. Menetelmässä mitataan kehon tilavuus, jonka avulla lasketaan kehon tiheys ja sitä kautta määritetään kehon rasvaprosentti. Ilmapletysmografia hyödyntää kaksikomponenttimallia. Ennen ilmapletysmografiaa kehon tilavuus määritettiin upottamalla koko keho veden alle, mikä perustuu taas Arkhimedeen lakiin. Tiheysmittaus on laboratorio-menetelmä, joten sitä ei voi liikutella helposti. [11]

Isotooppilaimennus ja ultraääni ovat kenttämenetelmiä. Ultraäänimenetelmä hyödyntää nimensä mukaisesti ultraäänitaajuutta, ja se mittaa rasvamassan jakautumista kehossa. Ultraäänimittaus on kuvantamismenetelmä ja sitä voi liikutella helposti sen pienen koon vuoksi. Ultraäänimittaus on helppo suorittaa, mutta kuvien analysointi vaatii koulutettua henkilöstöä virheiden välttämiseksi. [10] Isotooppilaimennus mittaa kehon veden määrää merkkiaineella, jonka pitoisuutta mitataan verestä tai virtsasta annoksen ottamisen jälkeen. [3] Kehon veden ja rasvattoman massan välinen suhde on 0.73. Rasvattoman massan arvo lasketaan tällä yhtälöllä, kun veden määrä saadaan isotooppilaimennuksesta. [6] Isotooppilaimennusmittaus on myös helppo toteuttaa, mutta tuloksien analysointi vaatii kalliita ja erikoistuneita laitteistoja, kuten massa- ja infrapunaspektrometriaa. [10] Kehon kokonaisveden arvo mitataan myös bioimpedanssimenetelmässä ja sitä käsitellään tarkemmin seuraavassa alaluvussa.

Kaikki kehonkoostumusmittausteknologiat ovat epäsuoria, eli ne määrittävät rasvamassan ja rasvattoman massan arvot yhtälöiden ja oletuksien avulla. Tämän takia ne eivät voi huomioida kaikkia yksilöllisiä vaihteluita, kuten ravitsemustilaa tai sairauksia. [9] Mittausmenetelmien ja yhtälöiden valinnassa tulee huomioida erityisesti mitattava kohde. Jos kohde ei vastaa samaa ryhmää, josta yhtälöt ja oletukset on johdettu, mittauksiin

tulee epätarkkuutta. Yksittäinen mittausten menetelmä ei ole optimaalinen kaikkiin tilanteisiin, ja mittauksiin sisältyy aina virheitä. Virhe syntyy, kun mitataan kehon komponentin arvo eli virheeseen vaikuttaa mittausmenetelmän valinta. Virhe kertaantuu, kun mitatusta arvosta johdetaan oletuksien ja yhtälöiden avulla tuloksia kehonkoostumuksesta. [12] Väestötasolla kaikki menetelmät antavat kuitenkin melko tarkkoja tuloksia kehonkoostumuksesta. Jatkuva mittausmenetelmien vertailu on tärkeää, koska uusia teknologioita ja menetelmiä kehitetään koko ajan. [9]

3.1 Bioimpedanssimittaus

Bioimpedanssimittaus (bioimpedance analysis, BIA) perustuu kehon komponenttien sähköisiin ominaisuuksiin. Menetelmässä kehoon johdetaan pientä vaihtovirtaa ja mitataan kehossa tapahtuva jännitehäviö. Bioimpedanssimittaus määrittää kehon koko veden (TBW) tilavuuden. [13] Kehon koko vesi jaetaan kahteen osaan, solujen ulkoiseen veteen (extracellular water, ECW) ja solujen sisäiseen veteen (intracellular water, ICW). [3] Bioimpedanssimenetelmän ydinperiaate on se, että kehon komponenteilla on erilaiset johtavuudet. Elektrolyyttirikas vesi johtaa hyvin sähköä ja sitä esiintyy paljon lihaksissa. Rasvakudoksessa on vain vähän vettä ja se toimii sähköisiltä ominaisuuksiltaan kuten eriste. Teoriassa mitä enemmän kehossa on lihaksia, sitä pienempi on sen virranvastustus. Kehon virranvastustuksesta käytetään termiä bioimpedanssi, joka koostuu resistanssista (R) ja reaktanssista (X_c). Resistanssi aiheutuu kudosten välissä vallitsevasta nesteestä ja reaktanssi kasvaa solumäärän mukaan, koska solukalvot toimivat kapasitansseina. [13]

Kudoksissa ionit toimivat varauksenkuljettajina. Solun ulkoisen veden tärkeimmät varauksenkuljettajat ovat natriumionit Na^+ ja kloridi-ionit Cl^- . Solun sisäisen veden tärkeimmät varauksenkuljettajat ovat kaliumionit K^+ . Kudoksen johtavuuden määrittäminen on vaikeaa ja mittauksia on tehty ihmisille ja eläimille. Alempana taulukossa 1 on esitetty eri kudoksien johtavuuksia matalalla ja korkealla taajuudella. Johtavuus eli konduktiivisuus kuvaa materiaalin sähkönjohtokykyä ja sen yksikkö on S/m, siemensia per metri. Taulukosta nähdään, että ihmisen iho johtaa huonosti sähköä eli se on eriste. Lihaksilla on huomattavasti suurempi johtavuus, kuin rasvalla, korkeilla taajuuksilla. [14]. Lisäksi lihaksilla on johtavuuteen suuri anisotrooppinen eli suunnasta riippuva vaikutus. Lihaksen johtavuus pitkittäissuunnassa on parempi kuin poikittaissuunnassa. Tämä vaikuttaa erityisesti keskivartalon alueella, jossa on paljon elimiä epäjärjestyksessä. [15]

Taulukko 1. Eri kudosten johtavuudet

Kudos	σ (S/m)	σ (S/m)
	1 Hz – 10 kHz	~ 1 MHz
Iho, kuiva	10^{-7}	10^{-4}
Iho, märkä	10^{-5}	10^{-4}
Lihäs	0,05 - 0,4	0,6
Rasva	0,02 - 0,05	0,02 - 0,05
Luu	0,005 - 0,06	-

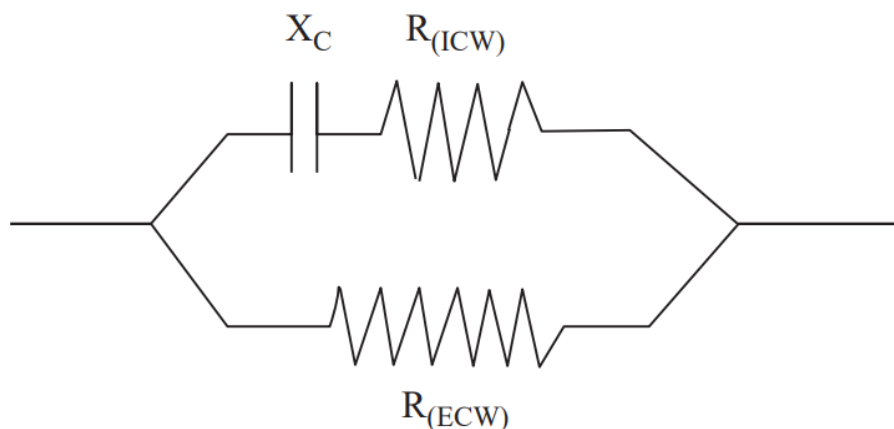
Kudokset muodostuvat vierekkäisistä soluista, joilla on samanlaiset ominaisuudet ja tehtävät tietyssä elimessä. Solujen ympärillä on kaksikerroksinen solukalvo, joka muodostuu fosfolipidimolekyyleistä ja erottaa yksittäisen solun sen ympäristöstä. Solukalvon paksuus on noin 5 nm, ja sähköisiltä ominaisuuksiltaan sitä voidaan pitää kondensaattorina. [16] Tämän rakenteen takia puhutaan kehon impedanssista, joka sisältää resistanssin ja reaktanssin, kun kehoon johdetaan pientä vaihtovirtaa.

