

**POLAR VANTAGE V2 -RANNELAITTEELLA MITATUN PULSSIN JA  
PULSSIVÄLIVAIHTELUN VALIDITEETTI LEVOSSA SEKÄ YÖN AIKAISTEN  
PULSSIMITTAUSTEN TOISTETTAVUUS KESTÄVYYSHARJOITTELUSSA**

Elisa Korhonen

Liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma  
Liikuntatieteellinen tiedekunta  
Jyväskylän yliopisto  
Syksy 2023

## TIIVISTELMÄ

Korhonen, E. 2023. Polar Vantage V2 -rannelaitteella mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteetti levossa sekä yön aikaisten pulssimittausten toistettavuus kestävyysharjoittelussa. Liikuntatieteellinen tiedekunta, Jyväskylän yliopisto, liikuntafysiologian pro gradu -tutkielma, 51 s.

Leposykkeen ja -sykevälivaihtelun mittauksia hyödynnetään urheilussa harjoitusvalmiuden ja palautumisen seurantaan. Fotopletysmografiamenetelmään (PPG) perustuvilla puettavilla laitteilla sydämen lyöntitaajuutta voidaan mitata helposti päivittäin. PPG-menetelmä mittaa veren tilavuuden muutoksia, eli pulssiaaltoja, perifeerisissä verisuonissa, joista voidaan määrittää pulssi ja pulssivälivaihtelu. Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli tarkastella PPG-menetelmään perustuvalla Polar Vantage V2 -rannelaitteella mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteettia levossa. Lisäksi tarkoituksena oli tutkia pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuutta kahden yön välillä, joita oli edeltänyt identtinen kestävyysharjoitus.

Tutkimukseen osallistui yhteensä 40 kokenutta harrastetason kestävyysjuoksijaa (naiset  $n = 20$ , miehet  $n = 20$ ). Polar Vantage V2 -rannelaitteen (PPG) validiteettia tarkasteltiin suhteessa Polar H10 -sykesensoriin (HRS). Mittaukset suoritettiin levossa: 1) laboratorio-olosuhteissa, hereillä, makuuasennossa (5 min,  $n = 39$ ) sekä 2) kotiooloissa, yön aikana nukkuessa (4 h,  $n = 29$ ). Mittauksista analysoitiin pulssi (PPG) tai syke (HRS) sekä pulssi-/sykevälivaihtelun aikakenttämuuttuja LnRMSSD. Yön aikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuutta tutkittiin erikseen kahden eri harjoitusjakson aikana: 1) matalaintensiteettisen (LIT,  $n = 40$ ) ja 2) korkeaintensiteettisen kestävyysharjoitusjakson (HIIT,  $n = 37$ ) aikana. Toistettavuutta tutkittiin kahden yön välillä, joita edelsi identtinen LIT- tai HIIT-kestävyysharjoitus.

Laboratoriotallennuksissa PPG- ja HRS-menetelmillä mitatun pulssin ja sykkeen välillä ei havaittu eroja, mutta yön aikaisissa tallennuksissa PPG aliarvioi sydämen lyöntitaajuutta hieman (bias  $-0,7 \pm 0,6$ ;  $p < 0,001$ ). PPG-menetelmän havaittiin myös yliarvioivan LnRMSSD-arvoa sekä 5 min tallennuksissa (bias  $0,19 \pm 0,21$ ;  $p < 0,001$ ) että 4 h tallennuksissa (bias  $0,17 \pm 0,20$ ;  $p < 0,001$ ). PPG- ja HRS-menetelmien välillä havaittiin kuitenkin korkea yhdenmukaisuus absoluuttisen prosentuaalisen keskivirheen ollessa hyväksyttävällä tasolla (MAPE  $< 6\%$ ) ja korrelaation ollessa lähes täydellinen ( $r > 0,9$ ;  $p < 0,001$ ) kaikkien tallennusten osalta. Yön aikaisen pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten havaittiin myös olevan erittäin toistettavia molempien harjoitusjaksojen aikana variaatiokertoimen ollessa pieni (CV  $< 8\%$ ) ja sisäkorrelaation ollessa korkea (ICC  $> 0,8$ ).

Tulosten perusteella PPG-menetelmään perustuvalla Polar Vantage V2 -rannelaitteella voidaan mitata pulssia ja pulssivälivaihtelua riittävän tarkasti levossa. PPG-menetelmän validiteettia on tutkittu erityisesti laboratorio-olosuhteissa, mutta tässä opinnäytetyössä validiteettia tarkasteltiin myös luonnollisessa elinympäristössä, johon kaupallisten PPG-menetelmään perustuvien laitteiden käyttötarkoitukset kohdistuvat. Lisäksi tämän opinnäytetyön tulosten perusteella yön aikaisia pulssi- ja pulssivälivaihtelumittauksia voidaan pitää toistettavina silloin, kun öitä edeltävät harjoitukset on suoritettu samalla intensiteetillä ja volyyymillä. Yön aikaisten pulssimittausten voidaan siis ajatella olevan sopiva menetelmä autonomisen hermoston aktiivisuuden seurantaan urheilussa, mutta toistettavuuden osalta lisää tutkimusta kuitenkin tarvitaan.

Asiasanat: Fotopletysmografia, pulssi, pulssivälivaihtelu, validiteetti, toistettavuus, kestävyysharjoittelu

## ABSTRACT

Korhonen, E. 2023. Validity of pulse and pulse rate variability measured with Polar Vantage V2 at rest and reliability of nocturnal pulse rate measurements in endurance training. Faculty of Sport and Health Sciences, University of Jyväskylä, Master's Thesis in Exercise Physiology, 51 pp.

Resting state measurements of heart rate and heart rate variability are used to monitor training status and recovery in sports. Pulse rate can be easily measured with photoplethysmography (PPG) based wearable devices on daily basis. PPG measures blood volume changes, in other words pulse waves, in peripheral microvasculature, from which pulse and pulse rate variability can be determined. The purpose of this thesis was to validate PPG based wrist-worn Polar Vantage V2 to measure pulse and pulse rate variability at rest. In addition, the aim was to investigate reliability of nocturnal pulse and pulse rate variability measurements between two nights preceded by identical endurance training sessions.

Total of 40 recreational endurance runners participated in this study (women  $n = 20$ , men  $n = 20$ ). Validity of Polar Vantage V2 (PPG) was evaluated in relation to Polar H10 heart rate sensor (HRS). Measurements were conducted at rest: 1) in laboratory conditions, awake, at supine position (5 min,  $n = 39$ ) and 2) at home, during sleep (4 h,  $n = 29$ ). Pulse (PPG) or heart rate (HRS) and time domain parameter LnRMSSD were analysed from both conditions. Reliability of nocturnal pulse and pulse rate variability were evaluated in two different training periods: 1) low intensity training (LIT,  $n = 40$ ) and 2) high intensity training (HIIT,  $n = 37$ ). Reliability was assessed between two nights preceded by identical LIT- or HIIT-training sessions.

There were no differences between PPG- and HRS-derived pulse and heart rate in laboratory recordings, but PPG slightly underestimated pulse in nocturnal recordings (bias  $-0,7 \pm 0,6$ ;  $p < 0,001$ ). Additionally, PPG overestimated LnRMSSD in 5 min (bias  $0,19 \pm 0,21$ ;  $p < 0,001$ ) and in 4 h recordings (bias  $0,17 \pm 0,20$ ;  $p < 0,001$ ). However, high agreement between PPG and HRS was observed with acceptable mean absolute percentage error (MAPE  $< 6\%$ ) and nearly perfect correlation ( $r > 0,9$ ;  $p < 0,001$ ) during all recordings. Nocturnal pulse and pulse rate variability measurements demonstrated high reliability during both training periods, according to small coefficient of variation (CV  $< 8\%$ ) and very high intraclass correlation of coefficient (ICC  $> 0,8$ ).

Results indicated that PPG based Polar Vantage V2 can be used to measure pulse and pulse rate variability with acceptable accuracy at rest. Validity of PPG has been studied particularly in laboratory conditions. However, in this thesis, validity was also examined in free-living conditions, which aligns with the intended use of commercial PPG-base devices. Moreover, the results indicated that nocturnal pulse and pulse rate variability measurements can be considered reliable when preceding training sessions are executed with similar intensity and volume. Therefore, nocturnal pulse rate measurements can be suitable method for monitoring autonomic nervous system activity in sports, although further research is needed regarding reliability.

Key words: Photoplethysmography, pulse, pulse rate variability, validity, reliability, endurance training

## KÄYTETYT LYHENTEET

AC	alternating current, vaihtovirtakomponentti
ANS	autonomic nervous system, autonominen hermosto
AV-solmuke	atrioventricular node, eteis-kammiosolmuke
bpm	beats per minute, lyöntiä minuutissa
DC	direct current, tasavirtakomponentti
EKG	elektrokardiogrammi, sydänsähkökäyrä
HIIT	high intensity interval training, korkeaintensiteettinen intervalliharjoittelu
HR	heart rate, syke
HRS	heart rate sensor, sykevyö
HRV	heart rate variability, sykevälivaihtelu
LIT	low intensity training, matalaintensiteettinen harjoittelu
PPG	photoplethysmography, fotopletysmografia
PR	pulse rate, pulssi
PRV	pulse rate variability, pulssivälivaihtelu
PTT	pulse transit time, pulssin läpikulkuaika
RMSSD	root mean square of differences between R-R-intervals, peräkkäisten RR-intervallien ajan vaihteluiden neliöjuuri
SA-solmuke	sinoatrial node, sinussolmuke

# SISÄLLYS

## TIIVISTELMÄ

## ABSTRACT

1	JOHDANTO.....	1
2	SYDÄN- JA VERENKIERTOELIMISTÖN TOIMINTA .....	2
2.1	Sydän- ja verenkiertoelimistö rakenne ja toiminta .....	2
2.2	Sydämen toiminnan säätely .....	3
2.2.1	Autonominen hermosto .....	4
2.2.2	Sykevälivaihtelu .....	5
3	SYDÄMEN LYÖNTITAAJUUDEN MITTAUSMENETELMÄT .....	7
3.1	Elektrokardiografia – syke ja sykevälivaihtelu .....	7
3.2	Fotopletysmografia – pulssi ja pulssivälivaihtelu .....	9
3.2.1	Fotopletysmografian toimintaperiaate.....	9
3.2.2	Fotopletysmografian teknologia.....	10
3.2.3	Fotopletysmografian tulkinta.....	11
4	PULSSI- JA PULSSIVÄLIVAIHTELUMITTAUSTEN VALIDITEETTI.....	13
4.1	Elektrokardiografian ja fotopletysmografian vertailu .....	13
4.2	Pulssimittausten validiteetti.....	14
4.3	Pulssivälivaihtelumittausten validiteetti .....	16
5	YÖN AIKAiset SYKEMITTAUKSET KESTÄVYYSHARJOITTELUSSA.....	18
5.1	Kestävyysharjoittelun periaatteet .....	18
5.2	Yön aikainen syke ja sykevälivaihtelu kestävyysharjoittelussa .....	20
5.2.1	Yön aikaisten sykemittausten toistettavuus.....	21
5.2.2	Yön aikaisten sykevälivaihtelumittausten toistettavuus .....	22
6	TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEEsit .....	23
7	TUTKIMUSMENETELMÄT .....	25
7.1	Koehenkilöt .....	25

7.2	Tutkimusasetelma.....	25
7.3	Aineiston keruu ja mittaukset.....	26
7.4	HRV- ja PRV-analyysit.....	29
7.5	Tilastolliset menetelmät.....	30
8	TULOKSET .....	31
8.1	Validiteetti .....	31
8.2	Toistettavuus.....	35
9	POHDINTA.....	36
9.1	Validiteetti .....	36
9.2	Toistettavuus.....	40
9.3	Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet.....	42
9.4	Johtopäätökset ja käytännön sovellukset.....	43
	LÄHTEET .....	45

# 1 JOHDANTO

Urheilussa ja liikunnassa leposykkeen ja -sykevälivaihtelun seuranta hyödynnetään väsymyksen, palautumisen ja harjoitusvalmiuden arviointiin (Buccheit ym. 2014). Ylikuormitusperiaatteen mukaan harjoitusten tulee olla riittävän kuormittavia muuttamaan elimistön homeostaasia eli tasapainoa hetkellisesti, mutta positiivisten harjoitusadaptaatioiden saavuttaminen edellyttää riittävää palautumista (Hynynen ym. 2010). Harjoituksen aiheuttamat muutokset elimistön homeostaasissa voidaan havaita autonomisen hermoston aktiivisuudessa, jota voidaan puolestaan arvioida mittaamalla sykettä ja sykevälivaihtelua (Buccheit ym. 2014). Levon aikainen syke ja sykevälivaihtelu voivat ilmentää edellisen päivän tai harjoitusjakson aikana kertyneen kuormituksen suuruutta (Nummela ym. 2016). Niiden päivittäisen seurannan avulla voitaisiin esimerkiksi ohjelmoida harjoittelua yksilöllisesti palautumisen perusteella, jonka onkin havaittu olevan optimaalinen keino kehittää kestävyys suorituskykyä (Nuutila ym. 2022a).

Syke- ja sykevälivaihtelumittausten ”golden standard” -menetelmänä pidetään elektrokardiografiaa (EKG), joka mittaa sydämen sähköistä aktiivisuutta ja sen supistumista (Gilgen-Ammann ym. 2019). EKG-menetelmä soveltuu kuitenkin heikosti kenttäolosuhteisiin, jos mittauksia halutaan suorittaa päivittäin (Holmes ym. 2020). Tämän vuoksi fotopletysmografiamenetelmään (PPG) perustuvien puettavien laitteiden, kuten rannelaitteiden, suosio on kasvanut (Hernando ym. 2018). PPG on optinen menetelmä, joka perustuu pulssiaaltojen havaitsemiseen perifeerisissä verisuonissa (Bellenger ym. 2021). PPG-menetelmää käytettäessä mitataan siis pulssia (PR) ja pulssivälivaihtelua (PRV), kun taas EKG-menetelmää käytettäessä mitataan sykettä (HR) ja sykevälivaihtelua (HRV) (Schäfer & Vagedes 2013). Autonominen hermosto on herkkä ympäristön ärsykeille, kuten fyysiselle ja henkiselle stressille (Grässler ym. 2021), joten sykkeessä ja sykevälivaihtelussa havaitaan päivittäistä vaihtelua (Mishica ym. 2022). Jotta sykettä ja sykevälivaihtelua voidaan pitää luotettavina biomarkkereina palautumisen ja harjoitusvalmiuden seurantaan, niiden toistettavuutta vakioiduissa olosuhteissa olisi tärkeää tutkia.

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on tutkia PPG-menetelmään perustuvalla Polar Vantage V2 -rannelaitteella mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteettia levossa. Jatkuva PPG-menetelmän kehittyminen ja puettavien laitteiden käytön yleistyminen kuluttajien keskuudessa luo tarvetta laitteiden validoinnille (Dobbs ym. 2019; Wallen ym. 2016). Lisäksi tavoitteena on tarkastella yön aikaisten pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten toistettavuutta kokeneilla harastetason kestävyysjuoksijoilla kahden eri harjoitusjakson aikana.

## 2 SYDÄN- JA VERENKIERTOELIMISTÖN TOIMINTA

Sydän- ja verenkiertoelimistö on suljettu järjestelmä sydämen ja verisuoniston välillä. Sydämen tehtävä on pumpata verta jatkuvasti verenkiertoon, jotta taataan kudosten aineenvaihdunnalliset tarpeet, eli hapen ja ravinteiden saanti sekä aineenvaihduntatuotteiden poisto. (Gordan ym. 2015; Kenney ym. 2015, 152) Sydänlihas tuottaa oman sähköisen signaalinsa eli supistumisrytmensä, mutta autonominen hermosto (ANS) osallistuu sydämen sykkeen ja supistumisvoimakkuuden säätelyyn (Kenney ym. 2015, 157). Sykevälivaihtelu (HRV) kuvaa peräkkäisten sydämen lyöntien välisen ajan vaihtelua (Shaffer ym. 2014), joten sen avulla voidaan tarkastella autonomisen hermoston aktiivisuutta (Sztajzel 2004).

### 2.1 Sydän- ja verenkiertoelimistö rakenne ja toiminta

Sydän koostuu neljästä ontelosta: oikeasta ja vasemmasta eteisestä sekä oikeasta ja vasemmasta kammioista (Gordan ym. 2015). Eteiset sijaitsevat sydämen yläosassa ja vastaanottavat elimistöstä palaavaa verta. Kammiot puolestaan sijaitsevat sydämen alaosassa ja pumpppaavat verta takaisin elimistöön. Veri kiertää sydämen ja verenkierron välillä niin, että elimistöstä palaa vähähappista verta laskimoiden kautta sydämen oikeaan eteiseen ja sieltä oikeaan kammioon. Oikeasta kammioista veri pumppataan keuhkoihin, joissa verestä poistetaan aineenvaihduntatuotteita ja tilalle siirtyy happea. (Shaffer ym. 2014) Hapekas veri kulkee keuhkolaskimoita pitkin vasemman eteisen kautta vasempaan kammioon (Shaffer ym. 2014), josta veri pumppataan valtimoiden kautta verenkiertoon (Gordan ym. 2015). Verenkierron mukana happea ja ravintoaineita vapautuu kudosten käyttöön, ja samalla siirretään aineenvaihduntatuotteita kudoksista vereen. Tämä vähähappinen veri palaa elimistöstä jälleen sydämen oikeaan eteiseen, josta uusi kierto alkaa. Sydämen supistumissykli koostuu diastolisesta ja systolisesta vaiheesta eli kammioiden rentoutumisesta ja supistumisesta. Diastolisessa vaiheessa vasen kammio rentoutuu ja täyttyy verellä, jolloin myös verenpaine on matalimmillaan. Diastolea seuraa systolinen vaihe, jolloin vasen kammio supistuu ja pumpppaa verta valtimoihin aiheuttaen verenpaineen hetkellisen huipun. (Shaffer ym. 2014)

Sydämen on pumpattava jatkuvasti, jotta verenkiertoa on mahdollista ylläpitää (Gordan ym. 2015). Sydänlihas kykeneekin tuottamaan spontaanin supistumisrytmensä ilman ulkoista stimulusta sydämen sisäisen johtoratajärjestelmän ja sen sisältämien autorytmisten sydänlihassolujen



ansioista (Gordan ym. 2015; Kenney ym. 2015, 156). Johtoratajärjestelmä synnyttää ja johtaa sähköisiä impulsseja eli aktiopotentiaaleja sydänlihaksessa, mikä johtaa sydämen supistumiseen (Moorman ym. 1998). Sydänlihassolut ovat tiiviisti yhteydessä toisiinsa, joten yhden lihassolun depolarisoituessa aktiopotentiaali leviää sydänlihaksen kaikkiin soluihin (Guyton & Hall 2011, 102). Ilman ulkoisia hermo- tai hormoniärsykyitä sydämen sisäinen syke olisi noin 100 lyöntiä minuutissa (bpm) (Kenney ym. 2015, 156).

Johtoratajärjestelmä koostuu kolmesta pääkomponentista, sinussolmukkeesta (SA-solmuke), eteiskammiosolmukkeesta (AV-solmuke) sekä His-Purkinje -järjestelmästä. Terveessä sydämessä aktiopotentiaali saa alkunsa oikeassa eteisessä sijaitsevasta SA-solmukkeesta, joka toimii siis sydämentahdistajana. (Dobrzynski ym. 2013) SA-solmukkeesta lähtevä sähköinen impulssi leviää eteisten kautta eteisväliseinän juurella sijaitsevaan AV-solmukkeeseen (Dobrzynski ym. 2013). Impulssin leviäminen eteisissä saa aikaan niiden supistumisen (Shaffer ym. 2014). AV-solmukkeessa impulssin kulku hidastuu, jotta eteiset supistuvat kokonaan ja varmistetaan kammioden täydellinen täyttyminen ennen niiden supistumista. AV-solmukkeesta impulssi kulkeutuu eteis-kammioväliseinän harjalla sijaitsevan Hisin kimpun kautta Purkinjen säikeisiin, jotka kattavat suuren osan kammion sydänlihaksesta ja muodostavat johtumisjärjestelmän pääteosan. His-Purkinje -järjestelmä johtaa aktiopotentiaalin nopeasti kammioden läpi, jolloin kammiolihas supistuu. (Dobrzynski ym. 2013) Sydämen sykli päättyy kammioden repolarisaatioon, jolloin kammiot rentoutuvat (Shaffer ym. 2014).

## **2.2 Sydämen toiminnan säätely**

Kaikki solut, kudokset ja elimet pyrkivät ylläpitämään tasapainotilaa eli homeostaasia, joka saavutetaan hermostollisten, hormonaalisten, ja mekaanisten järjestelmien jatkuvan dynaamisen vuorovaikutuksen avulla (Shaffer ym. 2014). Autonominen hermosto osallistuu suurelta osin homeostaasin ylläpitämiseen säätelämällä monien elintoimintojen, mukaan lukien sydän- ja verenkiertoelimistön aktiivisuutta (Gordan ym. 2015). Sydämen sykkeessä havaitaan siis vaihtelua, mikä mahdollistaa sydän- ja verenkiertoelimistön nopean sopeutumisen äkillisiin fyysisiin ja psyykkisiin haasteisiin (Shaffer & Ginsberg 2017).

