

**VERTAILEVA TUTKIMUS OPTISELLA MITTAUSTEKNOLOGIALLA
JOHDETUN PULSSIVÄLIVAIHTELUN JA ELEKTROKARDIOGRAFIALLA
MÄÄRITETYN SYKEVÄLIVAIHTELUN VÄLILLÄ**

Juuso Werner Tuompo

Liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma

Liikuntatieteellinen tiedekunta

Jyväskylän yliopisto

Syksy 2020

TIIVISTELMÄ

Juuso Werner Tuompo (2020). Vertaileva tutkimus optisella mittausteknologialla johdetun pulssivälivaihtelun ja elektrokardiografialla määritetyn sykevälivaihtelun välillä. Liikuntabiologian laitos, Jyväskylän yliopisto, liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma, 54 s., 3 liitettä.

Ihmisten kiinnostus oman hyvinvointinsa ja terveytensä mittaamiseen on lisääntynyt. Yksi hyvinvointiin liittyvistä biomarkkereista on sykevälivaihtelu. Sykevälivaihtelua pidetään heijasteena monelle fysiologiselle tapahtumalle, kuten stressille, levolle ja palautumiselle. Perinteisesti sykevälivaihtelun analysointi on kuitenkin vaatinut kalliita erikoislaitteistoja, jotka eivät ole soveltuneet jokapäiväiseen kuluttajakäyttöön. Viime vuosina uusia yksinkertaisempia lähestymistapoja, kuten fotopletysmografia, on tullut markkinoille kuluttajakäyttöön.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää ranteesta fotopletysmografialla mitatun pulssivälivaihtelun ja elektrokardiografialla mitatun sykevälivaihtelun vastaavuutta yhden yön pituisen mittausjakson aikana. Lisäksi tarkasteltiin kehon koon ja koostumuksen yhteyttä mitatun fotopletysmografian mittaustarkkuuteen. Yhteensä 29 perustervettä miestä (n=11, ikä $28,7 \pm 6,4$ vuotta) ja naista (n=18, ikä $28,4 \pm 5,6$ vuotta) osallistui tutkimukseen. Analysoitava aineisto määritettiin tutkittavien täyttämien päiväkirjojen mukaisesti. Sykevälivaihteluita ja pulssivälivaihteluita määritettiin yleisillä aikataso- ja taajuustasomenetelmillä.

Ranteeseen puettavalla optisella pulssimittarilla (MAX-HEALTH-BAND) mitattujen pulssivälivaihteluiden ja perinteisellä EKG:llä mitattujen (Bittium Faros 180) sykevälivaihtelujen välinen korrelaatio oli vahva ($r=0,880$, $P < 0,05$). Hyvää yhteneväisyyttä Bland-Altman analyysien perusteella (Bland-Altman suhdeluku, $BAR < 10\%$) havaittiin intervallipituuden keskiarvon, sykkeen keskiarvon sekä 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajontojen suhteen (SDNNI). Tutkittavien kehon koon sekä koostumuksen ja absoluuttisten mittaustarkkuuksien välillä ei löytynyt merkitseviä korrelaatioita. Tämän tutkielman perusteella MAX-HEALTH-BAND optista pulssimittaria voidaan käyttää luotettavasti sydämen lyöntien välisten intervallipituuksien tarkasteluun levossa.

Asiasanat: fotopletysmografia, pulssimittari, optinen mittari, pulssivälivaihtelu, sykevälivaihtelu

ABSTRACT

Juuso Werner Tuompo (2020). Comparative study of optical sensor based pulse rate variability and electrocardiography based heart rate variability. Department of Biology of Physical Activity, University of Jyväskylä, Master's thesis, 54 pp., 3 appendices.

Peoples interest towards measuring their own health and wellbeing have increased. One biomarker, used to measure wellbeing, is heart rate variability. It is considered to be a reflex to many physiological events, such as stress, rest, and recovery. Traditionally to analyze heart rate variability, it has required expensive specialty equipment that has not been suitable to consumer use. In recent years, new, simpler approaches, such as photoplethysmography, have entered the market for consumer use.

The purpose of this study was to determine the comparability of pulse rate variability, measured with photoplethysmography of the wrist and heart rate variability measured with electrocardiography during one-night measurement period. In addition, the relationship between body size and composition and the measurement accuracy of the measured photoplethysmography was examined. In total 29 healthy men (n=11, age 28.7 ± 6.4 years) and women (n=18, age 28.4 ± 5.6 years) participated. The material analyzed was determined according to the diaries completed by the subjects. Heart rate- and pulse rate variability were determined by common time- and frequency domain methods.

The correlation between pulse rate variability measured with a wrist-wearing optical pulse meter (MAX-HEALTH-BAND) and heart rate variability measured with electrocardiography (Bittium Faros 180) was strong ($r = 0.880$, $P < 0.05$). Good agreement with Bland-Altman analyzes (Bland-Altman ratio, BAR $< 10\%$) was found to be with mean length of the intervals between heart beats, the average heart rate, and the standard deviation of the average NN-intervals for each of the 5 min segment (SDNNI). No significant correlations were found between the anthropometric data examined and absolute measurement accuracies. Based on this thesis, the MAX-HEALTH-BAND optical pulse meter can be used reliably to examine the length of the intervals between heart beats at rest.

Key words: photoplethysmography, pulse rate monitor, optical sensor, pulse rate variability, heart rate variability

KÄYTETYT LYHENTEET

AC	alternating current, vaihtovirta
BPM	beats per minute, lyöntejä per minuutti
DC	direct current, tasavirta
EKG	elektrokardiografia
HF	high-frequency, korkea taajuustaso
HTI	the HRV triangular index, sykevaihtelun kolmikantainen indeksi
HRV	heart rate variability, sykevälivaihtelu
LF	low frequency, matala taajuustaso
NNI	normal-to-normal interval, normaali sykeintervalli
NN50	peräkkäisten yli 50 ms eroavien NN-intervalliparien lukumäärä
PNN50	NN50 lukumäärä jaettuna kaikkien NN-intervallien lukumäärällä
PNS	parasympaattinen hermosto
PPG	fotopletysmografia
PPI	pulse-to-pulse interval, pulssi-intervalli
PRV	pulse rate variability, pulssivälivaihtelu
PSD	spektrin tiheyden analyysi
RMSSD	peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri
RSA	respiratorinen sinus arytmia
RRI	RR-intervalli
SDANN	NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskiarvon keskihajonta
SDNN	NN-intervallien keskihajonta
SDRR	kaikkien RR-intervallien keskihajonta
SNS	sympaattinen hermosto
TINN	triangular interpolation of the NN-interval histogram, NN-intervallien histogrammin kolmikantainen interpolaatio
ULF	ultra-low-frequency, erittäin matala taajuustaso
VLF	very-low-frequency, todella matala taajuustaso

SISÄLLYS

TIIVISTELMÄ

1 JOHDANTO.....	1
2 SYDÄMEN TOIMINTAPERIAATTEET	3
2.1 Sydämen sisäinen säätely - impulssijohtojärjestelmä.....	4
2.2 Sydämen ulkoinen säätely - autonominen hermosto	6
3 SYKEVÄLIVAIHTELU	8
3.1 Aikatasomenetelmät sykevälivaihtelun tarkastelussa.....	8
3.2 Taajuustasomenetelmät sykevälivaihtelun tarkastelussa.....	11
3.3 Epälineaariset menetelmät sykevälivaihtelun tarkastelussa	14
4 FOTOPLETYSMOGRAFIA.....	16
4.1 Fotopletysmografian mittausteoria	18
4.2 Sykevälivaihtelun ja fotopletysmografian yhteys.....	20
4.3 Fotopletysmografialla johdettuja määreitä	22
4.4 Fotopletysmografiaan vaikuttavia häiriötekijöitä	23
5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS.....	26
6 TUTKIMUSMENETELMÄT	29
6.1 Tutkittavat.....	29
6.2 Tutkimusasetelma ja tutkimuksen kulku	30
6.3 Pulssi- ja sykedatan käsittely	32
6.4 Tilastolliset analyysit.....	34
7 TULOKSET	37
7.1 Tutkittavien taustatiedot	37

7.2	HRV ja PRV parametrien yhteneväisyydet ja Bland-Altman analyysit.....	37
7.3	Kehon koon ja koostumuksen vaikutus absoluuttiseen mittaustarkkuuteen	42
8	POHDINTA.....	43
8.1	Tutkimuksen heikkoudet ja vahvuudet.....	45
8.2	Tutkimuksen eettiset näkökulmat.....	46
8.3	Tulevaisuuden käyttökohteet.....	47
9	LÄHTEET	48
	LIITE 1: TIEDOTE TUTKITTAVALLE	
	LIITE 2: SUOSTUMUSLOMAKE	
	LIITE 3: TERVEYSKYSELY	

1 JOHDANTO

Ihmisten kiinnostus omaan hyvinvointiin ja terveyteen on lisääntynyt. Samanaikaisesti myös itsensä mittaamisesta on tullut kasvava suuntaus. Itsensä mittaamisesta syntyneitä tietoa ja tämän tiedon edelleen hyödyntämistä (engl. biofeedback), on alettu laajalti tutkia sen käytettävyyden takia usean sairauden ja hoidon osalta (Gevirtz 2013).

Maailmanlaajuisessa urheilutrendejä selvittävässä kyselyssä puettava teknologia (engl. wearable technology), sisältäen urheilu- ja älykellot, sekä sykemittarit, on äänestetty ensimmäiselle sijalle suosituimpien puheenaiheiden listalla jo usean vuoden ajan. Puettavien teknologioiden markkinakoko on arvioitu olevan globaalisti noin 95 miljardia euroa. (Thompson 2019.) Uudet teknologiat mahdollistavat kuluttajalle elimistön toimintojen itsemitaamista, joka on ollut ennen joko liian hidasta tai kallista toteutuakseen kotiolosuhteissa (Sartor ym. 2018). Uusi suuntaus on tuonut markkinoille myös useita kotimitauslaitteita, joiden mittaustarkkuus ei ole tieteellisesti validoitu. Teknologioiden yleistyessä, kaupallisten antureiden tarkkuuden ja käyttäjähäyöksynnän tieteellinen arviointi on enenevässä määrin tarpeen.

Sykevälivaihtelun mittaaminen on viime vuosina ollut nosteessa. Sykevälivaihtelua pidetään heijasteena monelle fysiologiselle tapahtumalle, kuten stressille, levolle ja palautumiselle. Sykevälivaihteluiden analysointi voi antaa merkittävää tietoa käyttäjänsä kokonaishyvinvoinnista ja suorituskyvystä. Perinteisesti sykevälivaihteluiden analysointi on kuitenkin vaatinut kalliita erikoislaitteistoja, jotka eivät ole soveltuneet kuluttajakäyttöön. (Georgiou ym, 2018.) Viime vuosina uusia yksinkertaisempia lähestymistapoja on esitelty markkinoille. Fotopletysmografia on yksi näistä teknologioista. Fotopletysmografia on optinen menetelmä, joka on luonteeltaan yksinkertainen ja kajoamaton. Fotopletysmografiassa hyödynnetään valon sirontaa sydämen pumppaamistoiminnan havainnointiin. (Allen 2007.)

Optisen sensoriteknologian ja klassisen elektrokardiografian välistä vertailukelpoisuutta on tutkittu lähivuosina paljon. Selkeää näkemystä menetelmien vertailtavuudesta ei ole kuitenkaan

syntynyt. Nykyisen tietämyksen mukaan tarkkuustason on osoitettu olevan lepotilassa ja unen aikana kohtuullinen, mutta yllättävät muutokset sykkeessä, kuten raskas liikunta, lisäävät epätarkkuutta. (Schäfer & Vagedes 2013.)

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, fotopletysmografialla mitatun pulssivälivaihtelun ja elektrokardiografialla mitatun sykevälivaihtelun vastaavuutta yhden yön pituisen mittausjakson aikana. Lisäksi tarkasteltiin kehon koon ja koostumuksen yhteyksiä optisen mittarin mittaustarkkuuksiin teknologian käytettävyyden selvittämiseksi. Kuluttajien ottaessa yhä enemmän vastuuta omasta hyvinvoinnistaan, oikean tiedon merkitys korostuu. Tutkimuksessa esitetyt tulokset luovat uutta tietoa optisen sykemittauksen luotettavuudesta kotiolosuhteissa ja kertovat mittareiden käytettävyydestä nyt ja lähitulevaisuudessa. Tutkielmassa kerättyä tietoa voidaan hyödyntää tulevaisuudessa vertailtaessa optisen mittareiden suorituskykyä ja kehittäessä uusia sykevälivaihtelunprosessointialgoritmeja sekä aktiivisuudentunnistusalgoritmeja.

2 SYDÄMEN TOIMINTAPERIAATTEET

Sydän on rintaontelossa keuhkojen välissä välikarsinassa sijaitseva ontto elin. Painoltaan aikuisen ihmisen sydän on noin 250-300g (Shaffer ym. 2014). Sydämen päätehtävänä on pumpata verta sekä pieneen että isoon verenkiertoon ja näin ylläpitää elimistön tasapainotilaa muun muassa kuljettamalla elintärkeitä ravinto- ja viestiaiaineita (Gordan ym. 2015).

Sydän pumpppaa noin 100 000 kertaa päivässä, eli noin 2,5 miljardia kertaa ihmisen elinaikana. Terveen aikuisen ihmisen syke lepotilassa on keskimäärin noin 75 lyöntiä minuutissa. (Shaffer ym. 2014.) Sydämen toiminnassa vuorottelee kaksi vaihetta, diastole eli lepovaihe, jolloin sydän täyttyy verellä ja systole eli supistumisvaihe, jolloin sydän pumpppaa verta eteenpäin systeemiseen verenkiertoon (ks. kuva 1). Sydämen vasen kammio pumpppaa verta aortan ja ääreisverenkierron korkeaa painetta vasten, kun taas oikea kammio pumpppaa keuhkovaltimon matalaa painetta vasten. (Nienstedt ym. 2016, s.184-196.)

Sydämen supistumistiheyteen, eli sykkeeseen vaikuttaa useat eri tekijät. Osa näistä tekijöistä on sellaisia, joihin pystymme vaikuttamaan, kun taas osa tapahtuu ihmisestä riippumattomasti. Esimerkiksi geeniperimällä on vaikutusta leposykkeeseen; naisilla on luontaisesti korkeampi syke kuin miehillä ja ihmisen vanhentuessa leposyke nousee. Lisäksi vuorokausirytmillä on osoitettu olevan merkittävä vaikutus sykkeeseen; Syke laskee matalammaksi yöllä, kun taas päivällä ja aktiivisuuden aikana se on korkeampi. Elintapatekijöiden kuten tupakoinnin, runsaan alkoholin nauttimisen, sekä ylipainon on myös osoitettu olevan yhteydessä korkeampaan sykkeeseen. (Valentini & Parati 2009.) On siis ilmeistä, että sydämen toiminta on yhteydessä useaan fysiologiseen tapahtumaan. Tästä syystä sydämen toimintaa ja sen muutosta voidaan pitää potentiaalisena pitkän ajan biomarkerina terveyden ylläpidossa ja sairauksien toteamisessa (Bertsch ym. 2012).

Sydämen toimintaa voidaan kuvata eri menetelmillä. Käytetyin menetelmä sydämen toiminnan kuvaamiseen on elektrokardiografia (EKG), joka on sydämen sähköisten impulssien ja sydämen elektrofysiologiaa kuvaava menetelmä. EKG-menetelmä perustuu henkilön iholle kiinnitettäviin elektrodeihin, joilla havainnoidaan sydämen aiheuttamia sähköisiä aaltoja.

EKG:llä kuvattua käyrää, joka kuvaa elektrodien välistä jännitteen muuttumista kutsutaan elektrokardiogrammiksi. (Nienstedt ym. 2016, s.199-200.) Niin sanottua 12-kanavaista ”Holter” EKG:ta (Holter 1961) pidetään nykyajan lääketieteessä kultaisena standardina sydämen supistumistoiminnan kuvaamisessa (Su ym. 2013). Muita sydämen toimintaa kuvaavia menetelmiä ovat muun muassa kaikukardiografia (Singh & Goyal, 2007), jossa käytetään korkeataajuista ultraääntä havainnoimaan sydäimestä syntyvää värinää ja fotopletysmografia (Hertzman & Spealman, 1937), jossa hyödynnetään valon sirontaa sydämen pumppaamistoiminnasta syntyvien pulssiaaltojen havainnointiin.

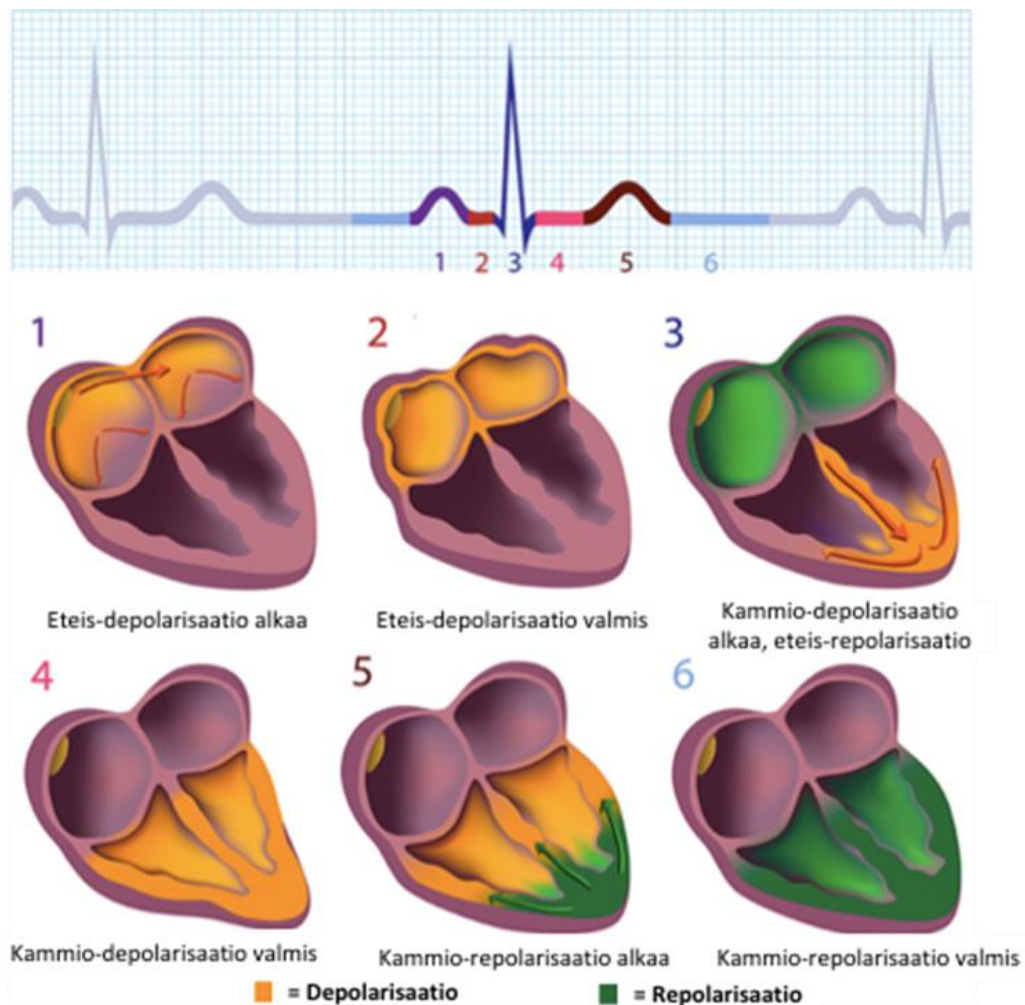
2.1 Sydämen sisäinen säätely - impulssijohtojärjestelmä

Impulssinjohtojärjestelmä on sydämessä toimiva erikoistuneiden sydänlihassolujen järjestelmä, joka kuljettaa sydäntä aktivoivaa sähköistä impulssia tasaisesti kaikkialle sydänlihakseen. Impulssinjohtojärjestelmän tehtävänä on siis levittää syntyvä aktiopotentiaali nopeasti ympäri sydäntä, joka edelleen mahdollistaa lähes yhtäaikaisen kammiolihasien supistumisen. (Nienstedt ym. 2016, s.192-193.)