Ihmisen keho on monimutkainen johdin ja kudokset koostuvat johtavista ja eristävästä materiaaleista. Eristävien materiaalien tarkastelussa tulee huomioida niiden käyttäytyminen ulkoisessa sähkökentässä, koska silloin muodostuu sähköisiä dipoleja. Dipoliksi kutsutaan kahden erimerkkisen varauksen muodostamaa paria. Atomit eivät itsessään muodosta dipoleja, vaan niiden syntyminen tarvitaan ulkoinen sähkökenttä. Sähkökentän vaikutuksesta atomin positiivinen ydin ja negatiiviset elektronit ajautuvat erilleen ja materiaali polarisoituu. Tällaisia dipoleja kuvataan dipolimomentilla ja polarisaatiolla tarkoitetaan dipolimomenttia tilavuusyksikköä kohden. Jotkin molekyylit muodostavat itsenäisesti myös pysyviä dipoleja. Ulkoisessa sähkökentässä molekyylidipolit kokevat vääntömomentin ja ne kääntyvät tietyn suuntaiseksi. Tällaisia ilmiöitä kutsutaan elektropolarisaatioksi ja suuntapolarisaatioksi. [14] [17] Polarisaatiolla on suuri vaikutus kudosten sähköisiin ilmiöihin ja se liittyy vahvasti kudosten permittiivisyyteen.

Permittiivisyys kuvaa sähkökentän vaikutusta materiaalissa ja se on eristeitä kuvaava suure. Mitä suurempi on permittiivisyys, sitä pienempi on sähkökenttä materiaalin sisällä. Permittiivisyys vaikuttaa levykondensaattorien kapasitanssin suuruuteen eli bioimpedanssimittauksissa solujen kapasitanssiin. Materiaalin permittiivisyys on suoraan yhteydessä materiaalin polarisoitumiseen. Korkea polarisoituminen tarkoittaa suurta permittiivisyyttä. Keho koostuu suuresta määrästä vettä ja vesimolekyylit ovat polarisoituvia. [14]

Polarisaatio ja varauksien asettuminen ei tapahdu välittömästi. Jos taajuus on tarpeeksi matala, kaikki varaukset ehtivät kääntyä ja materiaali polarisoitua kokonaan. Suurilla taajuuksilla polarisaatio ja sen myötä permittiivisyys laskevat. Tällaista aikariippuvuutta kutsutaan relaksaatioksi. Relaksaatioon liittyy taas käsite dispersio, jolla tarkoitetaan permittiivisyyden taajuusriippuvuutta. Heterogeenisillä materiaaleilla, kuten biologisilla kudoksilla, on erilaisia dispersioita laajalla taajuusalueella ja ne on jaettu α -, β - ja γ -dispersioihin. Näistä tärkein on β -dispersio, joka aiheutuu solukalvojen polarisoitumisesta ja se tapahtuu taajuusalueella, jossa virta läpäisee solukalvon. [14] [17] Ihmisen kehon johtavuudella on suuri taajuusriippuvuus usean dispersion takia.

Kudosten sähköisiä ominaisuuksia on tutkittu jo kauan ja niistä on muodostettu erilaisia piirikaavioita. Yksi tapa kuvata kudosten sähköisiä ominaisuuksia on muodostaa virtapiiri, jossa on resistanssi rinnankytkettynä vastuksen ja kondensaattorin sarjakytkennän kanssa. Tätä esitystapaa kutsutaan Fricken piiriksi ja se on esitetty kuvassa 3 alempana. [18] Siinä vastus kuvaa solun ulkoista osaa ja vastuksen ja kondensaattorin sarjakytkentä kuvaa solun sisäistä osaa. Matalalla taajuudella kondensaattorin läpi ei mene virtaa ja se toimii eristeenä. Matalataajuinen vaihtovirta ei läpäise solukalvoja, joten se mittaa vain solun ulkoisen veden (ECW) resistanssia. Korkeilla taajuuksilla kondensaattorin kapasitanssi pienenee ja sen läpi pääsee virtaa. Äärettömällä taajuudella kondensaattori vastaa oikosulkua. Suuremmilla taajuuksilla vaihtovirta läpäisee solukalvon ja mittaa solun ulkoisen ja sisäisen nesteen resistanssia. [19]



Kuva 3. Fricken piiri. Ylempi haara kuvaa solun sisäistä osaa ja alempi solun ulkoista osaa. Muokattu lähteestä [19].

Sähköisiä ominaisuuksia tarkasteltaessa tulee huomioida lisäksi sekoitusteoria. Ihmisen keho on heterogeeninen kokonaisuus eli se sisältää johtavia ja ei-johtavia materiaaleja. Mitä enemmän ei-johtavaa materiaalia keho sisältää, sitä suurempi on virran vastustus eli bioimpedanssi. Sekoitusteoria on matemaattinen malli, joka ottaa huomioon kehon nesteen muuttuneen johtavuuden, kun siihen on suspentoitunut eli seostunut ei-johtavaa materiaalia. Sekoitusteoria ilmenee esimerkiksi tilanteessa, jossa veren punasolujen määrä on muuttunut. Sekoitusilmiöt ovat suurempia matalilla taajuuksilla kuin suurilla taajuuksilla, koska matalilla taajuuksilla ei-johtavan materiaalin osuus on suurempi. Matalilla taajuuksilla sähkövirta ei läpäise soluja, joten ne ovat eristeitä. [20]

Kaikkien tekijöiden huomioon ottaminen on vaikeaa bioimpedanssimittauksissa, koska kehon sähköiset ominaisuudet ovat hyvin monimutkaisia ja niitä ei tunneta kokonaan. Lisäksi ne eivät vastaa täysin tunnettujen komponenttien ominaisuuksia, joilla niitä pyritään mallintamaan. Malleja ja kaavoja on monia erilaisia ja niiden tarkkuudet vaihtelevat. Koko kehon tasolla suhde impedanssin ja kehon veden tilavuuden välillä perustuu oletukseen, että keho muodostaa yhtenäisen lieriön, jonka läpi vaihtovirta kulkee.