### 2.2.1 Autonominen hermosto

Autonominen hermosto on ääreishermoston osa, joka koostuu sympaattisesta ja parasympaattisesta hermostosta, joilla on vastakkaiset vaikutukset sydämen toimintaan (Gordan ym. 2015). Sympaattinen hermosto kiihdyttää sykettä, kun taas parasympaattinen hermosto hidastaa sykettä. Terveessä organismissa sympaattisen ja parasympaattisen aktiivisuuden välillä vallitsee tasapaino, ja terveen henkilön syke edustaakin sen hetkistä sympaattisen ja parasympaattisen hermoston yhteisvaikutusta. (Shaffer ym. 2014) Sympaattinen aktiivisuus lisääntyy fyysisten ja henkisten vaatimusten kasvaessa (Grässler ym. 2021). Se valmistaa elimistöä korkeampaan energiankulutukseen ja stressistä selviytymiseen (Gordan ym. 2015). Levossa parasympaattinen aktiivisuus on puolestaan hallitsevaa, jolloin syke on noin 60–75 bpm (Gordan ym. 2015), mikä on huomattavasti alhaisempi kuin sydämen sisäinen sinusrytmi parasympaattisen hermoston hidastaessa sydämen sisäistä sykettä (Shaffer ym. 2014). Parasympaattinen hermosto on tärkeä myös palautumisprosessien kannalta, sillä se pyrkii palauttamaan kehon lepotilaan henkisen tai fyysisen stressin jälkeen (Gordan ym. 2015; Grässler ym. 2021).

Sympaattinen ja parasympaattinen hermosto vaikuttavat suoraan sydämen sisäiseen eli SA-solmukkeeseen synnyttämään sykkeeseen säätelämällä ionikanavien aktiivisuutta, mikä puolestaan vaikuttaa sydämen tahdistinsolujen depolarisaatioon (Schüttler ym. 2020; Sztajzel 2004). Sympaattinen hermostus kohdistuu sinussolmukkeeseen, eteiskammiosolmukkeeseen sekä suurimpaan osaan sydänlihaksesta (Shaffer ym. 2014). Sympaattinen aktiivisuus perustuu lisämunuaisen ytimestä erittyvän adrenaliinin ja noradrenaliinin kasvuun (Kenney ym. 2015, 106), mikä aiheuttaa sydämen tahdistinsolujen spontaanin depolarisaation ja siten sykkeen kiihtymisen sekä sydänlihaksen voimakkaamman supistumisen (Shaffer ym. 2014). Parasympaattinen hermostus kulkee ensisijaisesti vagus-hermojen kautta, minkä vuoksi parasympaattista aktiivisuutta kutsutaan myös vagaaliseksi aktiivisuudeksi. Parasympaattinen aktiivisuus vaikuttaa sinussolmukkeeseen, eteiskammiosolmukkeeseen ja eteisten toimintaan, mutta sillä ei ole juurikaan vaikutusta kammioden supistumiskykyyn. (Shaffer ym. 2014) Parasympaattinen aktiivisuus perustuu asetyylikoliinin vapautumiseen vagushermostoista (Task Force 1996), mikä laskee tahdistinsolujen spontaania depolarisaatiota ja hidastaa siten sykettä (Shaffer ym. 2014). Sykkeen kiihtyminen voi johtua sympaattisen aktiivisuuden sijasta myös vagaalisen aktiivisuuden vähenemisestä. Nopeat muutokset sykkeessä johtuvatkin usein juuri parasympaattisen aktiivisuuden muutoksista. (Shaffer ym. 2014)

### 2.2.2 Sykevälivaihtelu

Sykevälivaihtelu on yksinkertainen, non-invasiivinen menetelmä, jolla voidaan tarkastella autonomisen hermoston aktiivisuutta sinussolmukkeen tasolla (Sztajzel 2004), koska se kuvaa autonomisen hermoston aiheuttamaa vaihtelua sydämen sykkeessä (Shaffer ym. 2014). Optimaalinen vaihtelu organismien säätelyjärjestelmissä on tärkeää joustavuuden ja sopeutumisen kannalta, sillä se ilmentää tervettä toimintakykyä ja hyvinvointia (Shaffer ym. 2014). Näin ollen sykevälivaihtelun avulla voidaan arvioida esimerkiksi terveydentilaa (Shaffer & Ginsberg 2017) sekä fyysistä harjoituskuormitusta, elimistön homeostaasia ja palautumistilaa urheilussa (Myllymäki ym. 2012). Korkea HRV on merkki paremmasta yleisestä terveydestä, sillä se heijastaa autonomisen hermoston hyvää tasapainoa ja tervettä sydämen toimintaa (Grässler ym. 2021). Alentunut HRV puolestaan ilmentää autonomisen hermoston epätasapainoa (Grässler ym. 2021) eli parasympaattisen aktiivisuuden vähenemistä ja/tai sympaattisen aktiivisuuden lisääntymistä (Myllymäki ym. 2012). Sykevälivaihtelun tulosten tulkinta on kuitenkin edelleen haastavaa, sillä se on herkkä useille ympäristön olosuhteille (Catai ym. 2020). Lisäksi monet tekijät, kuten ikä, sukupuoli, terveydentila ja sairaudet (Shaffer & Ginsberg 2017), hengitys, kehon asento (Sztajzel 2004), vuorokausirytmii, vuorokaudenaika, elämäntyyli, genetiikka (Schüttler ym. 2020), ympäristötekijät sekä fyysinen aktiivisuus (Catai ym. 2020) voivat vaikuttaa sykevälivaihteluun.

Sykevälivaihtelua voidaan tarkastella useilla erilaisilla analyysimenetelmillä (Task Force 1996), jotka voidaan jakaa karkeasti aikakenttä-, taajuuskenttä-, ja non-lineaarisiin menetelmiin (Shaffer & Ginsberg 2017). Sykevälivaihtelun mittaukset voivat olla pitkän tai lyhyen aikavälin mittauksia. Tallennuksissa käytetään usein joko 24 tunnin tai viiden minuutin mittausjaksoa. (Task Force 1996) Pitkän aikavälin mittaukset ilmentävät paremmin prosesseja, jotka tapahtuvat hitaammin, kuten vuorokausirytmiiä sekä sydän- ja verenkiertoelimistön vasteita useampiin ympäristön ärsykkeisiin ja kuormitukseen. Lyhyellä aikavälillä sykevälivaihteluun vaikuttavat autonominen hermoston, sydän- ja verenkiertoelimistö, keskushermosto, endokriininen järjestelmä, hengityselimistö sekä baro- ja kemoreseptorit. (Shaffer & Ginsberg 2017) HRV-analyysi perustuu peräkkäisten sydämenlyöntien välisen ajan mittaamiseen (Sztajzel 2004), joiden perusteella jatkoanalyysit suoritetaan (Aubert ym. 2003). Perinteisesti sydämen lyöntien välistä aikaa mitataan elektrokardiografiamenetelmällä (EKG), josta voidaan määrittää peräkkäisten sydämen lyöntien väliset ajat eli RR-intervallit. Sydämen lyöntien välistä aikaa voidaan mitata

myös esimerkiksi fotopletysmografiamenetelmällä (PPG), jossa sydämen lyöntien välinen aika määritetään pulssiaalloista. (Shaffer ym. 2014)

Aika- ja taajuuskenttämenetelmät ovat yleisimpiä sykevälivaihtelun analyysimenetelmiä (Shaffer ym. 2014). Taajuuskenttämenetelmällä arvioidaan absoluuttisen tai suhteellisen tehon jakautuminen eri taajuusalueisiin (Shaffer & Ginsberg 2017). Taajuuskenttämenetelmällä laskettavia muuttujia ovat mm. matalataajuusteho LF (0.04–0.15 Hz), korkeataajuusteho HF (0.15–0.40 Hz) sekä LF/HF-suhde (Schüttler ym. 2020). Aikakenttämenetelmät ovat kuitenkin yksinkertaisimpia ja yksi yleisimmistä menetelmistä sykevälivaihtelun analysoinnissa (Shaffer ym. 2014). Ne ilmentävät sydämen lyöntien välisen ajan vaihtelun määrää (Shaffer & Ginsberg 2017). Aikakenttämenetelmät ovat herkkiä virheellisille havainnoille, joten datasta tulee poistaa huolellisesti kaikki muualta kuin sinussolmukkeesta tulevat lyönnit (Acharya ym. 2006). Näin ollen RR-intervalleista määritetään niin sanotut NN-intervallit (normal-to-normal intervalli), joilla tarkoitetaan kaikkia sinussolmukkeen depolarisaatiosta aiheutuvia peräkkäisiä QRS-kompleksien välisiä intervalleja (Task Force 1996). Tällöin mittauksesta on poistettu kaikki epänormaalit lyönnit, jotka eivät ole peräisin sinussolmukkeen depolarisaatiosta (Shaffer ym. 2014).

Aikakenttämenetelmällä lasketut parametrit sisältävät NN-intervallien keskiarvon koko tallennusjakson ajalta (Shaffer ym. 2014). Nämä arvot voidaan ilmaista alkuperäisinä määreinä tai luonnollisen logaritmin ( $\ln$ ) muodossa, jolloin saavutetaan useimmiten normaalijakauma (Shaffer & Ginsberg 2017). Aikakenttämenetelmällä määriteltyjä sykevälivaihtelun parametrejä ovat esimerkiksi SDNN, SDANN, RMSSD ja pNN50 (Shaffer ym. 2014; Task Force 1996). Kaikista yleisin aikakenttämenetelmän muuttuja on kuitenkin RMSSD (root mean square of successive differences between normal heart beats), joka tarkoittaa peräkkäisten NN-intervallien välisen ajan vaihtelun neliöjuurta (Task Force 1996). Sitä käytetään ensisijaisesti arvioimaan vagaalisia muutoksia sykevälivaihtelussa (Shaffer ym. 2014). Erityisesti luonnollinen logaritmi RMSSD-arvosta ( $\ln$ RMSSD) on muodostunut tärkeäksi muuttujaksi, jolla voidaan seurata urheilijoiden sopeutumista harjoitteluun, ja se voidaan analysoida luotettavasti lyhyistäkin tallennusjaksoista (Schüttler ym. 2020).

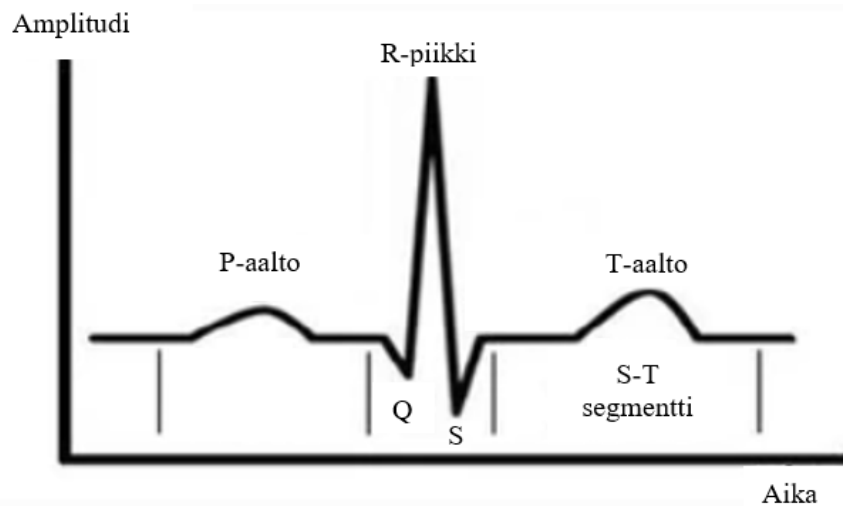
### 3 SYDÄMEN LYÖNTITAAJUUDEN MITTAUSMENETELMÄT

Sydämen lyöntitaajuutta voidaan mitata elektrokardiografiamenetelmällä (EKG) (Gilgen-Ammann ym. 2019) tai fotopletysmografiamenetelmällä (PPG) (Park ym. 2022). Koska PPG-menetelmä perustuu pulssiaaltojen havaitsemiseen toisin kuin EKG, joka perustuu sydämen sähköisen aktiivisuuden havaitsemiseen, on tärkeää erottaa niiden avulla johdettujen muuttujien termit toisistaan. Näin ollen PPG-menetelmää käytettäessä mitataan pulssia (PR) ja pulssivälivaihtelua (PRV), kun taas EKG-menetelmää käytettäessä mitataan sykettä (HR) ja sykevälivaihtelua (HRV). (Schäfer & Vagedes 2013)

#### 3.1 Elektrokardiografia – syke ja sykevälivaihtelu

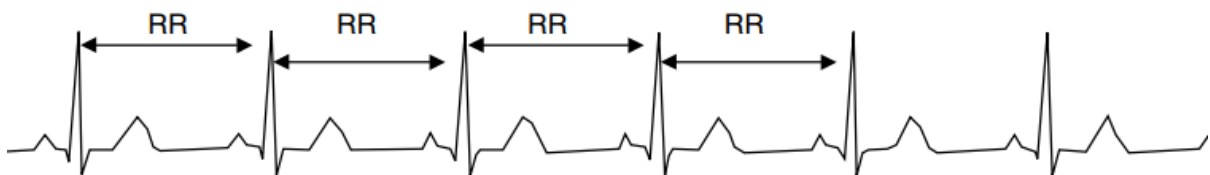
EKG on menetelmä, jolla voidaan tarkastella sydämen sähköistä aktiivisuutta ja sen supistumista (Shaffer ym. 2014). Nykyisin on olemassa laaja valikoima erilaisia EKG-menetelmään perustuvia laitteita (Catai ym. 2020). Kliinisessä käytössä yleisimpiä ovat monikytkentäiset EKG-menetelmät, joissa 3–12 elektrodia kiinnitetään iholle. Niiden lisäksi viime aikoina ovat lisääntyneet kuitenkin myös pienemmät, langattomat sykesensorit tai sykevyöt, joita voidaan käyttää myös klinisen tutkimuksen ulkopuolella. Ne ovat yksikytkentäisiä ja mittaavat sydämen sähköistä potentiaalieroja proksimaalisten elektrodien välillä, jotka sijoitetaan sydämen lähelle. (Gilgen-Ammann ym. 2019; Merdjanovska & Rashkovska 2022) Esimerkiksi Polar H10 -sykesensori on todettu validiksi menetelmäksi RR-intervallien mittaamiseen. Sen on todettu sopivan jopa ”golden standard” -menetelmäksi sykkeen ja sykevälivaihtelun mittaamiseen sekä levossa että liikunnan aikana. (Gilgen-Ammann ym. 2019)

EKG-menetelmä perustuu sydämen sähköisen aktiivisuuden mittaamiseen ihon pinnalta. Sydänlihaksessa virtaava impulssi johtuu myös ihon pinnalle, josta sähköinen aktiivisuus voidaan mitata elektrodien välityksellä. (Gupta ym. 2021; Guyton & Hall, 122; Merdjanovska & Rashkovska 2022) Kuvassa 1 on havainnollistettu sydämen yhden supistumissyklin aikana mitattu EKG-käyrä. Impulssin leviäminen eteisissä saa aikaan niiden supistumisen, joka havaitaan EKG-käyrässä P-aaltona. Impulssin kulkeutuminen kammioiden yli näkyy EKG-käyrässä QRS-kompleksina ja kammioiden supistuminen puolestaan S-T-segmenttinä. Kammioiden repolarisaatio havaitaan EKG-käyrässä T-aaltona. (Shaffer ym. 2014)



KUVA 1. Elektrokardiografiamenetelmällä tallennettu sydämen yhden supistumissyklin aikainen EKG-käyrä (mukailtu Kumar ym. 2018).

EKG-tallenteen QRS-kompleksi ja erityisesti sen R-piikki on merkittävässä osassa, kun halutaan määrittää sykettä ja sykevälivaihtelua (Merdjanovska & Rashkovska 2022). Sykkeen ja sykevälivaihtelun mittaus perustuu peräkkäisten R-piikkien välisen ajan havaitsemiseen, eli RR-intervalleihin (kuva 2) (Gilgen-Ammann ym. 2019). Syke voidaan siis helposti määrittää EKG-tallennuksesta, koska syke on kahden peräkkäisen sydämen lyönnin, eli esimerkiksi R-piikin, välinen aika tietyssä aikayksikössä (Guyton & Hall 2011, 123). Normaali kahden peräkkäisen QRS-kompleksin välinen aika aikuisella ihmisellä on noin 0,83 sekuntia. Näin ollen syke on keskimäärin  $60/0,83$  kertaa minuutissa eli 72 bpm. (Guyton & Hall 2011, 123)



KUVA 2. EKG-tallennuksesta määritetyt RR-intervallit (Aubert ym. 2003).

## **3.2 Fotopletysmografia – pulssi ja pulssivälivaihtelu**

Fotopletysmografia on optinen menetelmä, jolla voidaan mitata sydän- ja verenkiertoelimistön parametrejä ihon pinnalta (Castaneda ym. 2018; Fine ym. 2021). Sydämen systolen ja diastolen aikana veren volyymi verisuonissa muuttuu. PPG mittaa näitä veren volyymin muutoksia eli pulssiaaltoja, joista puolestaan voidaan määrittää pulssi ja pulssivälivaihtelu. (Bellenger ym. 2021; Park ym. 2022) PPG-menetelmällä sydämen lyöntitaajuuden jatkuva seuranta on helppoa, koska menetelmä voidaan integroida käyttäjäystävällisiin puettavaan laitteisiin, kuten rannelaitteisiin (Biswas ym. 2019) ja sormuksiin (Kinnunen ym. 2020). Kuluttajakäyttöön tarkoitetuissa laitteissa iholta mitattava raakasignaali voidaan muuttaa reaaliaikaisesti käyttäjälle helpposti tulkittavaan muotoon (Shcherbina ym. 2017).

### **3.2.1 Fotopletysmografian toimintaperiaate**

PPG-sensorilla varustetuilla puettavilla laitteilla voidaan seurata useita fysiologisia biomarkkereita, kuten pulssia ja pulssivälivaihtelua reaaliajassa (Pankaj ym. 2022). Kuluttajakäyttöön tarkoitettuja PPG-menetelmään pohjautuvia laitteita on markkinoilla useita. Näitä ovat esimerkiksi rannelaitteet (älykellot, urheilukellot, aktiivisuusrannekkeet) (Biswas ym. 2019), sormukset (Kinnunen ym. 2020) ja älypuhelimet (Holmes ym. 2020). PPG-tekniikan suosio on kasvanut lähinnä sen yksinkertaisuuden, käyttömukavuuden ja kustannustehokkuuden vuoksi. Sitä pidetään vaihtoehtoisena menetelmänä EKG-tekniikalle, koska yhdellä sensorilla voidaan mitata useita vastaavia fysiologisia parametrejä päivittäisessä käytössä. (Castaneda ym. 2018) Kuluttajakäyttöön tarkoitetuista PPG-pohjaisista seurantalaitteista rannelaitteita pidetään kuitenkin suosituimpana johtuen siitä, että ne ovat erittäin käteviä käyttää (Castaneda ym. 2018; Ray ym. 2023).