Impulssinjohtojärjestelmä pääpiirteittäin koostuu sinussolmukkeesta, eteisjohtoradoista, eteiskammiosolmukkeista, eteiskammioimpusta ja Purkinjen säikeistä. Sähköinen impulssiaalto kulkee edellä mainittua järjestystä. Sinussolmuke on sydänlihassolujen kertymä, joka sijaitsee oikean eteisen yläosassa, yläonttolaskimon laskukohdan vieressä. Sinussolmuke on vastuussa sydämen supistumisesta aktivoitumalla spontaanisti. Tämä tarkoittaa sitä, että sinussolmuke ei tarvitse ulkopuolista stimulusta aktivoituaakseen. Normaalityössä sinussolmuke tuottaa syke (ns. sinusrytmi) onkin noin 70-80 lyöntiä minuutissa. (Nienstedt ym. 2016. s.193) Mikäli sinussolmuke ei toimi sydämen tahdistajana, jokin muu johtoratajärjestelmän osa voi toimia puolestaan tahdistimena. Tällöin sydämen toimintakiertojen frekvenssi yleensä hidastuu. (Semelka ym. 2013.)

Kuten aikaisemmin todettiin, sydämen sähköisten toimintojen rekisteröintiä iholle kiinnitettävillä elektrodeilla kutsutaan elektrokardiografiaksi (Su ym. 2013). Normaalityössä sydämen supistumisen aloittaa sinussolmuke, joka siirtää aktiopotentiaalini

eteenpäin impulssinjohtojärjestelmään. EKG-käyrästä, eli elektrokardiogrammista, voidaan nimetä aaltoja ja komplekseja. EKG:sta saatujen aaltojen avulla pyritään havainnoimaan sinussolmukkeen ja johtoratajärjestelmän toimintaa sekä kokonaisuudessa että osissa. EKG-käyrällä ensimmäinen aalto on nimeltään P-aalto (Kuva 1), joka kuvaa eteisten depolarisaatiota. P-aalto voidaan karkeasti jaotella niin, että aallon ensimmäinen puolisko kuvaa oikean eteisen supistumista ja toinen puolisko vasenta eteistä. P-aaltoa seuraa nopea QRS-kompleksi (kuva 1, 3), joka kuvastaa kammioden supistumista. QRS kompleksi voidaan nimensä mukaisesti jakaa kolmeen osaan Q-, R- ja S-piikkiin. Viimeinen aalto EKG:ssa, eli T-aalto (kuva 1, 5), kuvastaa kammioden repolarisaatiota, eli palautumista diastoleen. (Nienstedt ym. 2016., s.199-200)



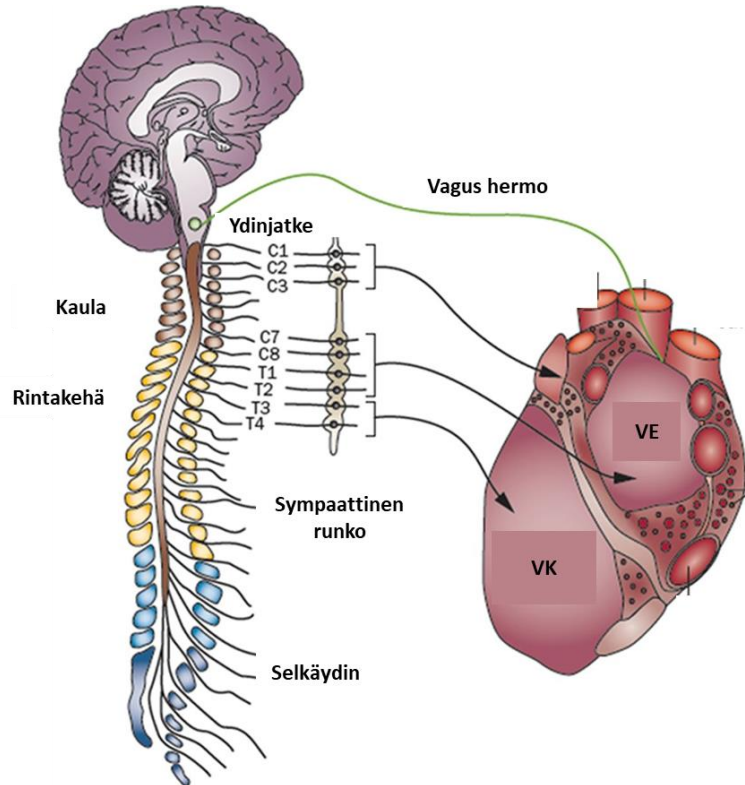
KUVA 1. Sydämen depolarisaatio ja repolarisaatio esitettyinä EKG vaiheina. Kuva mukautettu: Shaffer ym. 2014

2.2 Sydämen ulkoinen säätely - autonominen hermosto

Autonominen hermosto koostuu, sympaattisesta (engl. SNS, sympatic nervous system) ja parasympaattisesta hermostosta (engl. PNS, parasympatic nervous system). Autonomisen hermoston vieissä (efferenteissä) perifeerisissä hermoradoissa on tavallisesti kaksi peräkkäistä neuronia, preganglionaarinen neuroni, joka vie impulssin ulos keskushermostosta ja postganglionaarinen neuroni, joka hermottaa joko sileitä lihaksia tai rauhassoluja. (Nienstedt ym. 2016, s.540) Autonomisen hermoston yhteys sydämen säätelyssä on nähtävissä kuvassa 2.

Autonomisen hermoston kohde-elimet saavat kahdenlaisia, usein vastakkaisia toimintakäskyjä, jonka perusteella elimen kokonaisvaste määräytyy. Tätä kahden signaalin päällekkäisyyttä voidaan ajatella dynaamisena tasapainotilana, joka mahdollistaa elimistön mukautumisen tarpeenmukaisesti. SNS aktiivisuus on yhdistetty voimakkaasti kriisitilanteisiin. Yleisiä vasteita verenkiertoelimistössä SNS:lle ovat verenkierron vilkastuminen ja sydämen sykkeen nopeutuminen. SNS toimiessa voimakkaasti sanotaan, että elimistössä vallitsee sympatikuston. PNS hermottaa samoja elimiä kuin SNS, mutta sydämessä ja verisuonissa PNS hermosyiden määrä on kuitenkin huomattavasti niukempi kuin SNS hermosyiden. PNS toimii vastakkaisena signaalina SNS:lle, eli verenkiertoelimistön osalta hidastaa sydämen sykettä. PNS toimiessa voimakkaasti sanotaan, että elimistössä vallitsee parasympatikuston. (Nienstedt ym. 2016, s.541–544)

Verenkiertoelimistön SNS ja PNS signaalit ovat peräisin aivorungon vasomotorisesta keskuksesta. Tämä sykkeen säätelyyn osallistuva keskus saa informaatiota elimistön asennoista proprioceptorien välityksellä, veren kemiallisista koostumuksesta kemoreseptorien välityksellä sekä verisuoniston venytysasteesta baroreseptorien välityksellä ja näin vastaa elimistön muuttuviin olosuhteisiin muokkaamalla vallitsevaa SNS/PNS-suhdetta. (Shaffer ym. 2014.) Näistä tekijöistä baroreseptorin ja sen aktivoivan ”barorefleksiin”, on osoitettu olevan yksi merkittävimmistä sydämen sykkeeseen muutoksiin vaikuttavista tekijöistä (Lehrer & Egevirtz 2014).



KUVA 2. Autonominen hermosto sydämen säätelytekijänä. Parasympaattinen hermosto välittyy Vagushermon (10. aivohermo) välityksellä ja sympaattinen hermosto C1-C3 ja C7-T4 selkäydinhermojen välityksellä. VE vasen eteinen, VK vasen kammio. Kuva mukautettu: Shen, ym. 2014.

Autonominen hermosto hermottaa sydäntä suoraan ja on siis suorassa yhteydessä sydämen sykkeeseen. Ihmisen sydämen toimintaan kuitenkin vaikuttaa useita muitakin tekijöitä. Muita tekijöitä voidaan luokitella muun muassa hormonaalisiin (mm. katekoliamiinit), hivenaineiden aiheuttamiin (mm. suolat) ja fysiologisiin (mm. kehon lämpötila tai nestehukka) tekijöihin (Rostrup ym. 1998; Biondi ym. 2002; Severi ym. 2007; Davies ym. 2009).

3 SYKEVÄLIVAIHTELU

Elektrokardiogrammissa kuvattujen R-aaltojen korkeimmat arvot edustavat sydämen kammioiden täydellistä depolarisaatiota (Yan *ym.* 2003). R-piikit voidaan muuttaa sykkeeksi (engl. bpm, beats per minute) laskemalla yksi per RR-intervalli (ms) (RRI) kerrottuna 60:lla ($1/RR$ -intervalli $\times 60$) (Peng *ym.* 2015). Kun tiedetään R-piikkien esiintymistiheys ja niiden välinen aika (syke), voidaan intervallien sarjat muuntaa lineaaristen ja epälineaaristen menetelmien avulla sykevälivaihteluparametreiksi (Task Force 1996).

Sykevälivaihtelu (engl. HRV, heart rate variability) kertoo sydämen sykkeen vaihtelusta tietyn ajanjakson sisällä. HRV:n laskeminen on mahdollista, sillä sydämen syke ei ole vakio, vaan muuttuu ympäristön ja elimistöstä aiheutuvan vaihtelun vuoksi. Tämän takia, HRV:tä pidetään heijasteena monelle fysiologiselle tapahtumalle, jotka välittyvät sydämen toiminnan kautta. (Shaffer 2014.) HRV:n on osoitettu muun muassa heijastavan henkilön fyysistä ja henkistä kuormitusta (Garde, *ym.* 2002), sekä lepotilan (Bonnet, *ym.* 1998) ja uupumuksen astetta (Pichot *ym.* 2002). Matalan HRV:n on myös todistettu olevan ennustava tekijä pitkän aikavälin kuolleisuudelle (Tsuji, *ym.* 1994). Lisäksi, tekijöiden kuten henkilön terveydentilan, hengityksenfrekvenssin, iän, etnisen taustan ja tupakoinnin on osoitettu vaikuttavan sykevälivaihtelun ilmentymiseen (Fatisson *ym.* 2016).

HRV:tä voidaan laskennallisesti tarkastella, joko lineaarisia tai epälineaarisia menetelmiä käyttäen. Lineaariset menetelmät edelleen jaetaan joko aikataso menetelmiin (engl. time domain) tai taajuustaso (engl. frequency domain) menetelmiin. Epälineaariset (engl. non-linear) menetelmät perustuvat sykevälivaihtelun satunnaisuuteen. (Task Force 1996; Shaffer & Grinsberg, 2017.)

3.1 Aikatasomenetelmät sykevälivaihtelun tarkastelussa

Aikatasomenetelmät ovat lineaarisia HRV-menetelmiä. Aikatasomenetelmillä ja niihin perustuvilla muuttujilla tutkitaan sydämen supistumistiheyttä ajan funktiona. Usein tarkastelun kohteena on kahden normaalin R-piikin välinen intervalli, jota voidaan myös kutsua NN-

intervalliksi (engl. NNI, normal-to-normal interval). Aikatasomuuttujia voidaan tulkita erittäin lyhyinä (10, 30, 60 s) (Shaffer & Ginsberg, 2017), lyhyinä (2, 5, tai 15 min) tai pitkinä (>24 h) aikajaksoina (Task Force 1996). Eurooppalaisen kardiologiyhdistyksen suosituksen mukaan aikataso HRV-analyysia tehtäessä olisi tarkastelussa suositeltavaa olla vähintään 256 NN-intervallin jakso (Task Force 1996). Yleisimmät aikatasomenetelmät on esitetty taulukossa 1.

SDNN, eli NN-intervallien keskihajonta, sisällyttää tarkasteluun kaikki "normaalit" sydämen lyönnit. Tämä tarkoittaa, että kaikki epänormaalit lyönnit kuten niin sanotut ektooppiset sydämen lyönnit (alkuperä muualta kuin sinussolmukkeesta) poistetaan tarkastelusta. SDRR, eli RR-intervallien keskihajonta, on vastaava parametri, mutta sisällyttää tarkasteluun kaikki sydämen lyönnit. SDNN on osoitettu olevan huomattavasti tarkempi menetelmä pidempiaikaisessa (>24 tuntia), kuin lyhyessä tarkastelussa, ja sitä onkin pidetty "kultaisena standardina" sydäntapahtumien riskin arvioinnissa. (Task Force 1996.) Tutkimuksissa SDNN on osoitettu ennustavan sairastuneisuutta (engl. morbidity) ja kuolleisuutta (engl. mortality) (Buccelletti ym. 2009). Meta-analyysin mukaan naisilla on osoitettu olevan luontaisesti matalampi SDNN verrattuna miehiin (Koenig & Thayer 2016).

SDANN (NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskiarvon keskihajonta) ja SDNNI (Kaikkien 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajonta 24 tunnin sykevaihtelu tarkastelussa) parametreja suositellaan laskettavaksi 24-tunnin tarkastelusta. SDANN soveltuu käytettäväksi, kun halutaan tarkastella sykkeen muutoksia, jotka ilmenevät yli 5 minuutin pituisissa jaksoissa. Vastavuoroisesti SDNNI kuvastaa autonomisen hermoston vaikutusta sykevälivaihteluun alle 5 minuutin pituisissa jaksoissa. Sekä SDANN että SDNNI kuvastavat sekä PNS että SNS aktiivisuutta. (Task Force 1996.) Meta-analyysin mukaan naisilla on osoitettu olevan luontaisesti matalampi SDNNI verrattuna miehiin (Koenig & Thayer 2016).

RMSSD:tä (Peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri) yleensä tarkastellaan vähintään 5 minuutin pituisella aikajaksolla. RMSSD kuvastaa lyöntien välistä varianssia sykkeessä ja on yksi päämuuttujista, kun arvioidaan PNS aktiivisuuden vaikutusta sykkeeseen. Lyhytaikaisen mittauksen PNS aktiivisuutta voidaan myös määrittää käyttäen NN50 ja PNN50 parametreja (Peräkkäisten yli 50 ms eroavien NN-intervalliparien lukumäärää

ja NN50 lukumäärä jaettuna kaikkien NN-intervallien lukumäärällä). (Shaffer & Ginsberg 2017; Task Force 1996.) RMSSD:n ja PNN50 on osoitettu laskevan 40 ikävuodesta 60 ikävuoteen, jonka jälkeen taas nousevan 70 ikävuoden jälkeen (Almeida-Santos ym. 2016).

Sykevaihtelun kolmikantainen indeksi (engl. HTI, the HRV triangular index) ja NN-intervallien histogrammin kolmikantainen interpolaatio (engl. TINN, triangular interpolation of the NN-interval histogram) ovat graafisia edustuksia sykevälivaihtelusta. HTI laskee RR-intervalli histogrammin tiheyden integraalia jaettuna sen korkeudella, eli jakautumisen maksimilla. (Task Force 1996.) HTI:n avulla voidaan havaita normaaleita sydämenlyöntejä ja rytmihäiriöitä, sekä erotella näitä kahta toisistaan (Shaffer & Ginsberg 2017). TINN on koko mittausajankohdan levyinen histogrammi, joka kuvastaa NN-intervallien kokonaishajontaa (Task Force 1996).

TAULUKKO 1. Yhteenveto yleisimmin käytetyistä aikatason menetelmistä ja niiden selitteistä. Taulukko mukautettu: Shaffer & Ginsberg 2017.

Parametri	Yksikkö	Selite
HRmax–HRmin	bpm	Keskiarvo tarkastelujakson maksimisykkeen ja minimisykkeen välillä.
SDRR	ms	Kaikkien sinuslyöntien keskihajonta.
SDNN	ms	NN-intervallien keskihajonta.
SDANN	ms	NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskiarvon keskihajonta.
SDNNI	ms	Kaikkien 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajonta 24 tunnin sykevaihtelu tarkastelussa.
RMSSD	ms	Peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri.
NN50	%	Peräkkäisten yli 50 ms eroavien NN-intervalliparien lukumäärää.
PNN50	%	NN50 lukumäärä jaettuna kaikkien NN-intervallien lukumäärällä.
HTI	ms	Sykevaihtelun kolmikantainen indeksi.
TINN	ms	NN-intervallien histogrammin kolmikantainen interpolaatio

Eurooppalaisen kardiologiyhdistyksen suosituksen mukaan (Task Force 1996) useimmin käytetyt menetelmät pitkäaikaiseen sykevaihtelun tarkasteluun ovat SDNN, SDANN ja SDNNI. Lyhytaikaiseen tarkasteluun taas suositellaan käytettäväksi RMSSD:tä, NN50 ja PNN50 menetelmiä.

SDNN ja SDANN menetelmät suositellaan kerättävän pitkäaikaisista tallennuksista (>24 tuntia) ja ne edustavat sekä hermoston sympaattista että parasympaattista aktiivisuutta. SDNN ja SDANN eroavat tarkastelumenetelmänä siten, että SDANN ei ota huomioon lyhytaikaista vaihtelua sykkeessä (<5 minuuttia). Menetelmiä ei tästä syystä voikaan keskenään pitää täysin korvaavina. Shaffer ym. (2014) kyseenalaistavat katsausartikkelissaan, tuoko SDANN lisäarvoa aikajakson tarkastelussa.

RMSSD, NN50 ja PNN50 pidetään lyhytaikaisina aikatasomittausmenetelminä ja ne kuvaavat parasympaattisen hermoston aktiivisuutta (Pumpila ym. 2002). Tämän lisäksi lyhyisiin aikatasomenetelmiin voidaan laskea sykevälivaihtelun tarkastelussa vähemmän käytetty HRmax – HRmin, joka edustaa RSA vaikutuksia sykkeen muutokseen (Shaffer & Ginsberg 2017).

3.2 Taajuustasomenetelmät sykevälivaihtelun tarkastelussa

Taajuustasomenetelmät perustuvat sydämen rytmin jakamisesta taajuustasoihin (Hz). Rytmit jaetaan neljään eri tasoon: erittäin matalaan (engl. ULF, ultra-low-frequency), todella matalaan (engl. VLF very-low-frequency), matalaan (engl. LF, low-frequency) sekä korkeaan (engl. HF, high-frequency) taajuustasoon (Task Force 1996). Jako on siis vastaavan tapainen kuin prismaan johdetun valon aallonpituudet (Shaffer & Ginsberg 2017). Yhteenvetotaulukko taajuustasomenetelmistä on esitetty taulukossa 2.

ULF-taajuustaso (≤ 0.003 Hz) korreloi vahvasti SDANN aikatasomenetelmän kanssa (Shaffer & Ginsberg, 2017). ULF:ta analysointia varten vaaditaan yli 24 tunnin mittausajanjakso. ULF ilmenemiseen ei ole täydellistä konsensusta, mutta se on yhdistetty hitaisiin biologisiin prosesseihin. Myös elimistön lämpötilan, metaboliatason ja reniini-angiotensiini järjestelmän toiminta voi vaikuttaa ULF taajuustason esiintymiseen. (Task Force 1996.)

VLF-taajuustaso (0.0033–0.04 Hz) korreloi vahvasti SDANN aikatasomenetelmän kanssa. VLF:ää voidaan analysoida käyttäen 5 minuutin pituisia aikajaksoja, mutta 24-tunnin aikajaksoa suositellaan. VLF ilmenemiseen ei ole täydellistä konsensusta, mutta sydämen sympaattisen

hermotuksen on osoitettu vaikuttavan taajuustason ilmenemiseen. Lisäksi korkean VLF tehon (24 tunnin mittauksessa) on osoitettu olevan yhteydessä kokonaiskuolleisuuteen (engl. all-cause mortality). (Shaffer & Ginsberg 2017.)

LF-taajuustasoa (0.04–0.15 Hz) mitataan yli kahden minuutin pituisissa aikajaksoissa. Taajuustasoa on kutsuttu myös baroreseptori taajuudeksi, sillä se korreloi vahvasti baroreseptorien aktiivisuuden kanssa ihmisen ollessa lepotilassa. Kuten aikaisemmin todettiin, baroreseptorit indikoivat vasomotoriselle keskukselle tietoa verisuonien venytyksestä, eli verenpaineesta. LF tehoa voi tuottaa sekä sympaattinen että parasympaattinen hermosto. Lepotilassa LF:n on kuitenkin huomattu kuvastavan baroreseptoriaktiivisuutta, eikä autonomisen hermoston aktiivisuutta. (Shaffer & Ginsberg 2017.)