Sähköisen johtimen resistanssi saadaan kaavalla:

$$R = \rho \frac{l}{A}, \quad (1)$$

jossa ρ on kappaleen resistiivisyys, l pituus ja A pinta-ala. Kun tähän kaavaan sijoitetaan lieriön tilavuuden V kaava, joka on pohjan pinta-ala kertaa lieriön korkeus, saadaan tilavuudelle kaava:

$$V = \rho \frac{l^2}{R} \quad (2)$$

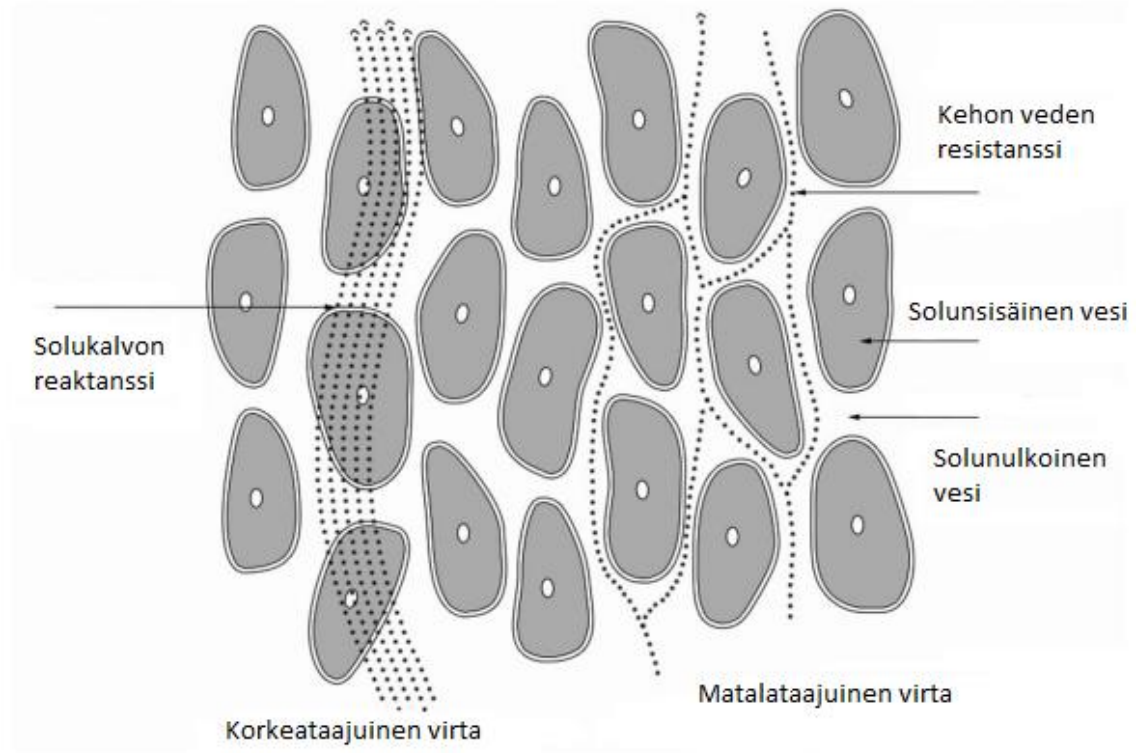
Koska resistiivisyyden käänteisluku on konduktiivisuus, niin saadaan kaava:

$$V = \frac{1}{\sigma} \cdot \frac{l^2}{R} \quad (3)$$

Tällä kaavalla voidaan laskea johtavan kehon osan tilavuus, kun bioimpedanssimittauksessa on määritetty tietty resistanssi. [19] Menetelmässä on tehty suuri yksinkertaistus, koska se olettaa, että ihmisen keho on isotrooppinen johdin eli sillä on samanlaiset sähköiset ominaisuudet mittaussuunnasta riippumatta. Kudosten suunta ja järjestys vaikuttavat kuitenkin kehon johtavuuteen. Tämän takia kehoa on mallinnettu myös useampana lieriönä, jossa raajoja ja keskivartaloa tarkastellaan erikseen. [15]

Ihmisen kehon sähköisiä ominaisuuksia mitattaessa tulee huomioida monia tekijöitä. Kehon sähköisistä ominaisuuksista on kehitetty erilaisia malleja ja kaavoja selittämään näitä ilmiöitä. Ilmiöiden ymmärtäminen on tärkeää, jotta tiedetään miten kehon muutokset vaikuttavat mitattuihin arvoihin. Ihmiskehon mittaaminen sisältää raakadataa ja johdettua dataa. Resistanssi, reaktanssi, impedanssi ja vaihekulma ovat bioimpedanssianalyysin raakaparametreja eli ne eivät riipu empiirisestä mallintamisesta [13]. Johdetun datan käsittely on vaikeampaa kuin raakadatan. Siinä tulee huomioida useampi muuttuja, jotka vaikuttavat mitatun ja johdetun arvon välillä. Kun kehon bioimpedanssista johdetaan kehon nesteen tilavuuksia, tulee huomioida tekijöitä kuten sekoitusteoria ja taajuusriippuvuus. Nämä mallit ja kaavat vaikuttavat siihen, kuinka tarkasti nämä muuttujat otetaan huomioon. Cole-malli on suosittu tapa esittää bioimpedanssidata kompleksisessa tasossa, resistanssin ja reaktanssin suhteen. Cole-mallissa mittausarvot muodostavat puoliympyrän, joka esittää impedanssia. Sen avulla määritetään bioimpedanssin arvot äärettömän pienillä ja suurilla taajuuksilla. [15] Ääripään arvoilla impedanssi muuttuu täysin resistiiviseksi. Pienillä taajuuksilla resistanssi vastaa solujen ulkoista osaa ja suurilla taajuuksilla solun ulkoisen ja sisäisen resistanssin rinnankytkentää.

Bioimpedanssimittaus on kenttämenetelmä ja sitä on helppo liikutella esimerkiksi koti- tai tehohoidossa. Se on nopea, turvallinen ja ei-invasiivinen, eli menetelmä ei läpäise ihmisen ihoa. Lisäksi se on edullinen verrattuna laboratoriomenetelmiin ja mittauksia voi suorittaa toistuvasti peräkkäin. [13] Bioimpedanssimenetelmällä on myös rajoitteita, koska se on epäsuora menetelmä. Se hyödyntää yhtälöitä ja oletuksia, joista tärkein on rasvattoman massan vakiokosteus. Kuten luvussa 2.1 todettiin, kehon nesteiden ja muiden komponenttien välillä on melko vakaita suhteita ja kehon rasvaton massa muodostaa noin 73 % kehon kokonaisvedestä. Kun bioimpedanssimittauksessa on määritetty kehon koko vesi, sen avulla lasketaan rasvattoman massan määrä. Rasvamassa saadaan taas välillisesti vähentämällä kehon painosta rasvaton massa. [5] Nämä yhtälöt ja oletukset eivät todellisuudessa päde kaikille yksilöille, esimerkiksi kriittisesti sairaille. Mittauksissa tulee huomioida tarkasti niiden lähtökohdat ja ennusteyhtälöitä tulee hyödyntää vain niihin populaatioihin, joista ne on johdettu. [13]



Kuva 4. Matalataajuinen virta ei läpäise solukalvoja eli se mittaa vain solun ulkoista vettä (ECW). Korkeataajuinen virta mittaa kehon kokonaisveden (TBW). Muokattu lähteestä [13]

Bioimpedanssimenetelmiä luokitellaan niiden käyttämien taajuuksien lukumäärän mukaan. Kuvassa 4 on havainnollistettu eri taajuisten virtojen kulkua kudoksessa. Yksitaajuinen bioimpedanssimenetelmä (single-frequency BIA, SF-BIA) käyttää taajuutta 50 kHz. Se mittaa vain kokonaisveden (TBW) toista osaa eli solujen ulkoista vettä (ECW), koska matalataajuinen signaali ei läpäise solukalvoja. Yhdellä taajuudella ei voida mitata solujen sisäistä vettä (ICW) ja kokonaisvesi lasketaan kaavojen avulla solujen ulkoisesta vedestä. Nämä kaavat on johdettu terveille henkilöille, eli yksitaajuusmenetelmä on huono arvioimaan nesteiden tilavuuksia, jos henkilön nestetasapaino on muuttunut esimerkiksi sairauden seurauksena. [19]

Monitaajuusmenetelmässä (multifrequency BIA, MF-BIA) kehoon johdetaan pientä sähkövirtaa matalalla ja korkealla taajuudella. Mittauspisteitä valitaan useita taajuusalueelta 1 kHz – 500 kHz. Näin saadaan mitattua koko kehon nesteen ja solun ulkoisen nesteen tilavuudet. Solujen sisäisen veden tilavuus saadaan näiden vähennyslaskulla. [21] Useammalla taajuudella saadaan laajempaa tietoa nesteiden jakautumisesta ja se sopii paremmin tilanteisiin, joissa kehon biologinen tasapaino ei ole stabiili.