PPG on non-invasiivinen, optinen mittaamenetelmä (Fine ym. 2021), joka perustuu sydämen lyöntien aiheuttaman veren tilavuuden muutosten havaitsemiseen perifeerisissä kudoksissa (Bellenger ym. 2021). PPG-tekniikka mittaa LED-valon (light-emitting diode) avulla veren volyymin muutoksia kudoksissa. Kudoksista takaisin heijastuvan valon intensiteetti muuttuu sydämen systolen ja diastolen aiheuttaman veren volyymin muutosten mukaan. (Bellenger ym. 2021) Laitteen sensori havaitsee muutokset valon intensiteetissä, jonka perusteella PPG-signaali muodostuu (Fine ym. 2021). Systolen aikana sydän pumpkaa verta verisuoniin, jolloin

veren tilavuus verisuonissa kasvaa. Tämän aikana valoa imeytyy verisoluihin enemmän, jolloin takaisin heijastuvan valon määrä vähenee. Diastolen aikana puolestaan sydän täyttyy verellä, veren tilavuus verisuonissa pienenee ja takaisin heijastuvan valon määrä kasvaa. (Pankaj ym. 2022). Tarkan mittauksen saavuttamiseksi tarvitaan tasainen ihon pinta, jossa on paljon mikroverisuonia. Tämän vuoksi PPG-mittaus suoritetaan usein ranteesta, mutta muita yleisiä kehonosia, joista mittaus voidaan suorittaa, ovat esimerkiksi sormi, rintakehä tai korvanlehti. (Georgiou ym. 2018)

### **3.2.2 Fotopletysmografian teknologia**

PPG-laite sisältää valonlähteen eli LED-valon ja valontunnistimen eli detektorin. Valonlähde heijastaa valoa kudokseen ja detektori mittaa kudoksesta takaisin heijastuvan valon määrää. LED-valo ja detektori voidaan sijoittaa kudoksen vastakkaisille puolille esimerkiksi korvanlehdellä tai sormessa. Rannelaitteissa ne sijoitetaan kuitenkin samalle puolelle, vierekkäin. Valon imeytyminen kudokseen perustuu Beer-Lambertin lakiin. Tämän lain mukaan valon imeytyminen vereen on riippuvainen oksihemoglobiinin (happea sitonut hemoglobiini) ja deoksihemoglobiinin (hemoglobiini, joka ei ole sitonut happea) konsentraatiosta. (Pankaj ym. 2022)

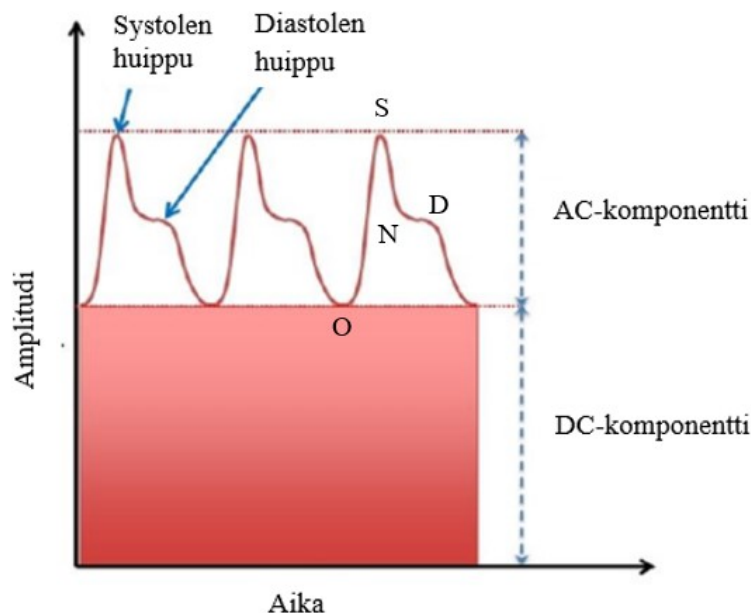
PPG-menetelmässä voidaan käyttää valonlähteinä eri aallonpituuksia (Park ym. 2022). Erilaiset optiset aallonpituudet toimivat eri tavoin veressä ja kudoksissa, minkä vuoksi laitteessa käytettävän valon aallonpituuden valinta on tärkeää (Biswas ym. 2019). Yleisimmät PPG-sensorit käyttävät pääasiallisena valonlähteenä infrapunavalodiodia (infrapunavalo, IR-LED) tai vihreää LED-valoa (Castaneda ym. 2018). Mitä pidempi aallonpituus on, sitä syvemmälle valo tunkeutuu (Kim & Baek 2023). Vihreä valo, jolla on lyhyempi aallonpituus vastaa hyvin sydämen toiminnan aiheuttamiin muutoksiin verisuonissa (Biswas ym. 2019). Se imeytyy hyvin hemoglobiiniin ja tarjoaa siten tarkan veren volyymin mittaamisen (Kim & Baek 2023). Rannelaitteissa käytetäänkin pääasiassa vihreää aallonpituutta pulssin mittaamiseen (Kim & Baek 2023), koska se johtaa usein tarkempaan pulssin havaitsemiseen verrattuna infrapunavaloon (Biswas ym. 2019). Lisäksi vihreä aallonpituus ei ole yhtä herkkä liikehäiriöille, toisin kuin punainen aallonpituus, joka aiheuttaa enemmän häiriöitä mitattavaan signaaliin (Kim & Baek 2023). On havaittu, että PPG, jossa oli vihreä 530 nm aallonpituus havaitsi pulssia tarkemmin kuin PPG, jossa oli punainen 645 nm aallonpituus tai sininen 470 nm aallonpituus (Georgiou ym. 2018). Monissa kaupallisissa laitteissa käytetään kuitenkin nykyisin useita LED-valoja eri



aallonpituuksilla. Useiden aallonpituuksien käytön myötä voidaan lisätä mittausten tarkkuutta ja käyttömahdollisuuksia. (Ray ym. 2023)

### 3.2.3 Fotopletysmografian tulkinta

Mitattu PPG-signaali sisältää vaihtovirtakomponentin (AC) sekä tasavirtakomponentin (DC), joita on havainnollistettu kuvassa 3 (Plews ym. 2017). AC-komponentti syntyy valtimoverenkierrosta ja sen värähtely vastaa hetkellistä sydämen toimintaa (Schäfer & Vagedes 2013). AC-komponentti vaihtelee suhteellisen nopeasti, mikä on seurausta valtimoveren tilavuuden vaihteluista (Fine ym. 2021; Plews ym. 2017). Se on siis seurausta sydämen diastolisista ja systolisista vaiheista, jotka aiheuttavat muutoksia veren tilavuudessa (Castaneda ym. 2018). AC-komponentti on päällekkäin suuremman DC-komponentin kanssa, joka viittaa staattiseen käyttäytymiseen (Schäfer & Vagedes 2013). DC-komponentti puolestaan vaihtelee hitaasti ja ilmentää kudoksiin, ihoon ja luihin imeytyvää valoa (Pankaj ym. 2022; Plews ym. 2017). Se sisältää sykettä hitaampia värähtelyitä, jotka johtuvat mm. laskimoiden tilavuuden vaihteluista, vasomotorisesta aktiivisuudesta ja lämmönsäätelystä (Schäfer & Vagedes 2013).



KUVA 3. Kudoksista taikaisin heijastuvan valon intensiteetti eli PPG-signaali. Kuvassa PPG-aalto on käännteinen, yleisen käytännön mukaisesti (Mukailtu Polar Electro Oy 2019).

Tyypillinen pulssiaaltosykli voidaan jakaa kahteen osaan, nousevaan ja laskevaan. Tämä pulssiaalto toistuu sydämen supistumisen mukaan. Nouseva osa määritellään PPG-aallon systoliseksi vaiheeksi ja laskeva osa puolestaan diastoliseksi vaiheeksi (kuva 3). (Park ym. 2022) Kammion systole synnyttää pulssiaallon, joka johtaa valtimoissa ja hiussuonissa verenpaineen ja tilavuuden nopeaan nousuun, mikä puolestaan havaitaan pulssiaallossa jyrkkänä nousuna (Schäfer & Vagedes 2013). Tämän jälkeen pulssiaallossa havaitaan lasku, joka vastaa sydämen diastolea, jolloin veren tilavuus verisuonissa laskee. Yhdestä pulssisyklistä ja siten pulssiaallostosta voidaan määrittää tiettyjä pisteitä, kuten O, S, N ja D (kuva 3) (Pankaj ym. 2022; Park ym. 2022). Pulssin alku (pulse onset, O) määritellään kohtaan, jossa veren volyymi on alhaisimmillaan, juuri ennen systolista vaihetta. Systolinen huippu (systolic peak, S) saavutetaan, kun veren volyymi on suurimmillaan mittauskohdassa. Diastolisessa vaiheessa havaitaan ohimenevä lasku (dicrotic notch, N), jota seuraa toissijainen huippu eli diastolinen huippu (diastolic peak, D). Vaihtelu laskevassa vaiheessa on seurausta veren tilavuuden väliaikaisesta kasvusta, mikä johtuu paine-erosta verenvirtauksessa. (Park ym. 2022)

## 4 PULSSI- JA PULSSIVÄLIVAIHTELUMITTAUSTEN VALIDITEETTI

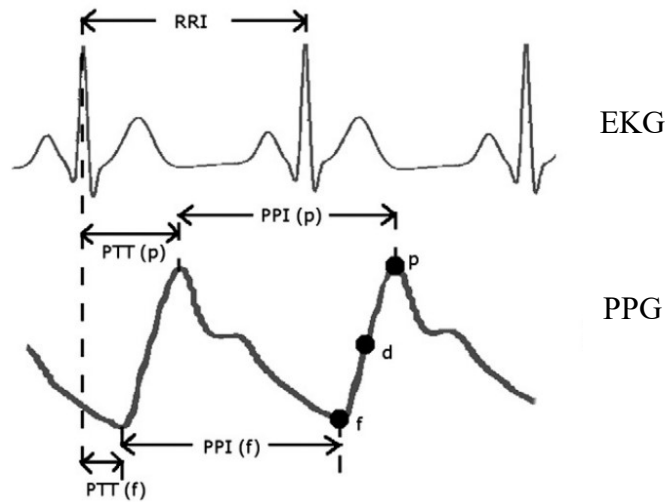
Sydämen lyöntitaajuuden mittaamisessa elektrokardiografiaa pidetään ”golden standard” -menetelmänä (Gilgen-Ammann ym. 2019). EKG-menetelmä soveltuu kuitenkin heikosti pitkäaikaiseen ja jatkuvaan sykkeen mittaamiseen esimerkiksi unen aikana (Holmes ym. 2020), minkä vuoksi fotopletysmografiamenetelmään perustuvien puettavien laitteiden suosio on kasvanut (Park ym. 2022). Jatkuva teknologian kehittyminen ja uusien PPG-menetelmään perustuvien laitteiden saatavuus (Dobbs ym. 2019; Wallen ym. 2016) sekä toisaalta PPG-menetelmän alttius erilaisille virhelähteille (Schäfer & Vagedes 2013) luovat tarvetta laitteiden validoinnille.

### 4.1 Elektrokardiografian ja fotopletysmografian vertailu

PPG- ja EKG-menetelmien ero on signaalin keräämisessä. EKG mittaa sydämen sähköistä aktiivisuutta, kun taas PPG mittaa perifeerisen pulssiaallon kulkeutumista. (Georgiou ym. 2018) Varhaiset ohjelmistoalgoritmit pystyivät havaitsemaan helpommin terävän ylöspäin suuntautuvan R-piikin QRS-kompleksista kuin kaarevan piikin fotopletysmografialla määritetystä pulssisignaalista. Uudemmat algoritmit ovat kuitenkin kehittyneet pulssiaallon piikin havaitsemisessa. (Shaffer ym. 2014) Koska PPG-aalto vastaa sydämen aktiivisuutta pulssitasolla, PPG-menetelmällä mitattua pulssisignaalia voidaan käyttää määrittäessä vastaavia muuttujia, joita voidaan mitata EKG-menetelmällä (Park ym. 2022; Schäfer & Vagedes 2013).

Kuvassa 4 on havainnollistettu EKG- ja PPG-signaalia. Kunkin peräkkäisen pulssiaallon tiettyä pistettä käytetään määrittämään pulssi-pulssi-intervalleja (PP-intervalli) (Stuyck ym. 2022), jotka vastaavat EKG-käyrän RR-intervalleja (Schäfer & Vagedes 2013). Mitattujen PP-intervallien avulla voidaan siten laskea pulssi ja pulssivälivaihtelu, jotka vastaavat RR-intervallien avulla laskettua sykettä ja sykevälivaihtelua (Schäfer & Vagedes 2013). P-aallon tarkka määrittäminen riippuu käytettävästä menetelmästä (Schäfer & Vagedes 2013), mutta useimmiten pulssiaallon systolista huippua käytetään P-aallon ja siten PP-intervallien määrittämisessä (Park ym. 2022). On tärkeää huomata, että jokaisen R-piikin ja sitä vastaavan P-aallon välillä on viive, jota kutsutaan pulssin läpikulkuajaksi (PTT) (kuva 4) (Schäfer & Vagedes 2013). PTT tarkoittaa aikaa, joka verenpaineaallolla kestää levitä sydäimestä periferiaan (Shaffer ym. 2014). Viive on riippuvainen pulssiaallon nopeudesta, verisuonten elastisuudesta sekä PPG-sensorin sijainnista suhteessa sydämeen (Schäfer & Vagedes 2013; Shaffer ym. 2014).

PTT korreloi negatiivisesti verenpaineen, valtimoiden jäykkyyden ja iän kanssa (Schäfer & Vagedes 2013). Myös sympaattinen aktiivisuus saa aikaan verisuonien jäykistymisen, jolloin verenpaineaalto kulkee nopeammin (Shaffer ym. 2014).



KUVA 4. EKG-signaali (ylempi) ja PPG-signaali (alempi) (Schäfer & Vagedes 2013). RRI, RR-intervalli; PPI, PP-intervalli; PTT, pulssin läpikulkuaika.

## 4.2 Pulssimittausten validiteetti

PPG-menetelmään perustuvien rannelaitteiden kykyä mitata pulssia levossa on tarkasteltu hyödyntäen erilaisia tutkimusasetelmia. Niiden validiteettia on tutkittu esimerkiksi hereillä olon aikana (Bai ym. 2018; Düking ym. 2020; Thomas ym. 2022; Wallen ym. 2016) sekä yön aikana nukkuessa (Bellenger ym. 2021; Miller ym. 2022; Sarhaddi ym. 2022). Rannelaitteiden on havaittu mittaavan pulssia riittävällä tarkkuudella laboratorio-olosuhteissa suoritetuissa lyhyen aikavälin lepomittauksissa (Düking ym. 2020; Thomas ym. 2022). Sekä Thomasin ym. (2022) että Dükingin ym. (2020) tutkimuksissa tallennukset kerättiin samanaikaisesti PPG- ja EKG-menetelmillä viiden minuutin ajan, istuma-asennossa, hereillä olon aikana. Thomas ym. (2022) havaitsivat, että PPG-menetelmään perustuvien Apple Watch 4- ja Garmin Forerunner 945 -rannelaitteiden mittaustarkkuus oli hyväksyttävällä tasolla, kun MAD (mean absolute deviation) oli laitteille 1,33 ja 2,03 sekä MAPE (mean absolute percentage error) 1,89 % ja 2,81 %. Düking ym. (2020) puolestaan tarkastelivat neljän suosituksen rannelaitteen (Apple Watch Se-

ries 4, Polar Vantage V, Garmin Fenix 5 ja Fitbit Versa) pulssin mittaustarkkuutta. Tutkimuksessa todettiin The Apple Watch Series 4- ja Polar Vantage V -laitteiden validiteetin olevan korkein, mutta kaikkien neljän laitteen todettiin kuitenkin mittaavan pulssia riittävällä tarkkuudella levossa. (Düking ym. 2020)

PPG-menetelmään perustuvia rannelaitteita on validoitu myös muilla protokollilla, jotka ovat kuitenkin suoritettu levossa ja hereillä olon aikana (Bai ym. 2018; Wallen ym. 2016). Bai ym. (2018) tarkastelivat tutkimuksessaan Fitbit Charge HR -aktiivisuusrannekkeen pulssin mittaustarkkuutta istuma-asennossa niin, että tutkittavat saivat käyttää tietokonetta tai puhelinta sekä lukea. Referenssimenetelmänä käytettiin Polar H7 -sykesensoria. PPG-menetelmän havaittiin aliarvioivan pulssia hieman, mutta PPG- ja EKG-menetelmien välillä havaittiin kuitenkin hyväksyttävä yhdenmukaisuus. Wallen ym. (2016) tutkivat puolestaan neljän kaupallisen rannelaitteen (The Apple Watch, Fitbit Charge HR, Samsung Gear S ja Mio Alpha) validiteettia eri asennoissa. Mittaukset koostuivat viiden minuutin jaksoista maaten, istuen ja seisten. Jokainen laite aliarvioi pulssia keskimäärin 1–9 % verrattuna EKG-referenssimenetelmään. Kaikkien laitteiden todettiin kuitenkin mittaavan pulssia hyväksyttävällä tarkkuudella ja korrelaatio laitteiden välillä oli 0,67–0,95. (Wallen ym. 2016)

PPG-menetelmiin perustuvien rannelaitteiden pulssimittausten validiteettia on tutkittu myös unen aikana laboratorio-olosuhteissa (Bellenger ym. 2021; Miller ym. 2022) ja luonnollisissa olosuhteissa (Sarhaddi ym. 2022). Millerin ym. (2022) tutkimuksessa mitattiin yön aikaista pulssia neljällä rannelaitteella (Apple Watch S6, Garmin Forerunner 245 Music, Polar Vantage V ja WHOOP 3.0) laboratorio-olosuhteissa. PPG-menetelmän ja referenssimenetelmänä toimivan EKG-menetelmän yhteensopivuus vaihteli kohtalaisen ja lähes täydellisen välillä riippuen laitteesta. Kaikkien laitteiden absoluuttinen harha (bias) oli 0,7–5,4 bpm ja sisäkorrelaatio (ICC) 0,41–0,99. Kaikilla muilla laitteilla yhteensopivuus oli erinomainen, pois lukien Garmin Forerunner 245 Music, jolla se oli kohtalainen. Tutkijoiden mukaan pulssia voidaan seurata riittävän tarkasti laitteilla, joilla yhdenmukaisuus on kohtalainen tai korkea. (Miller ym. 2022) Bellengerin ym. (2021) tutkimuksessa validoitiin kaupallista WHOOP-aktiivisuusranneketta. WHOOP-rannekkeella mitattiin pulssia kolmena yönä laboratorio-olosuhteissa ja tuloksia verrattiin EKG-menetelmällä mitattuun sykkeeseen. WHOOP-aktiivisuusrannekkeella ja EKG-menetelmällä johdettujen yön aikaisten pulssi- ja syketulosten välillä havaittiin hyväksyttävä yhdenmukaisuus. (Bellenger ym. 2021)

Koska puettavien laitteiden käyttö kohdistuu suurelta osin vapaa-ajalle ja päivittäisen aktiivisuuden seurantaan, Sarhaddin ym. (2022) tutkimuksessa tutkittiin PPG-menetelmään perustuvan rannelaitteen pulssin mittaustarkkuutta luonnollisissa olosuhteissa. PPG-tallennusta kerättiin 24 tunnin ajan Samsung Gear Sport älykellolla ja tuloksia verrattiin EKG-menetelmään. Rannelaitteen pulssin mittaustarkkuuden todettiin olevan korkea unen aikana. PPG-menetelmä aliarvioi pulssia hieman verrattuna EKG-menetelmään, mutta laitteiden välillä havaittiin alhainen keskiharha (bias = -0,38 bpm) ja absoluuttinen keskivirhe (MAE = 1,06) sekä korkea positiivinen korrelaatio ( $r = 0,94$ ). Bland-Altman-kuvaajien perusteella yhtäpitävyysrajat olivat kapeat (-7,5 ja 6,8 bpm) ja menetelmien todettiin olevan yhdenmukaisia. (Sarhaddi ym. 2022)

### 4.3 Pulssivälivaihtelumittausten validiteetti

PPG-menetelmillä suoritettujen pulssivälivaihtelumittausten validiteettia levossa on tutkittu sekä hereillä (Hernando ym. 2018; Stuyck ym. 2022) että unen aikana (Bellenger ym. 2021; Miller ym. 2022; Sarhaddi ym. 2022). Stuyck ym. (2022) tutkivat Empatica E4 -rannelaitteen kykyä mitata pulssivälivaihtelua laboratorio-olosuhteissa, istuma-asennossa, viiden minuutin tallennuksen aikana. PPG- ja EKG-menetelmien välillä havaittiin korkea yhdenmukaisuus lähes kaikkien PRV-parametrien kohdalla (RMSSD, SDNN ja LF), mutta HF ei ollut yhtenevä laitteiden välillä. RMSSD:n korrelaatio laitteiden välillä oli 0,92 ja virhe 5,99 ms. (Stuyck ym. 2022) Hernandon ym. (2018) tutkimuksessa pulssivälivaihtelua tarkasteltiin sekä rentoutuneessa tilassa että henkisen stressin aikana. Viiden minuutin tallennukset suoritettiin molemmissa tilanteissa samanaikaisesti Apple Watch -rannelaitteella ja referenssimenetelmänä toimivalla Polar H7 -sykesensorilla. Ensimmäisen mittauksen aikana tutkittavat katsoivat rentouttavan videon ja seuraavan mittauksen aikana puolestaan suorittivat keskittymistä vaativan psykologisen testin. Aikakenttämuuttujien (HRM, SDNN, RMSSD, pNN50) arvoissa ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja laitteiden välillä kummassakaan mittauksessa. Taajuuskenttämuuttujien (LF, HF) osalta arvot kuitenkin erosivat toisistaan merkittävästi. (Hernando ym. 2018)

Miller ym. (2022) ja Bellenger ym. (2021) tutkivat PPG-menetelmien pulssivälivaihtelun mittaustarkkuutta unen aikana laboratorio-olosuhteissa. Miller ym. (2022) vertasivat kolmella rannelaitteella (Apple Watch S6, Polar Vantage V ja WHOOP 3.0) mitattua yön aikaista pulssivä-

livvaihtelua (RMSSD) EKG-menetelmällä mitattuihin tuloksiin. PPG- ja EKG-menetelmien yhteensopivuus oli kohtalaisen ja lähes täydellisen välillä riippuen laitteesta. Kaikkien laitteiden absoluuttinen virhe oli 4,7–22,5 ms ja sisäkorrelaatio (ICC) 0,65–0,99. (Miller ym. 2022) Joidenkin PPG-rannelaitteiden mittaustarkkuuden on kuitenkin havaittu olevan heikompi pulssivälivaihtelun osalta. Bellengerin ym. (2021) tutkimuksessa, jossa arvioitiin WHOOP-aktiivisuusrannekkeella ja EKG-menetelmällä mitatun pulssi-/sykevälivaihtelun yhdenmukaisuutta unen aikana, havaittiin suhteellisen korkea ero mittausten välillä. Virhe- ja yhdenmukaisuusrajat saavuttivat tai ylittivät ennalta määritetyt raja-arvot. (Bellenger ym. 2021)

Myös luonnollisissa olosuhteissa suoritettujen pulssivälivaihtelumittausten osalta tulokset ovat risteäviä riippuen pulssivälivaihtelun analyysimenetelmästä (Sarhaddi ym. 2022). Sarhaddi ym. (2022) tutkivat Samsung Gear Sport -älykellon pulssivälivaihtelumittauksen validiteettia luonnollisissa elinoloissa. PPG-tallennusta kerättiin 24 tunnin ajan ja tuloksia verrattiin EKG-menetelmällä mitattuihin tuloksiin. Tutkimuksessa havaittiin, että aikakenttämenetelmät olivat tarkempia kuin taajuuskenttämenetelmät unen aikana. Aikakenttämenetelmien keskiharha oli alhainen ja korrelaatio korkea. RMSSD:n virhe laitteiden välillä oli kohtalainen (-18,24 ms), MAE 22,44 ja korrelaatio 0,78. Tulokset osoittivat, että PPG-menetelmällä voidaan mitata tarkasti tiettyjä PRV-parametrejä (RMSSD, SDNN, LF ja HF) unen aikana. (Sarhaddi ym. 2022).

