

Anna Virtanen

**POTILASMONITORILLA JA
VOIMA-ANTURILLA MITATTUJEN
VERENPAINEPULSSIAALTOSIGNAALIEN
SYNKRONOINTI
RISTIKORRELAATIOMENETELMÄLLÄ**

Informaatioteknologian ja viestinnän tiedekunta

Kandidaatintyö

Lokakuu 2020

TIIVISTELMÄ

Anna Virtanen: Potilasmonitorilla ja voima-anturilla mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointi ristikorrelaatiomenetelmällä

Kandidaatintyö

Tampereen yliopisto

Sähkötekniikka

Lokakuu 2020

Tässä kandidaatintyössä tutkittiin invasiivisesti rannevaltimosta GE Healthcaren potilasmonitorilla ja Tampereen yliopiston tutkijoiden kehittämällä kehoanturiverkolla kajoamattomasti mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointia sykeväleihin perustuvalla ristikorrelaatiomenetelmällä. Työn tavoitteena oli selvittää, soveltuuko pelkästään sykeväleihin perustuva ristikorrelaatiomenetelmä invasiivisella ja kajoamattomalla tekniikoilla mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointiin. Jotta eri hetkinä aloitettujen mittausten tuottamia signaaleja voidaan vertailla, signaalien välinen viive täytyy selvittää synkronoimalla signaalit niissä kummassakin esiintyvien samankaltaisten piirteiden avulla.

Tutkielman pohjalta pystyttiin osoittamaan, että eri laitteilla mitattuja pulssiaaltosignaaleja pystytään synkronoimaan pelkästään sykeväleihin perustuvalla ristikorrelaatiomenetelmällä, jos synkronoinnin pohjana olevat RR-aikaintervallisarjat saadaan tunnistettua luotettavasti riittävän pitkältä, vähintään noin 2 minuutin (120 sykeväliä) mittaiselta ajanjaksolta. Vaikka menetelmä saatiin toimimaan, sen havaittiin olevan sykeväleihin perustuvana menetelmänä erittäin herkkä EKG-signaalien häiriöisyydelle ja R-piikin tunnistuksen onnistumiselle.

Työssä käydään lisäksi läpi verenpainepulssiaallon mittaamista kajoamattomilla ja invasiivisilla tekniikoilla sekä ristikorrelaatiomenetelmän taustalla olevaa teoriaa.

Avainsanat: ristikorrelaatio, synkronointi, verenpainepulssiaaltosignaali

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck -ohjelmalla.

SISÄLLYSLUETTELO

1	Johdanto	1
2	Teoria	2
2.1	Verenpainepulssiaalto	2
2.2	Verenpainepulssiaallon mittaus kajoamattomasti	3
2.3	Verenpainepulssiaallon mittaus invasiivisesti	4
3	Materiaalit ja menetelmät	5
3.1	Tutkimusaineiston kuvaus	5
3.2	Ristikorrelaatiomenetelmä signaalien synkronoinnissa	6
3.3	Synkronoinnin onnistumisen arviointi	9
4	Tulokset ja tulosten tarkastelu	11
4.1	Ristikorrelaatiomenetelmän toimivuus	11
4.2	Synkronoitujen pulssiaaltojen vertailu	14
5	Yhteenveto	17
	Lähteet	18

1 JOHDANTO

Verenkiertoelimistön sairaudet ovat suomalaisten yleisimpiä kuolinsyitä. Suomen Tilastokeskuksen mukaan vuonna 2011 sepelvaltimotautiin kuoli 11 169 henkeä eli sepelvaltimotauti aiheutti useamman kuin joka viidennen suomalaisen kuoleman. [1]

Analysoimalla verenpainepulssiaaltoa ja veritilavuuspulssiaaltoa saadaan tietoa valtimopuuston sairauksista. Tässä kandidaatintyössä tutkitaan Tampereen yliopiston tutkijoiden kehittämällä voima-antureita hyödyntävällä mittausjärjestelmällä [2] sekä GE Healthcaren potilasmonitorilla [3] invasiivisesti mitattuja verenpainepulssiaaltosignaaleja. Jotta eri tekniikoilla ja eri ajan hetkinä aloitettujen mittausten tuottamia signaaleja voidaan vertailla, täytyy signaalien välinen viive selvittää synkronoimalla signaalit niissä kummassakin esiintyvien samankaltaisten piirteiden avulla. Tämän työn tavoitteena on selvittää, kuinka hyvin pelkästään sykeväleihin perustuva ristikorrelaatiomenetelmä soveltuu kajoamattomalla ja invasiivisella tekniikoilla mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointiin.