Hyvin matalien ja korkeiden taajuuksien käyttö aiheuttaa ongelmia monitaajuusmenetelmässä. Käytännön rajoitukset ja kudosten polarisaatio estää resistanssin mittaamisen nolлатаajuudella ja äärettömällä taajuudella. Tämän takia on kehitetty matemaattisia malleja, joilla ekstrapoloidaan resistanssit ääriarvoilla. Menetelmää kutsutaan bioimpedanssispektroskopiaksi (bioimpedance spectroscopy, BIS). Siinä mittauksia tehdään laajalla taajuusalueella 1 kHz – 1 MHz ja sen jälkeen impedanssidata sovitetään yllä mainittuun Cole-malliin. Cole-mallista ekstrapoloituja resistanssiarvoja hyödynnetään regressioyhtälöissä. [21]

Bioimpedanssimenetelmän käyttäminen kehonkoostumusmittauksissa on aloitettu vuonna 1962 [21]. Siitä lähtien on tehty bioimpedanssitutkimuksia ja se on johtanut lukuisten mallien ja yhtälöiden julkaisemiseen. Näihin malleihin on sisällytetty erilaisia muuttujia, kuten ikä, sukupuoli ja kehon fyysiset mitat [21]. Monien mallien, menetelmien ja yhtälöiden takia bioimpedanssimenetelmien kalibrointi ja tulosten vertailu on tärkeä osa tutkimusta. Kalibrointi voidaan suorittaa luuntiheysmittausmenetelmällä, jota pidetään tarkimpana menetelmänä kehonkoostumustutkimuksissa.

3.2 Luuntiheysmittaus

Luuntiheysmittaus eli DEXA-mittaus (Dual Energy X-ray Absorptiometry) kehitettiin alun perin luuntiheyden mittaamiseen eli luun vahvuuksien ja osteoporoosin tutkimiseen. Luun tutkimuksia tehdään iäkkäille, joille on sattunut luiden murtumia ja henkilöille, joilla epäillään osteoporoosin kehittymistä. Menetelmä perustuu röntgensäteilyn vaimenemiseen sen kulkiessa ihmisen kehon läpi. Säteilyä johdetaan kehoon kahdella eri energiatasolla ja lasketaan näiden säteiden suhteellinen vaimeneminen keskenään. Vaimenemista tapahtuu erityisesti luustossa, mutta myös ympäröivässä pehmeässä kudoksessa. Koko kehon mittauksessa lasketaan myös rasvamassan ja rasvattoman massan suuruudet eli sitä hyödynnetään myös kehonkoostumustutkimuksissa. DEXA-mittaus on kuvantamismenetelmä ja sitä käytetään sairaalatoissa kalliilla laitteilla. Mittaus on nopea ja turvallinen. Vaikka se altistaa ihmisen ionisoivalle röntgensäteilylle, niin säteilyannos jää hyvin pieneksi. [12]

DEXA-menetelmän fyysinen toiminta ei ole monimutkainen, mutta sen toteutus eli kuvan muodostaminen ja ohjelmiston toiminta on hyvin kompleksinen. Alkuaineiden aiheuttamaa fotonien vaimennusta kuvataan massavaimennuskertoimella. Massavaimennuskertoimen on energiakohtainen. Se riippuu alkuaineeseen osuvan fotonien energian määrästä ja massavaimennuskertoimien arvoja on määritetty kokeellisesti. [5] Massavaimennuskertoimen on pienempi suurella energialla, jolloin fotonien energia myös vaimentuu vähemmän [22].

Säteiden vaimentumista kehossa kuvataan taas R-arvolla, joka saadaan matalan energiapiikin ja korkean energiapiikin suhteena, kun säteet ovat läpäisseet kehon [23]. Jokaisella alkuaineella on tietyt massavaimennuskertoimet ja R-arvo, kahdella eri energiatasolla. Suuren järjestysluvun alkuaineilla R-arvo on suurempi. Esimerkiksi kalsiumilla, jota esiintyy luustossa, on huomattavasti suurempi järjestysluku ja R-arvo, kuin vedyllä, hiilellä tai tyvellä. Alkuaineiden R-arvoilla on laskettu kehon komponenteille R-arvot, niiden koostumusten mukaan. Komponenttien erottelu perustuu R-arvon mittaamiseen. Kahdenkomponentin seoksissa erottelu tehdään mitatun R-arvon ja komponenttien massavaimennuskertoimien avulla. [22]

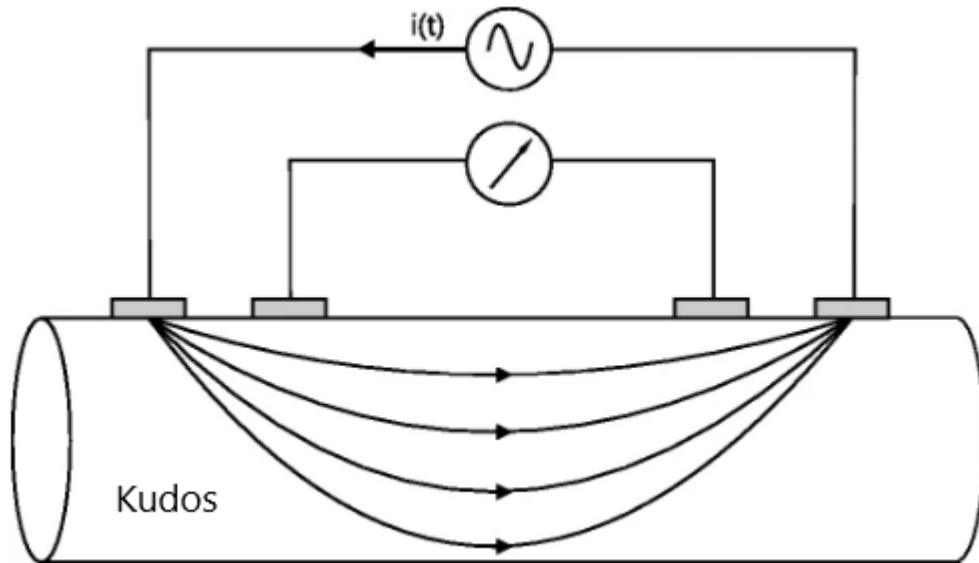
Kehonkoostumusmittauksissa DEXA-menetelmällä lasketaan rasvamassan, lihasmassan ja luumineraalin suuruudet. Keho jaetaan kahdenlaisiin pikseleihin, jotka sisältävät pehmytkudosta ja luuta tai pelkästään pehmytkudosta. Jako tehdään laskemalla jokaiselle pikselille R-arvo. Suuremman R-arvon omaavat pikselit luokitellaan luuta sisältäviksi. Kahdella energiatasolla pikseleistä voidaan erottaa kaksi komponenttia eli pehmytkudospikseleistä lasketaan rasvamassa ja lihasmassa. Luuta sisältävistä pikseleistä pehmytkudoksen analysointi on paljon vaikeampaa ja siihen hyödynnetään kehittyneitä algoritmeja. Luuston analysointiin käytetään kuvankäsittelyä ja aiempaa tietoa ihmisen luurangon rakenteesta. Luut ovat tietyn kokoisia ja ne muodostavat yhtenäisen rakenteen. [22]