Tutkimuksissa on havaittu, että pulssivälivaihtelun analyysimenetelmä voi vaikuttaa PPG-menetelmän validiteettiin (Hernando ym. 2018; Sarhaddi ym. 2022; Stuyck ym. 2022). Aikakenttämenetelmällä analysoitujen PRV-muuttujien osalta saavutetaan usein hyvä yhdenmukaisuus PPG- ja EKG-menetelmien välillä. Joidenkin taajuuskenttämenetelmien osalta on puolestaan havaittu heikompa yhdenmukaisuutta EKG- ja PPG-laitteiden välillä. (Dobbs ym. 2019)

## 5 YÖN AIKAISET SYKEMITTAUKSET KESTÄVYYSHARJOITTELUSSA

Leposykkeen ja sykevälivaihtelun seuranta hyödynnetään arvioimaan harjoituskuormitusta ja harjoitteluun sopeutumista (Buccheit ym. 2014). Harjoittelu voi muuttaa autonomisen hermoston toimintaa akuutisti, mikä voidaan havaita leposykkeen ja sykevälivaihtelun muutoksina muutaman päivän aikana harjoituksen jälkeen (Hautala ym. 2001). Urheilijoilla suorituskyvyn huipun saavuttaminen vaatii tehokasta fysiologisen tilan seuranta, jotta harjoittelua voidaan suunnitella yhä objektiivisemmin tukemaan kehitystä. Sykkeen ja sykevälivaihtelun seuranta hyödynnetäänkin urheilussa ja liikunnassa päivittäin harjoituskuormituksen arviointiin. (Plews ym. 2017)

### 5.1 Kestävyysharjoittelun periaatteet

Kestävyysharjoittelu perustuu suurten lihasryhmien toistuviin supistuksiin (Morici ym. 2016). Kestävyysharjoittelulla saavutetaan useita hengityselimistön, sydän- ja verenkiertoelimistön sekä hermolihasjärjestelmän adaptaatioita, jotka edistävät hapenkuljetusta mitokondrioihin ja parantavat lihasten aineenvaihdunnan säätelyä. Näiden adaptaatioiden seurauksena kestävyys-suorituskyky kehittyy, mikä ilmenee nopeus-aika-käyrän siirtymisenä oikealle. Tämä siirtymä ilmentää urheilijan kykyä harjoitella pidempiä aikoja tietyllä absoluuttisella intensiteetillä tai harjoitella suuremmalla intensiteetillä tietyn ajan verran. (Jones & Carter 2000) Kestävyysharjoittelu suoritetaan tyypillisesti submaksimaalisella intensiteetillä, jonka pääasiallisena tarkoituksena onkin siirtää anaerobista kynnystä progressiivisesti kohti korkeampaa intensiteettiä (Morici ym. 2016). Harjoittelu voidaan jakaa intensiteettialueisiin aerobisen ja anaerobisen kynnyksen perusteella. Aerobinen kynnys sijoitetaan kohtaan, jossa veren laktaattipitoisuus alkaa ensimmäisen kerran nousta perustasosta. Anaerobinen kynnys tarkoittaa puolestaan suurinta intensiteettiä, jossa laktaatin tuotto ja poisto ovat tasapainossa. Anaerobisen kynnyksen jälkeen veren laktaattipitoisuus alkaa nousta lineaarisesta. (Seiler & Kjerland 2006)

Kestävyysuorituskykyyn vaikuttavat pääasiassa kolme mitattavaa fysiologista muuttujaa, maksimaalinen hapenottokyky ( $VO_{2max}$ ), anaerobinen kynnys sekä liikkumisen taloudellisuus (Dolci ym. 2020), jotka osaltaan vaikuttavat nopeus-aika-käyrän luonteeseen (Jones & Carter 2000).  $VO_{2max}$  ilmentää hengitys- ja verenkiertoelimistön maksimaalista kykyä kuljettaa happea sekä lihasten kykyä käyttää sitä energiantuottoon uuvuttavan suorituksen aikana (Jones &



Carter 2000). Liikkumisen taloudellisuus ilmentää tiettyyn suoritukseen kuluvaan hapenkulutusta submaksimaalisella intensiteetillä (Dolci ym. 2020).

Harjoitusvasteet riippuvat harjoituksen kestosta, intensiteetistä ja harjoittelun frekvenssistä, mutta myös yksilöllisillä tekijöillä, kuten harjoitustaustalla, geneettisillä ominaisuuksilla, iällä ja sukupuolella on merkitystä harjoittelun aiheuttamiin vasteisiin (Jones & Carter 2000). Ylikuormitusperiaatteen mukaan harjoitusten tulee olla riittävän kuormittavia muuttamaan elimistön homeostaasia, mutta riittävän palautumisen myötä saavutetaan positiivisia harjoitusadaptaatioita (Hynynen ym. 2010). Vaikka harjoittelun kokonaisuormitus on yhteydessä kestävyysominaisuuksien kehittymiseen, harjoittelun intensiteetillä näyttäisi olevan varsin suuri merkitys suorituskyvyn kehittämisessä. Harjoitusärsyksen tulisikin muuttua säännöllisin väliajoin, sillä harjoittelun muuttumattomalla teholla ei välttämättä saavuteta optimaalisia adaptaatioita. (Nummela ym. 2016)

Kestävyysuorituskyvyn kehittämiseksi tarvitaan sekä matalan että korkean intensiteetin kestävyysharjoittelua (Høydal & Hareide 2016). Kestävyysharjoittelulle on usein tyypillistä suuri määrä matalaintensiteettistä harjoittelua (LIT), jossa harjoittelu suoritetaan alle aerobisen kynnyksen intensiteetillä (Bourgeois ym. 2019). Tällainen jaottelu voi olla välttämätöntä optimaalisten harjoitusvasteiden saavuttamiseksi ja ylikuormituksen välttämiseksi. Matalan intensiteetin harjoittelun yksistään on havaittu esimerkiksi parantavan juoksun taloudellisuutta. (Høydal & Hareide 2016) Lisäksi harjoitteluun sisältyy usein suorituksia, joissa intensiteetti on aerobisen ja anaerobisen kynnyksen välillä tai anaerobisen kynnyksen yläpuolella (Bourgeois ym. 2019). Erityisesti korkean intensiteetin intervalliharjoittelu (HIIT) on aikatehokas harjoittelumuoto, joka sisältää useita lähes maksimaalisen tai maksimaalisen intensiteetin työjaksoja, palautusjaksojen ollessa passiivisia tai matalan intensiteetin aktiivisia palautuksia. Työjaksot voivat olla hyvin lyhyitä, alle minuutin mittaisia tai hieman pidempiä, yli 2–3 minuutin suorituksia. (Dolci ym. 2020) HIIT-harjoitusten on havaittu olevan matalaintensiteettistä harjoittelua tehokkaampi harjoittelumuoto useiden kestävyysominaisuuksien ja suorituskyvyn parantamiseksi (Dolci ym. 2020; Høydal & Hareide 2016; Nummela ym. 2016).

## 5.2 Yön aikainen syke ja sykevälivaihtelu kestävyysarjoittelussa

Fyysinen harjoittelu voi muuttaa autonomisen hermoston toimintaa akuutisti (Hautala ym. 2001) sekä pidemmällä aikavälillä (Grässler ym. 2021). Muutokset autonomisen hermoston aktiivisuudessa voidaan havaita leposykkeen ja -sykevälivaihtelun muutoksissa, minkä vuoksi sykettä ja sykevälivaihtelua käytetään arvioimaan väsymystä ja harjoitusvalmiutta urheilussa (Buccheit ym. 2014). Akuutisti autonomisen hermoston palautuminen lepotasolle voi olla riippuvainen harjoituksen tyypistä, intensiteetistä ja sen kestosta (Myllymäki ym. 2012). On arveltu, että palautuminen olisi pääasiassa riippuvainen harjoituksen intensiteetistä (Hynynen ym. 2010; Nakamura ym. 2017; Nummela ym. 2016). Toisaalta pidempi matalaintensiteettinen harjoitus voi häiritä enemmän sydämen autonomisen hermoston säätelyä erityisesti, jos kyseiseen harjoitteluun ei ole tottunut (Myllymäki ym. 2012).

Levon aikana suoritettujen syke- ja sykevälivaihtelunmittaukset voivat antaa hyödyllistä tietoa esimerkiksi edellisenä päivänä suoritettujen kestävyysarjoituksen vaikutuksista autonomisen hermoston toimintaan (Nummela ym. 2016). Käytännössä raskas harjoitus voi näkyä korkeampana leposykkeenä ja alhaisempana leposykevälivaihteluna (Hynynen ym. 2010). Näitä muutoksia voidaan hyödyntää esimerkiksi yksilöllisen ohjelmoinnin tukena, jolloin harjoittelua mukautetaan palautumisen perusteella (Nuutila ym. 2022a). Toisaalta ei voida yksiselitteisesti olettaa levon aikaisen sykkeen ja sykevälivaihtelun muutosten olevan riippuvaisia ainoastaan harjoituksen aiheuttamasta stressireaktiosta. Autonominen hermosto on herkkä myös muille ympäristön ärsykeille (Grässler ym. 2021), jotka voivat aiheuttaa muutoksia levon aikaisissa mittauksissa. Lisäksi kuten aiemmin on todettu, harjoituksen intensiteetti ja volyyymi voivat aiheuttaa erilaisia muutoksia autonomisen hermoston aktiivisuuteen (Myllymäki ym. 2012). Tämän vuoksi olisikin tärkeää selvittää, voidaanko levon aikaista sykettä ja sykevälivaihtelua pitää luotettavana biomarkerina palautumisen ja harjoitusvalmiuden seurantaan, vai havaitaanko muuttujissa mahdollisesti niin suurta päivittäistä vaihtelua, että esimerkiksi harjoitusvalmiuden arviointia ei näiden muuttujien perusteella voida luotettavasti arvioida.

Myös mittausolosuhteilla voi olla vaikutusta levon aikana mitattuun sykkeeseen ja sykevälivaihteluun (Costa ym. 2019). Koska autonomisen hermoston aktiivisuus on herkkä useille ympäristön ärsykeille (Mishica ym. 2022), yön aikaiset sykkeen ja sykevälivaihtelun mittaukset olisivat teoriassa optimaalisin vaihtoehto harjoitusvasteiden seurantaan, jolloin ulkoisten ärsykkeiden vaikutus on minimoitu (Costa ym. 2019). Leposykettä ja -sykevälivaihtelua voidaan

kuitenkin mitata myös esimerkiksi aamulla heräämisen jälkeen (Nakamura ym. 2017). Myös tallennusjakson pituudella voi olla vaikutusta leposyke- ja sykevälivaihtelumittauksiin (Nummela ym. 2010). Tämän vuoksi olisikin myös tärkeää tutkia, mikä vuorokaudenaika tai tallennusjakson pituus olisi optimaalisin ja luotettavin autonomisen hermoston aktiivisuuden arviointiin.

### **5.2.1 Yön aikaisten sykemittausten toistettavuus**

Useimmissa tutkimuksissa sydämen lyöntitaajuutta mitataan EKG-menetelmällä (Costa ym. 2021; Mishica ym. 2022; Nakamura ym. 2017; Nuutila ym. 2022b), joten tässä kappaleessa käytetään termejä syke ja sykevälivaihtelu, mutta teoriaa voidaan hyödyntää myös pulssiin ja pulssivälivaihteluun (Schäfer & Vagedes 2013). Matalaintensiteettisiä kestävyysharjoituksia seuraavina öinä sykemittausten on havaittu olevan toistettava (Nuutila ym. 2022b), mutta leposykkeen toistettavuutta ei kuitenkaan ole tiettävästi tutkittu identtisten HIIT-harjoitusten yhteydessä. Nuutila ym. (2022b) tutkivat yön aikaisten sykemittausten toistettavuutta kahden identtisen kestävyysharjoituksen jälkeisinä öinä. Kokeneet kestävyysjuoksijat suorittivat matalan intensiteetin juoksuharjoituksen kahtena peräkkäisenä päivänä samaan kellon aikaan. Sykettä mitattiin EKG-menetelmällä kumpaakin harjoitusta seuraavana yönä 1) koko yön ajalta (FULL), 2) neljän tunnin ajanjaksolta (4 h) sekä 3) seuraavana aamuna (MOR). Sykkeen havaittiin olevan yhdenmukainen harjoitusten jälkeisinä öinä/aamuina variaatiokertoimen ollessa 2,4 % (FULL), 3,3 % (4 h) ja 3,0 % (MOR). Mittausten välillä ei havaittu tilastollisesti merkittäviä eroja, ja ICC oli tallennusjaksosta riippuen välillä 0,97–0,98. Tutkimus osoitti sykemittausten olevan erittäin toistettava kahtena yönä, joita edelsi identtinen matalaintensiteettinen kestävyysharjoitus. (Nuutila ym. 2022b)

Sykemittausten toistettavuutta on tutkittu myös pidemmällä aikavälillä. Mishica ym. (2022) vertasivat yön aikana ja aamulla mitatun sykkeen yhdenmukaisuutta nuorilla kestävyysurheilijoilla kolmen viikon ajan. He havaitsivat variaatiokertoimen olevan 4,06–4,17 % yön aikaisella sykkeellä ja vastaavasti aamulla mitatuissa arvoissa 5,19–5,78 %, eli keskimääräisesti hieman korkeampi. Tutkimus osoitti hyvän yhdenmukaisuuden yön ja aamun sykemittausten välillä, joten heidän mukaansa yön aikaisia sykemittauksia voidaan pitää sopivana keinona leposykkeen seurantaan. (Mishica ym. 2022)

## 5.2.2 Yön aikaisten sykevälivaihtelumittausten toistettavuus

Sykevälivaihtelumittausten toistettavuutta on tutkittu sekä lyhyemmällä aikavälillä (Nakamura ym. 2017; Nuutila ym. 2022b) että useamman viikon ajalta (Costa ym. 2021; Mishica ym. 2022). Lyhyellä aikavälillä, jolloin sykevälivaihtelua on mitattu 2–3 vuorokauden aikana, sykevälivaihtelumittausten on havaittu olevan toistettavia matalaintensiteettisen kestävyysharjoittelun seurauksena (Nuutila ym. 2022b) sekä korkean intensiteetin harjoitusten seurauksena (Nakamura ym. 2017). Nuutilan ym. (2022b) tutkimuksessa kokeneet kestävyysjuoksijat suorittivat matalan intensiteetin juoksuharjoituksen kahtena peräkkäisenä päivänä. Yön aikaista sykevälivaihtelua ( $\ln\text{RMSSD}$  ja  $\ln\text{LF}$ ) mitattiin molempien harjoitusten jälkeisenä yönä 1) koko yön ajalta (FULL), 2) neljän tunnin ajanjaksolta (4 h) sekä 3) seuraavana aamuna (MOR). Sykevälivaihtelumittausten havaittiin olevan erittäin toistettava matalaintensiteettisen harjoitusten jälkeisinä öinä/aamuina variaatiokerroimen ollessa 2,1–2,4 % (FULL), 2,4–3,0 % (4 h) ja 3,3–3,8 % (MOR). Mittausten välillä ei havaittu tilastollisesti merkitseviä eroja ja ICC oli tallennusjaksosta ja sykevälivaihtelun analyysimenetelmästä riippuen välillä 0,91–0,97. (Nuutila ym. 2022b) Nakamura ym. (2017) puolestaan tutkivat sykevälivaihtelumittausten ( $\ln\text{RMSSD}$ ) toistettavuutta rugby pelaajilla, jotka suorittivat korkean intensiteetin harjoituksia ja pitkiä fyysisen suorituskyvyn testejä. HRV-mittaukset suoritettiin kolmena peräkkäisenä aamuna ja analyysit suoritettiin yhden minuutin ajanjaksolle. Tulokset osoittivat, että päivien väliset mittaukset olivat erittäin toistettavia (ICC = 0,90 ja CV = 7,65 %). (Nakamura ym. 2017)

Pidemmällä aikavälillä sykevälivaihtelumittausten toistettavuudessa on havaittu vaihtelua (Costa ym. 2021; Mishica ym. 2022). Mishica ym. (2022) vertasivat yön aikana ja aamulla mitatun sykevälivaihtelun yhdenmukaisuutta nuorilla kestävyysurheilijoilla kolmen viikon ajan. He havaitsivat variaatiokerroimen olevan 9,49–12,35 % yön aikaisella sykevälivaihtelulla ja 19,43–22,60 % aamulla mitatulla sykevälivaihtelulla. (Mishica ym. 2022) Costa ym. (2021) tutkivat yksilöiden sisäisen harjoitus- ja ottelukuormituksen vaikutusta yön aikaiseen sykevälivaihteluun korkean tason naisjalkapalloilijoilla kahden viikon ajan. Kahden viikon sisään oli kuusi ilta-aikaan suoritettavaa harjoitusta, kuusi lepopäivää ja kaksi ottelua. Variaatiokerroin laskettiin koko ryhmälle ja jokaiselle yksilöllisesti 14 päivän HRV-tuloksista. Tulokset osoittivat, että yön aikainen HRV oli vakaa koko kahden viikon ajan, sillä variaatiokerroin oli  $\ln\text{RMSSD}$ :lle,  $\ln\text{LF}$ :lle ja  $\ln\text{HF}$ :lle 3–23 %, 5–46 % ja 4–29 %. Korkeampi variaatiokerroin havaittiin lähinnä neljällä pelaajalla, mutta harjoitus- ja ottelukuormitus ei vaikuttanut yön aikaiseen sykevälivaihteluun muilla pelaajilla. (Costa ym. 2021)

## 6 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA HYPOTEESIT

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena on tutkia Polar Vantage V2 -rannelaitteella mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteettia levossa. Laitteen pulssin ja pulssivälivaihtelun mittaaminen perustuu fotopletysmografiamenetelmään, joka mittaa ranteesta pulssiaaltoja. Pulssiaalloista laskettua pulssia ja pulssivälivaihtelua verrataan Polar H10 -sykesensorilla määritettyyn sykkeeseen ja sykevälivaihteluun levossa. Mikäli Polar Vantage V2 -rannelaitteen todetaan olevan validi pulssimittausten suhteen, tarkastellaan seuraavaksi yön aikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuutta kestävyysharjoittelussa kokeneilla harrastetason kestävyysjuoksijoilla. Tarkoituksena on tutkia pulssimittausten toistettavuutta kahden yön välillä, joita edeltää identtinen LIT- tai HIIT-kestävyysharjoitus.

***Tutkimuskysymys 1:*** Onko fotopletysmografiamenetelmään perustuva Polar Vantage V2 -rannelaite validi mittaamaan pulssia levossa suhteessa referenssimenetelmällä mitattuun sykkeeseen?

***Hypoteesi 1:*** Kyllä. PPG-menetelmään perustuvien kaupallisten rannelaitteiden pulssin mittaustarkkuutta pidetään suhteellisen luotettavana erityisesti levossa (Bellenger ym. 2021; Düking ym. 2020; Miller ym. 2022; Sarhaddi ym. 2022; Thomas ym. 2022; Wallen ym. 2016). PPG-menetelmän on havaittu mittaavan pulssia riittäväällä tarkkuudella laboratorio-olosuhteissa suoritetuissa lyhyen aikavälin lepomittauksissa istuma-asennossa (Düking ym. 2020; Thomas ym. 2022) sekä maakuuasennossa ja seisten (Wallen ym. 2016). PPG-menetelmiin perustuvien rannelaitteiden pulssimittausten on todettu olevan valideja myös unen aikana laboratorio-olosuhteissa (Bellenger ym. 2021; Miller ym. 2022) sekä luonnollisissa olosuhteissa, joissa pulssia on mitattua kotioloissa unen aikana (Sarhaddi ym. 2022).

***Tutkimuskysymys 2:*** Onko fotopletysmografiamenetelmään perustuva Polar Vantage V2 -rannelaite validi mittaamaan pulssivälivaihtelua levossa suhteessa referenssimenetelmällä mitattuun sykevälivaihteluun?

***Hypoteesi 2:*** Kyllä. Pulssivälivaihtelun mittaustarkkuuden on havaittu olevan riippuvainen käytetystä analyysimenetelmästä (Hernando ym. 2018; Sarhaddi ym. 2022). PPG-menetelmän on kuitenkin todettu olevan validi menetelmä erityisesti pulssivälivaihtelun aikakenttämenetelmien, kuten RMSSD:n mittaamisessa. (Hernando ym. 2018; Sarhaddi ym. 2022; Stuyck ym.