Mittaukset suoritettiin samanaikaisesti sekä voima-anturilla että potilasmonitorilla Tampereen yliopistollisessa sairaalassa (TAYS) vuosina 2018–2019, ja tätä tutkielmaa varten koehenkilöistä valittiin kuuden potilaan otos. Molempien mittausten rinnalle liitettiin sydänsähkökäyrän eli elektrokardiokrammin (EKG) mittaus.

Luku 2 käsittelee verenpainepulssiaaltoa sekä sen mittaamista erilaisilla teknologioilla. Luvussa 3 esitellään tutkimusaineisto ja signaalinkäsittelymenetelmät, joita käytettiin tutkimusdatan käsittelyyn. Luvussa 4 käydään läpi saadut tutkimustulokset ja työn lopussa luku 5 kokoaa yhteen tutkimuksen tärkeimmät johtopäätökset ja havainnot.

2 TEORIA

2.1 Verenpainepulssiaalto

Sydämen ja verenkiertoelimistön tärkeimmät tehtävät ovat kuljettaa hapekasta verta elimistön kudoksille ja soluille, osallistua kehon metaboliaan ravinteiden ja kuona-aineiden kuljettajana sekä toimia osana kehon lämpötilan ja hormonitoiminnan säätelyä. Veri johdetaan elimistön soluille ja kudoksille paineen avulla. Paine-ero syntyy, kun sydämen kammiot supistuvat ja tyhjenevät verestä, ja näin veri etenee kierrossa kohti soluja ja kudoksia. [4]

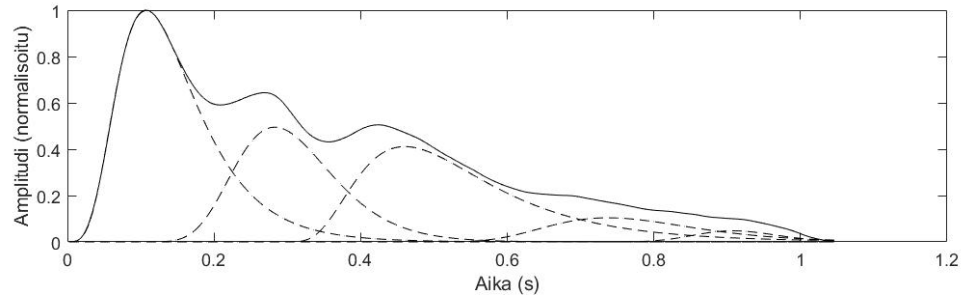
Nuorella ja terveellä henkilöllä elastinen valtimopuusto toimiikin veren kuljettamisessa erinomaisesti: elastiset valtimot pystyvät varastoimaan energiaa kammioiden supistuessa ja vapauttamaan tämän energian vaiheittain, kun kammiot alkavat jälleen laajentua [5]. Kammioiden supistumisvaihetta kutsutaan systoleksi ja kammioiden laajentumisvaihetta diastoleksi [4].

Valtimopuuston ikääntyessä valtimot laajentuvat ja jäykistyvät. Valtimoiden rakenteen muutos johtuu valtimon seinämän elastisen tukikudoksen väsymisestä, jolloin tukikudos korvautuu kollageenikuuduilla. Jäykistynyt valtimo ei pysty varastoimaan energiaa nuoren, elastisen valtimon tavoin. Seurauksena kammioiden systolinen kuorma kasvaa, mikä taas johtaa valtimon seinämän suurempaan rasitukseen ja jälleen valtimon rappeutumiseen, joka taas kasvattaa systolista kuormaa. [5]

Valtimoiden elastisuutta voidaan tutkia analysoimalla verenpainepulssiaallon muotoa. Pulssiaallon tyypillinen muoto syntyy, kun kammioiden supistumisesta aiheutunut eteenpäin suuntautuva pulssiaalto heijastuu valtimopuun ääreisosista. Kun aallot törmäävät, heijastuneen aallon amplitudi vaikuttaa alkuperäisen aallon amplitudiin luoden pulssiaallolle tyypillisen muodon. [6] Erään koehenkilön rannepulssiaaltoa on havainnollistettu kuvassa 2.1. Pulssiaallon muotoon vaikuttavat lisäksi henkilön ikä, fyysinen aktiivisuus, ravinto, sydämen syketiheys, henkilön pituus ja sukupuoli [7].

Ihmisen ikääntyessä pulssiaallon muoto muuttuu valtimoiden jäykistymisen seurauksena. Eteenpäin suuntautuva aalto heijastuu jäykistyneestä valtimosta nopeammin kuin elastisesta valtimosta, mikä voidaan nähdä verenpainepulssiaallon muodossa. [5]

Verenpainepulssiaaltosignaaleita voidaan mitata kajoamattomasti erilaisilla teknologioilla, esimerkiksi optisella voima- tai paineanturilla, tai optisilla fotopletysmografiamittapäillä. Kajoava eli invasiivinen mittaus tehdään asettamalla verenpainetta mittaava paineanturi



Kuva 2.1. Rannepulssiaallon superpositio 24-vuotiaasta koehenkilöstä. Heijastuneita aaltoja on merkattu katkoviivalla ja summa-aaltoa yhtenäisellä viivalla.

suoraan valtimoverisuonen sisälle.