4. BIOIMPEDANSSIMITTAUKSEN HAASTEET

Bioimpedanssimenetelmien suurin haaste on selittää kehon fysiologisten ilmiöiden vaikutus mitattuun impedanssiin [15]. Kehon heterogeeninen rakenne on hyvin monimutkainen ja välttämättä sen kaikkia sähköisiä ominaisuuksia ei vielä tunneta. Lisäksi suuren määrän eri menetelmien, yhtälöiden ja mallien takia on vaikeaa valita varmin ja sopivin menetelmä bioimpedanssitutkimuksiin. Tutkimusten tarkoitukset voivat vaihdella myös suuresti. Esimerkiksi erilaiset lähtökohdat tulee huomioida tutkimuksissa, jos mitauksia tehdään koko keholle tai vain tietylle raajalle. Bioimpedanssitutkimus vaatii yleisten käytäntöjen ja menetelmien vakiointia ja se voisi nopeuttaa alan kehitystä. [20]

Eniten haasteita tutkimuksissa aiheuttaa kudosten lämpötila, ihon impedanssi, anisotropia, johtimen pituus ja johdetut yhtälöt. Lämpötila vaikuttaa kudosten resistiivisyyteen. Alle 1 GHz taajuuksilla yhden celsiusasteen muutos aiheuttaa 2 % muutoksen resistiivisyyteen. Elektrolyyteillä lämpötilan kasvaessa resistiivisyys pienenee eli johtavuus kasvaa. Jotta bioimpedanssilla voidaan arvioida ECW:n ja ICW:n tilavuuksia, resistiivisyys tulee olettaa vakioksi. [20] Kehon lämpötilaan vaikuttavat terveydentila ja ympäristö, ja näiden tuleekin olla mahdollisimman tasapainoisessa tilassa ennen bioimpedanssimittauksia. Resistiivisyyden lisäksi tulee huomioida kudosten kapasitiivisten ominaisuuksien takia permittiivisyys.

Kehoon johdetaan sähköä iholle asetettavilla elektrodeilla. Elektrodiratkaisuja on erilaisia ja niiden toteutuksessa tulee huomioida ihon sähköiset ominaisuudet. Iholla on kehon suurimpia resistiivisiä ominaisuuksia. Se koostuu pääosin kolmesta kerroksesta, joista alin on ihonalaiskudos. Päällimmäisin kerros muodostuu kuolleista ja litteistä soluista ja se vaikuttaa eniten sähkövirran kulkuun. Iho suojaa kehoa ulkosilta tekijöiltä. [17] Alun perin ihon vaikutus pyrittiin välttämään neulaelektrodeilla, mutta niiden käyttö ei yleistynyt vaan siirryttiin pintaelektrodeihin. Ihmisen ihossa on myös suoria reittejä ihon kerrosten läpi, ihon karvojen ja hikihuokosten kautta. Ennen pintaelektrodin asettamista iho voidaan putsata ja elektrodin paikalle levittää elektrolyyttigeeliä, joka parantaa kontaktin johtavuutta. Yleisesti käytettyä elektroditoteutusta kutsutaan tetrapolaariseksi elektrodijärjestykseksi. Siinä sähkövirta johdetaan kehoon kahdella ulommalla elektrodilla ja jännitteen muutos mitataan kahdella sisemmällä elektrodilla. Tämä on esitetty kuvassa 5 seuraavalla sivulla. Kuvasta havaitaan, että jännite- ja virtaelektrodien välimatkan tulisi olla mahdollisimman suuri, koska virran tiheys on suurimmillaan elektrodien kohdalla. Mutta kuva on vain havainnollistava, sillä ihmisten kudokset ovat heterogeenisiä ja niillä on suunnasta riippuva vaikutus virran kulkuun. [15]



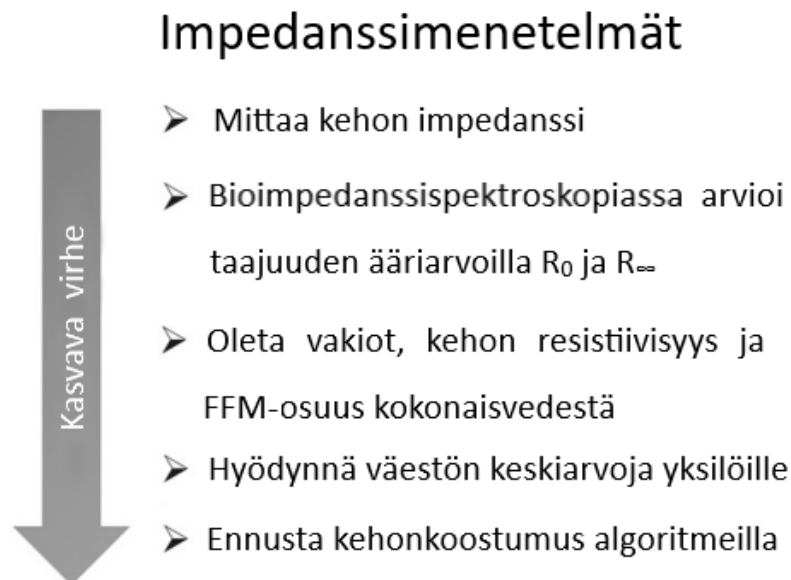
Kuva 5. Tetrapolaarinen elektrodijärjestys ja virran kulku. Lähteestä [15].

Bioimpedanssimittauksissa on kokeiltu monia erilaisia vaihtoehtoja sijoittaa mittauselektrodit kehoon. Niitä on käytetty ranteissa, nilkoissa, lantiossa, olkapäissä ja rintalastassa. Yleisemmin elektrodit laitetaan nykyään ranteisiin ja nilkkoihin, koska ne ovat helposti esillä ja niissä elektrodit osuvat varmemmin samaan kohtaan. Mittauselektrodien määrä voi vaihdella mittauslaitteen ja kohteen mukaan. Koko kehon mittauksissa riittää, että elektrodit laitetaan vain kehon toisen puolen raajoihin, mutta segmentiaalisessa mittauksessa vaaditaan elektrodit kehon molemmille puolille kaikkiin raajoihin. [15]

Olettamus siitä, että keho muodostaa yhtenäisen johtimen, aiheuttaa haasteita määrittää tietty alue, jota halutaan mitata. Lisäksi koko kehon mittauksissa pienen poikkipinta-alan omaavat alueet, kuten sormet ja kädet, hallitsevat mitattua impedanssia, koska niissä sähkövirran kulku vaikeutuu. [14] Näin keskivartalon vaikutus impedanssiin jää hyvin pieneksi, vaikka se muodostaa hyvin suuren osan mitattavasta alueesta. Keskivartalon osuus kokonaisuudesta on noin 50 % ja sen vaikutus kokonaisresistanssiin on vain noin 15 % [15]. Tästä syystä suuretkin muutokset keskivartalon alueella, kuten rasvamassan kertyminen, eivät välttämättä näy muuttuneena impedanssina, mikä vääristää mittaustuloksia. Keskivartalo poikkeaa myös paljon ylä- ja alaraajojen rakenteesta. Sen sisältämät elimet ovat epäjärjestyksessä ja sen takia keskivartalon impedanssi on vaikeinta mitata. Esimerkiksi sydämen pulssi ja keuhkoissa oleva ilman määrä vaikuttavat impedanssin suuruuteen [14].