2022). PPG- ja EKG-menetelmällä mitatun RMSSD-arvon välillä on havaittu hyvä yhdenmu-  
kaisuus laboratorio-olosuhteissa, lyhyen aikavälin mittauksissa, hereillä ollessa (Hernando ym.  
2018; Stuyck ym. 2022) sekä unen aikana (Miller ym. 2022; Sarhaddi ym. 2022).

**Tutkimuskysymys 3:** Ovatko yön aikaiset pulssi- ja pulssivälivaihtelumittaukset toistettavia  
kahden matalaintensiteettistä kestävyysharjoitusta seuraavien öiden välillä?

**Hypoteesi 3:** Kyllä. PPG-menetelmällä mitatun pulssin tai pulssivälivaihtelun toistettavuudesta  
kahden samanlaisen matalaintensiteettisen kestävyysharjoituksen jälkeen ei ole näyttöä. EKG-  
menetelmällä mitatun syke- ja sykevälivaihtelumittausten on kuitenkin todettu olevan erittäin  
toistettavia matalaintensiteettisiä kestävyysharjoituksia seuraavina öinä (Nuutila ym. 2022b).

**Tutkimuskysymys 4:** Ovatko yön aikainen pulssi ja pulssivälivaihtelu toistettavia kahden kor-  
keaintensiteettistä kestävyysharjoitusta seuraavien öiden välillä?

**Hypoteesi 4:** Kyllä. PPG-menetelmällä mitatun pulssin tai pulssivälivaihtelun toistettavuudesta  
kahden samanlaisen HIIT-harjoituksen jälkeen ei ole näyttöä. Sykemittausten on kuitenkin ha-  
vaittu olevan toistettavia kestävyysurheilijoilla kolmen viikon aikana suoritettujen mittausten  
välillä, joten yön aikaisten sykemittausten voitaisiin ajatella olevan sopiva keino leposykkeen  
seurantaan vaihtelevissakin olosuhteissa (Mishica ym. 2022). Lisäksi aamulla suoritettujen sy-  
kevälivaihtelumittausten on havaittu olevan erittäin toistettavia korkean intensiteetin harjoitus-  
ten jälkeisinä aamuina (Nakamura ym. 2017), mutta vastaavia tutkimuksia yön aikaisten mit-  
tausten osalta ei tietävästi ole.

## 7 TUTKIMUSMENETELMÄT

### 7.1 Koehenkilöt

Opinnäytetyö suoritettiin osana laajempaa tutkimusta: ”Individualized endurance training based on recovery and training status”, johon osallistui yhteensä 40 koehenkilöä. Koehenkilöt olivat perusterveitä, kestävyysharjoittelua säännöllisesti harrastavia (vähintään 4x/viikko) miehiä (n = 20) ja naisia (n = 20) (taulukko 1). Validiteetin laboratoriomittaukset suoritettiin onnistuneesti 39 koehenkilölle. Yksi mittaus epäonnistui johtuen PPG-tallennuksen keskeytymisestä liian aikaisin, mikä havaittiin vasta dataa analysoitaessa. Yön aikaiset validiteettimittaukset suoritettiin onnistuneesti 29 koehenkilölle. Koehenkilöiden dataa ei voitu käyttää puuttuvan raaka-PPG-datan (n = 5), puuttuvan referenssidatan (n = 4) tai latausprosessin epäonnistumisen (n = 2). Toistettavuusmittausten osalta LIT-harjoitusjakson aikaiset tulokset saatiin 40 koehenkilöltä. HIIT-harjoitusjakson aikana tulokset saatiin 37 koehenkilöltä. Kolmen koehenkilön tuloksia ei voitu käyttää tutkimuksen keskeyttämisen vuoksi. Tutkimusprotokollalle haettiin hyväksyntä Jyväskylän yliopiston eettiseltä toimikunnalta.

TAULUKKO 1. Koehenkilöiden taustamuuttujat.

Sukupuoli (N/M)	20/20
Ikä (v)	35,6 ± 7,0
Pituus (cm)	173,4 ± 9,0
Paino (kg)	69,9 ± 12,4
Rasva%	17,4 ± 7,0
VO <sub>2max</sub> (ml/kg/min)	46,0 ± 5,5

N, nainen; M, mies; VO<sub>2max</sub>, maksimaalinen hapenottookyky.

### 7.2 Tutkimusasetelma

*Validiteetti.* Polar Vantage V2 -rannelaitteella (PPG) (Polar Electro Oy, Kempele, Suomi) mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteettia arvioitiin vertaamalla tuloksia Polar H10 -sykesensorilla (heart rate sensor, HRS) (Polar Electro Oy, Kempele, Suomi) mitattuihin tuloksiin. Polar H10 -sykesensoria käytettiin referenssimenetelmänä, koska sen on raportoitu havaitsevan tarkasti RR-intervalleja levossa ja harjoittelun aikana (Gilgen-Ammann ym. 2019). PPG-menetelmän validiteettia tutkittiin: 1) laboratorio-olosuhteissa, hereillä, makuuasennossa (5

min) sekä 2) kotioloissa, yön aikana nukkuessa (4 h). Molemmista mittauksista ja molemmista laitteista analysoitiin pulssi (PPG) tai syke (HRS) sekä LnRMSSD. Kyseiset muuttujat valittiin, koska rannelaitteen ”Nightly Recharge” -ominaisuus tarjoaa käyttäjille neljän tunnin keskimääräisen pulssin ja RMSSD-arvon. Analyyseissä RMSSD muutettiin luonnollisen logaritmin muotoon (LnRMSSD), jotta saavutettaisiin normaalijakauma (Shaffer & Ginsberg 2017). Lisäksi RMSSD:n ja sen luonnollisen logaritmin LnRMSSD:n, on arveltu sopivan parhaiten sykevälivaihtelun seurantaan harjoittelun ja palautumisen yhteydessä (Plews ym. 2013).

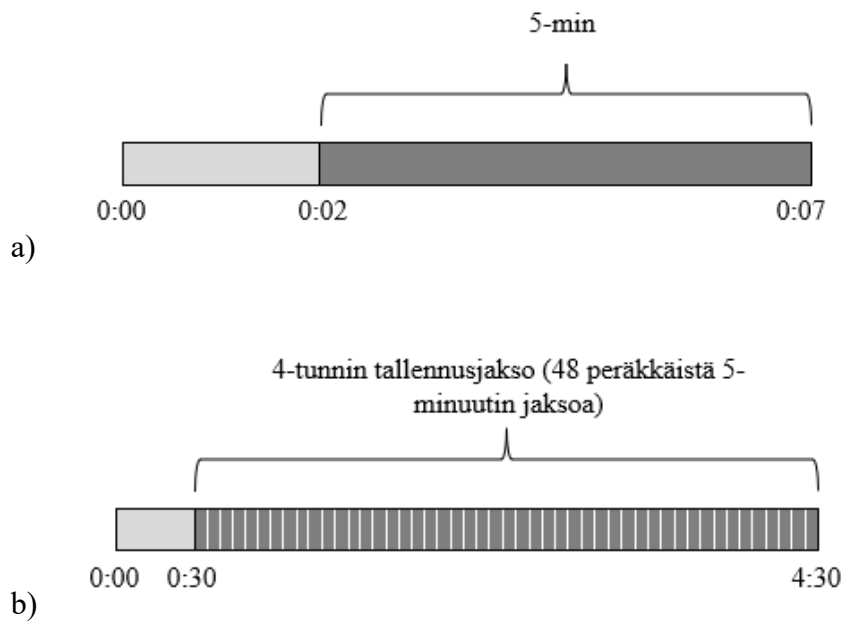
*Toistettavuus.* Ennen yön aikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuuden arviointia täytyi varmistua PPG-menetelmän validiteetista, koska muuttujia mitattiin Polar Vantage V2 -rannelaitteella. Yön aikaisten pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten toistettavuutta arvioitiin kahden erilaisen kestävyysharjoitusjakson, LIT- ja HIIT-harjoitusjakson yhteydessä. LIT-harjoitusjakson aikana suoritettiin matalan intensiteetin kestävyysharjoittelua (LIT) ja HIIT-harjoitusjakson aikana korkean intensiteetin intervalliharjoittelua (HIIT). Mittaukset suoritettiin 1) kahtena yönä, joita edelsi LIT-harjoitus ja 2) kahtena yönä, joita edelsi HIIT-harjoitus. Mittaukset suoritettiin kummankin harjoitusjakson kahden ensimmäisen harjoituksen jälkeisinä öinä, jotta muut tekijät, kuten harjoittelun aiheuttama väsymys tai muutokset fyysisessä kunnossa eivät vaikuttaisi toistettavuuteen pitkällä aikavälillä (Nakamura ym. 2017). Muuttujina käytettiin rannelaitteen ”Nightly Recharge” -ominaisuuden tarjoamaa 4 tunnin keskimääräistä pulssia sekä RMSSD:tä, joka muutettiin LnRMSSD muotoon.

### **7.3 Aineiston keruu ja mittaukset**

*Validiteetin laboratoriomittaukset.* Laboratoriomittauksissa PPG- ja HRS-tallennukset suoritettiin samanaikaisesti makuuasennossa spontaanin hengityksen aikana. Molemmilla laitteilla voitiin tallentaa dataa samanaikaisesti. Sykevyö kostutettiin ja kiinnitettiin napakasti ylävartalon ympärille rintalastan alaosassa sijaitseva miekkalisäkkeen kohdalle. Rannelaite kiinnitettiin ranteeseen valmistajan ohjeiden mukaisesti: vähintään sormen leveyden päähän kyynärluun puikkolisäkkeestä ja kiristettiin napakasti ranteen ympärille niin, että se ei päässyt liikkumaan ja sensorit pysyivät kosketuksissa ihoon. Koehenkilöitä ohjeistettiin makaamaan liikkumatta ja puhumatta seitsemän minuutin datan keräyksen ajan. Analyyseissä käytettiin viimeistä viiden minuutin jaksoa (kuva 5).



*Yön aikaiset validiteettimittaukset.* Yön aikaisissa mittauksissa PPG- ja HRS-tallennukset kerättiin samanaikaisesti luonnollisissa olosuhteissa, tutkittavien nukkuessa kotonaan. Sykevyö oli yhdistetty joko Polar sensor logger -applikaatioon (n = 24) tai toiseen Vantage V2 -rannelaitteeseen (n = 5). Koehenkilöitä ohjeistettiin kiinnittämään ranneke ja sykevyö samoin kuin laboratoriomittauksissa. HRS-tallennus aloitettiin manuaalisesti, kun koehenkilö meni nukkumaan. PPG-tallennus käynnistyi automaattisesti rannelaitteen havaitseman nukahtamisen jälkeen. Analyyseissa käytettiin neljän tunnin ajanjaksoa alkaen 30 minuuttia havaitun unen alkamisen jälkeen rannelaitteen ”Nightly Recharge”-ominaisuuden mukaisesti (kuva 5).



KUVA 5. a) Validiteetin laboratoriomittauksissa käytetty tallennusjakso sekä b) yön aikaisissa validiteettimittauksissa käytetty tallennusjakso.

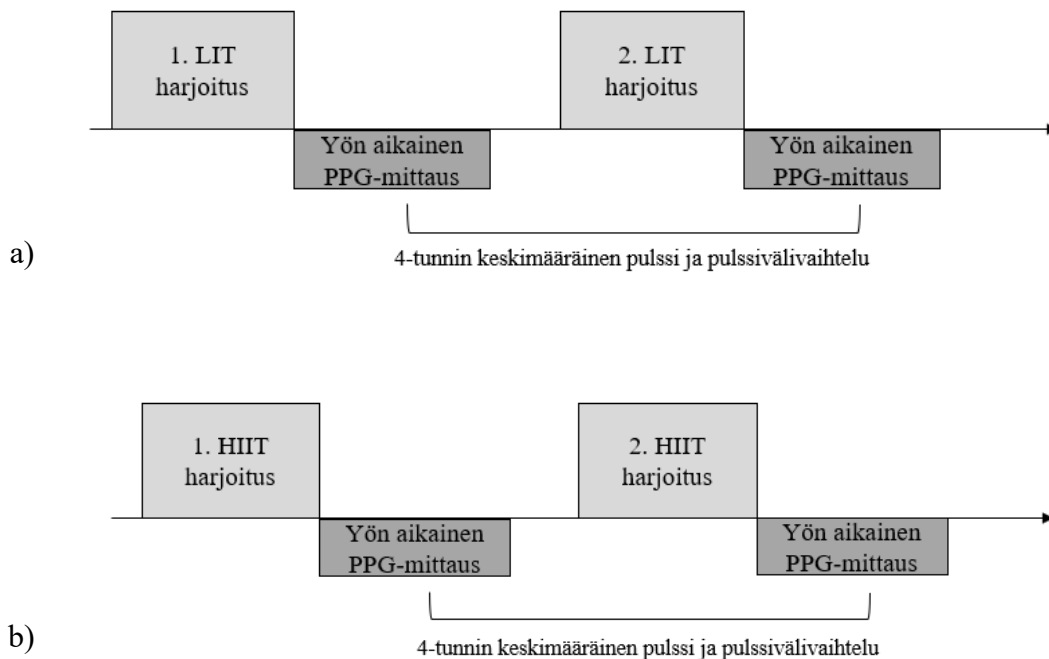
*Toistettavuus.* Toistettavuutta tutkittiin kahden eri kestävyysharjoitusjakson aikana. LIT-harjoitusjakson aikana koehenkilöt suorittivat matalaintensiteettisiä kestävyysjuoksuharjoituksia, joissa intensiteetin tuli olla ennalta määritetyn aerobisen kynnyksen alapuolella. Yön aikaisia pulssimittauksia edeltäneiden LIT-harjoitusten tiedot on esitetty taulukossa 2. HIIT-harjoitusjakson aikana suoritettiin korkeaintensiteettisiä intervalliharjoituksia juosten. Yksi HIIT-harjoitus sisälsi kuusi kolmen minuutin intervallia (6 x 3 min), joiden välissä oli kahden minuutin aktiivinen palautus kävellen. Intervallit tuli juosta maksimaalisella nopeudella, jota pystyi ylläpitämään koko intervallin ajan, jolloin juoksuintensiteetti oli käytännössä anaerobisen kynnyksen ja suoran juoksumattotestin loppunopeuden välillä.

TAULUKKO 2. LIT-harjoitusten kesto (h:min) ja kuljettu matka (km).

	LIT1	LIT2
Aika (h:min)	0:58 ± 0:12	1:01 ± 0:13
Matka (km)	9,1 ± 2,6	9,7 ± 2,7

LIT1, volyyminjakson ensimmäinen kriteerien täyttämä matalaintensiteettinen harjoitus; LIT2, volyyminjakson toinen kriteerien täyttämä matalaintensiteettinen harjoitus. Taulukon arvot on esitetty muodossa keskiarvo ± keskihajonta.

Koehenkilöt käyttivät koko tutkimuksen ajan Vantage V2 -rannelaitetta nukkuessaan. Laadukkaan datan varmistamiseksi laite ohjeistettiin asettamaan ranteeseen samoin kuin validiteetti- mittauksissa. Tulokset analysoitiin molempien harjoitusjaksojen kahden ensimmäisen harjoituksen jälkeisistä öistä, jotka täyttivät ennalta määritetyt kriteerit (kuva 6). LIT-harjoituksen tuli olla intensiteetiltään ennalta määritetyllä peruskestävyysalueella. Sekä LIT- että HIIT-harjoituksia edeltävänä päivänä tuli olla korkeintaan LIT-harjoitus tai lepopäivä. Mikäli edellä mainitut kriteerit eivät täytyneet tai harjoitusta seuraavalta yöltä ei ollut pulssidataa, analyysiin valittiin seuraava yö, joka täytti kriteerit. Analyysiin valittujen LIT-harjoitusten välillä oli keskimäärin  $1,4 \pm 2,1$  päivää ja HIIT-harjoituksen välillä  $2,7 \pm 2,6$  päivää.



KUVA 6. Toistettavuusmittauksissa käytetty protokolla a) LIT-harjoitusjaksolla sekä b) HIIT-harjoitusjaksolla.

## 7.4 HRV- ja PRV-analyysit

Raaka-PP-intervallien kerääminen ja siirtäminen rannelaitteesta oli mahdollista valmistajan (Polar Electro Oy) kyseiseen tutkimustarkoitukseen toimittamalla Test app -toiminnolla (raakadatan tallennus) ja ohjelmistolla (Debugtool: tietojen ottaminen talteen laitteesta; OHR log decoder: pakattujen tietojen avaaminen).

*Validiteetin laboratoriomittaukset.* Laboratoriomittausten PPG-menetelmällä mitattujen PP-intervallien ja HRS-menetelmällä mitattujen RR-intervallien yhteensopivuus laitteiden välillä tarkastettiin visuaalisesti. Lisäksi referenssidata arvioitiin kriittisesti mahdollisten virrehavaintojen varalta. Kardiologi vahvisti kaksi fysiologisesti epätodennäköistä RR-intervallin pituutta HRS-datasta. Vastaavat datapisteet poistettiin HRS- ja PPG-datasta tulosten vääristymisen välttämiseksi. Koska virheellisten havaintojen korjaaminen on olennainen osa HRV-analyysijä, samanlaista patentoitua suodatinta, jota käytetään Polar ”Nightly Recharge” -ominaisuudessa, käytettiin PPG-dataan siten kuin ne olisi saatu rannelaitteesta. Tarkkaa suodattimen algoritmia ei ole saatavilla, mutta se perustuu mahdollisten datapisteiden poistoon, joiden arvioidaan ilmentävän riittämätöntä datan laatua. Puuttuvien datapisteiden prosenttiosuus suodattimen käytämisen jälkeen ilmoitetaan tulososiossa. Viiden minuutin keskimääräinen pulssi tai syke ja LnRMSSD laskettiin sekä PPG- että HRS-menetelmille.

*Yön aikaiset validiteettimittaukset.* Yön aikaiset PP-intervallit kerättiin samoin kuin laboratoriomittauksissa, mutta HRS-menetelmällä mitatut RR-intervallit kerättiin Polar sensors logger-applikaation tai Polar Flow:n kautta. Data sovitettiin aikaleimojen perusteella ja synkronoitiin offset -arvojen perusteella parhaan signaalin saamiseksi. Synkronoinnin jälkeen HRS- ja PPG-dataan käytettiin Polar ”Nightly Recharge”- algoritmia, joka käyttää patentoitua suodatinta ja laskee keskiarvot viiden minuutin jaksoille. Yön aikaisten tallenteiden lopullisena analyysijaksena käytettiin keskimäärin neljän tunnin ajanjaksoa (48 peräkkäistä 5 minuutin jaksoa), joka alkoi 30 minuuttia rannelaitteen havaitseman nukahtamisen jälkeen.

*Toistettavuus.* Toistettavuuden arvioinnissa käytettiin Vantage V2 -rannelaitteen ”Nightly Recharge” -ominaisuuden tarjoamia tuloksia. Ominaisuus tarjoaa käyttäjälle yönaikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun (RMSSD) neljän tunnin keskiarvon alkaen 30 minuuttia havaitusta nukahtamisesta. Koehenkilöt synkronoivat Vantage V2 -rannelaitteella keräämänsä datan Polar

Flow -palveluun. Sieltä data siirtyi Coach4Pro -palveluun (Coach4Pro, Oy, Espoo, Suomi), josta tulokset siirrettiin Exceeliin. Laitteesta saatu RMSSD muutettiin LnRMSSD muotoon.

## 7.5 Tilastolliset menetelmät

Analyysit suoritettiin käyttäen Microsoft Excel for Microsoft 365 16.0 (Microsoft Corporation, Redmond, WA, Yhdysvallat) ja IBM SPSS Statistics 28.0 (IBM Corporation, Armonk, New York, Yhdysvallat) ohjelmistoa. Tulokset esitetään keskiarvona  $\pm$  keskihajontana (SD). Aineiston normaalijakautuneisuus varmistettiin Shapiro-Wilkin testillä. Validiteetin osalta PPG- ja HRS-menetelmillä mitattujen muuttujien välisiä eroja tarkasteltiin parillisella t-testillä. Menetelmien välistä eroa kuvataan menetelmien erotuksen keskiarvolla eli keskihajolla (bias), absoluuttisella keskivirheellä (mean absolute error, MAE) sekä absoluuttisella prosentuaalisella keskivirheellä (mean absolute percentage error, MAPE). Menetelmien välistä riippuvuutta arvioitiin Pearsonin korrelaatiokertoimen sekä sisäkorrelaation (intraclass correlation coefficient, ICC) avulla. Lisäksi Bland-Altman-kuvaajia käytettiin menetelmien yhtäpitävyyden arvioimiseksi, jossa yhtäpitävyyssrajat (limits of agreement, LOA) laskettiin keskivirhe  $\pm 1,96 \times SD$ .

Toistettavuuden osalta kahden eri mittapisteen eli kahtena eri yönä mitattujen muuttujien välisiä eroja tarkasteltiin parillisella t-testillä. Mittapisteiden välistä eroa kuvataan tulosten erotuksen keskiarvolla eli keskihajolla (bias) ja tulosten suhteellista vaihtelua variaatiokertoimen (coefficient of variation, CV %) avulla. Muuttujien riippuvuutta kahden mittapisteen välillä arvioitiin sisäkorrelaation avulla (ICC).