HF-taajuustasoa (0.15–0.40 Hz) korreloi vahvasti PNN50 ja RMSSD aikatasomenetelmien kanssa. HF:ää yleensä mitataan yli minuutin pituisilla aikajaksoilla. HF kuvastaa parasympaattista aktiivisuutta ja sitä on myös kutsuttu hengitystaajuudeksi, sillä se vastaa vahvasti hengitysrytmistä syntyvän sykkeen variaatioon. HF-taajuustaso yleisesti ottaen kasvaa yöaikaan ja laskee päiväsaikaan. Matalan HF tason on osoitettu olevan yhteydessä stressiin, paniikkiin, ahdistukseen ja huolestumiseen. (Shaffer & Ginsberg 2017.)

TAULUKKO 2. Yhteenveto taajuustasomenetelmistä. Taulukko mukautettu: Shaffer & Ginsberg 2017.

Parametri	taajuustaso (Hz) / yksikkö	Korreloiva aikatasomenetelmä
ULF teho	$\leq 0.003 \text{ Hz} / \text{ms}^{2*}$	SDANN
VLF teho	$0.0033\text{--}0.04 \text{ Hz} / \text{ms}^{2*}$	SDNNI
LF teho	$0,04\text{--}0,15 \text{ Hz} / \text{peak}, \text{ms}^2, \text{nu}, \% ^*$	
HF teho	$0.15\text{--}0.40 \text{ Hz} / \text{peak}, \text{ms}^2, \text{nu}, \% ^*$	PNN50, RMSSD
LF/HF-suhde	$/ \% ^*$	
Kokonaisteho	$/ \text{n.u.}$	SDNN, HTI, TINN

*peak = korkein frekvenssi (Hz), ms^2 = Kokonaisteho, nu = suhteellinen teho normalisoidussa yksikössä, % = suhteellinen teho

Spektrin tiheyden analyysit (engl. PSD, power spectral density analysis) kertovat yksinkertaisesti, kuinka teho (engl. power) jakautuu ajan funktiona. Tarkastelussa halutaan siis selvittää kuinka voimakkaasti eri taajuustasot esiintyvät tarkastelujakson aikana.

Spektrianalyysia voidaan suorittaa joko lyhyinä aikajaksoina (2-5 minuuttia), jolloin päätaajuustasoina käytetään VLF, LF ja HF komponentteja tai pitkinä tallenteina (> 24 tuntia) jolloin mukaan analyysiin voidaan ottaa myös ULF. PSD:tä analysoidaan käyttämällä joko epäparametrisia (engl. non-parametric) tai parametrisia (engl. parametric) menetelmiä. Epäparametriset menetelmät arvioivat prosessin kovarianssia tai spektriä, olettamatta että prosessilla on tietty rakenne. Parametriset menetelmät taas olettavat, että spektrin rakenne on tietynlainen ja sitä voidaan kuvailla pienellä määrällä parametreja. Parametrisia metodeja voivat olla esimerkiksi regressiomallit tai liikkuva keskiarvo, kun taas epäparametrisia metodeja ovat esimerkiksi nopea Fourierin muunnos. Epäparametristen laskujen etuna on niiden algoritmin yksinkertaisuus ja nopea prosessointi. Parametristen laskujen eduksi taas koetaan tasaisemmat komponentit, jotka voidaan ennalta jakaa, paremmat jälkikäsitteily mahdollisuudet ja tarkempi PSD arvio pienellä määrällä mittauspisteitä. (Task Force 1996.)

Eri taajuustasojen esiintymisen suhteesta voidaan hieman yksinkertaistaen johtaa sympaattisen ja parasympaattisen hermoston aktiivisuutta. Tässä perussääntönä voidaan pitää sitä, että matalammat taajuustasot esiintyvät useammin sympaattisen hermoston aktiivisuuden yhteydessä ja taas vastaavasti levossa esiintyy enemmän korkeita taajuustasoja. LF/HF-suhde (engl. LF/HF-ratio) on määre, jolla on yritetty kuvastaa tätä kahden tilan välistä suhdetta. Korkea LF/HF suhde on siis merkki sympatikustonuksesta ja matalalla teholla vallitsee parasympatikustonus. (Shaffer ym. 2014.) Taajuustasojen suhteen vertailussa on kuitenkin epävarmuutta. Näistä osoituksena esimerkiksi se, että HF ei ole täydellinen PNS aktiivisuuden mittari, vaan koostuu sekä PNS aktiivisuudesta että respiratorisesta sinus arytmiasta (RSA). RSA tarkoittaa fysiologista sykevälinvaihtelua hengitystaajuudella. Tyypillisesti RSA ilmenee niin, että syke kiihtyy sisäänhengityksen aikana ja hidastuu ulkohengityksessä (Berntson ym. 1993). On myös huomioitavaa, että mittausaikaajaksojen pituudella on merkitystä mitattaessa HF/LF-suhdetta. 24-tunnin ja 5 minuutin mittausjaksojen välillä mitatut tehot ovat tutkimuksissa huonosti korreloineet keskenään. (Shaffer & Grinsdberg 2017.) HF-taajuustason arvosta voidaan myös ottaa luonnollinen logaritmi (engl. LnHF, The natural logarithm of the High Frequency domain), jonka tehon on osoitettu olevan yhteydessä parasympaattiseen aktiivisuuteen kontrolloiduissa olosuhteissa (Egizio ym. 2011).

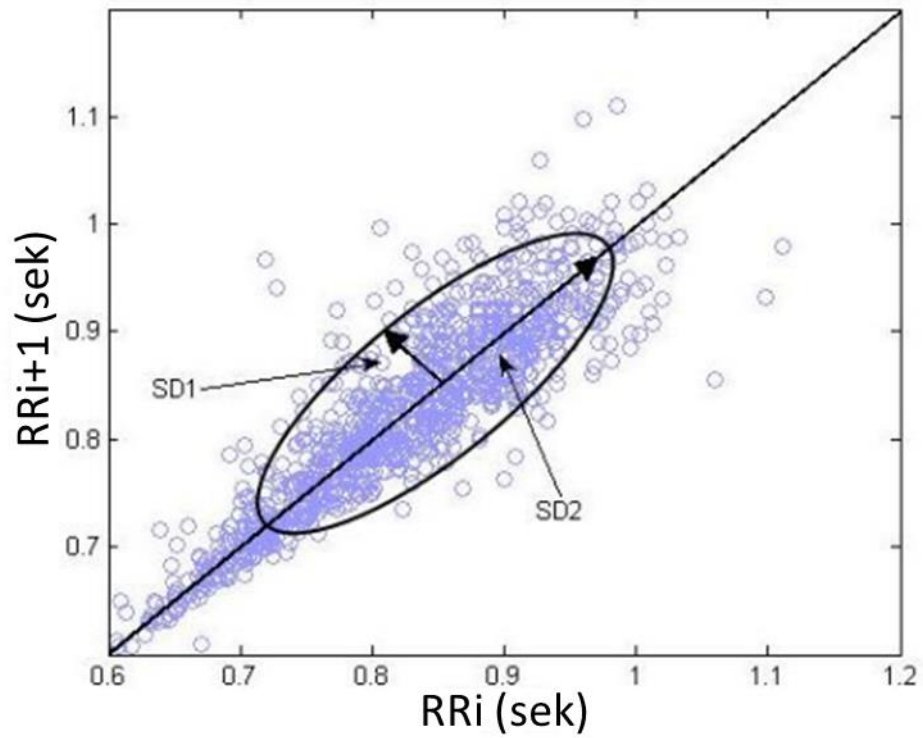
3.3 Epälineaariset menetelmät sykevälivaihtelun tarkastelussa

Epälineaariset menetelmät (engl. non-linear methods) perustuvat siihen, että fysiologia ei ole jaksollista, vaan ilmenevät satunnaisuuden ja jaksollisuuden välillä. Epälineaarisuudella tarkoitetaan, että muuttujien välille ei voida luoda suoraa kuvaajaa. (Shaffer & Ginsberg 2017.) Klassisilla HRV menetelmillä, kuten aikataso- ja frekvenssimenetelmillä, ei voida havaita signaalista hienoja muutoksia, sillä pienet muutokset eivät pysy muuttumattomina. Epälineaariset menetelmät ovat soveliaampia tutkimaan monimutkaisempia ilmiöitä HRV:ssä. (ChuDuc ym. 2013.) Epälineaaristen mittaustekniikoiden perusteena on, että ne luettelevat ennalta arvaamattoman muuntelun, joka ilmenee monimutkaisten HRV säätelytekijöiden kautta (Shaffer & Ginsberg 2017). Epälineaarisia menetelmiä on useita, mutta tässä tutkielmassa keskitytään vain yhteen käytetyimmistä, eli Poincare kuvaajaan.

Poincare kuvaaja (engl. Poincaré plot) luodaan esittämällä graafisesti jokainen syntyvä RRI aikaisemmin esiintyneeseen intervalliin (ks. kuva 3). Poincare kuvaaja visualisoidaan hajontakuvaajana (engl. scatter plot). Kuvaaja mahdollistaa tutkimaan intervallien välistä yhteyttä visuaalisesti. (Task Force 1996.) Poincare kuvaaja analysoidaan mahdollittamalla ellipsi mittauspisteistä luodun kuvaajan ympärille. Kun ellipsi on saatu kohdilleen, voidaan tämän avulla johtaa kolme epälineaarista muuttujaa S, SD1 ja SD2. ”S” kuvastaa koko ellipsin pinta-alaa ja täten siis kuvastaa koko HRV:tä. ”SD1” kuvastaa jokaisen yksittäisen pisteen keskihajontaa $y=x$ askelilta ja on siis ellipsin leveyttä kuvastava määre. ”SD2” puolestaan edustaa ellipsin korkeutta ja on jokaisen pisteen $y=x+\text{keskiarvo:n}$ keskihajonta. (Shaffer & Ginsberg, 2017.)

SD1 ajatellaan olevan lyhytaikaisen HRV:n mitta ja sen on osoitettu korreloivan baroreseptoriaktiivisuuden kanssa. RMSSD:n, joka kuvastaa lyhytaikaista HRV muutosta, on osoitettu olevan identtinen SD1 kanssa. (Ciccione ym. 2017.) SD2 on mitta sekä lyhyt- että pitkäaikaiselle HRV:lle ja sen on osoitettu korreloivan LF tehon ja baroreseptoriaktiivisuuden kanssa (Brennan ym. 2002). SD1 ja SD2 suhdetta (engl. SD1/SD2 ratio) voidaan käyttää arvioimaan autonomisen hermoston tasapainoa. Tämä edellyttää pitkäaikaista seuranta, jossa

esiintyy myös sympaattista aktiivisuutta. SD1/SD2 suhde on osoitettu korreloivan LF/HF suhteen kanssa (Guzik ym. 2007).



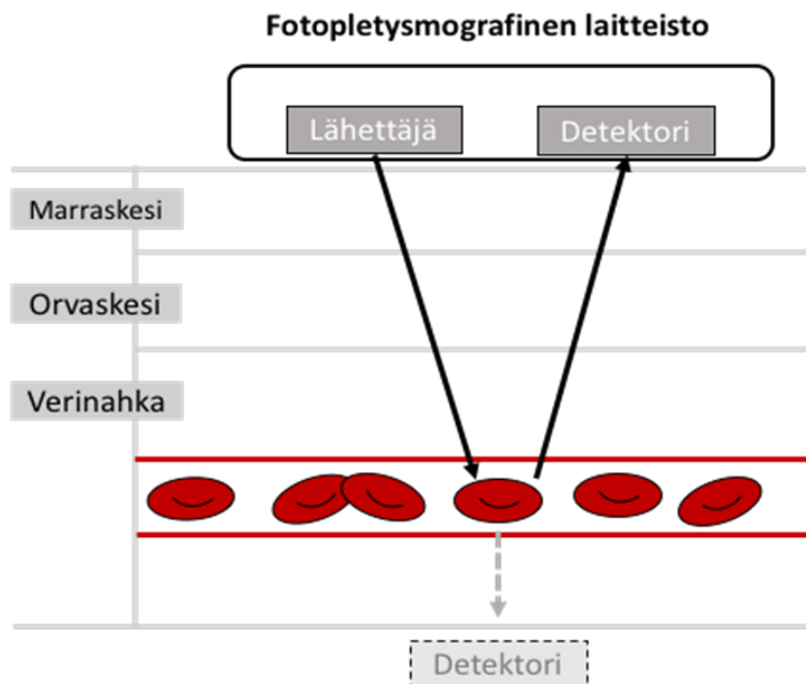
KUVA 3. Esimerkki Poincare kuvaajasta. SD1 kuvastaa jokaisen yksittäisen pisteen keskihajontaa $y=x$ askelilta ja SD2 edustaa jokaisen pisteen $y=x$ +keskiarvo:n keskihajonta. Kuva mukautettu: Karmakar ym. 2009.

4 FOTOPLETYSMOGRAFIA

Fotopletysmografia (engl. PPG, photoplethysmography) on optinen menetelmä, jonka avulla voidaan tutkia kudoksiin kohdistetun valon absorptiota eli imeytymistä. PPG esitettiin jo 1930-luvulla, kun Alrick Hertzman huomasi valon absorption muuttuvan kudoksen tilavuuden suhteen. (Hertzman & Spealman 1937.)

PPG kehitettiin alkujaan havainnoimaan rytmihäiriöitä, mutta kajoamattoman luonteensa vuoksi, teknologian on huomattu kantavan potentiaalia myös muissa fysiologisiin ilmiöihin perustuvissa mittauksissa. Näistä yleisimpinä esimerkkeinä toimii sairaalassa paljon käytetty veren happipitoisuuden mittaus sormenpäästä, eli pulssioksimetri. (Alian & Shelley 2014.) Lisäksi kuluttajakäyttöön on suunnattu useita ranteissa, keskivartalolla ja sormissa kannettavia syke- ja aktiivisuusmittareita (Georgiou ym. 2018). Käyttömukavuutensa ja kohtuullisen edullisen hinnan vuoksi PPG:n suosio onkin noussut tutkimus- ja kuluttajakäytössä viime vuosikymmeninä (Alian & Shelley 2014).

PPG signaali saadaan mittaamalla valtimoiden verenvirtausta. Verenvirtaus havainnoidaan infrapuna- tai led-valoilla, joilla valaistaan ihonkudoksen läpi verisuonia. Verisuonista palautuva valo kulkeutuu ilmaisimelle, eli detektorille, jossa sitä voidaan mitata. Näin luodaan kudoksen imeytymisasteesta (absorptioasteesta) muuttuja. Signaalin lähettäjä ja detektori voi olla joko samalla puolella, jolloin kyseessä on heijastesignaali tai vastakkaisilla puolilla, jolloin puhutaan signaalin transmissiosta, eli kudoksen läpäisevästä signaalista. Heijastesignaalia käytetään usein tapauksissa, jolloin kudoksen läpi ei pääse kulkeutumaan valoa (mm. ohimo, rintakehä, nilkka). (Parak 2018; Zhao ym. 2017.) Optimaalisen etäisyyden lähettäjän ja detektorin välillä heijastesignaalissa on osoitettu olevan noin 6–10 mm infrapunavalolle (Mendelson & Ochs 1988) ja noin 2 mm vihreälle valolle (Hwang ym. 2016). Yksinkertaistettu malli PPG-laitteistosta on nähtävissä alla (kuva 4).



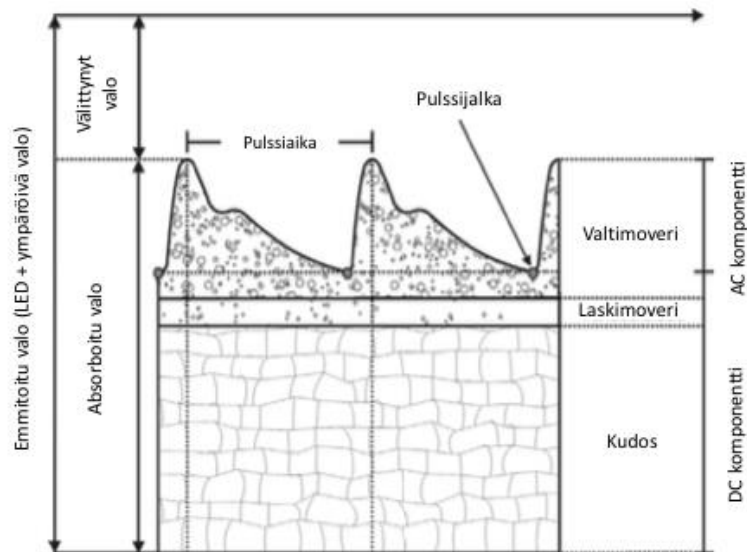
KUVA 4. Yksinkertaistettu kuva PPG signaalin keräyksestä. Valoa ohjataan ihon läpi kudokseen ja hiussuonissa olevat punasolut heijastavat valoa takaisin detektorille. Detektori voi olla, joko samalla puolella kuin lähettäjä tai vaihtoehtoisesti eri puolella kudosta. Kuva mukautettu: Zhao ym, 2017.

Nykytieteissä PPG signaalille ei ole onnistuttu luomaan täydellistä kalibrointimenetelmää. PPG signaalin keräämiseen vaikuttavia fysiologisia tekijöitä ovat muun muassa, ihon paksuus ja pigmentin väri. (Alian & Shelley 2014.) Tämän lisäksi on olemassa yleinen olettamus, että rasvan ja lihaksen määrä mitattavassa kudoksessa vaikuttaa mittaustarkkuuteen (Bent ym. 2020). Ihmisten väliset fysiologiset vaihtelut luovat rajoituksia PPG suureiden suorassa vertailussa yksilöiden välillä. PPG signaalin on kuitenkin todistettu olevan tarpeeksi herkkä menetelmä havainnoimaan yksilön fysiologisia muutoksia ajan suhteessa. (Alian & Shelley 2014.)

4.1 Fotopletysmografian mittausteoria

PPG tekniikka perustuu Beer-Lambertin lakiin (engl. Beer–Lambert’s law), jonka mukaan sähkömagneettisen säteilyn absorboituminen riippuu absorboivan aineen määrästä eksponentiaalisesti. Lakia käytetään siis absorboivien aineiden pitoisuuksien tarkasteluun (Baker ym. 2014). Huomioitavaa kuitenkin on, että Beer-Lambertin laki perustuu valon absorptioon homogeenisesta kerroksesta. Havainnoidessa pulssivälien muutosta ajan suhteen, PPG:tä käytetään mittaamaan valon sirontaa ihon alaisesta kudoksesta, joka on biologinen, heterogeeninen kerrostuma. On siis ilmeistä, että elävä kudos vaikeuttaa luotettavan mittauksen toteuttamista. (Lemay ym. 2014.)

PPG:ssa mitattava valon absorptio perustuu pääasiassa veren fysiologisiin ominaisuuksiin (hemoglobiini Hb ja oksihemoglobiini HbO), sekä virtausnopeuteen. Ihannetilanteessa ilman taustakohinaa, signaali määritetään käyttäen kahta päätekijää, tasavirtaa (engl. DC, direct current) ja vaihtovirtaa (engl. AC, alternating current). Yksinkertaistettuna DC edustaa jatkuvaa kudoksen absorptiota. DC:n edustama signaali on siis ”tasaisen tilan” (engl. steady-state) absorptio, joka koostuu ympäröivän kudoksen, kuten lihas-, rasva- ja luukudoksen, luomasta muuttumattomasta ympäristöstä. AC puolestaan edustaa sydämen lyönnistä johtuvaa verisuonien muuttuvaa absorptiota. (Alian & Shelley 2014.) Absorptio muuttuu sydämen lyöntien frekvenssin tahdissa, kun suonien tilavuus kasvaa ja pienenee tasavuoroin. Kuva 5 esittää yksinkertaistettuna PPG raakasignaalin synnyn.



KUVA 5. Yksinkertaistettu malli PPG signaalin komponenteista. Mitattu signaali koostuu tasaisesta muuttujasta DC (ympäröivä kudosis) ja AC muuttujasta, jonka muutos edustaa sydämen frekvenssimuutoksia (pulssi). Kuvassa esitetty malli ei ota huomioon veren liikkeestä ja hengityksestä syntyvää häiriötä. Kuva mukautettu: Lemay ym. 2014.