Keskivartalon tarkempaa analysointia varten on kehitetty segmentiaalinen bioimpedanssimittaus. Siinä keho on jaettu useampaan osaan, siten että keskivartalo ja raajat muodostavat omat lieriönsä ja niillä on omat poikkipinta-alansa. Menetelmä vähentää raajojen vaikutusta kokonaisimpedanssiin. Koko kehon johtavan osan tilavuus saadaan summaamalla jokaisen segmentin tilavuudet yhteen. Osien tilavuudet saadaan laskettua kaavalla 3. Eri osien resistiivisyys on oletettu vakioksi tai vaihteleviksi. Segmentiaalisella menetelmällä voidaan analysoida rasvan ja nesteiden jakautumista eri osien välillä. [15]

Suuri haaste liittyy bioimpedanssissa yhtälöihin ja oletuksiin. Bioimpedanssi on epäsuora menetelmä eli ennen haluttua lopputulosta tulee suorittaa monta välivaiheita. Kuvassa 6 on mallinnettu näitä välivaiheita ja virheen kehittymistä. Aluksi mitataan kehon virranvastustus eli impedanssi. Bioimpedanssianalyyssissa ekstrapoloidaan myös impedanssin arvot taajuuden ääriarvoilla esimerkiksi Cole-mallilla. Tämän jälkeen johdetaan kokonaisveden määrä algoritmeilla, jotka pohjautuvat kaavaan 3. Tämä vaatii, että keholle on oletettu vakioresistiivisyys. Kun kokonaisveden määrästä johdetaan arvot rasvattomalle massalle, tarvitaan uusi jo aiemmin mainittu oletus eli rasvattoman massan osuus kokonaisvedestä. Nämä oletukset ovat väestökohtaisia keskiarvoja, joita hyödynnetään ennusteyhtälöissä yksilötasolla. Yhtälöt ja oletukset ovat hyvin otoskohtaisia ja niiden vääränlainen käyttö lisää mittausvirhettä. [24]



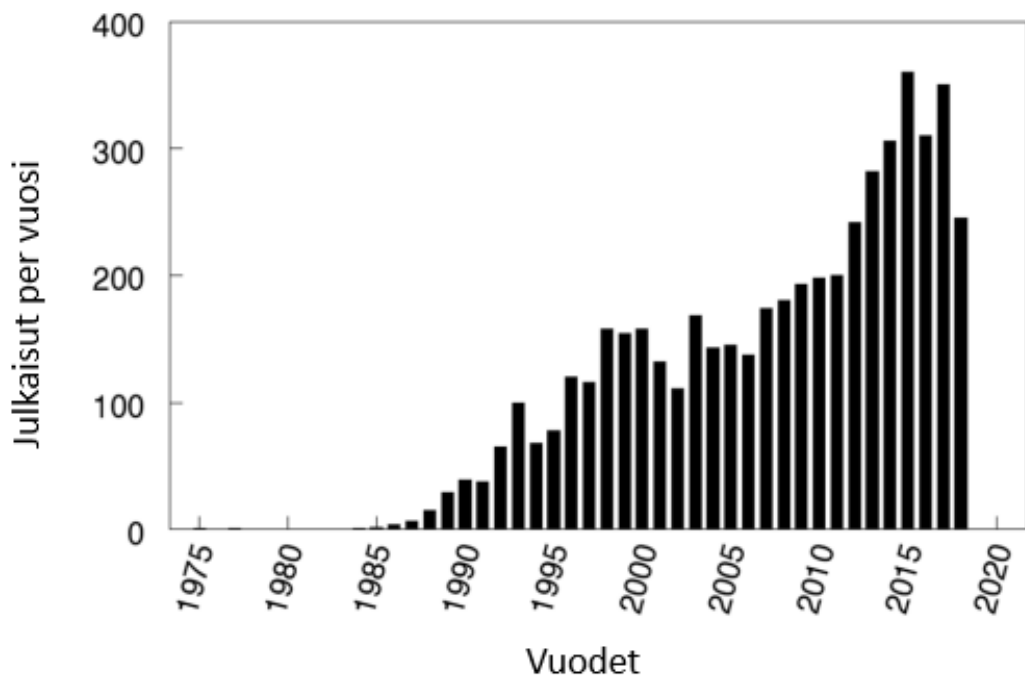
Kuva 6. Bioimpedanssi on epäsuora menetelmä. Jokainen välivaihe, yhtälö ja oletus lisää ennustevirhettä. Muokattu lähteestä [24].

Mittausvirheiden minimoimiseksi mittaustoimenpiteet tulisi standardoida mahdollisimman tarkasti. Mittauksissa kehon pitää olla mahdollisimman tasapainoisessa tilassa ja ulkoisten tekijöiden vaikutus mittauksiin tulee minimoida. Jos mittaukset suoritetaan makuuasennossa, niin ennen mittauksia kehon nesteiden tulee tasaantua ympäri kehoa noin 10 minuuttia. Seisoma-asennossa mittausta ei tule tehdä heti seisoimaan nousun jälkeen ja molemmissa mittauksissa raajat täytyy pitää erillään kehosta. Urheilua ja alkoholin käyttöä tulee välttää 24 tuntia ennen mittauksia. Lisäksi mittaukset on suositeltu suorittaa tyhjällä vatsalla ja virtsarakolla ja syömistä ja juomista on hyvä välttää 2 tuntia ennen mittauksia. Mittauksia tulee myös välttää kuumeilun, nesteenpoistolääkityksen ja kuukautisten aikana. [25] Nämä ohjeet koskevat terveiden aikuisten kehonkoostumusmittauksia. Edellä mainittuja ohjeita noudattaen on raportoitu, että samana päivänä tehdyt mittaukset vaihtelevat noin 1 – 2 % ja eri päivien välillä 2 – 3.5 % [25].