Tilastollisen merkitsevyyden rajaksi asetettiin  $p < 0,05$ . PPG-menetelmän mittaustarkkuuden raja-arvoiksi määritettiin hyväksyttävä tarkkuus (MAPE  $< 5$  %), heikko, mutta hyväksyttävä tarkkuus (MAPE = 10–25 %) sekä hyvin heikko tarkkuus, joka ei ole hyväksyttävällä tasolla (MAPE  $> 25$  %) (Swanson 2015). Korrelaation voimakkuuden raja-arvoiksi asetettiin heikko ( $r = 0,1–0,3$ ), kohtalainen ( $r = 0,3–0,5$ ), voimakas ( $r = 0,5–0,7$ ), erittäin voimakas ( $r = 0,7–0,9$ ) ja lähes täydellinen ( $r > 0,9$ ) (Hopkins ym. 2009). Hyväksyttävän toistettavuuden rajaksi asetettiin CV  $< 10$  % (Atkinson & Nevill 1998).

## 8 TULOKSET

Polar Vantage V2 -rannelaitteella mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteettia tutkittiin laboratorio-olosuhteissa (n = 39, 5 min) sekä yön aikana nukkuessa (n = 29, 4 h). Yön aikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuutta tarkasteltiin LIT-harjoitusjakson (n = 40) ja HIIT-harjoitusjakson aikana (n = 37).

### 8.1 Validiteetti

TAULUKKO 3. Koehenkilöiden taustamuuttujat 5 min ja 4 h tallennuksissa.

	5 min (n = 39)	4 h (n = 29)
Sukupuoli (N/M)	19/20	14/15
Ikä (v)	35,4 ± 6,9	35,3 ± 6,4
Pituus (cm)	173,5 ± 9,1	172,8 ± 9,8
Paino (kg)	70,2 ± 12,3	70,8 ± 13,2
Rasva%	17,5 ± 7,1	18,6 ± 7,2
VO <sub>2max</sub> (ml/kg/min)	46,0 ± 5,6	45,4 ± 5,7

N, nainen; M, mies; VO<sub>2max</sub>, maksimaalinen hapenottokyky.

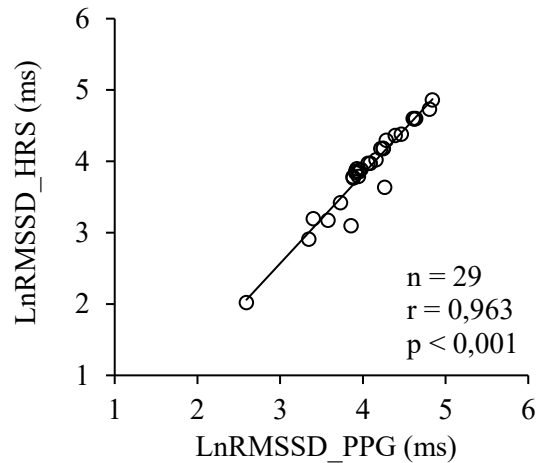
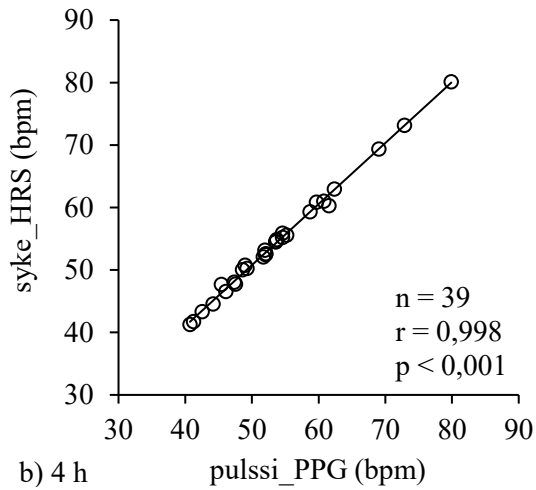
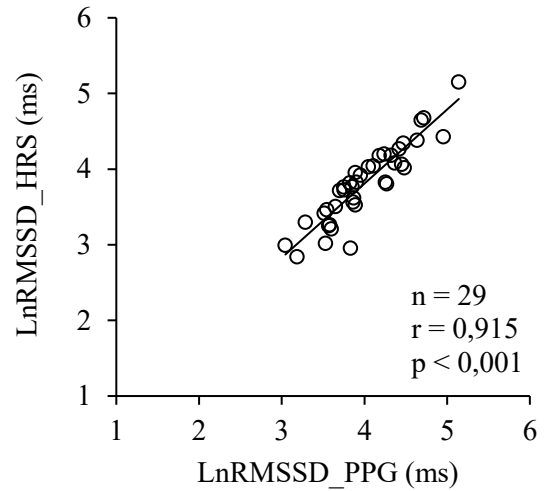
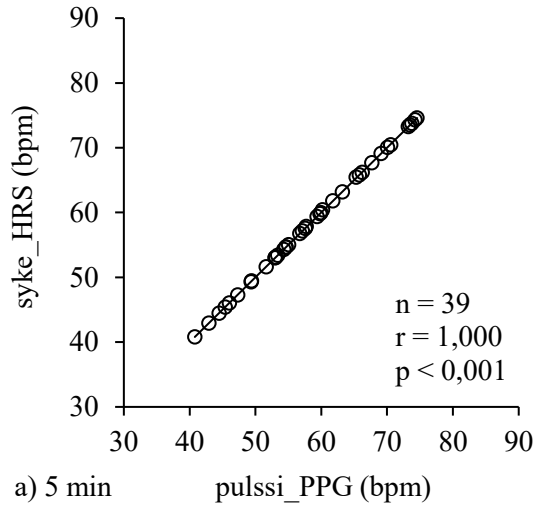
Koehenkilöiden taustamuuttujat on esitelty taulukossa 3. Taulukossa 4 on esiteltyinä PPG- ja HRS-menetelmällä johdetut tulokset ja niiden välinen vertailu laboratorio- ja yön aikaisissa tallennuksissa. Aineiston suodatuksen seurauksena 0,66 ± 1,85 % datapisteistä poistettiin laboriotallennuksista ja 0,22 ± 0,85 % yön aikaisista tallennuksista. Pulssin (PPG) ja sykkeen (HRS) välillä ei havaittu eroa 5 min tallennuksissa, mutta 4 h tallennuksissa PPG-menetelmä aliarvioi sykettä hieman (bias -0,7 ± 0,6; p < 0,001). Lisäksi PPG-menetelmä yliarvioi LnRMSSD-arvoa 5 min tallennuksissa (bias 0,19 ± 0,21 ms; p < 0,001) sekä 4 h tallennuksissa (bias 0,17 ± 0,20 ms; p < 0,001).

TAULUKKO 4. PPG- ja HRS-menetelmillä johdettujen tulosten välinen vertailu 5 min ja 4 h tallennuksissa.

	5 min (n = 39)		4 h (n = 29)	
	Lyöntitaajuus (bpm)	LnRMSSD (ms)	Lyöntitaajuus (bpm)	LnRMSSD (ms)
PPG	58,6 ± 9,5	4,01 ± 0,48	53,8 ± 9,2	4,06 ± 0,47
HRS	58,6 ± 9,5	3,82 ± 0,51	54,5 ± 9,0	3,90 ± 0,61
Bias	0,0 ± 0,1	0,19 ± 0,21***	-0,7 ± 0,6***	0,17 ± 0,20***
MAE	0,0 ± 0,0	0,20 ± 0,20	0,8 ± 0,5	0,17 ± 0,20
MAPE	0,04 ± 0,08	5,58 ± 6,14	1,49 ± 1,01	5,23 ± 7,36

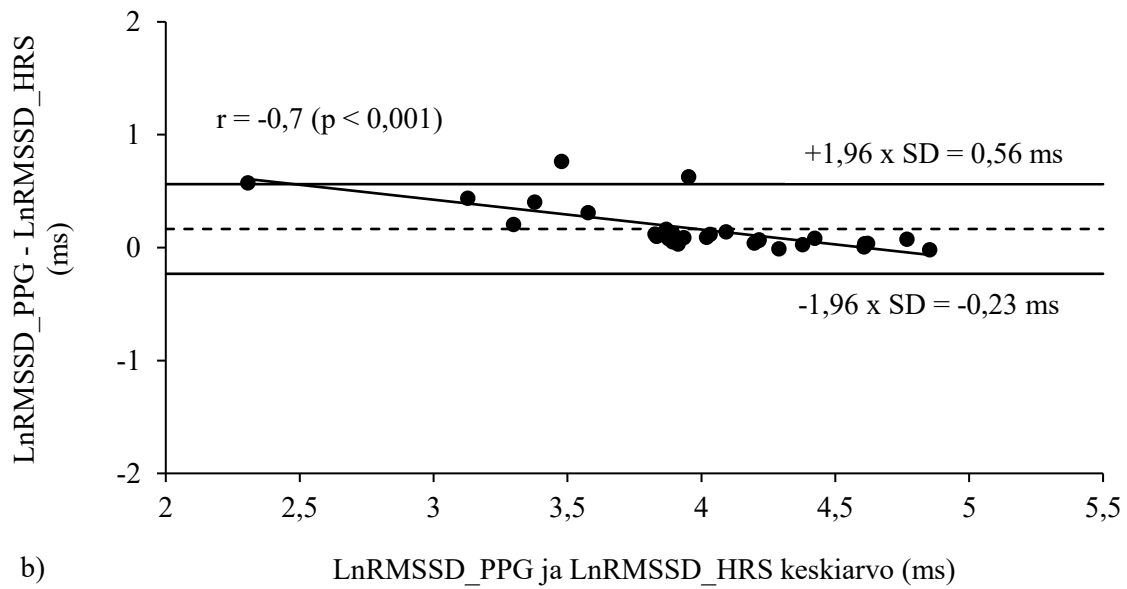
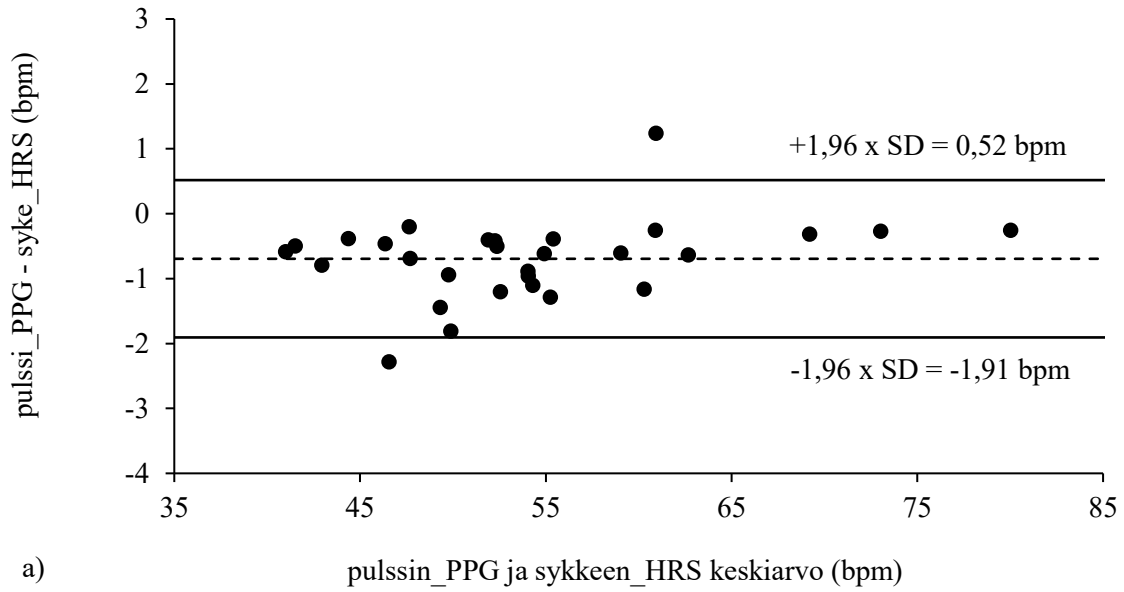
PPG, fotopletysmografiamenetelmä; HRS, referenssimenetelmä; bias, keskiharha; MAE, absoluuttinen keskivirhe; MAPE, absoluuttinen prosentuaalinen keskivirhe; \*\*\* p < 0,001, tilastollisesti merkitsevä ero PPG- ja HRS-menetelmien välillä.

PPG- ja HRS-menetelmien välillä havaittiin erittäin korkea korrelaatio sekä 5 min että 4 h tallennuksissa. Pulssin ja sykkeen välinen sisäkorrelaatio oli tilastollisesti erittäin merkitsevä 5 min tallennuksissa (ICC 1,000; p < 0,001) ja 4 h tallennuksissa (ICC 0,998; p < 0,001). Myös pulssi- ja sykevälivaihtelun välinen sisäkorrelaatio oli tilastollisesti erittäin merkitsevä laitteiden välillä 5 min tallennuksissa (ICC 0,913; p < 0,001) ja 4 h tallennuksissa (ICC 0,931; p < 0,001). Kuvassa 7 on havainnollistettu menetelmien välistä Pearsonin korrelaatiokerrointa.



KUVA 7. Pulssin ja sykkeen välinen korrelaatio (vasen) sekä pulssi- ja sykevälivaihtelun välinen korrelaatio (oikea) a) 5 min tallennuksissa ja b) 4 h tallennuksissa.

Kuvassa 8 on esitetty yön aikaisten mittausten Bland-Altman-kuvaajat. Kuvaajien perusteella menetelmiä voidaan pitää yhdenmukaisina sekä pulssin ja sykkeen että pulssi- ja sykevälivaihtelun mittausten osalta. 4 h tallennuksissa oli kuitenkin viitteitä siitä, että alhaisemmilla LnRMSSD-arvoilla PPG-menetelmän mittaustarkkuus heikkeni ( $r = -0,7$ ;  $p < 0,001$ ) (kuva 8).



KUVA 8. Bland-Altman-kuvaaja PPG- ja HRS-menetelmillä johdetusta a) pulssista ja sykkeestä sekä b) pulssi- ja sykevälivaihtelusta 4 h tallennuksissa.



## 8.2 Toistettavuus

TAULUKKO 5. Koehenkilöiden taustamuuttujat LIT- ja HIIT-harjoitusjaksolla.

	LIT (n = 40)	HIIT (n = 37)
Sukupuoli (N/M)	20/20	18/19
Ikä (v)	35,6 ± 7,0	36,0 ± 6,9
Pituus (cm)	173,4 ± 9,0	173,5 ± 8,9
Paino (kg)	69,9 ± 12,4	69,5 ± 11,9
Rasva%	17,4 ± 7,0	16,8 ± 6,9
VO <sub>2max</sub> (ml/kg/min)	46,0 ± 5,5	46,3 ± 5,6

N, nainen; M, mies; VO<sub>2max</sub>, maksimaalinen hapenottookyky.

Koehenkilöiden taustamuuttujat LIT- ja HIIT-harjoitusjaksoilla on esitelty taulukossa 5. Taulukossa 6 on esiteltyä yön aikainen keskimääräinen pulssi ja LnRMSSD kahden ensimmäisen kriteerien täyttämän harjoituksen jälkeisinä öinä (1. yö, 2. yö) LIT- ja HIIT-harjoitusjaksoilla. Pulssissa tai pulssivälivaihtelussa ei havaittu eroja tai vaihtelua mittapisteiden välillä. Pulssi- ja pulssivälivaihtelumittaukset myös korreloivat tilastollisesti erittäin merkitsevästi (ICC > 0,8; p < 0,001) kahden yön välillä molempien harjoitusjaksojen aikana.

TAULUKKO 6. Keskimääräinen yön aikainen pulssi (bpm) ja LnRMSSD (ms) kahtena LIT-harjoitusta seuraavana yönä, kahtena HIIT-harjoitusta seuraavana yönä sekä mittausten välinen vertailu.

	LIT (n = 40)		HIIT (n = 37)	
	Pulssi (bpm)	LnRMSSD (ms)	Pulssi (bpm)	LnRMSSD (ms)
1. yö	52,7 ± 8,3	4,07 ± 0,42	53,7 ± 8,5	4,03 ± 0,38
2. yö	52,9 ± 7,8	4,12 ± 0,42	54,1 ± 9,5	4,04 ± 0,40
Bias	-0,2 ± 2,8	-0,47 ± 0,20	-0,4 ± 4,0	-0,02 ± 0,24
CV (%)	5,5	5,0	7,7	6,1
ICC	0,941***	0,885***	0,900***	0,807***

Bias, keskiharha; CV (%), variaatiokerroin; ICC, sisäkorrelaatio. \*\*\* p < 0,001, 1. ja 2. yön mittausten välillä tilastollisesti erittäin merkitsevä korrelaatio.

## 9 POHDINTA

Tämän opinnäytetyön tarkoituksena oli tarkastella PPG-menetelmään perustuvalla Polar Vantage V2 -rannelaitteella mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun validiteettia levossa. Mittaukset suoritettiin samanaikaisesti PPG-menetelmällä ja referenssimenetelmällä (HRS) laboratorioolosuhteissa, hereillä ollessa (5 min) sekä kotioloissa, unen aikana (4 h). Lisäksi tarkoituksena oli tutkia yön aikaisten pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten toistettavuutta kahtena yönä, joita oli edeltänyt identtinen kestävyysharjoitus. Toistettavuutta tarkasteltiin kahden yön välillä, joita oli edeltänyt identtinen LIT-harjoitus ja kahden yön välillä, joita oli edeltänyt identtinen HIIT-harjoitus.

PPG- ja HRS-menetelmillä mitatun pulssin ja sykkeen välillä ei havaittu eroa laboratoriotallennuksissa, mutta yön aikaisissa tallennuksissa menetelmien välillä havaittiin pieni ero. Lisäksi LnRMSSD-arvoissa havaittiin menetelmien välillä pieni, mutta tilastollisesti merkitsevä ero 5 min ja 4 h tallennuksissa, minkä lisäksi virheen suuruus kasvoi niillä tutkittavilla, joilla PRV oli alhainen. PPG-menetelmällä oli taipumus aliarvioida pulssia ja yliarvioida pulssivälivaihtelua. Polar Vantage V2 -rannelaitteen pulssin ja pulssivälivaihtelun mittaustarkkuuden todettiin kuitenkin olevan yhdenmukainen referenssimenetelmän kanssa absoluuttisen prosentuaalisen virheen ollessa pieni ( $MAPE < 6\%$ ), Bland-Altman-kuvaajan yhtäpitävyysrajojen ollessa kapeita sekä korrelaation ollessa lähes täydellinen ( $r > 0,9$ ;  $p < 0,001$  ja  $ICC > 0,9$ ;  $p < 0,001$ ) molemmissa tallennuksissa. Toistettavuuden osalta yön aikaiset pulssi- ja pulssivälivaihtelumittaukset olivat erittäin toistettavia sekä LIT- että HIIT-harjoitusjaksolla variaatiokertoimen ollessa pieni ( $CV < 8\%$ ) sekä korrelaation ollessa erittäin voimakas tai lähes täydellinen ( $ICC > 0,8$ ;  $p < 0,001$ ) mittapisteiden välillä.

### 9.1 Validiteetti

PPG- ja HRS-menetelmillä mitatun pulssin ja sykkeen välillä ei havaittu eroa laboratoriotallennuksissa. PPG-menetelmän mittaustarkkuus oli lähes täydellinen ( $bias\ 0,0 \pm 0,01\ bpm$ ), ja se oli erittäin yhdenmukainen referenssimenetelmän kanssa. Myös aiempien tutkimusten perusteella hereillä suoritetuissa viiden minuutin pulssimittauksissa PPG-menetelmän on todettu olevan validi menetelmä. Joissakin tutkimuksissa pulssimittausten virhe on ollut keskimääräisesti hieman korkeampi kuin tässä opinnäytetyössä (Thomas ym. 2022; Düking ym. 2020; Wallen

ym. 2016). Tutkimuksissa tallennukset on kuitenkin usein suoritettu istuma-asennossa (Thomas ym. 2022; Düking ym. 2020), jolla voi olla vaikutusta tuloksiin. Maaten, istuen ja seisten suoritettujen pulssimittausten virheen on havaittu olevan 1–9 % (Wallen ym. 2016).