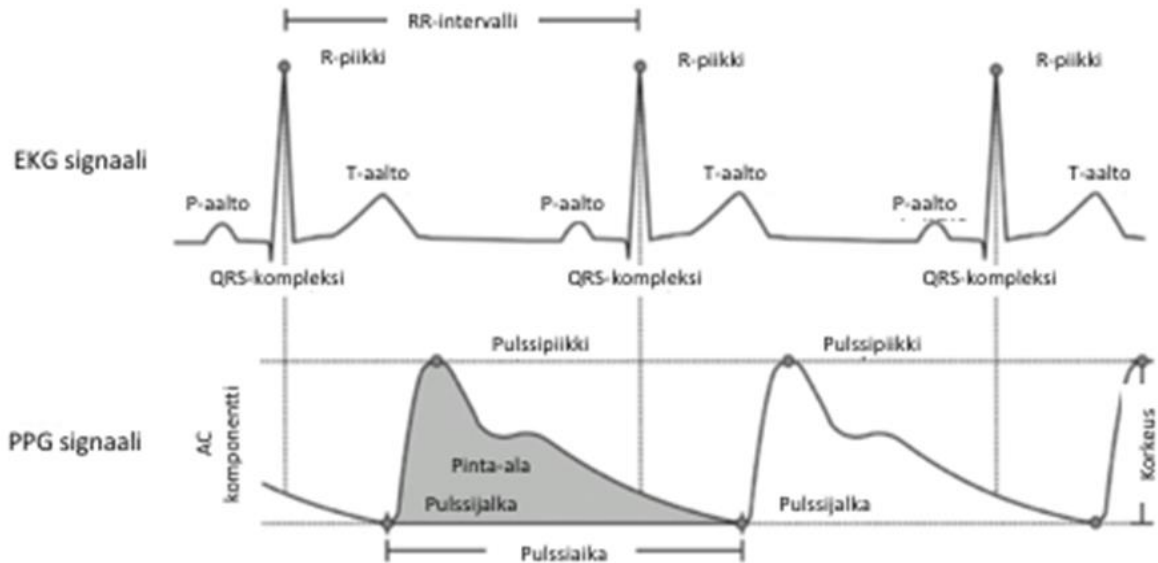
DC edustaa pulssiaallon lähtökohtaa, eli signaalin alhaisinta amplitudia. Tämä voi muuttua esimerkiksi hengityksen, verenkierron neuralisen säätelyn tai lämmönsäätelyn toimesta. AC:n muutosten perusteella voidaan taas määrittää pulssiaallon korkeimpia amplitudeja ja kahden pulssiaallon välistä aikaa (engl. PPI, pulse-to-pulse interval). AC on siis päämuuttuja, kun PPG:llä halutaan määrittää suonissa tapahtuvaa (pulssivälivaihtelun) muutosta ajan suhteen. (Allen 2007; Lemay ym. 2014.) Jotta PPG:llä saataisiin mahdollisimman vahva AC-signaali kerättyä, led valojen aallonpituus tulisi olla mahdollisimman lähellä hemoglobiinin absorptiomaksimia (Parak 2018). Tämän on todistettu olevan välillä 500-600 nm (Lister ym. 2012). Tästä syystä useimmat PPG:hen perustuvat teknologiat käyttävät vihreää väriä emittoivia (noin 530 nm) LED-valoja (Parak 2018).

Yksinkertaistetun kahtiajaon AC:hen ja DC:hen on todistettu olevan virheellinen, sillä todellisuudessa mitattu signaali koostuu useammasta, kun kahdesta muuttujasta. Lisäksi olosuhteet ovat harvoin niin tasaiset, että selvää kahtiajakoa voitaisiin tehdä. Tiedemaailmassa ei myöskään ole luotu yhteistä konsensusta, kuinka DC tulisi vakioida. (Alian & Shelley 2014.)

4.2 Sykevälivaihtelun ja fotopletysmografian yhteys

Kuten aiemmin todettiin (kappale 3.), HRV lasketaan sydämen lyönnistä syntyvien RRI:n välisistä muutoksista (Jeyhani ym. 2015). Kuitenkin, jotta todellista HRV:ta voitaisiin kuvata, tulisi sydämen toiminta määrittää käyttäen EKG menetelmiä (Alian & Shelley 2014)

Koska sydämen lyönnillä ja siitä syntyvällä pulssiaallolla on todistettu fysiologinen yhteys (kuva 6), voidaan sydämen lyöntitiheyttä ja sen muutoksia (eli sykevälivaihteluita) arvioida pulssiaaltojen esiintymistiheyden ja muutoksen perusteella. Tällöin laskettava muuttuja on pulssiaaltojen välinen muuttuva aika millisekunneissa (PPI). Vastaavasti pulssista johdettua sykevaihtelua voidaan kutsua pulssivälivaihteluksi, eli PPG-HRV:ksi tai PRV:ksi (engl. pulse rate variability) (Jeyhani ym. 2015). On siis huomioitava, että puhuttaessa PPG:stä johdetusta HRV:stä, kyseessä ei todellista ole HRV:tä, vaan PRV:tä. Pääerottautumistekijänä on se, että kerätessä PRV:tä, sydämen lyönnin alkuperää ei voida määrittää. (Zhang ym. 2013.)



KUVA 6. EKG signaalin ja PPG aallon yhteys. EKG signaali syntyy sydämen rytmisestä supistumisesta (ks. kuva 1). Sydämen supistuminen saa valtimoissa aikaan perifeerisen pulssiaallon, joka taas voidaan havainnoida PPG signaalina. EKG ja PPG signaalien välillä on siis jatkuva yhteys. Kuva mukautettu: Lemay ym. 2014.

PPG:llä mitatun pulssivälivaihtelun tarkkuutta suhteessa EKG:lla mitattuun sykeväli vaihteluun on tutkittu enenemissä määrin. Tiedemaailmassa ei ole kuitenkaan vielä täydellistä konsensusta, voidaanko sykeväli vaihtelua suoraan arvioida pulssivälivaihteluiden perusteella. Schäfer ja Vagedes (2013) totesivat katsausartikkelissaan, että tarkkuustason on osoitettu olevan lepotilassa ja unen aikana kohtuullinen, mutta yllättävät muutokset sykkeessä, kuten fyysinen kuormitus, lisäävät epätarkkuutta. He lisäksi totesivat, että pulssivälivaihtelun mittausrvirheet näyttävät olevan herkimpiä parasympaattista aktiivisuutta kuvaaville muuttujille.

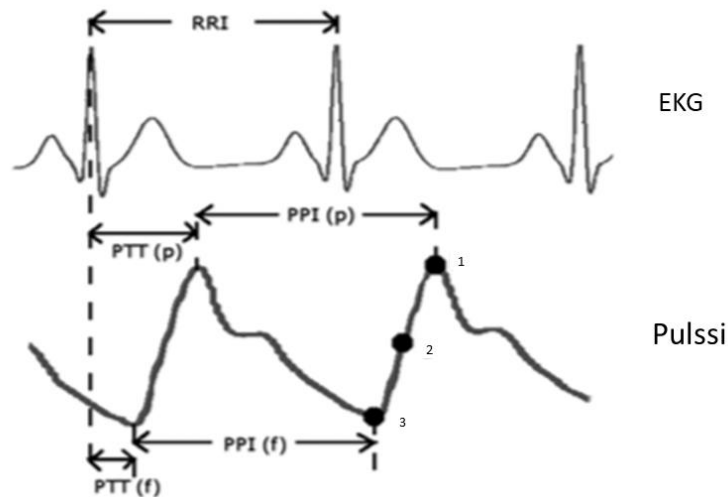
Tästä eteenpäin, selvyiden vuoksi, tässä tutkielmassa käytetään sykeväli vaihtelulle normaaleja termistöjä kuvattaessa ilmiön tarkasteluun käytettyjä parametreja. On kuitenkin hyvä huomioida, että todellinen sykeväli vaihtelun tarkastelu tarvitsee analyysissa EKG:lla kerättyä RRI:tä, kun PPG:llä voi kerätä vain pulssivälejä, eli PPI:tä.

4.3 Fotopletysmografialla johdettuja määreitä

Jokaista RR-intervallia (RRI), jota pidetään todellisena sydämen toimintakiertona, vastaa yksi vastaavan pituinen pulssi-intervalli, eli PP-intervalli (PPI). Kohta, josta PPI lasketaan, riippuu käytetystä metodista. Laskettaessa PPI:tä, voidaan mittauspiste asettaa kahden pulssiaallon välisiin alhaisimpiin amplitudeihin (engl. pulse foot) (Kuva 7, 3) tai vastaavasti korkeimpiin amplitudeihin (engl. pulse peak) (kuva 7, 1). Kolmas vaihtoehto on määrittää pulssiaallon suurin kulmakerroin ja asettaa mittauspiste tuohon kohtaan (kuva 7, 2). (Hemon & Phillips 2016.)

Riippuen pulssiaallon nopeudesta ja pulssiaallon kulkemasta matkasta, toisin sanoen mittauspisteen etäisyydestä suhteessa sydämeen, on sydämen lyönnin ja pulssiaallon välillä havaittavissa aikaviive. Tätä sydämen lyönnin ja pulssiaallon välistä viivettä voidaan kutsua pulssin siirtymäajaksi (engl. PTT, pulse transit time). Vastaavasti, kuten määrittäessä PPI:tä, voidaan PTT:tä laskea eri pisteitä hyödyntäen. Suurin osa sovellutuksista käyttää PTT:n laskemiseen, joko R-piikin ja pulssiaallon korkeimpien frekvenssin välistä aikaa (engl. PTT_{peak} , Pulse transit time to peak) (kuva 7, p) tai vaihtoehtoisesti R-piikin ja pulssiaallon matalimman frekvenssin välistä aikaa (engl. PTT_{foot} , pulse transit time to foot) (kuva 7, f). (Schäfer & Vagedes 2013.)

Mahdollisia virhelähteitä PPI signaalin laskennassa voi olla esimerkiksi epäonnistunut pulssiaaltojen havainnointi (virheellisesti määritetyt mittauspisteet) ja mittauksesta riippumaton häiriö tai kohina. PTT:llä on osoitettu olevan negatiivinen korrelaatio verenpaineen, valtimojäykkyyden ja iän suhteen, joten fysiologiset eroavaisuudet mitattavien välillä ovat mahdollisia. (Schäfer & Vagedes 2013.)



KUVA 7. Fotopletysmografialla havaittuja pulssiaaltoja voidaan muuntaa RR-intervalleiksi nykyaikaisilla tietokone algoritmeilla. PPT= pulssin siirtymäaika, PPI= Pulssi-intervalli, 1= pulssin korkein amplitudi, 2= Pulssiaallon korkein kulmakerroin, 3= Pulssin matalin amplitudi. Kuva mukautettu: Schäfer & Vagedes 2013.

4.4 Fotopletysmografiaan vaikuttavia häiriötekijöitä

PPG signaalia johdetaan monimutkaisesta valon ja kudoksen interaktiosta ja tästä syystä signaali on altis useille mittaushäiriölle. Häiriötekijät kuten ympäristöstä johtuva taustavalo, painemuutokset (hengitys, lihasaktivaatio), mekaaniset liikkeet (värinä/liike), sekä elektromagneettiset häiriöt vaikeuttavat signaali prosessointia ja validointia. (Alian & Shelley 2014; Lemay 2014; Zhao ym. 2017.) Lisäksi signaaliin voidaan ajatella vaikuttavan biologiset tekijät, kuten veren koostumus, ihon pigmentti sekä sydän- ja verisuonien rakenteelliset ominaisuudet (Lemay 2014). Mitattavien henkilöiden tyyppiä, kuten rasvaprosentin on myös ajateltu olevan vaikuttava tekijä mittaustarkkuuteen (Bent ym. 2020).

Mittaustekniikan vuoksi PPG on osoitettu olevan erityisen herkkä liikehäiriöille. Liikehäiriöt usein esiintyvät ryhmittymänä ja ne voidaan pääasiassa jakaa kolmeen luokkaan, jotka ovat: 1. kudoksen liikkeestä johtuvat muutokset 2. ihon ja sensorin välisen kosketuspinnan liike, sekä

3. painemuutokset optisen anturin ja ihon välillä. (Lemay ym. 2014.) Useat tutkimukset ovat osoittaneet, että liikehäiriöstä johtuvaa signaalin epätarkkuutta syntyy enemmän fyysisen aktiivisuuden aikana, kuten juoksussa ja pyöräilyssä (Zhang ym. 2019; Jo ym. 2016). Liikehäiriön (mm. kävely, juoksu, pyöräily) vaikutusta PPG mittaustarkkuuteen on tutkittu laboratorio-olosuhteissa (Parak & Korhonen 2014). Kuormituksen aikana keskimääräinen poikkeama oli arviolta 86–87 prosenttia ajasta 10 sydämenlyönnin sisällä (Parak & Korhonen 2014). Liikehäiriö voi myös aiheuttaa niin sanottua signaalisekoitusta (engl. signal crossover). Tässä häiriötyypissä tasainen toistuva liike kuten kävely, erehdyttää mittaria, että liikkeestä aiheutuva jaksottainen signaalin on peräisin sydämen rytmistä (Jo ym. 2016).

Viimeaikainen tutkimus on perehtynyt ihonvärin merkitykseen PPG mittaustarkkuudessa. PPG:llä mitattu syke on väitetty olevan jopa 15 % epätarkempi tummemmilla ihon pigmenteillä. Tämän on päätelty johtuvan tumman ihon suuremmasta melaniinin määrästä, joka absorboi enemmän vihreää valoa, kun vaaleammat ihotyypit. (Hu ym. 2017; Bent ym. 2020.) Viimeaikaisessa tutkimuksessa, Bent kollegoineen (2020) tutkivat ihonvärin merkitystä mittaustarkkuuteen, usean kaupallisen PPG-mittarin osalta. He eivät kuitenkaan löytäneet tilastollisesti merkitseviä eroja kuuden eri ihon tummuuden välillä (Bent ym. 2020).

Suoria tutkimuksia PPG mittaustarkkuuden ja kehon antropometristen tietojen välille ei löytynyt. Yleinen käsitys kuitenkin on ollut, että käyttäjän tunnuspiirteet, kuten painon ja rasvaprosentin on vaikuttava tekijä mittaustarkkuuteen (Bent ym. 2020). Lisäksi mittaustarkkuuden erojen on osittain ajateltu johtuvan PPG aaltojen morfologiasta, eli pulssin muodon vaihteluista (Parak 2018). Pulssin muotoihin voi myös vaikuttaa tekijät, kuten farmakologiset aineet (Alian & Shelley 2014). Joitakin pulssiampplitudiin vaikuttavia tekijöitä on kerättyä taulukkoon 3

TAULUKKO 3. Pulssiampplitudeihin nostavasti ja laskevasti vaikuttavia tekijöitä. Taulukko mukautettu: Alian & Shelley 2014.

Pulssiampplitudiin vaikuttavia tekijöitä

Matalammat pulssiaallot

- Vasokonstriktio
 - Farmakologinen: Fenyyliefriini, Efedriini
 - Fysiologinen: kylmyys
- Lisääntynyt kuduskongestio (veren pakkautuminen kudokseen)
 - Käden asento alempana kuin sydän*
 - Valsalva ilmiö
- Matala iskutilavuus

Korkeammat pulssiaallot

- Vasodilaatio
 - Farmakologinen: Nitroprussidi
 - Fysiologinen: Lämpö, rauhoittuminen, sepsis
- Vähentynyt kuduskongestio
 - Käden asento sydämen yläpuolella*

* Kädestä mitattu PPG.

5 TUTKIMUKSEN TARKOITUS

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli selvittää, fotopletysmografialla mitatun pulssivälivaihtelun ja elektrokardiografialla mitatun sykevälivaihtelun vastaavuutta yhden yön pituisen mittausjakson aikana. Lisäksi tämän työn tarkoituksena oli tarkastella kehon koon ja kehonkoostumuksen yhteyksiä optisen sensoriteknologian mittaustarkkuuksiin.

Tutkimuskysymys 1: Kuinka tarkasti optiseen sensoriteknologiaan (fotopletysmografia) pohjautuvalla pulssivälivaihtelun tarkastelulla voidaan määrittää sykevälivaihtelulle ominaisia parametreja, suhteessa EKG-referenssimenetelmään.

Bent, ym. (2020) vertasivat useiden kaupallisesti saatavien pulssimittareiden mittaustarkkuutta verraten näitä EKG:hen. Kaupallisten laitteiden mittaustarkkuus (keskiarvo absoluuttinen virhe \pm keskihajonta) arvioitiin olevan $7,2 \pm 5,5$ lyöntiä/min levossa ja $10,2 \pm 7,5$ lyöntiä/min fyysisen aktiivisuuden aikana. Absoluuttinen virhe osoitettiin olevan keskiarvollisesti 30 % korkeampi aktiivisuuden aikana, kun levossa. Jeyhani ym. (2015) arvioivat fotopletysmografialla johdetun pulssivälivaihtelun (PRV) ja elektrokardiografialla johdetun sykevälivaihtelun (HRV) eroavaisuutta viiden minuutin pituisessa yhteneväisessä mittauksessa selin makuulla. Tutkimuksessa todettiin SDNN olevan tarkin mitattavasti parametreista (suhteellinen virhe 2,46 %) ja epätarkimpana parametrina he totesivat olevan pNN50 (suhteellinen virhe 29,89 %). Wong ym. (2012) niin ikään arvioivat fotopletysmografialla johdetun pulssivälivaihtelun (PRV) ja elektrokardiografialla johdetun sykevälivaihtelun (HRV) eroavaisuutta selin makuulla. Heidän tutkimustyössään todettiin kaikkien HRV mittauksien korreloivan vahvasti ($P > 0,001$, $0,89 < r < 1,00$) vastaavaan PRV mittaukseen. Bland-Altman analyysit aika- ja taajuustaso menetelmistä osoitti hyvää yhteneväisyyttä keskiarvo intervallin pituuden (Mn), sykkeen (HR), todella ja erittäin matalan taajuustason (ULFP ja VLFP) suhteen. Tutkimuksissa kokonaisuutenaan todettiin pulssimittareiden olevan kohtuullisessa tai jopa hyvässä mittaustarkkuudessa verrattuna vastaavaan EKG:lla mitattuun tulokseen.

Hypoteesi 1: Optisella sensoriteknologialla mitatun PRV:n ja perinteisellä tekniikalla mitatun HRV:n voidaan olettaa olevan suurimmilta osin merkitsevässä positiivisessa korrelaatiossa toistensa suhteen. Vaihtelua parametrien välillä on oletettavaa löytyvän, kun yhteneväisyyksiä määritetään Bland-Altman piirroksilla.

Ensimmäinen hypoteesi sisältää olettamuksen, että mittaustarkkuudet saavat vastaavanlaisen tarkkuustason, kuten aikaisemmassa tutkimuskirjallisuudessa on raportoitu. Koska kerätty sykevälivaihteludata esitetään keskiarvotettuina tuloksina, voidaan olettaa, että tutkimuksen tarkkuus ei riitä havaitsemaan pieniä muutoksia.

Tutkimuskysymys 2: Onko fotopletysmografiaan perustuvalla pulssivälivaihtelun mittauksella löydettävissä korrelaatiota absoluuttisen mittaustarkkuuden ja tutkittavien kehon koon sekä koostumuksen välillä.

Tutkimuksia, jossa kehon koostumusta (lukuun ottamatta painoa, pituutta ja BMI:tä) ja PPG:llä mitattuja mittaustarkkuuksia EKG:hen verraten ei löytynyt. Muun muassa Jeyhani ym. (2015) kuitenkin toteaa tutkimuksessaan, että eri parametrien mittaustarkkuudet vaihtelivat tutkittavien välillä. Tässä osasyynä voi olla ikääntymiseen liittyvät luonnolliset fysiologiset muutokset. Kirjallisuudessa on myös todettu, että tekijöillä kuten ihon pigmentillä, rasva- ja lihaskudoksen määrällä saattaa olla merkitystä PPG mittaustarkkuuteen (Lemay 2014). Bent ym. (2020) ovat ottaneet tarkasteluun (HRV vs. PRV) myös tekijöitä, kuten kehon rasvaprosentin ja vyötärön ympärysmittan, mutta tulokset näiden osalta ei ollut vielä julkaistu.

Hypoteesi 2: PRV:n ja HRV:n välisen mittausrvirheen voidaan olettaa nousevan suurentuneen lihas- sekä rasvakudoksen myötä.

Hypoteesi kaksi perustuu yleisesti tunnettuun olettamukseen PPG mittaustarkkuuksista, mutta suoranaista tutkimusartikkelia kohdennettuna tähän kysymykseen ei ollut saatavilla. Tutkimuskysymysten selvittämiseksi mittaukset toteutettiin MAX-HEALTH-BAND (Maxim Integrated, Kalifornia, Yhdysvallat) optisella pulssimittauslaitteistolla, jonka raakadata

kerättiin matkapuhelimeen ja 3-kantaisella EKG-laitteistolla Bittium Faros 180, (Bittium Corporation, Oulu, Finland), jota käytettiin referenssimittarina.