Bioimpedanssimittaus on suosittu menetelmä kehonkoostumuksen mittaamiseen, mutta edelleen esitetään kysymyksiä sen luotettavuudesta. Luotettavuudella tarkoitetaan mitausten tarkkuutta ja toistettavuutta. Ensimmäinen kaupallinen yksitaajuinen bioimpedanssilaitte julkaistiin 1980-luvun alussa. Sen jälkeen bioimpedanssin suosio on kasvanut ja on julkaistu uusia tutkimuksia ja menetelmiä. Laitteet muodostavat tietynlaisia tuoterpeheitä eli laite täytyy valita käytettävien taajuuksien, mitattavan alueen ja data-analyysin mukaan. Laitteiden ja menetelmien suuri valikoima vaikeuttaa käytäntöjen standardisointia ja luotettavuuden tutkimista. Lisäksi laitteiden menetelmien vertailua vaikeuttaa se, että laitevalmistajien käyttämät algoritmit ja sovellukset ovat hyvin harvoin julkisia. Yleinen tapa tutkia bioimpedanssimenetelmän luotettavuutta ja tarkkuutta on vertailla sitä esimerkiksi luuntiheysmittaukseen tai laimennusmenetelmään. Vertailuun voidaan hyödyntää esimerkiksi korrelaatioanalyysiä. [24]

5. BIOIMPEDANSSIMITTAUKSEN TULEVAISUUS

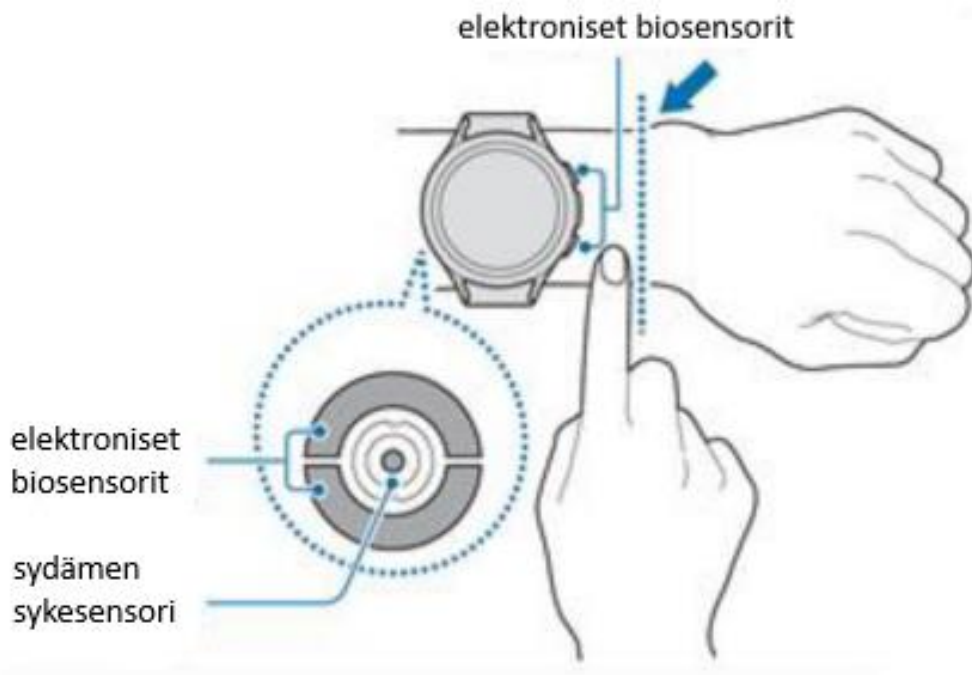
Bioimpedanssimenetelmän suosio on kasvanut reilusti ensimmäisen kaupallisen laitteen julkaisun jälkeen. Teknologian kehittymisen myötä on julkaistu uusia menetelmiä ja laitteita. Suosion kasvuun on vaikuttanut myös bioimpedanssimenetelmän helppokäyttöisyys, nopeus, liikuteltavuus ja ei-invasiivisuus. Myös bioimpedanssitutkimukset ovat lisääntyneet. Kuvasta 7 nähdään, että julkaisujen määrä on kasvanut vuosittain. Bioimpedanssimittauksella on erilaisia käyttökohteita sairaalakäytössä ja myös henkilökohtaisessa terveydenhuollossa. Se voi tarjota vaihtoehtoisen tavan seurata omaa terveyttä ja voi motivoida tekemään parempia ratkaisuja terveyden edistämiseksi.



Kuva 7. Bioimpedanssijulkaisut vuosittain. Muokattu lähteestä [24].

Puettavasta elektroniikasta, esimerkiksi älykelloista tai sormuksista, on kehittynyt terveyden mittareita. Ne mittaavat sykettä, askelia, unta, istumisaikaa ja energiankulutusta. Uusimpiin älykelloihin on integroitu myös bioimpedanssimenetelmä kehonkoostumuksen mittaukseen. Yhä useammalla on älykello ja se voisi mahdollistaa jatkuva-aikaisen kehonkoostumuksen seurannan ilman suurempia ja kalliimpia laitteita. Älykellojen kehonkoostumusmittaus vaatii kuitenkin vielä tarkempaa tutkimusta ja kehittymistä. Sitä ei ole vielä validoitu muita kehonkoostumusmittausmenetelmiä vastaan. [26]

Älykellojen bioimpedanssimittaus käyttää yhtä 50 kHz taajuista sähkövirtaa ja mittaa ylävartalon impedanssia. Tällaisessa kellossa on neljä elektrodia, joista kaksi on kellon takakannessa ja ne ovat kosketuksessa vasemman ranteen kanssa. Toiset kaksi ovat kellon sivussa olevissa napeissa, joihin asetetaan oikean käden kaksi sormeä kämmen-
selkä alaspäin. Näin muodostuu ylävartalon mittaussilmukka kädestä käteen. Kuva 8 havainnollistaa elektrodien sijaintia kellossa. Kehonkoostumusmittaus kestää kellolla noin 15 sekuntia. Oikean käden sormet tulee asettaa elektrodeille siten, että vältetään vasemman ranteen ja oikean käden sormien välinen ihokontakti. Mittauksia vaikeuttaa elektrodien lyhyt välimatka ja sormien sekä ranteen pienet poikkipinta-alat. Kello pyrkii vähentämään näiden vaikutusta vaihtelemalla virta- ja mittauselektrodeja keskenään, jolloin mittauspolku muuttuu. Kellon bioimpedanssimittaus eroaa paljon muista impedanssimenetelmistä, ja ne käyttävät omia algoritmeja kehonkoostumuksen määrittämiseen. [27]



Kuva 8. Kellon mittaussensorit. Muokattu lähteestä [27].

6. YHTEENVETO

Tässä työssä tutustuttiin kehonkoostumukseen ja esiteltiin bioimpedanssimenetelmän toimintaperiaatetta, haasteita ja tulevaisuutta. Kehonkoostumus kuvaa, mistä aineista ja kudoksista elimistö koostuu. Kehonkoostumus voidaan jakaa erilaisiin komponenttimalleihin. Yksinkertaisin malli sisältää kaksi osaa, rasvamassan ja rasvattoman massan. Monikomponenttimalli sisältää 5 eri komponenttitasoa ja sillä luodaan suhteita mitattujen ja tuntemattomien komponenttien välille. Suhteet perustuivat terveen aikuisen kehon tasapainotilaan. Työn kannalta tärkein näistä suhteista on rasvattoman massan ja kehon veden välinen yhteys, jota hyödynnetään bioimpedanssimenetelmässä.

Bioimpedanssimenetelmä on tarkka, nopea, monipuolinen ja ei-invasiivinen tapa mitata kehonkoostumusta. Siinä kehoon johdetaan pientä vaihtovirtaa ja mitataan kehossa tapahtuva jännitehäviö. Bioimpedanssin ydinperiaate on se, että kudoksilla on erilaiset johtavuudet. Bioimpedanssin avulla määritetään kehon kokonaisveden tilavuus, josta johdetaan yhtälöiden avulla muita kehonkoostumuksen arvoja. Veden tilavuuden määrittäminen perustuu oletukseen, jossa keho muodostaa yhtenäisen lieriön, jonka läpi vaihtovirta kulkee. Bioimpedanssimenetelmät voivat käyttää joko yhtä 50 kHz taajuutta tai useampaa taajuutta välillä 1 kHz – 1 MHz. Kehon kapasitiivisten ominaisuuksien takia monitaajuusmenetelmät on todettu tarkemmiksi ja monipuolisemmiksi. Ne läpäisevät solukalvot ja tarjoavat virralle laajemman kulkureitin kehon läpi.