Yön aikaisen pulssimittauksen osalta tämän opinnäytetyön tulokset ovat hyvin samankaltaisia aiempien tutkimusten kanssa, vaikkakin joidenkin aiemmin validoitujen rannelaitteiden kohdalla virheet ovat olleet suurempia (bias 0,7–5,4 bpm) (Miller ym. 2022). Tämän opinnäytetyön tulokset osoittivat PPG-menetelmän mittaavan pulssia riittäväällä tarkkuudella, mutta PPG-menetelmällä oli kuitenkin taipumus aliarvioida pulssia hieman verrattuna HRS-menetelmään yön aikaisissa tallennuksissa. Menetelmien välinen ero oli suhteellisen systemaattinen ja tilastollisesti merkitsevä, vaikka sekä absoluuttinen ero (bias  $-0,7 \pm 0,6$  bpm) että MAPE (1,5 %) olivat kuitenkin hyvin pieniä. Myös Polar Vantage V:n (Miller ym. 2022) ja Samsung Gear Sport -rannelaitteen (Sarhaddi ym. 2022) on havaittu aliarvioivan yön aikaista pulssia hieman. Toisaalta Miller ym. (2022) havaitsivat, että Apple Watch S6 ja Garmin Forerunner 245 Music yliarvioivat yön aikaista sydämen lyöntitaajuutta verrattuna EKG-menetelmään (Miller ym. 2022). Virheen suunta voi vaihdella tutkimusten välillä johtuen esimerkiksi ympäristön aiheuttamista häiriöistä, laitteen teknologiasta tai tutkittavien fysiologisista ominaisuuksista (Georgiou ym. 2018). Menetelmien välinen virhe pulssissa ja sykkeessä on ollut sekä aiemmissa tutkimuksissa (Miller ym. 2022; Sarhaddi ym. 2022) että tässä opinnäytetyössä pieni, joten tulosten perusteella PPG-menetelmällä voidaan mitata pulssia riittävän tarkasti levossa.

Polar Vantage V2 -rannelaite yliarvioi pulssivälivaihtelua sekä laboratoriotallennuksissa (bias  $0,19 \pm 0,21$  ms) että yön aikaisissa tallennuksissa ( $0,17 \pm 0,2$  ms). Absoluuttiset virheet olivat kuitenkin suhteellisen pieniä, minkä lisäksi PPG- ja HRS-menetelmien yhdenmukaisuus oli korkea, jolloin pulssivälivaihtelumittausta voidaan pitää riittävän tarkkana (Swanson 2015; Thomas ym. 2022). Eri tutkimuksissa suoritettujen pulssivälivaihtelumittausten vertailu on haastavaa erilaisten PRV-analyysimenetelmien vuoksi. Tutkimuksissa EKG- ja PPG-menetelmällä mitattujen HRV/PRV-muuttujien välisen yhteensopivuuden on kuitenkin havaittu olevan kohtalainen tai lähes täydellinen levossa, jolloin PPG-menetelmää voidaan pitää riittävän luotettavana mittaamaan pulssivälivaihtelua (Miller ym. 2022; Sarhaddi ym. 2022). Tämän opinnäytetyön tulosten perusteella Polar Vantage V2 -rannelaitteen voidaan katsoa mittaavan pulssivälivaihtelua riittäväällä tarkkuudella levossa.

Tässä opinnäytetyössä havaittiin, että pulssivälivaihtelun mittaustarkkuus heikkeni niillä tutkitavilla, joilla PRV oli alhaisempi. Virhe kasvoi erityisesti, jos LnRMSSD oli  $< 3,5$  ms. Kyseisestä ilmiöstä ei ole juurikaan aiempaa tutkimusnäyttöä, mutta kirjallisuudessa on kuitenkin viitteitä siitä, että yksilöiden fysiologiset ominaisuudet, kuten ikä, sukupuoli (Georgiou ym. 2018), ihon ominaisuudet tai ihonsävy sekä painoindeksi (Thomas ym. 2022) voivat aiheuttaa virhelähteitä PPG-mittaukseen. Tässä opinnäytetyössä kaikki tutkittavat olivat terveitä ja säännöllisesti kestävyysharjoittelua harrastavia miehiä ja naisia. Naissukupuolen on joissakin tutkimuksissa havaittu olevan yhteydessä korkeampaan mittausrvirheeseen. Kuitenkaan useimmissa tutkimuksissa sukupuolen merkitystä ei ole tutkittu, joten sen merkitystä mittaustarkkuuteen on vaikea täysin todentaa. (Dobbs ym. 2019) Myös tässä opinnäytetyössä naisilla ja miehillä mitatut tulokset analysoitiin yhtenä aineistona, joten sukupuolen vaikutusta ei voida arvioida. Yksilöiden välisten erojen vaikutusta PPG-mittaustarkkuuteen olisi kuitenkin syytä tutkia enemmän. Tämän opinnäytetyön tulosten perusteella erityisesti PRV-lähtötason vaikutusta mittaustarkkuuteen olisi syytä tutkia.

Pulssivälivaihtelun mittaustarkkuus voi olla riippuvainen myös käytettävästä analyysimenetelmästä. PPG- ja EKG-menetelmien välisen mittaustarkkuuden on havaittu olevan korkeampi, kun pulssivälivaihtelua analysoidaan aikakenttämenetelmillä, mutta joidenkin taajuuskenttämenetelmien välillä yhdenmukaisuus on heikkoa (Dobbs ym. 2019). Polar Vantage V2 -rannelaitteen pulssivälivaihtelun analysoinnissa käytetään aikakenttämenetelmän RMSSD-muuttujaa, jonka on aiemmissa tutkimuksissa todettu olevan riittävän tarkka verrattuna referenssimenetelmällä mitattuun vastaavaan muuttujaan (Hernando ym. 2018; Sarhaddi ym. 2022; Stuyck ym. 2022). Myös tämän opinnäytetyön tulokset tukevat käsitystä siitä, että aikakenttämenetelmän RMSSD-muuttujalla voidaan mitata pulssivälivaihtelua riittävällä tarkkuudella levossa.

Puettavat laitteet on suunniteltu käytettäväksi luonnollisessa elinympäristössä kontrolloitujen laboratorio-olosuhteiden sijaan. Siksi on tarpeen tutkia laitteiden mittaustarkkuutta tällaisissa päivittäisissä olosuhteissa. (Kim & Baek 2023) PPG-menetelmä on herkkä useille virhelähteille, joten validaatiotutkimusta tarvitaan tutkimaan PPG-menetelmään perustuvien puettavien laitteiden mittaustarkkuutta erityisesti luonnollisessa ympäristössä (Sarhaddi ym. 2022). Tässä opinnäytetyössä Polar Vantage V2 -rannelaitteen validiteettia tutkittiin sekä laboratorio-olosuhteissa hereillä ollessa että luonnollisessa ympäristössä yön aikana. Yön aikaisten mittausten

vakiointi ei näin ollen ollut samalla tasolla laboratoriomittausten kanssa, mutta tutkittavia ohjeistettiin asettamaan rannelaite valmistajan ohjeiden mukaisesti. LnRMSSD:n osalta menetelmien välinen keskihärä ja MAPE olivat kuitenkin jopa pienempiä yön aikaisissa tallennuksissa kuin laboratoriotallennuksissa, mikä tukee käsitystä siitä, että yön aikainen pulssivälivaihtelun mittaaminen kyseisellä laitteella voidaan suorittaa tarkasti. Liikehäiriöt ovat yksi merkittävimmistä virhelähteistä PPG-menetelmässä. Levossa liikehäiriöt eivät juurikaan aiheuta virhettä mittaukseen, minkä vuoksi PPG-menetelmä on validi erityisesti levossa tai alhaisen intensiteetin liikkumisen aikana. (Park ym. 2022)

PPG-menetelmien mittaustarkkuutta on tärkeä tutkia, koska niiden käyttö on yleistynyt kuluttajien lisäksi myös tutkimuksessa sekä kliinisessä käytössä. Vaikka useissa tutkimuksissa on havaittu, että PPG-menetelmää voidaan pitää riittävän luotettavana levon aikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun mittaamiseen, eri laitteilla mitattua dataa ei voida yksiselitteisesti verrata keskenään. (Bent ym. 2020) PPG-menetelmän tarkkuus on riippuvainen käytetystä laitteesta (Bent ym. 2020) ja mittaustarkkuudessa havaitaan eroja eri laitteiden välillä (Miller ym. 2022; Thomas ym. 2022; Wallen ym. 2016). Erot mittaustarkkuudessa voivat olla seurausta esimerkiksi laitevalmistajien käyttämästä teknologiasta ja analyysimenetelmistä. Esimerkiksi LED-valojen määrällä ja sijoittelulla voi olla vaikutusta mittaustarkkuuteen. (Thomas ym. 2022) Myös keräystaajuus voi mahdollisesti vaikuttaa mittaustarkkuuteen. Puettavissa laitteissa keräystaajuutta saatetaan pienentää, jotta akunkesto olisi parempi. On havaittu, että keräystaajuus 25–50 Hz vaaditaan, jotta esimerkiksi pulssivälivaihtelua voidaan mitata tarkasti. (Kim & Baek 2023)

Todennäköisesti suurin eroja aiheuttava tekijä on kuitenkin laitevalmistajien käyttämä algoritmi, jolla raaka-PPG-data analysoidaan. Lisäksi datan tallennuksessa ja suodatuksessa on eroja laitteiden välillä. (Thomas ym. 2022) Riippumatta siitä, että PPG-menetelmä on herkkä virhelähteille ja laitteen teknologia voi vaikuttaa mittaustarkkuuteen, puettavien laitteiden pulssin ja pulssivälivaihtelun mittaustarkkuus kehittyy jatkuvasti. Aiemman tutkimuskirjallisuuden (Kim & Baek 2023) sekä tämän opinnäytetyön tulosten perusteella vaikuttaisi siltä, että PPG on validi menetelmä pulssin ja pulssivälivaihtelun seurantaan erityisesti levossa, mutta laitteiden välillä havaitaan eroja mittaustarkkuudessa (Miller ym. 2022). Tämä tulisi ottaa huomioon laitevalinnassa.

## 9.2 Toistettavuus

Varsinaisesti PPG-menetelmällä mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuutta kestävyysharjoittelussa ei ole tutkittu, mutta niitä voidaan pitää tämän ja aiemman tutkimustiedon perusteella (Kim & Baek 2023; Georgiou ym. 2018) verrannollisena EKG-menetelmällä mitattuun sykkeeseen ja sykevälivaihteluun levossa. Samoin kuin tämän opinnäytetyön tulokset osoittivat, Nuutila ym. (2022b) havaitsivat syke- ja sykevälivaihtelumittausten olevan erittäin toistettavia kokeneilla kestävyysjuoksijoilla kahtena peräkkäisenä yönä, joita oli edeltänyt identtinen matalaintensiteettinen kestävyysharjoitus. Heidän tutkimuksessaan tulokset olivat hyvin samankaltaisia tämän opinnäytetyön kanssa, sillä sykkeessä tai sykevälivaihtelussa (LnRMSSD) ei havaittu eroa kahden yön välillä, joita oli edeltänyt LIT-harjoitus. (Nuutila ym. 2022b).

Tämän opinnäytetyön tulokset viittaavat siihen, että pulssi- ja pulssivälivaihtelumittaukset ovat toistettavia myös kahtena yönä, joita on edeltänyt samanlainen HIIT-harjoitus. Sykkeen toistettavuutta vastaavalla protokollalla ei ole tietävästi aiemmin tutkittu korkeaintensiteettisten harjoitusten yhteydessä. Mishica ym. (2022) kuitenkin havaitsivat yön aikaisen ja aamulla mitatun sykkeen olevan toistettava kolmen viikon aikana kestävyysurheilijoilla. Heidän tutkimuksessaan yön aikaisen sykkeen vaihtelu mittausten välillä oli suhteellisen pientä (CV 4,1-4,2 %). Tutkimusta ei kuitenkaan voida pitää täysin verrannollisena tähän opinnäytetyöhön, koska mittausten aikaista harjoitusvolyymiä tai -intensiteettiä ei raportoitu. Toisaalta he havaitsivat sykkeen olevan toistettava varsin pitkällä aikavälillä, jolloin harjoitusten intensiteetti kestävyysurheilijoilla on vaihtelevaa, ja myös muilla stressitekijöillä voisi olla vaikutusta yön aikaiseen sykkeeseen. (Mishica ym. 2022)

Myöskään leposykevälivaihtelun toistettavuutta ei ole tietävästi tutkittu kahden identtisen HIIT-harjoituksen jälkeen. Nakamura ym. (2017) kuitenkin havaitsivat päivien sisäisten sekä päivien välisten sykevälivaihtelumittausten (LnRMSSD) olevan toistettavia rugby pelaajilla korkeaintensiteettisten harjoitusten yhteydessä. Tutkimuksessa päivien välisen sykevälivaihtelun toistettavuutta tutkittiin mittaamalla LnRMSSD kolmena peräkkäisenä aamuna yhden minuutin ajan. Tulosten vertaaminen on vaikeaa erilaisten tutkimusasetelmien vuoksi, mutta Nakamuran ym. (2017) sekä tämän opinnäytetyön perusteella syke-/pulsivälivaihtelumittauksia voidaan pitää toistettavina korkeaintensiteettisen harjoittelun yhteydessä urheilijoilla. Harjoittelutaustalla voi olla merkitystä siihen, että yön aikainen pulssi- ja pulssivälivaihtelu pysyvät

öiden välillä suhteellisen vakaana (Nakamura ym. 2017). Paljon harjoittelevilla ja erityisesti urheilijoilla parasympaattinen uudelleenaktivoituminen ja autonomisen hermoston tasapainon saavuttaminen harjoituksen jälkeen on nopeampaa kuin vähemmän harjoitelleilla (Stanley ym. 2013). Tässä opinnäytetyössä tutkittavat olivat kokeneita harrastetason kestävyysjuoksijoita, jotka olivat siten tottuneet kestävyysharjoitteluun ja harjoituksen aiheuttamat vasteet lepomittauksissa olivat samankaltaisia identtisten kestävyysharjoitusten jälkeen. Tuloksia ei näin ollen voida yksiselitteisesti soveltaa harjoittelemattomiin, joilla autonomisen hermoston vaste voi siis mahdollisesti vaihdella päivien välillä enemmän (Stanley ym. 2013).

Autonomisen hermoston palautuminen voi olla riippuvainen harjoituksen tyypistä, intensiteetistä ja sen kestosta. Korkeaintensiteettisen sekä pitkän kestävyysharjoituksen on havaittu vaikuttavan leposykkeeseen ja -sykevälivaihteluun enemmän kuin lyhyemmän ja kevyen harjoituksen. (Myllymäki ym. 2012) Voisi siis olla, että HIIT-harjoitus horjuttaa autonomisen hermoston tasapainoa enemmän kuin LIT-harjoitus. Erot toistettavuudessa tutkimusten välillä voivat johtua harjoittelun tilasta ja harjoitustaustasta (Nakamura ym. 2017). Tämän opinnäytetyön tulokset kuitenkin osoittivat, että pulssi- ja pulssivälivaihtelun mittaukset olivat toistettavia HIIT-harjoitusten jälkeisinä öinä, joten harjoituksen aiheuttamat muutokset olivat samanlaisia molempien harjoitusten jälkeen. Toisaalta on hyvä pohtia myös sitä, että harjoituksen aiheuttamat vasteet eivät välttämättä näy vielä harjoitusta seuraavan yön pulssissa tai pulssivälivaihtelussa. Pitkän maksimaalisen kestävyysharjoituksen jälkeen on esimerkiksi havaittu, että sykkeessä havaittiin muutoksia vasta toisena päivänä harjoituksen jälkeen, mutta sykevälivaihtelun osalta muutokset havaittiin jo harjoitusta seuraavana päivänä. (Hautala ym. 2001)

Levossa mitatun sykkeen tai pulssin ja syke- tai pulssivälivaihtelun käyttöä palautumisen ja harjoitusvalmiuden arvioinnissa tulee joka tapauksessa tarkastella kriittisesti, sillä kyseisissä arvoissa voidaan havaita suurta päivittäistä vaihtelua, mikä rajoittaa niiden käyttökelpoisuutta (Mishica ym. 2022). Autonomisen hermoston tasapainoon voivat vaikuttaa useat muutkin tekijät kuin harjoittelu. Päivittäinen vaihtelu pulssissa ja pulssivälivaihtelussa on normaalia elimistön toimintaa, mikä voi olla seurausta esimerkiksi terveydentilasta ja sairauksista (Shaffer & Ginsberg 2017), hengityksestä (Sztajzel 2004), vuorokausirytmistä, elämäntyylistä (Schüttler ym. 2020), ympäristötekijöistä sekä muusta fyysisestä kuormituksesta (Catai ym. 2020). Vaikka jonkin asteinen vaihtelu on normaalia, erittäin suuri vaihtelu mittapisteiden välisissä pulssi- ja pulssivälivaihtelumittauksissa vakioiduissa olosuhteissa voisi olla merkki muuttujien heikosta luotettavuudesta harjoituskuormituksen ja palautumisen seurantaan. Lisäksi harjoitus

voi juuri muiden ympäristö- ja stressitekijöiden vuoksi (Catai ym. 2020) aiheuttaa eri päivinä erilaisen vasteen, vaikka harjoitukset olisivatkin identtisiä. Normaalissa elinympäristössä kaikkien ympäristöolosuhteiden vakiointi on kuitenkin mahdotonta, mutta siitä huolimatta tämän opinnäytetyön perusteella mittaukset olivat toistettavia kahden yön välillä, joita oli edeltänyt identtinen kestävyysharjoitus.

Kun halutaan seurata harjoituksen aiheuttamia muutoksia autonomisen hermoston aktiivisuudessa, mittausolosuhteiden, kuten mittauksen ajankohdan vakiointi on tärkeää (Costa ym. 2019). Nuutila ym. (2022b) eivät havainneet sykkeen toistettavuudessa eroa koko yön aikaisen, neljän tunnin yön aikaisen tai aamulla mitatun tallennuksen välillä matalaintensiteettisen harjoittelun yhteydessä. Syke- tai pulssivälivaihtelu voi kuitenkin vaihdella eri univaiheiden aikana, joten tulosten keskiarvottaminen pidemmällä aikavälillä voi tasoittaa mahdollisia yönsisäisiä eroja. (Nuutila ym. 2022b) Myös Nummelan ym. (2010) mukaan pidempi yön aikainen tallennusjakso (4 h vs. 15 min) parantaa syke- ja sykevälivaihtelumittausten toistettavuutta LIT-harjoittelun yhteydessä (Nummela ym. 2010). Tämän opinnäytetyön perusteella yön aikaisia tallennuksia voidaan pitää toistettavina kokeneilla kestävyysjuoksijoilla. Lisäksi analyyseissä käytetty neljän tunnin ajanjakso 30 minuuttia nukahtamisen jälkeen näyttäisi olevan sopiva tallennusjakson pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten suorittamiseen.

### **9.3 Tutkimuksen vahvuudet ja heikkoudet**

Tämän opinnäytetyön vahvuutena voidaan pitää validiteettimittauksissa suoritettua protokollaa. Validiteettia tutkittiin sekä valvotuissa laboratorio-olosuhteissa lyhyen tallennusjakson aikana sekä luonnollisessa ympäristössä, unen aikana. Lisäksi tämä oli ensimmäinen tutkimus, jossa tarkasteltiin yön aikaisten pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten toistettavuutta kahden erilaisen harjoitusjakson aikana, jossa mittaukset suoritettiin kahtena yönä, joita oli edeltänyt identtinen kestävyysharjoitus. Erityisesti identtisten HIIT-harjoitusten yhteydessä yön aikaista pulssia ja pulssivälivaihtelua ei ole aiemmin tutkittu Toisaalta tämä oli myös ensimmäinen tutkimus, jossa tämänkaltaisen toistettavuusprotokolla on tehty suorittamalla mittaukset PPG-menetelmällä.

Tässä opinnäytetyössä aineisto voidaan nähdä osittain heikkoutena. Kaikki mittaukset suoritettiin perusterveillä, kokeneilla, harrastetason kestävyysharjoittelijoilla. On viitteitä siitä, että



PPG-menetelmän tarkkuus voi heikentyä esimerkiksi joidenkin sairauksien yhteydessä (Yuda ym. 2020) tai yksilöllisten ominaisuuksien vuoksi (Fine 2021). Esimerkiksi painoindeksin, ihon värin tai iän on havaittu olevan yhteydessä PPG-menetelmän mittaustarkkuuteen (Thomas ym. 2022). Lisäksi naissukupuolen on havaittu olevan yhteydessä PPG-menetelmän suurempaan virheeseen (Dobbs ym. 2019), mutta tässä opinnäytetyössä tuloksia ei tarkasteltu sukupuolten välillä. Toisaalta tulosten perusteella voidaan todeta PPG-menetelmän olevan validi mittaamaan pulssia ja pulssivälivaihtelua kokeneilla kestävyysjuoksijoilla, joilla päivittäinen seuranta onkin tärkeää.

Yön aikaisen pulssin ja pulssivälivaihtelun toistettavuutta tutkiessa vakiointia voidaan pitää heikkoutena. Öitä edeltävien kestävyysharjoitusten ajankohtaa ei vakioitu, joten peräkkäiset harjoitukset on voitu suorittaa eri aikaan päivästä. Harjoituksen ajankohdalla voi olla merkitystä yön aikaiseen autonomisen hermoston palautumiseen erityisesti, jos harjoitus on suoritettu myöhään illalla (Myllymäki ym. 2012). Toisaalta tällainen protokolla voidaan nähdä myös vahvuutena, sillä yksilöiden harjoittelu voi vaihdella hyvinkin paljon päivien välillä, joten tulokset tukevat sitä oletusta, että yön aikainen pulssi ja pulssivälivaihtelu ovat toistettavia vaihtelevissakin olosuhteissa kokeneilla kestävyysjuoksijoilla.