6 TUTKIMUSMENETELMÄT

6.1 Tutkittavat

Tutkimukseen rekrytoitiin perusterveitä täysi-ikäisiä henkilöitä (n=33). Tutkittavien terveydentila ja mahdolliset muut rajoittavat tekijät arvioitiin ennen mittauksia suullisen haastattelun ja lomakkeen perusteella (liite 3). Tutkittavat rekrytoitiin Jyväskylän yliopiston ja Firstbeat Oy henkilökuntasähköpostilistojen kautta sekä tutkijoiden omien verkostojen kautta.

Tutkittavien valinta perustui vapaaehtoisuuteen ja heillä oli halutessaan oikeus keskeyttää tutkimus missä vaiheessa tutkimusta tahansa ilman seuraamuksia. Tutkimukselle oli haettu Jyväskylän yliopiston ihmistieteiden eettisen toimikunnan puoltava lausunto marraskuussa 2019. Ennen tutkimuksen osallistumislomakkeen allekirjoitusta (liite 2), tutkittavilla oli mahdollisuus tutustua tietoihin tutkimuksen kulusta (Liite 1). Tiedote sisälsi oleellimmat tiedot tutkimuksesta sekä mittauksiin liittyvistä mahdollisista riskeistä. Suostumuslomakkeen allekirjoitus antoi tutkijoille mahdollisuuden käyttää pseudonymisoituja testituloksia.

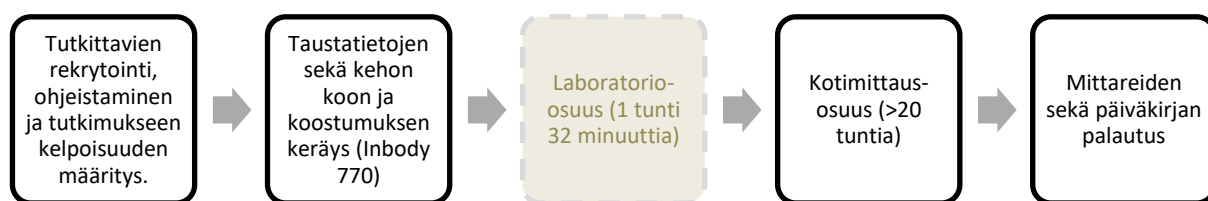
Terveydentilan arvioinnin lisäksi, tutkittavien kehonkoostumukset mitattiin käyttäen Inbody 770-laitteistoa (Inbody, Etelä Korea¹). Inbody-tulokset perustuvat kehon bioimpedanssimittaukseen, jonka on osoitettu olevan luotettava kaiken ikäisillä ja kokoisilla (Sillanpää ym. 2014). Kaikki tutkittavat paastosivat vähintään kaksi tuntia ennen kehonkoostumusmittausta. Lisäksi kaikkien tutkittavien pituus mitattiin samalla seinämitalla.

Tutkittavat kuuluivat Jyväskylän yliopiston vakuutuksen piiriin tutkimuksen aikana. Tutkittavat saivat osallistumisestaan palkinnoksi Inbody-kehonkoostumusmittausraportin sekä kaksi elokuvalippua.

¹ www.inbody.fi

6.2 Tutkimusasetelma ja tutkimuksen kulku

Tutkimus suoritettiin Jyväskylän yliopiston liikuntatieteellisen tiedekunnan kuormituslaboratoriossa ja kuntosalilla. Tutkimus toteutettiin poikkileikkausasetelmana, siten, että mittaukset suoritettiin kertaluontoisesti koko joukolle (n=33). Tutkimus koostui kahdesta osasta: 1) Laboratorio-osuudesta sekä 2) vapaan elämisen osuudesta. Molemmat mittausosuudet suoritettiin peräkkäin, niin että laboratorio-osuuden jälkeen (noin 1 tunti 32 minuuttia) aloitettiin vapaan elämisen osuus (>20 tuntia). Tutkittavia pyydettiin pitämään päiväkirjaa vapaan elämisen osuuden aikana, jonka avulla voitiin jälkikäteen määrittää nukkumisajat tämän pro gradu -tutkielman tarkoitukseen. Tutkimusasetelma on esitettyä kuvassa 8.



KUVA 8. Tutkimuksen kulku esitettyä prosessikaaviona.

Mittaukset toteutettiin joulukuun 2019 ja maaliskuun 2020 välisenä aikana. Pulssivälivaihtelun määrittämiseen käytetty pulssidata kerättiin MAX-HEALTH-BAND-rannekkeella (Maxim Integrated, Kalifornia, Yhdysvallat²), joka reaaliaikaisesti siirsi Bluetooth-yhteydellä

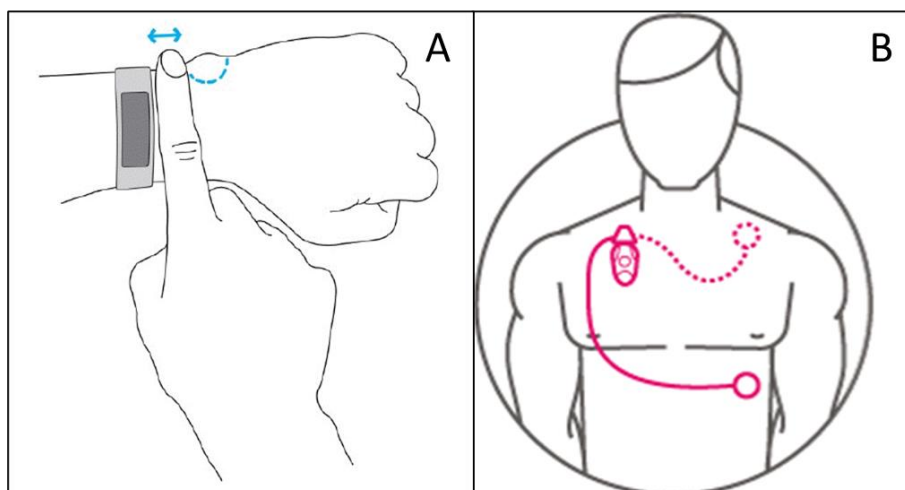
² www.maximintegrated.com

raakadataa matkapuhelimeen (Galaxy A20e, Samsung, Soul, Etelä-Korea³). Tutkimuksen referenssimittarina käytettiin CE-merkittyä, pitkäaikaiseen EKG-rekisteröintiin tarkoitettua 3-kantaista Bittium Faros 180 (Bittium Corporation, Oulu, Finland⁴) -mittaria. Bittium Faros 180 tallensi kerättyä sykedataa mittarin omaan tallennustilaan. Pulssidataa kerättiin optisesti ranteesta 100 Hz taajuudella ja sykedataa elektrodeilla rinnasta 250 Hz taajuudella. Aikaisempi tutkimus on osoittanut, että keräystaajuus 250–500 Hz on optimaalisin HRV:n mittaamiseen (Pinna 1994). Mahdiani ym. (2015), kuitenkin osoittivat viimeaikaisemmassa tutkimuksessa, että myös 50 Hz keräystaajuudella, voidaan päästä riittävään mittaustarkkuuteen.

MAX-HEALTH-BAND on ranteeseen asetettava optinen pulssimittari. Mittarin takapuolella on optinen sensori ja edessä käyttäjälleen suunnattu inforuutu. Ranneke kiinnitetään tiukasti noin sormen leveyden etäisyydelle kyynärluun distaalisesta päästä kämmenselän puolelle näyttöpuoli ylöspäin (kuva 9, A) (HBand 2018). Bittium Faros 180 kiinnitetään mitattavan henkilön rintakehään kolmella elektrodilla (kuva 9, B). Elektrodien asetellaan oikean ja vasemman solisluun alle isoon rintalihakseen sekä vasemmanpuolisten alimpien kylkiluiden kohdalle.

³ www.samsung.com

⁴ www.bittium.com



KUVA 9. MAX-HEALTH-BAND (A) ja Bittium Faros 180 (B) sensoreiden kiinnityskohdat. Kuva mukautettu: Maxim Integrated (HBand 2018) ja MedTach Oy (www.medtach.com).

Tutkittava data määritettiin tutkittavien täyttämien päiväkirjojen mukaisesti. Päiväkirjaa täytettiin 15 minuutin tarkkuudella koko kotimittauksen ajan niin, että tutkittava määrittä parhaiten soveltuvan aktiviteetin jokaiselle 15 minuutin ajanjaksolle. Tässä tutkielmassa tutkittava unen aikainen syke- sekä pulssidata määritettiin tutkittavien merkitsemien nukkumiaikojen perusteella. Unesta johtumattomien liikehäiriöiden mahdollisuuden vähentämiseksi unimerkintöjen alusta sekä lopusta poistettiin 15 minuuttia.

6.3 Pulssi- ja sykedatan käsittely

Bittium Faros 180 tallentaa sykevälivaihtelun raakadataa (RRI), sekä asianmukaiset aikaleimat hh:min:ss, suoraan sensorin omaan tallennustilaan. Syntyneet tiedostot siirrettiin USB-johdolla tietokoneelle jatkokäsittelyyn.

MAX-HEALTH-BAND sisältää sisäänrakennetun algoritmin, joka keskiarvottaa neljä mittaustulosta (per sekunti) ja luo näiden perusteella arvion syntyvistä pulssiväleistä. MAX-HEALTH-BAND asetettiin tallentamaan syntyvää pulssivälivaihtelun raakadataa (PPI) Bluetooth-yhteydellä matkapuhelimeen. Laitteisto tallentaa syntyvät datapisteet EPOCH-

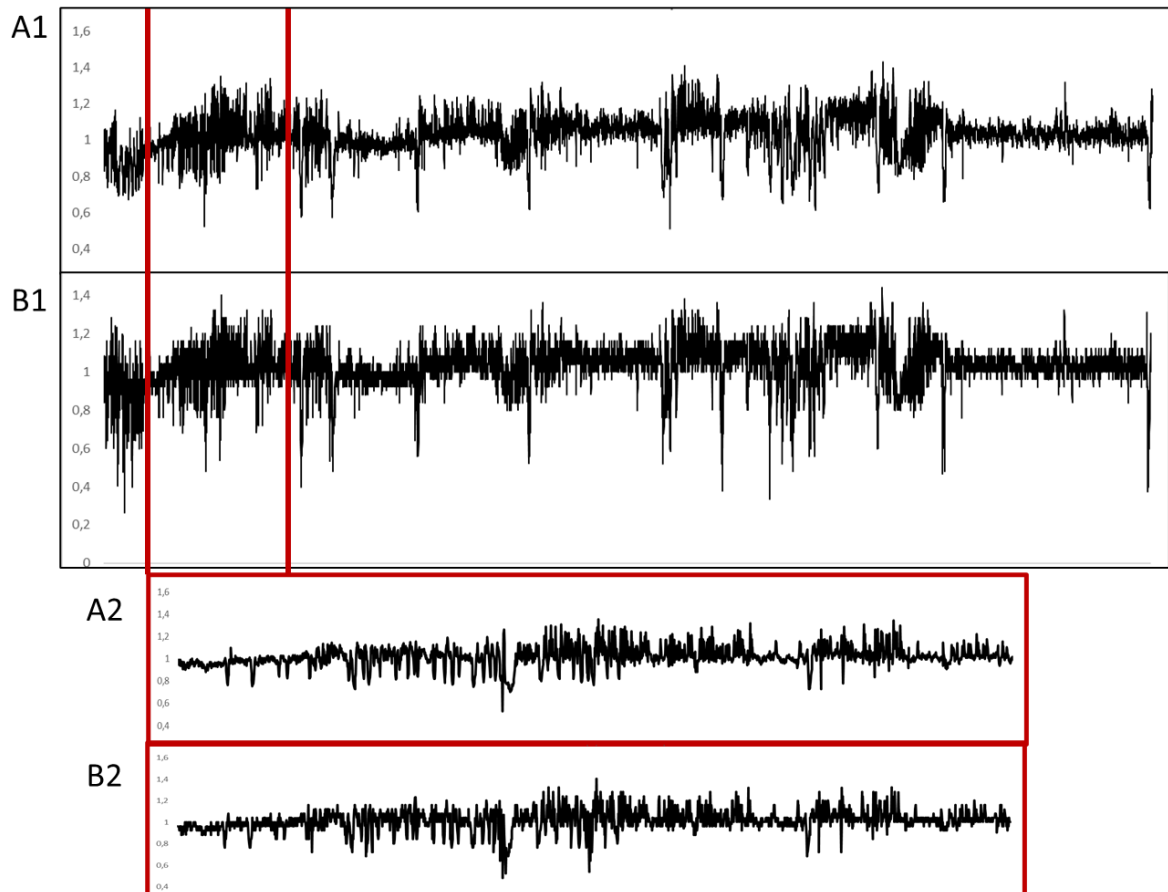
aikaleimoina millisekunneissa. Matkapuhelimesta raakadata siirrettiin USB-johdolla tietokoneelle jatkokäsittelyyn. (HBand, 2018.)

Sensoreista siirretyn raakadatan jatkokäsittely suoritettiin Kubios (Kubios Oy, Kuopio, Suomi⁵) sykevälivaihtelu analysointisovelluksella. Kubios on validoitu sovellus, jota käytetään laajasti biologisten signaalien analysoimiseen tieteellisessä tutkimuksessa (Tarvainen ym. 2014). Sovellus antaa vapaasti määrittää tutkittavan aikajakson ja laskee automaattisesti tälle ajanjaksolle halutut HRV-parametrit. Uniajan määrittämisen jälkeen (ks. tutkimusasetelma ja tutkimuksen kulku) käsiteltiin kummankin mittarin raakadatasta haluttava ajanjakso jatkokäsittelyssä.

Mittauksessa aiheutunut häiriö pyrittiin poistamaan Kubios sovelluksen signaalin korjausalgoritmeilla. Häiriökorjaukseen käytettiin kynnyсарvosuodatinta (engl. threshold filter), joka vertaa kaikkia syntyviä intervaleja paikalliseen keskiarvoon. Paikallinen keskiarvo saadaan mediaanisuodatuksella, joka varmentaa sen, että paikalliseen keskiarvoon ei ole vaikutusta yksittäisillä poikkeavilla havainnoilla. Mikäli kynnyсарvo asetetaan esimerkiksi 0,35 sekuntiin (350 ms), tarkoittaa se, että mikäli intervalli eroaa paikallisesta keskiarvosta yli tai alle kynnyсарvon, intervalli määritettiin häiriöksi ja poistettiin. Tämän tutkielman raakadatasta häiriöksi luokiteltiin 2,64 % PPG:llä mitatusta signaalista (0,3–10,8 %, keskihajonta 2,31 %).

Häiriönpuhdistusvaiheessa suositellaan yksilöllistä kynnyсарvon määrittämistä, niin että mahdollisimman paljon häiriötä poistetaan, mutta alkuperäinen signaali pysyy muuttumattomana (Tarvainen ym. 2020). Kummankin mittarin osalta tutkittavien ilmoittama unijaksot leikattiin jatkokäsittelyyn. Mittauksen keskiarvolliseksi pituudeksi laskettiin 470 minuuttia (345–600 min) ja keskihajonnaksi 64 minuuttia.

⁵ www.kubios.com



KUVA 10. Kynnysarvosuodatettu RR-intervalli ja PP-intervalli taajuuspiirrokset yhden tutkittavan osalta. A kuvastaa referenssilaitteella (Bittium Faros 180) kerättyä dataa (250 Hz) ja B tutkittavalla laitteella (MAXIM-HEALTH-BAND) kerättyä dataa (100 Hz). A1 ja B1 ovat piirretty 15 000 datapisteen perusteella. A2 ja B2 ovat 2000 datapisteen suuruisia ikkunoita A1 ja B1 taajuuspiirroksista.

6.4 Tilastolliset analyysit

HRV ja PRV parametrien korrelaatio ja vertailtavuus

Tutkimusaineistolle (HRV ja PRV) tehtiin ensin Kolmogorov-Smirnov testi, jolla tutkittiin aineistojen normaalijakautuneisuutta. Tämän perusteella eri menetelmillä kerättyjen parametrien korrelaatiota tutkittiin, joko Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokertoimilla (normaalisti jakautuneet aineistot) tai Spearmanin järjestyskorrelaatiokertoimilla

(normaalijakaumaa noudattamattomat aineistot). Tilastolliset testit tehtiin kaksisuuntaisina ja merkitsevyystasoksi asetettiin $P < 0.05$.

Tutkittavan ja referenssilaitteen välisiä mittaustuloksia vertailtiin myös Bland-Altman piirroksilla. Bland-Altman piirroksia suositellaan käytettävän kahden mittarin väliseen vertailuun (Bland & Altman 1986). Bland-Altmanin piirroksessa x-akselilla on vertailtavien menetelmien keskiarvo sekä y-akselilla niiden välinen erotus. Luottamusrajat (engl. LOA, limits of agreement) määritettiin, laskemalla aineiston vinouma $\pm 1.96 \times$ keskihajonta (bias $\pm 1.96 \times$ SD). Bland-Altman suhdeluku (engl. BAR, Bland-Altman Ratio) määritettiin laskemalla $0,5 \times$ (LOA vaihteluväli) / Parittaisten keskiarvojen keskiarvo (PKK, engl. the ratio of half the range of limits of agreement to the mean of the pairwise measurement means). Yhteneväisyydet Bland-Altman piirroksissa voidaan arvioida jakamalla suhteet hyvään ($BAR < 10 \%$), kohtalaiseen ($10 \% < BAR < 20 \%$) ja vajavaiseen ($>BAR 20 \%$) yhteneväisyyteen (Schäfer & Vagedes 2013). Bland-Altman analyysin kaavat ovat nähtävissä kuvassa 11. Aineiston Bland-Altman- ja virheanalyysissä käytettiin Microsoft Excel -ohjelmaa ja korrelaatioanalyysiin IBM SPSS Statistics -ohjelmaa (versio 25, IBM Corporation, Armonk, NY, US).

$$LOA = Bias \pm 1.96SD$$

$$Bias = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i)$$

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (y_i - x_i - Bias)^2}$$

$$BAR = \frac{1.96SD}{(1/n) \sum_{i=1}^n (1/2)(x_i + y_i)}$$

KUVA 11. Bland-Altman analyysissä käytettävät laskennalliset kaavat. **LOA** luottamusrajat, **Bias** vinouma, **SD** keskihajonta, **BAR** Bland-Altman suhdeluku. Kuva haettu: Peng ym. (2015).

Kehon koon ja koostumuksen merkitys mittausvirheeseen

Analyysissa laskettujen absoluuttisten virheiden perusteella laskettiin korrelaatiot bioimpedanssimittauksella saatuihin kehon koostumuksen tietoihin. Tutkimusaineiston normaalijakautuneisuus määritettiin Kolmogorov-Smirnov testillä, ja tämän perusteella korrelaatiot testattiin joko Pearsonin tulomomenttikorrelaatiokertoimilla (normaalisti jakautuneet aineistot) tai Spearmanin järjestyskorrelaatiokertoimilla (normaalijakaumaa noudattamattomat aineistot). Aineiston analyysissä käytettiin IBM SPSS Statistics -ohjelmaa (versio 25, IBM Corporation, Armonk, NY, US).

7 TULOKSET

7.1 Tutkittavien taustatiedot

Tutkimukseen osallistuneiden (n=29) henkilöiden taustatiedot ja kehon koostumukset ovat esitettyinä taulukossa 4. Lopullisesta tarkastelusta poistettiin kaksi tutkittavaa suodatusvaiheessa liiallisen signaalihäiriön takia, ja kaksi tutkittavaa poistettiin ennen tätä rannekkeen toimintahäiriön vuoksi.

TAULUKKO 4. Tutkittavien taustatiedot. Tiedot on esitetty muodossa keskiarvo \pm keskihajonta.