Kehon kaikkia sähköisiä ominaisuuksia ei vielä tunneta ja suurin haaste on selittää fysiologisten ilmiöiden vaikutus bioimpedanssiin. Keholla on sekä eristeen että johteen kaltaisia ominaisuuksia ja näitä kuvaavat suureet ovat permittiivisyys ja konduktiivisuus. Haasteita aiheuttaa lisäksi ihon impedanssi, elektrodit, lämpötila, mallinnus ja mitattava kohde. Ulkoisten tekijöiden vaikutus on pyritty minimoimaan mahdollisimman samankaltaisilla mittaustoimenpiteillä. Niitä noudattamalla on todettu, että saman päivän mittaukset vaihtelevat noin 1 – 2 % ja eri päivien mittaukset 2 – 3.5 %. Bioimpedanssimenetelmällä on monia käyttökohteita sairaalakäytössä, urheilutieteessä ja henkilökohtaisessa terveydenhuollossa.

LÄHTEET

- [1] Wang Z., Pierson R., Heymsfield S., The five-level model: a new approach to organizing body-composition research, *The American journal of clinical nutrition*, Vol.56, No.1, 1992, pp. 19–28.
- [2] Ackland T.R., Lohman T.G., Sundgot-Borgen J., Maughan R.J., Meyer N.L., Stewart A.D., et al., Current status of body composition assessment in sport: Review and position statement on behalf of the Ad Hoc research working group on body composition health and performance, under the auspices of the I.O.C. medical commission, *Sports medicine*, Vol.42, No.3, 2012, pp. 227–249.
- [3] Wang Z., Wang Z.M., Heymsfield S.B., History of the study of human body composition: A brief review, *American journal of human biology*, Vol.11, No.2, 1999, pp. 157–65.
- [4] Ellis K.J., *Human Body Composition: In Vivo Methods*, *Physiological reviews*, Vol.80, No.2, 2000, pp. 649–80.
- [5] Withers R.T., Laforgia J., Heymsfield S.B., Critical appraisal of the estimation of body composition via two-, three-, and four-compartment models, *American journal of human biology*, Vol.11, No.6, 1999, pp. 806–806.
- [6] Heymsfield S.B., Wang Z.M., Baumgartner R.N., Ross R., *Human body composition: advances in models and methods*, *Annual review of nutrition*, Vol.17, No.1, 1997, pp. 527–558.
- [7] Pietrobelli A., Wang Z., Heymsfield S.B., Techniques used in measuring human body composition, *Current opinion in clinical nutrition and metabolic care*, Vol.1, No.5, 1998, pp. 439–448.
- [8] Snyder W.M., Cook M.J., Nasset E.S., Karhausen L.R., Howells G.P., Tipton I.H., *Report of the Task Group on Reference Man*, 1975.
- [9] *Obesity: preventing and managing the global epidemic: report of a WHO consultation*, 2000.
- [10] Fosbøl M.Ø., Zerahn B., Contemporary methods of body composition measurement, *Clinical physiology and functional imaging*, Vol.35, No.2, 2015, pp. 81–97.
- [11] Siervo M., Jebb S.A., *Body Composition Assessment: Theory into Practice: Introduction of Multicompartment Models*, *IEEE engineering in medicine and biology magazine*, Vol.29, No.1, 2010, pp. 48–59.
- [12] Dempster P., Aitkens S., A new air displacement method for the determination of human body composition, *Medicine and science in sports and exercise*, Vol.27, No.12, 1995, pp. 1692–1697.
- [13] Wells J.C.K., Fewtrell M.S., Measuring body composition, *Archives of Disease in Childhood*, Vol.91, No.7, 2006, pp. 612–617.

- [14] Moonen H.P.F.X., Van Zanten A.R.H., Bioelectric impedance analysis for body composition measurement and other potential clinical applications in critical illness, *Current opinion in critical care*, Vol.27, No.4, 2021, pp. 344–353.
- [15] Grimnes S., Martinsen Ø.G., *Bioimpedance and Bioelectricity Basics: Third Edition*, 2014.
- [16] Stahn A., Terblanche E., Gunga H.C., Use of Bioelectrical Impedance: General Principles and Overview. In *Handbook of Anthropometry*, Springer New York, New York, 2012. pp. 49–90.
- [17] Brosseau C., Sabri E., Resistor–capacitor modeling of the cell membrane: A multiphysics analysis, *Journal of applied physics*, Vol.129, No.1, 2021.
- [18] Miklavčič D., Pavšelj N., Hart F.X., Electric Properties of Tissues, In *Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering*, John Wiley & Sons, 2006.
- [19] Fricke H., Morse S., The electric resistance and capacity of blood for frequencies between 800 and 4(1/2) million cycles, *The Journal of general physiology*, Vol.9, No.2, 1925, pp. 153–167.
- [20] Kyle U.G., Bosaeus I., De Lorenzo A.D, Deurenberg P., Elia M., Gómez J.M., et al., Bioelectrical impedance analysis - part I: review of principles and methods, *Clinical nutrition*, Vol.23, No.5, 2004, pp. 1226–1243.
- [21] Matthie J.R., Bioimpedance measurements of human body composition: critical analysis and outlook, *Expert review of medical devices*, Vol.5, No.2, 2008, pp. 239–261.
- [22] Stahn A., Terblanche E., Gunga H.C., Selected Applications of Bioelectrical Impedance Analysis: Body Fluids, Blood Volume, Body Cell Mass and Fat Mass. In *Handbook of Anthropometry*, Springer New York, New York, 2012. pp. 415–440.
- [23] Pietrobelli A., Formica C., Wang Z., Heymsfield S.B., Dual-energy X-ray absorptiometry body composition model: review of physical concepts, *American journal of physiology: endocrinology and metabolism*, Vol.271, No.6, 1996, pp. 941–951.
- [24] Andreoli A., Scalzo G., Masala S., Tarantino U., Guglielmi G., Body composition assessment by dual-energy X-ray absorptiometry (DXA), *Radiologia medica*, Vol.114, No.2, 2009, pp. 286–300.
- [25] Ward L.C., Bioelectrical impedance analysis for body composition assessment: reflections on accuracy, clinical utility, and standardization, *European journal of clinical nutrition*, Vol.73, No.2, 2019, pp. 194–199.
- [26] Kauranen K., Nurkka N., *Biomekaniikkaa liikunnan ja terveydenhuollon ammattilaisille*, Liikuntatieteellinen seura, 2010.
- [27] Brandner C.F., Tinsley G.M., Graybeal A.J., Smartwatch-based bioimpedance analysis for body composition estimation: precision and agreement with a 4-compartment model, *Applied physiology, nutrition, and metabolism*, Vol.48, No.2, 2023, pp. 172–182.

- [28] Bennett J.P., Liu Y.E., Kelly N.N., Quon B.K., Wong M.C., McCarthy C., et al., Next-generation smart watches to estimate whole-body composition using bioimpedance analysis: accuracy and precision in a diverse, multiethnic sample, *The American journal of clinical nutrition*, Vol.116, No.5, 2022, pp. 1418–1429.