#### **9.4 Johtopäätökset ja käytännön sovellukset**

Tämän opinnäytetyön perusteella Polar Vantage V2 -rannelaitteessa käytettävä PPG-menetelmä on riittävän tarkka mittaamaan pulssia ja pulssivälivaihtelua levossa. Lisäksi havaittiin, että yön aikaiset pulssi- ja pulssivälivaihtelumittaukset ovat toistettavia kokeneilla kestävyysjuoksijoilla kahden yön välillä, joita on edeltänyt identtinen kestävyysharjoitus. Toistettavuuden havaittiin olevan korkea sekä LIT- että HIIT-harjoitusjaksojen aikana. Näin ollen PPG-menetelmää voidaan käyttää mittaamaan yön aikaista pulssia ja pulssivälivaihtelua kokeneilla kestävyysjuoksijoilla, ja siten hyödyntää esimerkiksi palautumisen seurannassa ja harjoittelun yksilöllisessä ohjelmoinnissa.

Validaatiotutkimukset voivat antaa laitevalmistajille tärkeää informaatiota tuotekehityksen saralla. PPG-menetelmä on herkkä erilaisille häiriöille, minkä lisäksi yksilöllisillä eroilla voi olla vaikutusta mittaustarkkuuteen (Dobbs ym. 2019). Näiden virhelähteiden tunnistamisen avulla laitteiden teknologiaa tai algoritmeja voitaisiin mahdollisesti kehittää haluttuun suuntaan. PPG-

menetelmän validiteettia onkin tutkittu jo suhteellisen paljon, mutta kovin tarkkoja viitearvoja virheen suuruudesta tai kriteereitä validiteetin täyttymisestä ei tiettävästi ole. Tämän vuoksi tutkimusten vertaaminen voi olla haastavaa ja laitteen validiteetin arvioiminen voi olla tulkinanvaraista. Yön aikaisten pulssi- ja pulssivälivaihtelumittausten toistettavuutta on tutkittu melko vähän urheilussa, vaikka kyseisiä mittauksia käytetäänkin arvioimaan palautumistilaa ja harjoitusvalmiutta (Nuutila ym. 2022a). Toistettavuutta olisi tärkeää tutkia lisää, jotta ymmärretään muuttujien kykyä ilmentää harjoitusvasteita luotettavasti.

Puettavien laitteiden käyttötarkoitukset kasvavat jatkuvasti. PPG-menetelmää voidaan jatkossa hyödyntää yhä enemmän urheilun lisäksi muun muassa väestötasolla terveyden, aktiivisuuden ja stressin seurannassa (Kinnunen ym. 2020) sekä terveydenhuollossa ja tutkimuksessa (Bent ym. 2020). Yksittäiset käyttäjät voivat säätää elämäntyyliään, harjoittelumääriään ja kiinnittää huomiota stressitekijöihin seuraamalla autonomisen hermoston reaktioita levossa mitatun pulssin ja pulssivälivaihtelun muutosten avulla. Terveydenhuollon kannalta puettavat laitteet voisivat tarjota jatkossa myös kustannustehokkaan keinon stressitilan tai joidenkin tautien varhaisempaan tunnistamiseen. (Kinnunen ym. 2020) Tutkimuksen osalta puettavien laitteiden hyödyntäminen mahdollistaisi suuremman joukon tutkimisen samanaikaisesti. Tämä opinnäytetyö on esimerkki siitä, kuinka puettavia PPG-menetelmään perustuvia laitteita voidaan hyödyntää tutkimuksessa. On kuitenkin tärkeää, että terveydenhuollossa tai tutkimuksessa käytettävien laitteiden mahdolliset virhelähteet on tunnistettu ja käytetty menetelmä on todettu validiksi. (Bent ym. 2020)

PPG-menetelmän osalta tutkimusta kaivataan erityisesti heterogeenisillä aineistoilla. Olisi tärkeää selvittää yksilöiden välisten erojen, kuten sukupuolen, vaikutusta PPG-menetelmän mittaustarkkuuteen. Tämän opinnäytetyön tulosten perusteella mittaustarkkuudessa oli eroja yksilöiden välillä, erityisesti PRV-lähtötason osalta, joten sen tutkiminen tarkemmin olisi suotavaa. Levossa mitatun pulssi- ja pulssivälivaihtelun toistettavuuden osalta tarvitaan lisää tutkimusta, jotta voidaan ymmärtää paremmin autonomisen hermoston päivittäistä vaihtelua ja harjoitusvasteiden osuutta pulssiin ja pulssivälivaihteluun.

## LÄHTEET

- Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M. & Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: a review. *Medical & Biological Engineering & Computing* 44 (12), 1031–1051. doi:10.1007/s11517-006-0119-0.
- Atkinson, G. & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine* 26 (4), 217–238. doi:10.2165/00007256-199826040-00002.
- Aubert, A., Seps, B. & Beckers, F. (2003). Heart rate variability in athletes. *Sports Medicine* 33 (12), 889–919. doi:10.2165/00007256-200333120-00003.
- Bai, Y., Hibbing, P., Mantis, C. & Welk, G. J. (2018). Comparative evaluation of heart rate-based monitors: Apple Watch vs Fitbit Charge HR. *Journal of Sport Sciences* 36 (15). doi:0.1080/02640414.2017.1412235.
- Bellenger, C. R., Miller, D., Halson, S. L., Roach, G. & Sargent, C. (2021). Wrist-based photoplethysmography assessment of heart rate and heart rate variability: validation of WHOOP. *Sensors* 21 (10), 3571 doi:10.3390/s21103571.
- 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), 18. doi:10.1038/s41746-020-0226-6.
- Biswas, D., Simoes-Capela, N., Van Hoof, C. & Van Helleputte, N. (2019). Heart rate estimation from wrist-worn photoplethysmography: a review. *IEEE sensors Journal* 19 (16), 6560-6570. doi:10.1109/JSEN.2019.2914166.
- Bourgois, J. G., Bourgois, G. & Boone, J. (2019). Perspectives and determinants for training-intensity distribution in elite endurance athletes. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 14 (8), 1151–1156. doi:10.1123/ijsp.2018-0722.
- Buccheit, M. (2014). Monitoring training status with HR measures: do all roads lead to Rome? *Frontiers in Physiology* 5, 73. doi:10.3389/fphys.2014.00073
- Castaneda, D., Esparza, A., Ghamari, M., Soltanpur, C. & Nazeran, H. (2018). A review on wearable photoplethysmography sensors and their potential future applications in health care. *International Journal of Biosensors & Bioelectronics* 4 (4), 195. doi:10.15406/ijbsbe.2018.04.00125.
- Catai, A. P., Pastre, C. M., Godoy, M. F. d., Silva, E. d., Takahashi, A. C. d. M. & Vanderlei, L. C. M. (2020). Heart rate variability: are you using it properly? Standardisation

- checklist of procedures. *Revista brasileira de fisioterapia* 24 (2), 91–102. doi:10.1016/j.bjpt.2019.02.006.
- Costa, J., Figueiredo, P., Nakamura, F., Rago, V., Rebelo, A. & Brito, J. (2019). Intra-individual variability of sleep and nocturnal cardiac autonomic activity in elite female soccer players during an international tournament. *Plos one* 14 (9). doi:10.1371/journal.pone.0218635.
- Costa, J. A., Figueiredo, P., Nakamura, F. Y., Rebelo, A. & Brito, J. (2021). Monitoring individual sleep and nocturnal heart rate variability indices: the impact of training and match schedule and load in high-level female soccer players. *Frontiers in Physiology* 12, 678462. doi:10.3389/fphys.2021.678462.
- Dobbs, W. C., Fedewa, M. V., MacDonald, H. V., Holmes, C. J., Ciccone, Z. S., Plews, D. J. & Esco, M. R. (2019). The accuracy of acquiring heart rate variability from portable devices: a systematic review and meta-analysis. *Sports Medicine* 49 (3), 417–435. doi:10.1007/s40279-019-01061-5.
- Dobrzynski, H., Anderson, R. H., Moorman, A. F. M., Nikolaidou, T., Schneider, H., Szuts, V., Temple, I. P., Yanni, J., Boyett, M. R., Atkinson, A., Borbas, Z., D'souza, A., Fraser, J. F., Inada, S., Logantha, S. J. R. J., Monfredi, O. & Morris, G. M. (2013). Structure, function and clinical relevance of the cardiac conduction system, including the atrioventricular ring and outflow tract tissues. *Pharmacology & Therapeutics (Oxford)* 139 (2), 260–288. doi:10.1016/j.pharmthera.2013.04.010.
- Dolci, F., Kilding, A. E., Chivers, P., Piggot, B. & Hart, N. H. (2020). High-intensity interval training shock microcycle for enhancing sport performance: a brief review. *Journal of Strength and Conditioning Research* 34 (4), 1188–1196. doi:10.1519/JSC.0000000000003499.
- Düking, P., Giessing, L., Frenkel, M. O., Koehler, K., Holmberg, H.-C. & Sperlich, B. (2020). Wrist-worn wearables for monitoring heart rate and energy expenditure while sitting or performing light-to-vigorous physical activity: validation study. *JMIR mHealth and uHealth* 8 (5), 16716. doi:10.2196/16716.
- Fine, J., Branam, K. L., Rodriguez, A. J., Boonya-Ananta, T., Ajmal, Ramella-Roman, J. C., McShane, M. J. & Coté, G. L. (2021). Sources of inaccuracy in photoplethysmography for continuous cardiovascular monitoring. *biosensor* 11 (4), 126. doi:10.3390/bios11040126.

- Georgiou, K., Larentzakis, A. V., Khamis, N. N., Alsuhaibani, G. I., Alaska, Y. A. & Giallafos, E. J. (2018). Can wearable devices accurately measure heart rate variability? A systematic review. *Folia Medica* 60 (1), 7–20. doi:10.2478/foimed-2018-0012.
- Gilgen-Ammann, R., Schweizer, T. & Wyss, T. (2019). RR interval signal quality of a heart rate monitor and an ECG Holter at rest and during exercise. *European Journal of Applied Physiology* 119 (7), 1525–1532. doi:10.1007/s00421-019-04142-5.
- Guyton, A. C. & Hall, J. E. (2011). *Textbook of medical physiology*. 12. painos. Philadelphia, PA: Saunders Elsevier.
- Gordan, R., Gwathmey, J. K. & Xie, L.-H. (2015). Autonomic and endocrine control of cardiovascular function. *World Journal of Cardiology* 7 (4), 204–214. doi:10.4330/wjc.v7.i4.204.
- Grässler, B., Thielmann, B., Böckelmann, I. & Hökelmann, A. (2021). Effects of different training interventions on heart rate variability and cardiovascular health and risk factors in young and middle-aged adults: a systematic review. *Frontiers in Physiology* 12, 657274. doi:10.3389/fphys.2021.657274.
- Gupta, V., Mittal, M., Mittal, V. & Saxena, N. K. (2021). BP signal analysis using emerging techniques and its validation using ECG signal. *Sensing and imaging* 22 (1). doi:10.1007/s11220-021-00349-z.
- Hautala, A., Tulppo, M., Mäkikallio, T. H., Laukkanen, R., Nissilä, S. & Huikuri, H. V. (2001). Changes in cardiac autonomic regulation after prolonged maximal exercise. *Clinical Physiology (Oxford)* 21 (2), 238–245. doi:10.1046/j.1365-2281.2001.00309.x.
- Hernando, D., Roca, S., Sanco, J., Alesanco, Á. & Bailón, R. (2018). Validation of the apple watch for heart rate variability measurements during relax and mental stress in healthy subjects. *Sensors* 18 (8), 2619. doi:10.3390/s18082619.
- Holmes, C. J., Fedewa, M. V., Winchester, L. J., MacDonald, H. V., Wind, S. A. & Esco, M. R. (2020). Validity of smartphone heart rate variability pre- and post-resistance exercise. *Sensors (Basel, Switzerland)* 20 (20), 5738. doi:10.3390/s20205738.
- Hopkins, V. G., Marshall, S. V., Batterham, A. M. & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 41 (1), 3–12. doi:10.1249/MSS.0b013e31818cb278.
- Hynynen, E., Vesterinen, V., Rusko, H. & Nummela, A. (2010). Effects of moderate and heavy endurance exercise on nocturnal HRV. *International Journal of Sports Medicine* 31 (6), 428–432. doi:10.1055/s-0030-1249625.

- Høydal, K. J. & Hareide, S. (2016). Evaluating and comparing the effect of high intensity interval training vs. low intense, longer-lasting training on endurance performance in recreational runners. *International Journal of Applied Sports Sciences* 28 (2), 101–110. doi:10.24985/ijass.2016.28.2.101.
- Jones, A. M. & Carter, H. (2000). The effect of endurance training on parameters of aerobic fitness. *Sports Medicine* 29 (6), 373–386. doi:10.2165/00007256-200029060-00001.
- Kenney, W. L., Wilmore, J. H. & Costill, D. L. (2015). *Physiology of sport and exercise*. 6. painos. Champaign, IL: Human Kinetics.
- Kim, K. B. & Baek, H. J. (2023). Photoplethysmography in wearable devices: a comprehensive review of technological advances, current challenges, and future directions. *Electronics (Basel)* 12 (13), 2923. doi:10.3390/electronics12132923.
- Kinnunen, H., Rantanen, A., Kenttä, T. & Koskimäki, H. (2020). Feasible assessment of recovery and cardiovascular health: accuracy of nocturnal HR and HRV assessed via ring PPG in comparison to medical grade ECG. *Physiological Measurement* 41 (4), 04NT01. doi:10.1088/1361-6579/ab840a.
- Kumar, A., Komaragiri, R. & Kumar, M. (2018). From pacemaker to wearable: techniques for ECG detection systems. *Journal of Medical Systems* 42 (2), 34. doi:10.1007/s10916-017-0886-1.
- Merdjanovska, E. & Rashkovska, A. (2022). Comprehensive survey of computational ECG analysis: databases, methods and applications. *Expert Systems with Applications* 203, 117206. doi:10.1016/j.eswa.2022.117206.
- Miller, D. J., Sargent, C. & Roach, G. D. (2022). A validation of six wearable devices for estimating sleep, heart rate and heart rate variability in healthy adults. *Sensors* 22 (16), 6317. doi:10.3390/s22166317.
- Mishica, C., Kyröläinen, H., Hynynen, E., Nummela, A., Holmberg, H.-C. & Linnamo, V. (2022). Evaluation of nocturnal vs. morning measures of heart rate indices in young athletes. *Plos One* 17 (1). doi:10.1371/journal.pone.0262333.
- Moorman, A., De Jong, F., Denyn, M. & Lamers, W. (1998). Development of the cardiac conduction system. *Circulation Research* 82 (6), 629–644. doi:10.1161/01.RES.82.6.629.
- Morici, G., Gruttad'Auria, C. I., Baiamonte, P., Mazzuca, E., Castrogiovanni, A. & Bonsignore, M. R. (2016). Endurance training: is it bad for you? *Breathe* 12 (2), 140–147. doi:10.1183/20734735.007016.

- Myllymäki, T., Rusko, H., Syväoja, H., Juuti, T., Kinnunen, M.-L. & Kyröläinen, H. (2012). Effects of exercise intensity and duration on nocturnal heart rate variability and sleep quality. *European Journal of Applied Physiology* 112 (3), 801–809. doi:10.1007/s00421-011-2034-9.
- Nakamura, F. Y., Pereira, L. A., Esco, M. R., Flatt, A. A., Moraes, J. E., Cal, A., Cesar, C. & Loturco, I. (2017). Intraday and interday reliability of ultra-short-term heart rate variability in rugby union players. *Journal of Strength and Conditioning Research* 31 (2), 548–551. doi:10.1519/JSC.0000000000001514.
- Nummela, A., Hynynen, E., Kaikkonen, P. & Rusko, H. (2016). High-intensity endurance training increases nocturnal heart rate variability in sedentary participants. *Biology of Sport* 33 (1), 7–13. doi:10.5604/20831862.1180171.
- Nummela, A., Hynynen, E., Vesterinen, V. (2010). Nocturnal heart rate and heart rate variability as a method for monitoring training load. Paper presented at: 15th Annual Congress of the European College of Sport Science June 23-26, Antalya (Turkey). *Book of Abstracts*, 516.
- Nuutila, O.-P., Nummela, A., Korhonen, E., Häkkinen, K. & Kyröläinen H. (2022a). Individualized endurance training based on recovery and training status in recreational runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 54 (10), 1690–1701. doi:10.1249/MSS.0000000000002968.
- Nuutila, O.-P., Seipäjärvi, S., Kyröläinen, H. & Nummela, A. (2022b). Reliability and sensitivity of nocturnal heart rate and heart-rate variability in monitoring individual responses to training load. *International Journal of Sports Physiology and Performance* 17 (8), 1296–1303. doi:10.1123/ijsp.2022-0145.
- Pankaj, Kumar, A., Komaragiri, R. & Kumar, M. (2022). A review of computation methods used in photoplethysmography signal analysis for heart rate estimation. *Archives of Computational Methods in Engineering* 29 (2), 921–940. doi:10.1007/s11831-021-09597-4.
- Park, J., Seok, H. S., Kim, S.-S. & Shin, H. (2022). Photoplethysmography analysis and applications: an integrative review. *Frontiers in Physiology* 12, 808451. doi:10.3389/fphys.2021.808451.
- Plews, D. J., Scott, B., Altini, M., Wood, M., Kilding, A. E. & Laursen, P. B. (2017). Comparison of heart-rate-variability recording with smartphone photoplethysmography, Polar H7 chest strap, and electrocardiography. *International*

- Journal of Sports Physiology and Performance 12 (10), 1324–1328. doi:10.1123/ijsp.2016-0668.
- Polar Electro Oy. (2019). Polar precision prime OHR. White Paper. Viitattu 1.11.2023. <https://www.polar.com/en/img/static/whitepapers/pdf/polar-precision-prime-white-paper.pdf>.
- Ray, D., Collins, T., Woolley, S. & Ponnappalli, P. (2023). A review of wearable multi-wavelength photoplethysmography. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering* 16 (1). doi:10.1109/RBME.2021.3121476.
- Sarhaddi, F., Kazemi, K., Azimi, I., Cao, R., Niela-Vilén, H.-K., Axelin, A., Liljeberg, P. & Rahmani, A. M. (2022). A comprehensive accuracy assessment of Samsung smartwatch heart rate and heart rate variability. *Plos One* 17 (12), 0268361. doi:10.1371/journal.pone.0268361.
- Schüttler, D., Hamm, W., Bauer, A. & Brunner, S. (2020). Routine heart rate-based and novel ECG-based biomarkers of autonomic nervous system in sports medicine. *German Journal of Sports Medicine* 71 (6), 141–150. doi:10.5960/dzsm.2020.428.
- 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), 15–29. doi:10.1016/j.ijcard.2012.03.119.
- Seiler, K. S., Kjerland, G. O. (2006). Quantifying training intensity distribution in elite endurance athletes: is there evidence for an "optimal" distribution? *Scandinavian Journal of medicine & Science in Sports* 16 (1), 49–56. doi:10.1111/j.1600-0838.2004.00418.x
- Shaffer, F. & Ginsberg, J. P. (2017). An overview of heart rate variability metrics and norms. *Frontiers in Public Health* 5, 258. doi:10.3389/fpubh.2017.00258.
- Shaffer, F., McCraty, R. & Zerr, C. L. (2014). A healthy heart is not a metronome: an integrative review of the heart's anatomy and heart rate variability. *Frontiers in Psychology* 5, 1040. doi:10.3389/fpsyg.2014.01040.
- Shcherbina, A., Mattsson, C. M., Waggott, D., Salisbury, H., Christle, J. W., Hastie, T., Wheeler, M. T. & Ashley, E. A. (2017). Accuracy in wrist-worn, sensor-based measurements of heart rate and energy expenditure in a diverse cohort. *Journal of Personalized medicine* 7 (2), 3. doi:10.3390/jpm7020003.



- Stanley, J., Peake, J. M. & Buccheit, M. (2013). Cardiac parasympathetic reactivation following exercise: implications for training prescription. *Sports Medicine (Auckland)* 43 (12), 1259–1277. doi:10.1007/s40279-013-0083-4.
- Stuyck, H., Dalla Costa, L., Cleeremans, A. & Van den Bussche, E. (2022). Validity of the Empatica E4 wristband to estimate resting-state heart rate variability in a lab-based context. *International Journal of Psychophysiology* 182, 105–118. doi:10.1016/j.ijpsycho.2022.10.003.
- Swanson, D. A. (2015). On the relationship among values of the same summary measure of error when it is used across multiple characteristics at the same point in time: an examination of MALPE and MAPE. *Review of Economics & Finance* 5, 1–14.
- Sztajzel J. (2004). Heart rate variability: a noninvasive electrocardiographic method to measure the autonomic nervous system. *Swiss Medical Weekly* 134 (35-26), 514–522.
- Task Force. (1996) Heart rate variability: standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. Task Force of the European Society of Cardiology and the North American Society of Pacing and Electrophysiology. *Circulation* 93 (5), 1043–1065.
- Thomas, J., Doyle, P. & Doyle, A. (2022). Validity of optical heart rate measurement in commercially available wearable fitness tracking devices. *BioRxiv*. doi:10.1101/2022.09.29.510075.
- Wallen, M. P., Gomersall, S. R., Keating, S. E., Wisløff, U. & Coombes, J. S. (2016). Accuracy of heart rate watches: implications for weight management. *PloS one* 11 (5), 0154420. doi:10.1371/journal.pone.0154420.