	Kaikki (n=29)	Miehet (n=11)	Naiset (n=18)
Ikä (v)	28,5 (5,8)	28,7 (6,4)	28,4 (5,6)
Pituus (cm)	171,6 (9,6)	179,6 (7,9)	166,7 (6,9)
Paino (kg)	73,6 (14,4)	85,1 (13,0)	66,7 (10,2)
BMI (kg*m ²)	24,8 (3,2)	26,2 (2,5)	24,0 (3,3)
Lihasmassa (kg)	31,4 (7,7)	39,4 (5,8)	26,5 (3,5)
Rasvamassa (kg)	17,5 (6,3)	15,7 (4,7)	18,6 (7,0)
Rasvaprocentti (%)	23,8 (7,4)	18,2 (3,7)	27,3 (7,0)
Viskeraalirasva (m ²)	77,3 (33,3)	68,5 (21,6)	82,6 (38,4)

7.2 HRV ja PRV parametrien yhteneväisyydet ja Bland-Altman analyysit

Taulukko 5 esittää keskiarvolliset HRV ja PRV tulokset, ja osoittaa parametrien välisen korrelaation. Aineisto on esitetty keskiarvo \pm keskihajonta tai mediaani ja kvartaaliväli (25–75 prosenttia), riippuen onko aineisto normaalisti jakautunut vai ei. Korrelaatioanalyysien perusteella HRV ja PRV parametrien välisten korrelaatioiden havaittiin olevan tilastollisesti merkitseviä (P < 0,05).

TAULUKKO 5. HRV ja PRV tulokset, sekä menetelmien väliset korrelaatiot. Aineisto on esitetty keskiarvo ± keskihajonta tai mediaani ja kvartaaliväli (25–75 prosenttia).

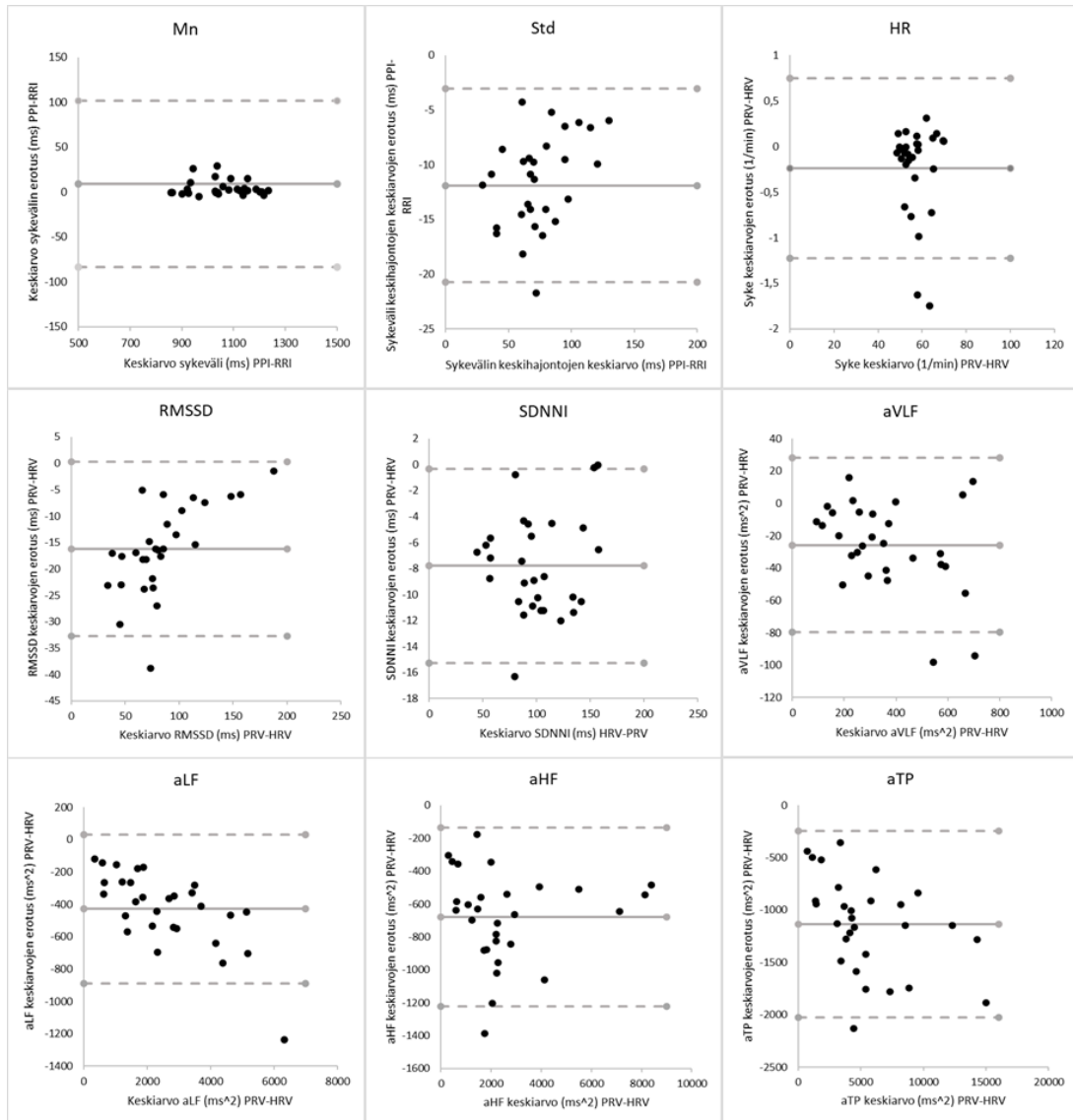
	HRV	PRV	korrelaatiokerroin (P/S)
Statistiset parametrit			
Mn (ms)	1063,2 (110,3)	1058,9 (111,0)	,997**
Std (ms)	68,6 (25,6)	80,0 (24,0)	,987**
HR (1/min)	57,1 (6,2)	57,3 (6,2)	,997**
RMSSD (ms)	76,9 (39,3)	93,1 (33,3)	,944**
NNxx (lyöntiä)	10114,8 (4744,0)	11256,9 (3895,4)	,963**
pNNXX (%)	39,0 (19,0)	43,1 (16,0)	,982**
SDANN (ms)	72,7 (28,1)	77,8 (47,2)	,938**
SDNNI (ms)	96,7 (32,5)	104,5 (32,0)	,993**
RRtriIndex	17,2 (7,1)	19,2 (7,2)	,980**
TINN	589,1 (158,3)	829,7 (181,8)	,595*
Absoluuttinen teho			
VLF (ms²)	351,2 (182,6)	376,9 (192,7)	,991**
LF (ms²)	2349,7 (1480,0)	2778,7 (1647,7)	,994**
HF (ms²)	2262,1 (1516,2)	2940,3 (1676,8)	,955**
TP (ms²)	1,4 (0,6)	1,0 (0,4)	,994**
Suhteellinen teho			
VLF (%)	8,7 (3,5)	6,8 (1,8)	,898**
LF (%)	50,2 (9,8)	46,2 (7,7)	,904**
HF (%)	41,0 (11,7)	46,9 (8,4)	,874**
Normalisoidut tehot			
LF (n.u.)	55,2 (11,7)	49,6 (8,6)	,872**
HF (n.u.)	44,7 (11,7)	50,3 (8,5)	,874**
LF/HF	1,4 (0,6)	1,0 (0,4)	,831**

HRV sykeväli vaihtelu, **PRV** pulssiväli vaihtelu, **P/S** Pearson tai Spearman korrelaatiokertoimet, **Mn** RR tai PP-intervallien keskiarvopituus, **Std** RR tai PP-intervallien keskiarvopituuden keskihajonta, **HR** syke (1/min), **RMSSD** Peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri, **NNxx** Peräkkäisten yli 50 ms eroavien NN-intervalliparien lukumäärää. **pNNxx** NN50 lukumäärä jaettuna kaikkien NN-intervallien lukumäärällä, **SDANN** NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskiarvon keskihajonta, **SDNNI** Kaikkien 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajonta 24 tunnin sykevaihtelu tarkastelussa, **RRtriIndex** Sykevaihtelun kolmikantainen indeksi, **TINN** NN-intervallien histogrammin kolmikantainen interpolaatio, **VLF** erittäin matala taajuustaso, **LF** matala taajuustaso, **HF** korkea taajuustaso **LF/HF** LF/HF-suhde. *korrelaatio on merkityksellinen 0,05 tasolla (2-suuntainen) **korrelaatio on merkityksellinen 0,01 tasolla (2-suuntainen)

Kuva 12 esittää visuaalisesti joitakin Bland-Altman piirroksia (Mn, SD, HR, RMSSD, SDNNI, aVLF, aLF, aHF ja aTP) ja taulukossa 6 on kaikkien Bland-Altman piirroksien

yhteenvetotaulukko. Keskiarvointervallipituuden (Mn), keskiarvo sykkeen (HR) sekä kaikkien 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajonta (SDNNI) osoitettiin olevan hyvässä yhteneväisyydessä (BAR < 10 %, MAE⁶ 4,2 ms, -0,2 bpm, -7,8 ms⁶), kun taas intervallien keskihajonnan keskiarvon (SD), peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri (RMSSD), sykevaihtelun kolmikantainen indeksi (RRtriIndex), absoluuttinen erittäin matalan taajuustason (aVLF), absoluuttinen matalan taajuustason (aLF) ja suhteellisen matalan taajuustason (rLF) (BAR 10 % < X < 20 %, MAE -11,5 ms, -16,2 ms, -2,0 ms, -25,7 ms², -429ms², 4,0 %¹) osoitettiin olevan kohtalaisessa yhteneväisyydessä. Lisäksi kokonaisteho (TP) oli lähellä kohtalaisesti vertailtavaa tulosta. Loput parametreista eivät osoittaneet läheistä yhteneväisyyttä EKG:lla mitattujen HRV tulosten kanssa.

⁶ Absoluuttisen virheen keskiarvo (engl. MAE, The Mean Absolute Error)



KUVA 12. Bland-Altman piirrokset pulssivälivaihtelun (PRV) ja sykevälivaihtelun (HRV) välillä. **Mn** RR ja PP-intervallien keskiarvopituus (ms), **Std** RR ja PP-intervallien keskihajontojen keskiarvopituus (ms), **HR** sykkeen keskiarvo (1/min), **RMSSD** Peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuren keskiarvo (ms), **SDNNI** Kaikkien 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajonta 24 tunnin sykevaihtelu tarkastelun keskiarvo (ms), **aVLF** absoluuttisen tehon erittäin matala taajuustaso (ms^2), **aLF** absoluuttisen tehon matala taajuustaso (ms^2), **aHF** absoluuttisen tehon korkea taajuustaso (ms^2) ja **aTP** absoluuttinen teho kokonaisteho (ms^2). X-akselilla on vertailtavien menetelmien keskiarvo sekä y-akselilla niiden välinen erotus. Lisäksi normaalijakaumaan perustuvat 95 prosentin yhtäpitävyysrajat (katkoviiva) on määritetty.

TAULUKKO 6. Bland-Altman (HRV vs. PRV) piirroksien tulokset.

	Vinouma	Kh	LOA	PKK	BAR
Statistiset parametrit					
Mn	4,2	8,5	(-12,6 – 20,9)	1061,0	0,0157
SD	-11,5	4,3	(-19,7 – (-3,1))	74,3	0,1547
HR	-0,2	0,5	(-1,2 – 0,8)	57,2	0,0173
RMSSD	-16,2	8,4	(-32,7 – 0,4)	85,0	0,1945
NNxx	-1142,2	1439,6	(-3963,7 – 1679,4)	10686,0	0,2641
pNNxx	-4,1	4,4	(-12,7 – 4,6)	41,0	0,2115
SDANN	-5,1	14,1	(-32,6 – 22,5)	75,2	0,3665
SDNNI	-7,8	3,8	(-15,3 – (-0,3))	100,6	0,0776
RRtriIndex	-2,0	1,4	(-4,8 – 0,8)	18,2	0,1532
TINN	-240	154,6	(-543,5 – 62,4)	709,4	0,4271
Absoluuttiset tehot					
VLF	-25,7	27,4	(-79,5 – 28,0)	364,1	0,1477
LF	-429,0	234,5	(-888,6 – 30,6)	2564,2	0,1792
HF	-678,2	277,5	(-1221,9 – (-134,4))	2601,2	0,2607
TP	-1136,0	454,0	(-2025,9 – (-246,0))	5533,6	0,2053
Suhteelliset tehot					
VLF	1,93	2,0	(-2,1 – 5,9)	7,8	0,5170
LF	4,0	4,4	(-4,6 – 12,7)	48,2	0,1787
HF	-5,9	6,0	(-17,6 – 5,8)	44,0	0,2666
Normalisoidut tehot					
LF	5,7	6,0	(-6,1 – 17,4)	52,4	0,2236
HF	-5,6	5,9	(-17,2 – 6,0)	47,5	0,2451
LF/HF	0,3	0,4	(-0,4 – 1,1)	1,3	0,6006

Vinouma erotuksien keskiarvo, **Kh** erotuksien keskihajonta, **LOA** yhtäpitävääisyysrajat ($\text{vinouma} \pm 1.96 \times \text{Kh}$), **PKK** Parittaisten keskiarvojen keskiarvo (mean of pairwise means), **BAR** Bland-Altman -suhde (Bland-Altman ratio). **Mn** RR tai PP-intervallien keskiarvo, **Std** RR tai PP-intervallien keskihajonta, **HR** syke, **RMSSD** Peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuri, **NNxx** Peräkkäisten yli 50 ms eroavien NN-intervalliparien lukumäärää, **pNNxx** NN50 lukumäärä jaettuna kaikkien NN-intervallien lukumäärällä, **SDANN** NN-intervallien 5 minuutin segmenttien keskiarvon keskihajonta, **SDNNI** Kaikkien 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvon keskihajonta 24 tunnin sykevaihtelu tarkastelussa, **RRtriIndex** Sykevaihtelun kolmikantainen indeksi, **TINN** NN-intervallien histogrammin kolmikantainen interpolaatio, **VLF** erittäin matala taajuustaso, **LF** matala taajuustaso, **LF/HF** LF/HF-suhde.

7.3 Kehon koon ja koostumuksen vaikutus absoluuttiseen mittaustarkkuuteen

Laskettujen absoluuttisten virheiden perusteella pyrittiin löytämään korrelaatioita tutkittavien kehon koon ja koostumukseen tietoihin. Korrelaatiot absoluuttisten mittaustarkkuuksien ja tutkittavien kehon tietojen välillä on esitetty taulukossa 7. Korrelaatioita kokeiltiin myös vertaamalla kehon koostumustietoja tietoja toisiinsa, sekä sykevälivaihtelun parametreja (Mn, Std, Hr) toisiinsa.

Absoluuttisten mittausvirheiden ja kehon tietojen välillä ei löytynyt tilastollisesti merkitseviä korrelaatioita (Taulukko 7). Kehon koon ja kehon koostumuksen muuttujat osoitettiin olevan tilastollisesti merkitsevästi yhteydessä toisiinsa. Absoluuttisen keskiarvointervallin pituuden virheen osoitettiin korreloivan negatiivisesti sykkeen kanssa. Korrelaatiot tutkittiin myös sukupuolittain, mutta niistä ei löytynyt taulukosta 7 poikkeavia löydöksiä.

TAULUKKO 7. Korrelaatiokertoimet absoluuttisten mittausvirheiden ja kehon koon ja koostumuksen välillä.

	Pituus	Paino	Mn	Std	Hr
Pituus	1	,789**	-,096	,107	,249
Paino	,789**	1	-,075	,045	,229
BMI	,239	,843**	-,121	-,086	,123
Lihasmassa	,830**	,872**	-,078	,052	,090
Rasvamassa	0,001	,531**	-,107	-,013	,118
Rasva %	-,466*	-,070	-,019	-,040	-,004
Viskeraalirasva	,031	,529**	-,153	,020	,162
Mn	-,096	-,075	1	-,229	-,997**

Mn RR tai PP-intervallien keskiarvo, **Std** RR tai PP-intervallien keskihajonta, **Hr** syke *korrelaatio on merkityksellinen 0,05 tasolla (2-suuntainen) ** korrelaatio on merkityksellinen 0,01 tasolla (2-suuntainen)

8 POHDINTA

Tutkimuksessa analysoitiin 29 tutkittavan henkilön unenaikainen syke- ja pulssivälivaihtelu sekä vertailtiin näitä kahta mittausten menetelmää. Optisella pulssimittarilla mitattujen pulssivälivaihteluiden ja perinteisellä EKG:llä mitattujen sykevälivaihtelujen välinen korrelaatio oli voimakas. Tämä ei kuitenkaan ollut yllättävä löydös, sillä samaa ilmiötä mittaavat mittarit ovat usein lineaarisessa yhteydessä toistensa suhteen (Schäfer & Vagedes 2013). Korrelaatioanalyysin tulos vastaa ennen tutkimusta asetettua hypoteesia, jossa todettiin PRV:n ja perinteisellä tekniikalla mitatun HRV:n olevan suurimmilta osin merkitsevässä korrelaatioissa toistensa suhteen. Tutkittavan laitteen ja referenssimittarin välisiä yhteneväisyyksiä havainnoivien Bland-Altman piirroksien avulla todettiin, että päinvastoin kuin korrelaatiot, piirrokset osoittivat huomattavaa vaihtelua eri parametrien keskinäisessä vertailtavuudessa. Vaihtelua parametrien vertailtavuudessa oletettiin hypoteesin mukaan löytyvän, kun yhteneväisyyksiä määritetään Bland-Altman piirroksilla. Bland-Altman piirroksien tuloksista voidaan päätellä, että optisella pulssimittarilla määritetyt pulssivälivaihtelun arvot aliarvioidaan intervallin pituuden, suhteellisten matalien taajuustasojen (sVLF, sLF) sekä normalisoitujen matalien (nLF), että LF/HF-suhteen (mittausvirhe on positiivinen) ja muuten optinen mittari yliarvioi mittaustuloksia (mittausvirhe on negatiivinen).

Tutkimustulosten perusteella voidaan todeta vahva korrelaatio ja hyvä yhteneväisyys (BAR < 10 %) keskiarvo intervallien pituuden (Mn), keskiarvo sykkeen (Hr) sekä 5 minuutin NN-intervallijaksojen keskiarvo keskihajontojen (SDNNI) välillä (SV%⁷ 0,4 %, 0,4 %, 9,2 %) vertailtaessa kahta mittaustekniikkaa. Vahvaa korrelaatiota ja kohtalaista yhteneväisyyttä (BAR 10 % < 20 %) todettiin intervallien keskihajontojen keskiarvon (Std), peräkkäisten NN-intervallien erotusten neliöiden keskiarvon neliöjuuren (RMSSD), sykevaihtelun kolmikantaisen indeksin (RRtriIndex), absoluuttisen erittäin matalan taajuustason (aVLF),

⁷ SV = Suhteellinen virhe -%

absoluuttisen matalan taajuustason (aLF) ja suhteellisen matalan taajuustason (rLF) välillä (SV%⁶ 20,6 %, 30,9 %, 14,4 %, 8,1 %, 23,9 %, 7,2 %).

Bland-Altman analyysit vastaavat jokseenkin aikaisemmin raportoituja tuloksia, joiden perusteella keskiarvo intervallien pituuksien ja sykkeen on osoitettu olevan hyvässä yhteneväisyydessä vastaavan EKG:lla mitatun tuloksen kanssa (Wong ym. 2012). Wong tutkimusryhmineen raportoivat myös matalampien taajuustasojen olevan paremmassa vastaavuudessa, kun korkeiden taajuustasojen. Tuo havainto voidaan myös osittain havaita tämän tutkimuksen perusteella. Scähfer ja Vagedes (2013) toteavat katsausartikkelissaan, että pulssivälivaihtelun perusteella muodostetut parasympaattista aktiivisuutta kuvaavat taajuustasomuuttujat näyttävät tutkimuksien perusteella olevan kaikista herkimpiä epätarkkuuksille. Tässä tutkimuksessa parasympaattiset muuttujat eivät saaneet tyydyttäviä yhteneväisyyksiä Bland-Altman piirrosten perusteella. Tulosten vertailtavuudessa on kuitenkin oltava varovainen, sillä esimerkiksi Wong ym. (2012) tutkivat PRV ja HRV vertailtavuutta standardoidussa 10 minuutin pituisessa mittauksessa, kun taas tämän tutkimuksen tarkoituksena oli havaita sykevälivaihteluita yhden yön pituisessa valvomattomassa mittauksessa.

Kehon koon ja koostumustietojen, kuten pituuden ja painon, merkitystä absoluuttisiin mittausrvirheisiin tarkasteltiin keskiarvo intervallipituuden, intervallipituuden keskihajonnan ja sykkeen osalta. Tässä tutkimuksessa ei löydetty merkitseviä korrelaatioita mittaustarkkuuden ja kehon koon tai koostumuksen välillä. Korrelaatiot tutkittiin myös sukupuolittain, mutta tämä ei osoittanut merkittäviä eroavaisuuksia koko ryhmän tarkasteluun verrattuna. Korrelaatioanalyysin tarkastamiseksi intervallipituuden ja sykkeen osoitettiin olevan merkitsevässä negatiivisessa korrelaatioissa. Tämä vastaa yleistä näkemystä, jonka perusteella intervallipituuden pidentyessä, tulisi sykkeen (1/min) vastaavasti laskea. Vaikka yleisesti ajatellaan, että fysiologiset tekijät, kuten tukittavan paino tai rasvan määrä kudoksessa vaikuttaisivat mittaustarkkuuteen (Lemay ym. 2014; Alian & Shelley 2014), ei tässä tutkimuksessa saatu viitteitä tästä. On mahdollista, että tätä hypoteesia tullaan muokkaamaan lähivuosina. Esimerkiksi Bent ym. (2020) toteavat tutkimuksessaan, että antropometristen tietojen merkitys fotopletysmografian mittaustarkkuuteen on yleinen uskomus, mutta ei välttämättä todistettu fakta. Lisätutkimuksia tarvitaan määrittämään kehon koostumusten todellista merkitystä mittaustarkkuuteen.

8.1 Tutkimuksen heikkoudet ja vahvuudet

Tutkimuksessa käytettävä optista mittaria ei ole akateemisesti validoitu ennen tämän tutkimuksen suorittamista, joten aikaisempia vertailutuloksia ei ole saatavilla. Oletettavaa kuitenkin on, että tässä tutkimuksessa käytettävän optisen mittausteknologian mittaustarkkuudet ovat samansuuntaiset kuin aikaisemmin kirjallisuudessa todetut.

Tämän tutkimuksen otoskoko oli pieni ($n=29$), joten otantavirhe tulisi ottaa huomioon tehtäessä johtopäätöksiä tai vertailuja muihin tutkimuksiin. Ihmisten unenaikaiset fysiologiset eroavaisuudet ovat isot (mm. liikkuminen unen aikana, syke- ja hengitysmuutokset), jotka myös oletettavasti ovat luoneet vaihtelua yksilöiden väliseen mittausdataan. Mittauksen aikaisen nukkumisympäristön ei voida olettaa vaikuttavan mittauksen tarkkuuteen, mutta mittareiden pitäminen kehossaan voi vaikuttaa nukkumisen mielekkyyteen. Etenkin mikäli mitattava ei ole tottunut käyttämään rintakehään, sekä ranteisiin kiinnitettäviä laitteita, voi tämä huonontaa unenlaatua ja aiheuttaa heräämisiä yöllä. Tässä tutkimuksessa ei otettu huomioon yöllisiä heräämisiä ja tämä voi olla osasyynä mittaustarkkuuden vaihteluun.

Optinen pulssivälivaihtelun mittaus johdetaan monimutkaisesta valon ja kudoksen interaktiosta. Optinen mittaus on tästä syystä erittäin herkkä mittauksen aikaiselle häiriölle, kuten liikehäiriölle (Lemay ym. 2014). Optisen pulssimittauksen kannalta ranne saattaa olla potentiaalinen kohta mitata pulssivälejä, sillä tässä osassa elimistöä ei ole luontaisesti paljon ihonalaista rasvaa. Toisaalta ranteesta mittaava laite on altis suurellekin liikehäiriölle. Tämän tutkimuksen data kerättiin itseraportoidusta ja täten myös kontrolloimattomasta unijaksosta. Tutkittavien osalta on siis mahdotonta sanoa, kuinka isolle liikehäiriölle mittari on altistunut mittauksen aikana. Liikehäiriöllä saattaa olla erittäin huomattava merkitys tuloksiin, jotka on myös otettava huomioon tuloksien vertailtavuudessa. Esimerkiksi Tobaldini kollegoineen (2013) toteavat tutkimusartikkelissaan, että jalan liikkeet sekä heräämiset voivat vaikuttaa keinotekoisesti sykevälivaihtelun muutoksiin ja näin myös unenaikaisten pulssivälivaihtelumittauksien luotettavuuteen.

Kerätyn pulssisignaalin laatu on erittäin oleellista signaalin jatkokäsittelyä ajatellen. Täten, pulssitiedon keräämisestä ja jatkojalostamisesta on myös mahdollista löytää virhelähteitä. Esimerkiksi nykytekniikka ei vielä mahdollista pulssi- sekä sykevälivaihteluiden automaattista (ja näin standardoitua) käsittelyä vaan tutkija joutuu itse analysoimaan riittävän mittaustarkkuuden. Lisäksi pulssimittarin data siirrettiin reaaliaikaisesti Bluetooth-yhteydellä puhelimeen. Mikäli esimerkiksi puhelin unohtuu liian kauas mitattavasta tutkittavasta voi tämä aiheuttaa epähalutun data-aukon mittaustarkkuuteen. Tässä tutkimuksessa poistettiin kaksi tutkittavaa tarkastelusta, liiallisen signaalihäiriön takia.

Tutkimuksen vahvuutena voidaan pitää optisen mittarin luonnollista käyttöympäristöä. Useimmat tutkimukset raportoivat mittareiden mittaustarkkuutta valvotuissa olosuhteissa, jotka eivät välttämättä anna todellista kuvaa mittarin tarkkuudesta arkikäytössä. Tutkimustulosten voidaan siis olettaa antavan realistinen kuva tutkittavan teknologian hyödyntämisestä valvomattoman mittauksen aikana. Tutkimuksen ehdottomana vahvuutena voidaan myös pitää tutkittavien laajaa taustaa, joka edusti sekä keski-ikäisiä että nuoria aikuisia, jotka olivat antropometrisilta tiedoiltaan hyvin vaihtelevia. Tämä minimoi tutkimuksissa usein ilmenevää otantatarhaa, jossa tietynkaltaiset tutkittavat ovat yliedustettuina. Merkittävästi lihavat henkilöt (BMI > 30) ei kuitenkaan olleet edustettuna tässä tutkimuksessa.

Kuten aikaisemmin todettiin, tässä tutkimuksessa käytettävää mittaria ei ole aikaisemmin validoitu vertaisarvotuksessa artikkelissa. Voidaan siis todeta, että tutkimuksella on uutuusarvoa, sillä vastaavanlaisia tuloksia tällä optisella mittarilla ei ole julkaistu ja täten tämä tutkimus antaa vertailukohteen mahdollisille tuleville tutkimuksille.

8.2 Tutkimuksen eettiset näkökulmat

Tässä tutkimuksessa noudatettiin tutkimuseettisen neuvottelukunnan asettamia eettisiä ohjeistuksia ihmistieteiden tutkimukselle. Tutkimuseettisiin periaatteisiin kuuluu olla vahingoittamatta ketään, arvostettava tutkittavien itsemääräämisoikeutta ja yksityisyydensuojaa. Vanhinko voi olla luonteeltaan fyysistä, psyykkistä, sosiaalista tai taloudellista.

Yksilötasoiset tiedot tallennettiin Jyväskylän yliopiston tietoturvaliselle alustalle ja tämän jälkeen pseudonymoitiin eurooppalaisen GDPR asetuksen mukaisesti. Tarraelektrodeista saattoi aiheutua tutkittaville ihoärsytystä ja niiden irrottaminen iholta saattoi tuntua epämukavalta. Lisäksi tutkittavien peseytyminen mittausjakson aikana oli rajoitettua, sillä heidän päälleen puettuja mittalaitteita ei saanut kastella. Mittauksenaikainen nukkuminen saattoi myös häiriintyä tutkimuksessa, mikäli tutkittava ei ollut tottunut pitämään vastaavanlaisia mittareita yllään. Kaiken kaikkiaan voidaan todeta, että tutkimuksesta oli vain kohtalaista tai pientä haittaa tutkittaville ja sen ei voitu olettaa olevan vaarallinen. Tutkittavalle ei voitu olettaa tutkimuksesta olevan pieniä fyysisiä haittoja enempää vahinkoja.

8.3 Tulevaisuuden käyttökohteet

Uni on yksi perustavanlaatuisimmista fysiologisista tapahtumista ihmisen elämän aikana. Olemme keskimäärin noin kolmanneksen elämästämme unessa. (Barone & Krieger 2015; Schmidt 2014.) Yleisen tietoisuuden lisääntyminen unen ja palautumisen yhteydestä, sekä sykevälivaihteluista on lisännyt kuluttajien mielenkiintoa oman unenaikaisen sykevälivaihtelun analysointiin. Kiinnostuksen myötä useita optiseen teknologiaan pohjautuvia unenlaadun ja aktiivisuuden mittareita onkin tullut markkinoille. On kuitenkin tärkeää, että kuluttajakäyttöön tuotuja mittareita validoidaan ja arvioidaan myös tieteellisesti, jolloin niiden todellisesta suorituskyvystä voidaan antaa puolueetonta tietoa. Tämä pro gradu -tutkielma loi uutta tietoa unenaikaisen pulssimittauksen tarkkuudesta. Vaikka tulokset eivät kaikkien sykevälivaihteluparametrien osalta olekaan täysin yhtenevät ja kliinisesti validi tulos vaatisi huomattavasti lisää tarkkuutta, tulokset viittaavat kuitenkin siihen, että optinen sensoriteknologia mittaa sykevälivaihteluita nykypäivänä tarkasti. Tämän tutkielman perusteella MAX-HEALTH-BAND optista pulssimittaria voidaan käyttää luotettavasti sykkeen ja intervallipituuksien tarkasteluun levossa. Sykevälivaihteluiden pitkäaikainen analysointi voi kertoa tärkeää tietoa testattavan terveydentilan kehittymisestä. Monimutkaisempia autonomisen hermoston tasapainoa kuvaavia parametreja, kuten taajuustasoanalyysseja on kuitenkin tämän tutkielman perusteella edelleen tulkittava varauksella. Tulokset ovat lupaava ennuste optisen sensoriteknologian käytettävyyteen lähitulevaisuudessa ja edelleen kannustaa kehittämään pulssimittareita ja näihin liittyviä laskenta-algoritmeja.

9 LÄHTEET

- Alian AA & Shelley KH. 2014. Photoplethysmography. *Best Pract. Res. Clin. Anaesthesiol.* 28: 395–406.
- Allen, J. 2007. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 28(3), pp. R1-R39. doi:10.1088/0967-3334/28/3/R01
- Almeida-Santos MA, Barreto-Filho JA, Oliveira JL, Reis FP, da Cunha Oliveira CC, Sousa AC. 2016. Aging, heart rate variability and patterns of autonomic regulation of the heart. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, 63, p. 1. doi:10.1016/j.archger.2015.11.011
- Baker, W. B., Parthasarathy, A. B., Busch, D. R., Mesquita, R. C., Greenberg, J. H. & Yodh, A. G. 2014. Modified Beer-Lambert law for blood flow. *Biomedical optics express*, 5(11), p. 4053. doi:10.1364/BOE.5.004053
- Barone, D. A. & Krieger, A. C. 2015. The Function of Sleep. *AIMS Neuroscience*, 2(2), pp. 71-90. doi:10.3934/Neuroscience.2015.2.71
- Bent, B., Goldstein, B. A., Kibbe, W. A. & Dunn, J. P. 2020. Investigating sources of inaccuracy in wearable optical heart rate sensors. *npj Digital Medicine*, 3(1), pp. 1-9. doi:10.1038/s41746-020-0226-6
- Berntson, G. G., Cacioppo, J. T. & Quigley, K. S. 1993. Respiratory sinus arrhythmia: Autonomic origins, physiological mechanisms, and psychophysiological implications. *Psychophysiology*, 30(2), pp. 183-196. doi:10.1111/j.1469-8986.1993.tb01731.x
- Bertsch, K., Hagemann, D., Naumann, E., Schächinger, H. & Schulz, A. 2012. Stability of heart rate variability indices reflecting parasympathetic activity. *Psychophysiology*, 49(5), pp. 672-682. doi:10.1111/j.1469-8986.2011.01341.x
- Biondi, A., Palmieri, A., Lombardi, A. & Fazio, A. 2002. "Effects of Thyroid Hormone On Cardiac Function: The Relative Importance of Heart Rate, Loading Conditions, and Myocardial Contractility in the Regulation of Cardiac Performance in Human Hyperthyroidism." *The Journal of Clinical Endocrinology & Metabolism* 87.3: 968-974.
- Bonnet, M. H., ja D. L. Arand. 1998. "Heart Rate Variability in Insomniacs and Matched Normal Sleepers." *Psychosomatic Medicine* 60.5: 610-615.
- Buchheit, M. & Gindre, C. 2006. Cardiac parasympathetic regulation: Respective associations

- with cardiorespiratory fitness and training load. *American Journal of Physiology*, 291(1), p. 122. doi:10.1152/ajpheart.00008.2006
- Brennan M, Palaniswami M & Kamen P. 2002. Poincaré plot interpretation using a physiological model of HRV based on a network of oscillators. *Am J Physiol Heart Circ Physiol*. 2002;283(5):H1873-H1886. doi:10.1152/ajpheart.00405.2000
- Davies, P., ja I. Maconochie. 2009. "The Relationship between Body Temperature, Heart Rate and Respiratory Rate in Children." *Emergency Medicine Journal* 26.9: 641.
- ChuDuc H, NguyenPhan K & NguyenViet D. 2013. A Review of Heart Rate Variability and its Applications. *APCBEE Procedia*, 7(C), pp. 80-85. doi:10.1016/j.apcbee.2013.08.016
- Cicccone AB, Siedlik JA, Wecht JM, Deckert JA, Nguyen ND & Weir JP. 2017. Reminder: RMSSD and SD1 are identical heart rate variability metrics. *Muscle and Nerve*
- Egizio VB, Eddy M, Robinson M & Jennings JR. 2011. Efficient and cost-effective estimation of the influence of respiratory variables on respiratory sinus arrhythmia. *Psychophysiology*, 48(4), p. 488. doi:10.1111/j.1469-8986.2010.01086
- Fatissou J, Oswald V & Lalonde F. 2016. Influence diagram of physiological and environmental factors affecting heart rate variability: An extended literature overview. *Heart international*, 11(1), 0. doi:10.5301/heartint.5000232
- Garde, A., Laursen, B., Jørgensen, A. et al. 2002. Effects of mental and physical demands on heart rate variability during computer work. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4-5), pp. 456-461. doi:10.1007/s00421-002-0656-7
- Georgiou, K., Larentzakis, A., Khamis, N., Alsuhaibani, G., Alaska, Y. & Giallafos, E. 2018. Can Wearable Devices Accurately Measure Heart Rate Variability? A Systematic Review. *Folia Medica*, 60(1), pp. 7-20. doi:10.2478/folmed-2018-0012
- Gevirtz, R. 2013. The promise of heart rate variability biofeedback: evidence-based applications. *Biofeedback* 41, 110–120. doi: 10.5298/1081-5937-41.3.01
- Gordan R., Gwathmey J.K., Xie L.-H. 2015. Autonomic and endocrine control of cardiovascular function. *World Journal of Cardiology*. 04, pp. 204-214.
- Guzik P, Piskorski J, Krauze T, Schneider R, Wesseling KH, Wykrętowicz A & Wysocki H. 2007. Correlations between the Poincaré plot and conventional heart rate variability parameters assessed during paced breathing. *The journal of physiological sciences : JPS*, 57(1), p. 63. doi:10.2170/physiolsci.RP005506
- HBand .2018. MAX-HEALTH-BAND, Maxim Integrated Products, user guide, UG6712; Rev

- Hemon MC & Phillips JP. 2016. Comparison of foot finding methods for deriving instantaneous pulse rates from photoplethysmographic signals. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 30(2), pp. 157-168. doi:10.1007/s10877-015-9695-6
- Hertzman AB & Spealman CR. 1937. Observations on the finger volume pulse recorded photoelectrically. *American Journal of Physiology*. 119, pp. 334-335.
- Holter NJ. 1961. New method for heart studies. *Science*, 134(3486), pp. 1214-1220. doi:10.1126/science.134.3486.1214
- Hu, S., Alzahrani, A., Alharbi, S. & Blanos, P. 2017. A Multi-Wavelength Opto-Electronic Patch Sensor to Effectively Detect Physiological Changes against Human Skin Types. *Biosensors*, 7(2), p. 22. doi:10.3390/bios7020022
- Hwang, S., Seo, J.O., Jebelli, H. & Lee, S.H. 2016. Feasibility analysis of heart rate monitoring of construction workers using a photoplethysmography (PPG) sensor embedded in a wristband-type activity tracker. *Automation in Construction*, Vol. 71, pp. 372-381.
- Jeyhani V, Mahdiani S, Peltokangas M & Vehkaoja A. 2015. Comparison of HRV parameters derived from photoplethysmography and electrocardiography signals. *Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, EMBS*
- Jo, E., Lewis, K., Directo, D., Kim, M. J. & Dolezal, B. A. 2016. Validation of Biofeedback Wearables for Photoplethysmographic Heart Rate Tracking. *Journal of sports science & medicine*, 15(3), p. 540.
- Karmakar, C., Khandoker, A., Gubbi, J. & Palaniswami, M. 2009. Complex Correlation Measure: A novel descriptor for Poincare plot. *Biomedical Engineering Online*, 8(1), . doi:10.1186/1475-925X-8-17
- Koenig, J. & Thayer, J. F. 2016. Sex differences in healthy human heart rate variability: A meta-analysis. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 64, p. 288. doi:10.1016/j.neubiorev.2016.03.007
- Lehrer, P. M. & Egevirtz, R. 2014. Heart rate variability biofeedback: How and why does it work? *Frontiers in Psychology*, 5, . doi:10.3389/fpsyg.2014.00756
- Lemay M, Bertschi M, Sola J, Renevey P, Parak J & Korhonen I. 2014. Application of Optical Heart Rate Monitoring Elsevier Inc. <http://dx.doi.org/10.1016/B978-0-12-418662->

0.00023-4

- Lister T, Wright PA & Chappell PH. 2012. Optical properties of human skin. *J. Biomed. Opt.*
- Mahdiani, S., Jeyhani, V., Peltokangas, M. & Vehkaoja, A. 2015. Is 50 Hz high enough ECG sampling frequency for accurate HRV analysis? Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. *IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2015*, p. 5948. doi:10.1109/EMBC.2015.7319746
- Martin Bland, J. & Altman, D. (1986). Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet*, 327(8476), pp. 307-310. doi:10.1016/S0140-6736(86)90837-8
- Mendelson, Y. & Ochs, B.D. 1988. Noninvasive pulse oximetry utilizing skin reflectance photoplethysmography, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 35(10), pp. 798-805.
- Nienstedt, W., Hänninen, O., Arstila, A. & Björkqvist, S. 2016. Ihmisen fysiologia ja anatomia (18-20. p. s. 193-196, 199-200). Helsinki: Sanoma Pro.
- Parak J. 2018 Evaluation of Wearable Optical Heart Rate Monitoring Sensors Tampere University of Technology. 1580. Saatavilla: <http://urn.fi/URN:ISBN:978-952-15-4246-6>
- Parak, J., & Korhonen, I. 2014. Evaluation of wearable consumer heart rate monitors based on photoplethysmography. 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society, Chicago. (pp. 3670–3673).
- Peng, R., Zhou, X., Lin, W. & Zhang, Y. 2015. Extraction of heart rate variability from smartphone photoplethysmograms. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2015, . doi:10.1155/2015/516826
- Pichot, Vincent & Bourin, Emmanuelle & Roche, Frédéric & Garet, Martin & Gaspoz, Jean-Michel & Duverney, David & Antoniadis, Anestis & Lacour, Jean-René & Barthélémy, Jean-Claude. 2002. Quantification of cumulated physical fatigue at the workplace. *Pflügers Archiv : European journal of physiology*. 445. 267-72. 10.1007/s00424-002-0917-7.
- Pinna, G. D. 1994. The accuracy of power-spectrum analysis of heart-rate variability from annotated rr lists generated by holter systems. *Physiological Measurement*, 15(2), pp. 163-179. doi:10.1088/0967-3334/15/2/006
- Pumprla J, Howorka K, Groves D, Chester M & Nolan J. 2002. Functional assessment of heart

- rate variability: Physiological basis and practical applications. *International Journal of Cardiology*, 84(1), pp. 1-14. doi:10.1016/S0167-5273(02)00057-8
- Rostrup, M., et al. 1998. Arterial and Venous Plasma Catecholamines During Submaximal Steady-state Exercise." *Clinical Physiology* 18.2 : 109-115.
- Sartor, F., Gelissen, J., Roovers, D., Papini, G. & Coppola, G. 2018. Wrist-worn optical and chest strap heart rate comparison in a heterogeneous sample of healthy individuals and in coronary artery disease patients. *BMC Sports Science, Medicine & Rehabilitation*, 10(1), . doi:10.1186/s13102-018-0098-0
- Schmidt, M. H. 2014. The energy allocation function of sleep: A unifying theory of sleep, torpor, and continuous wakefulness. *Neuroscience and biobehavioral reviews*, 47, p. 122. doi:10.1016/j.neubiorev.2014.08.001
- Schäfer A & Vagedes J. 2013. How accurate is pulse rate variability as an estimate of heart rate variability?: A review on studies comparing photoplethysmographic technology with an electrocardiogram. *International journal of cardiology*, 166(1), p. 15. doi:10.1016/j.ijcard.2012.03.119
- Semelka, M., Gera, J. & Usman, S. 2013. Sick sinus syndrome: A review.(Disease/Disorder overview). *American Family Physician*, 87(10), p. 691.
- Severi, S., Cavalcanti, S. 2000. "Electrolyte and pH dependence of heart rate during hemodialysis: a computer model analysis." *Artificial organs* April, Vol.24(4), pp.245-60
- Shaffer F, McCraty R & Zerr CL. 2014. A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in psychology*, 5, p. 1040. doi:10.3389/fpsyg.2014.01040
- Shaffer F & Ginsberg JP. 2017. An Overview of Heart Rate Variability Metrics and Norms. *Frontiers in Public Health*, 5, . doi:10.3389/fpubh.2017.00258
- Shen, J., ja P. Zipes. 2014. "Role of the Autonomic Nervous System in Modulating Cardiac Arrhythmias." *Circulation Research* 114.6: 1004-1021.
- Sillanpää, E., Cheng, S., Häkkinen, K., Finni, T., Walker, S., Pesola, A., Sipilä, S. 2014. Body composition in 18- to 88-year-old adults—comparison of multifrequency bioimpedance and dual-energy X-ray absorptiometry. *Obesity*, 22(1), pp. 101-109. doi:10.1002/oby.20583
- Singh S & Goyal A. 2007. The origin of echocardiography: a tribute to Inge Edler. *Texas Heart Institute journal*, 34(4), p. 431.

- Su L, Borov S & Zrenner B. 2013. 12-lead Holter electrocardiography: Review of the literature and clinical application update. *Herzschrittmachertherapie & Elektrophysiologie*, 24(2), p. 92. doi:10.1007/s00399-013-0268-4
- Tarvainen, M. P., Niskanen, J., Lipponen, J. A., Ranta-Aho, P. O. & Karjalainen, P. A. 2014. Kubios HRV – Heart rate variability analysis software. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 113(1), pp. 210-220. doi:10.1016/j.cmpb.2013.07.024
- Tarvainen, M. P., Niskanen, J., Lipponen, J. A., Ranta-Aho, P. O. & Karjalainen, P. A. 2020. Kubios HRV, Users guide. Version 3.4. June 26, 2020.
- Task Force 1996. The European Society of Cardiology and The North American Society of Pacing and Electrophysiology. Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation and clinical use. *Circulation* 93 (5), 1043-1065.
- Thompson W. 2019 The American College of Sports Medicine Worldwide survey of fitness trends for 2020. *Australasian Leisure Management*, 136, p. 40.
- Tobaldini, E., Nobili, L., Strada, S., Casali, K. R., Braghiroli, A. & Montano, N. 2013. Heart rate variability in normal and pathological sleep. *Frontiers in physiology*, 4, p. 294. doi:10.3389/fphys.2013.00294
- Tsuji, J., et al. 1994 "Reduced Heart Rate Variability and Mortality Risk in an Elderly Cohort: The Framingham Heart Study." *Circulation* 90.2: 878-883.
- Valentini, M. & Parati, G. 2009. Variables influencing heart rate. *Progress in Cardiovascular Diseases* 52 (1), 11-19.
- Wong, J., Lu, W., Wu, K., Liu, M., Chen, G. & Kuo, C. 2012. A comparative study of pulse rate variability and heart rate variability in healthy subjects. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, 26(2), pp. 107-114. doi:10.1007/s10877-012-9340-6
- Yan, G., Lankipalli, R. S., Burke, J. F., Musco, S. & Kowey, P. R. 2003. Ventricular repolarization components on the electrocardiogram: Cellular basis and clinical significance. *Journal of the American College of Cardiology*, 42(3), pp. 401-409. doi:10.1016/S0735-1097(03)00713-7
- Zhang Y, de Peuter OR, Kamphuisen PW & Karemaker JM. 2013. Search for HRV-parameters that detect a sympathetic shift in heart failure patients on β -blocker treatment. *Frontiers in physiology*, 4, . doi:10.3389/fphys.2013.00081
- Zhang, Y., Song, S., Vullings, R., Biswas, D., Simões-Capela, N., Van Helleputte, N., . . . Groenendaal, W. 2019. Motion Artifact Reduction for Wrist-Worn Photoplethysmograph

Sensors Based on Different Wavelengths. *Sensors* (Basel, Switzerland), 19(3), .
doi:10.3390/s19030673

Zhao D, Sun Y, Wan S & Wang F. 2017. SFST: A robust framework for heart rate monitoring from photoplethysmography signals during physical activities. *Biomed. Signal Process. Control* 33: 316–324 Available at: <http://dx.doi.org/10.1016/j.bspc.2016.12.005>

LIITE 1: TIEDOTE TUTKITTAVILLE

Tutkimuksen nimi ja rekisterinpitäjä

Uusien puettavien sykemittausantureiden suorituskyvyn ja käyttäjähäväksynnän arviointi fyysisen aktiivisuuden aikana sekä jatkuvassa päivittäisessä käytössä / liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto

Pyyntö osallistua tutkimukseen

Sinua pyydetään mukaan tutkimukseen, jossa tutkitaan erilaisten puettavien sykkeenmittausantureiden toimivuutta ja käyttömukavuutta. Sinua pyydetään tutkimukseen, koska olet 18–40-vuotias perusterve aikuinen. Tämä tiedote kuvaa tutkimusta ja siihen osallistumista. Liitteessä on kerrottu henkilötietojen käsittelystä.

Tutkimukseen osallistuminen edellyttää, ettei sinulla ole liikkumista haittaavaa vammaa tai sairautta, sydän- tai keuhkosairautta, akuuttia kuumesairautta tai muuta sairautta tai vammaa, joka voi vaarantaa turvallisuutesi tutkimuksen aikana. Ajoittainen astma- tai allergialääkitys ei ole este tutkimukseen osallistumiseen. Mikäli tutkimukseen osallistuminen terveyteen liittyvissä asioissa on epäselvää, teitä pyydetään ottamaan yhteyttä vastaavaan tukijaan etukäteen.

Mukaan pyydetään yhteensä 50 tutkittavaa.

Tutkimuksen kulku

Tutkimus toteutetaan yhteistyönä Firstbeat Technologies Oy:n ja Jyväskylän yliopiston Liikuntatieteellisen tiedekunnan kesken. Mittaukset toteutetaan Jyväskylän yliopistolla vuoden 2019 syyskuusta vuoden 2020 maaliskuuhun. Tutkimus saa rahoitusta Business Finlandilta (Hanke “E!11944 - Smartbeat - context aware intelligent wearable system for monitoring stress, fitness”, rahoituspäätös 7203/31/2017), joka on kansainvälinen yhteistyöhanke Firstbeat Technologiesin ja Swiss Center for Electronics and Microtechnology (CSEM) kanssa. Firstbeat Technologies Oy voi saada tutkimuksen tuloksista kaupallista hyötyä.

Tutkimuksen päätavoite on arvioida uusien ja testaamattomien puettavien sykkeenmittausantureiden toimivuutta laboratorioliikunnan ja päivittäisen elämän aikana. Lisäksi arvioidaan näiden laitteiden käyttömukavuutta ja käytettävyyttä. Toinen tavoite on kerätä puettavilla antureilla aineistoa, jota voidaan hyödyntää kehitettäessä aktiivisuudentunnistusalgoritmeja, jotka perustuvat puettavilla antureilla mitattuihin syke- ja liiketietoihin.

Näiden antureiden objektiivinen ja tieteellinen arviointi antaa tärkeää tietoa antureiden soveltuvuudesta ja luotettavuudesta sekä tutkimuskäytössä että yksilöiden liikunta-aktiivisuuden ja palautumisen arvioinnissa. Myös tutkittavien terveydentilaa varmistettaessa, voi tutkimuksen lääkäri (Kujala) tarvita mahdollisuuden käsitellä henkilötietoja, josta vastaava tutkija sopii tutkittavien kanssa tarpeen mukaan.

Tutkittavat tulevat täyttämään kyselylomakkeita, joilla kerätään tietoa heidän fyysisen aktiivisuutensa tasosta, heidän aiemmasta sykemittauskokemuksestaan sekä tutkimuksessa käytettävien laitteiden käyttökokemuksista. Lisäksi kyselylomakkeella kerätään tietoa erityisistä henkilötietoryhmistä eli tässä tutkimuksessa tutkittavien terveydentilasta, jotta voidaan varmistaa heidän turvallinen osallistumisensa tutkimukseen. Heiltä tullaan mittaamaan pituus ja paino ja kehon koostumus. Heihin tullaan kiinnittämään useita sykkeenmittauslaitteita, joista osa kiinnitetään ihoon tarraelektrodeilla. Tutkittavat suorittavat laboratoriossa valvotusti sarjan liikuntaa, lepoa ja arkiaskareiden simulointia sisältäviä tehtäviä. Laboratoriomittausten kesto on valmisteluineen noin 2 tuntia. Tämän jälkeen tutkittavat jatkavat päälleen puettujen mittalaitteiden käyttöä 20 tunnin ajan ja heitä pyydetään tänä aikana suorittamaan seuraavia tehtäviä:

- ulkona kävelyä tai juoksua vähintään 20 minuuttia
- nukkumista
- kotitöitä, kuten imurointia tai siivoamista vähintään 20 minuuttia
- istumista esimerkiksi tietokoneella työskennellen vähintään 20 minuuttia
- ulkona polkupyöräilyä (vapaaehtoinen)

Tämän laboratorion ulkopuolella tapahtuvan 20 tunnin mittauksen ajalta tutkittavia pyydetään täyttämään päiväkirja, johon he merkitsevät 15-minuutin tarkkuudella suorittamansa toimet. Mittalaitteiden kastumisen välttämiseksi, tutkittavien ei ole sallittua uida, kylpeä, käydä suihkussa tai saunassa 20 tunnin mittausjakson aikana. Seuraavana päivänä tutkittavat tulevat uudelleen laboratoriolle, jossa mittalaitteet irrotetaan ja he täyttävät vielä yhden kyselylomakkeen.

Osallistuminen tutkimukseen on täysin vapaaehtoista. Tutkittavilla on tutkimuksen aikana oikeus kieltäytyä tutkimuksesta ja keskeyttää tutkimukseen osallistuminen missä tahansa vaiheessa ilman, että siitä aiheutuu heille mitään seuraamuksia, mutta siihen asti kerättyjä tutkimusaineistoja voidaan hyödyntää tutkimuksessa. Tutkimuksen järjestelyt ja tulosten raportointi ovat luottamuksellisia. Tutkimuksesta saatavat tutkittavien henkilökohtaiset tiedot tulevat ainoastaan tutkittavan ja tutkijaryhmän käyttöön ja tulokset julkaistaan tutkimusraporteissa siten, ettei yksittäistä tutkittavaa voi tunnistaa. Tutkittavilla on oikeus saada lisätietoa tutkimuksesta tutkijaryhmän jäseniltä missä vaiheessa tahansa.

Tutkimuksessa käsitellään henkilötietoja (suostumuslomakkeissa) ja erityisiä henkilötietoryhmiä (terveystiedot taustatietojen kyselyssä). Aineisto pseudonymisoidaan niin, että henkilöön viitataan ainoastaan koodiavaimella, joka säilytetään Jyväskylän yliopiston tiloissa lukollisessa kaapissa ja hävitetään ja hävitetään kun aineisto on kerätty ja tallennettu

sekä mittausvälineet ovat palautuneet tutkijoille. Vasta koodiavaimen hävittämisen jälkeen kokonaan anonymisoitu data siirretään Firstbetille sekä yhteistyökumppaneille.

Tutkimuksesta mahdollisesti aiheutuvat haitat ja epämukavuudet

Tutkimukset ovat maksuttomia, mutta tutkimukseen osallistujille ei makseta matkakorvauksia. Tutkimukseen ei saa osallistua sairaana.

Tarraelektrodeista voi aiheutua tutkittaville ihoärsytystä ja niiden irrottaminen iholta voi tuntua epämukavalta. Lisäksi elektrodien kiinnityskohdista voidaan joutua poistamaan ihokarvoitusta. Tutkittavien peseytyminen on mittausjakson aikana rajoitettua, sillä heidän päälleen puettuja mittalaitteita ei saa kastella. Tutkittavilla laboratoriossa teetetyt sekä valvotun osuuden jälkeen suoritettavat liikunnalliset tehtävät voivat aiheuttaa esimerkiksi hikoilua ja hengästymistä, vaikka tutkittavilta ei edellytetä maksimaalisia suorituksia. Tutkimuksen aineistonkeruuseen osallistuvilla on asianmukainen ensiapukoulutus mahdollisten tapaturmien varalle.

Tutkimuksen kustannukset

Tutkimukseen osallistumisesta ei makseta palkkiota, mutta tutkimukseen osallistuneet saavat kaksi elokuvalippua palkkioksi mittauksiin osallistumisesta.

Tutkimustuloksista tiedottaminen ja tutkimustulokset

Tutkimustuloksia voidaan julkaista vertaisarvioituissa kansainvälisissä tieteellisissä julkaisuissa, kongresseissa tai seminaareissa, opinnäytetöissä ja mahdollisesti myös opetuksessa. Lisäksi tutkimuksessa kerättyä aineistoa hyödynnetään uusien sykevälivaihtelunprosessointialgoritmien sekä aktiivisuudentunnistusalgoritmien kehitystyössä Firstbeat Technologies Oy:llä ja CSEM:lla.

Tutkittavien vakuutusturva

Tutkittavan on hyvä olla tietoinen siitä, että Jyväskylän yliopiston henkilökunta ja toiminta on vakuutettu. Vakuutus sisältää potilasvakuutuksen, toiminnanvastuuvakuutuksen ja vapaaehtoisen tapaturmavakuutuksen. Tutkimuksissa tutkittavat (koehenkilöt) on vakuutettu tutkimuksen ajan ulkoisen syyn aiheuttamien tapaturmien, vahinkojen ja vammojen varalta. Tapaturmavakuutus on voimassa mittauksissa ja niihin välittömästi liittyvillä matkoilla. Tapaturman lisäksi korvataan vakuutetun erityisen ja yksittäisen voimannostuksen ja liikkeen välittömästi aiheuttama lihaksen tai jänteen venähdyssvamma, johon on annettu lääkärihoitoa 14 vuorokauden kuluessa vammautumisen. Korvausta maksetaan enintään kuuden viikon ajan venähdyssvaman syntymisestä. Voimannostuksen ja liikkeen aiheuttaman venähdyssvaman hoitokuluina ei korvata magneettitutkimusta eikä leikkaustoimenpiteitä.

Lisätietojen antajan yhteystiedot

Eero Haapala, FT, dosentti, Liikuntatieteellinen tiedekunta, PL 35, 40014 Jyväskylän yliopisto, 040-8054210, eero.a.haapala@jyu.fi

LIITE 2: SUOSTUMUS TIETEELLISEEN TUTKIMUKSEEN

Minua on pyydetty osallistumaan tutkimukseen ”Uusien puettavien sykemittausantureiden suorituskyvyn ja käyttäjähyväksynnän arviointi fyysisen aktiivisuuden aikana sekä jatkuvassa päivittäisessä käytössä”

Olen perehtynyt tutkimusta koskevaan tiedotteeseen ja saanut riittävästi tietoa tutkimuksesta sekä henkilötietojeni käsittelystä. Tutkimuksen sisältö on kerrottu minulle myös suullisesti ja olen saanut riittävän vastauksen kaikkiin tutkimusta koskeviin kysymyksiini. Selvitykset antoi Eero Haapala. Minulla on ollut riittävästi aikaa harkita tutkimukseen osallistumista.

Ymmärrän, että tähän tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista. Minulla on oikeus, milloin tahansa tutkimuksen aikana ja syytä ilmoittamatta keskeyttää tutkimukseen osallistuminen. Tutkimuksen keskeyttämisestä ei aiheudu minulle kielteisiä seuraamuksia.

Voin myös, milloin tahansa peruuttaa suostumukseni tutkimukseen ja suostumuksen peruuttamisesta ei aiheudu minulle kielteisiä seuraamuksia.

En osallistu mittauksiin flunssaisena, kuumeisena, toipilaana tai muuten huonovointisena.

Allekirjoittamalla suostumuslomakkeen hyväksyn tietojeni käytön tiedotteessa kuvattuun tutkimukseen sekä mittausaineiston tallentamisen tunnisteellisena (huom. henkilötiedot ja aineiston yhdistävä koodiavain tuhoetaan, kun mittauslaitteet on palautettu ja aineisto on tallennettu tutkimusnumeroa käyttäen).

Allekirjoituksellani vahvistan, että osallistun tutkimukseen ja suostun vapaaehtoisesti tutkittavaksi sekä annan luvan edellä kerrottuihin asioihin.

LIITE 3: TERVEYSKYSELY

Tutkittavan ID: _____

Paino: _____ kg Pituus: _____ cm

Tutkimusten turvallisuuden kartoittamiseksi pyydämme sinua täyttämään oheisen kyselyn.

1. Oireet viimeisen 6 kk aikana: Oletko tuntenut...	Kyllä	Ei	En osaa sanoa
1. rintakipuja?			
2. rasitukseen liittyvää hengenahdistusta?			
3. huimausoireita tai tajuttomuuskohtauksia?			
4. rytmihäiriötuntemuksia?			
5. harjoittelua estäviä kipuja liikuntaelimissä? Missä?			
6. ylikuormitus- tai stressioireita?			

2. Todetut sairaudet: Onko sinulla tai onko sinulla ollut jokin/joitakin seuraavista? (ympyröi)

01 sepelvaltimotauti	02 sydäninfarkti	03 kohonnut verenpaine	04 sydänlappävika
05 aivohalvaus	06 aivoverenkierron häiriö	07 sydämen rytmihäiriö	08 sydämentahdistin
09 sydänlihassairaus	10 syvä laskimotukos	11 muu verisuonisairaus	12 krooninen bronkiitti
13 keuhkolaajentuma	14 astma	15 muu keuhkosairaus	16 allergia
17 kilpirauhasen toimintahäiriö	18 diabetes	19 anemia	20 korkea veren kolesteroli
21 nivelreuma	22 nivelrikko, -kuluma	23 krooninen selkäsairaus	24 mahahaava
25 pallea-, nivus- tai napatyrä	26 ruokatorven tulehdus	27 kasvain tai syöpä	28 leikkaus äskettäin
29 mielenterveyden ongelma	30 tapaturma äskettäin	31 matala veren K tai Mg	32 kohonnut silmänpaine
33 näön tai kuulon heikkous	34 urheiluvamma äskettäin	35 epilepsia	36 Muu hermostosairaus

muita sairauksia tai oireita,
mitä: _____

3. Onko Sinulla todettu synnynnäinen sydänvika? 1 Ei 2 Kyllä,

mikä: _____

4. Onko lähisuvussasi todettu perinnöllisiä sydänsairauksia tai sydänperäisiä äkkikuolemia?

1 Ei 2 Kyllä

5. Tupakoitko 1 En 2 Kyllä

Lääkitys:

6. Käytätkö jotain lääkitystä tai lääkeainetta säännöllisesti tai usein?

1 En

2 Kyllä, mitä: _____

7. Käytätkö hormonaalista ehkäisyä (esim. minipillerit, e-pillerit, hormonikierukka) tai muita hormonivalmisteita?

1 En

2 Kyllä, mitä (vastaa vielä alle eriteltyihin kysymyksiin):

a. minipillerit, valmisteiden nimi _____

b. e-pillerit, valmisteiden nimi _____

c. hormonikierukka, minä vuonna asennettu? _____

d. muu hormonaalinen ehkäisyvalmiste, _____

e. muu hormonaalinen valmiste, _____

11. Onko sinulla ollut kuumetta, flunssaista oloa tai muuten poikkeavaa väsymystä viimeisen viikon aikana:

1 Ei 2 Kyllä