2.2 Verenpainepulssiaallon mittaus kajoamattomasti

Vaikka nykYTEknologialla mikään kajoamaton mittaus ei yllä invasiivisen mittauksen luotettavuuden tasolle, vaihtoehtoja invasiiviselle mittaukselle etsitään runsaasti [8]. Hyvän kajoamattoman mittalaitteen tulee olla potilaalle mahdollisimman turvallinen ja käyttäjäkokemukseltaan helppo laitteisto.

Fotopletysmografia (engl. *photoplethysmography (PPG)*) on paljon käytetty teknologia, jossa valoa suunnataan kudokseen ja kudoksen absorboima valo määritetään mittaamalla läpäisseen tai sironneen valon intensiteetti. Intensiteetin avulla voidaan havainnollistaa veritilavuuspulssiaallon muutoksia ja verenpainepulssiaaltosignaalin muotoa. [2][7]

Vaihtoehtoisesti pulssiaaltoa voidaan mitata voima-anturilla asettamalla voima-anturi sykkivän, pinnassa olevan valtimon päälle. Tätä metodia kutsutaan applanaatiotonometriaksi, ja mittaukset tehdään usein väärtinäluuta vasten painetusta väärtinävaltimosta sen helpon sijainnin vuoksi. Applanaatiotonometrian merkittävimpiä haittapuolia ovat teknologian korkea hinta, voima-anturin hankala sijoittaminen oikeaan kohtaan, potilaiden anatomiset eroavaisuudet, potilaiden mahdolliset liikeartefaktit, jotka vääristävät mittaustulosta, sekä yleinen monimutkaisuus, jonka takia tonometrin käyttäjäksi vaaditaan kokenut toimija. [7][8][9]

Applanaatiotonometrian rinnalle voima-antureiden vaihtoehtoiseksi materiaaliksi onkin esitetty sähkömekaanista kalvoa (engl. *electromechanical film (EMFi)*). EMFi on pysyvästi sähköisesti varautunut, elektreetti materiaali, joka koostuu useista polypropeenikerroksista, jotka on erotettu toisistaan ilmakerroksilla. Kun voima-anturi asetetaan sykkivän valtimon päälle, se kohdistaa pulssiaallon aiheuttaman voiman EMFi-kalvoon. Tällöin EMFi-kalvon polypropeenikerroksessa olevien ilmakuplien dimensot muuttuvat, mikä aiheuttaa kappaleen sisäisen varausjakauman muutoksen, joka voidaan havaita mekaanisesta kuormituksesta riippuvana jännitteenä EMFi-kalvon pintojen välillä. EMFi-sensoreiden avulla pulssiaaltoa voidaan mitata edullisesti useasta kohtaa kehoa, mistä on hyötyä valtimopuuston kuntoa analysoitaessa. Haittapuolena on se, että EMFi-materiaali on herkkä vain dynaamiselle, muuttuvalle kuormitukselle, mutta staattinen, liian hitaasti muuttu-

va kuormitus ei aiheuta materiaalissa varausjakauman muutosta. Tämän vuoksi EMFi-sensorit eivät sovellu esimerkiksi diastolisen verenpaineen mittaukseen. [2][10]

2.3 Verenpainepulssiaallon mittaus invasiivisesti

Invasiivinen valtimoverenpainepulssiaallon mittaus vaatii katetrin asettamista valtimon tai verisuonen sisälle. Katetriin liitetään liitännäletku, paineanturi ja nestelähde, jota käytetään verenpaineen määrittämiseen. Katetrin kärjessä on tunnistinelementtinä paineherkkä kalvo, joka taipuu verenpaineen mukaisesti. Kalvon taipuma muokkaa katetriin letkulla liitetyn nestelähteen painetta, ja painesignaalin muutos tulkitaan potilasmonitorissa jännitteenä ja yhtäjaksoisena muuttuvana verenpainepulssiaaltosignaalina. [11]

Invasiivinen valtimoverenpainepulssiaallon mittaus antaa erittäin tarkkoja tuloksia, mutta komplikaatioiden riski on suuri, eikä invasiivinen mittaus täten mitenkään sovellu sairaalan ulkopuolella tehtäväksi toimenpiteeksi tai osaksi rutiinomaisia seurantahoitoja. Samalla kun hoidettavien potilaiden ikä kasvaa, helppo, tehokas ja turvallinen kajoamaton paineenmittaus on houkutteleva vaihtoehto. [8]

3 MATERIAALIT JA MENETELMÄT

3.1 Tutkimusaineiston kuvaus

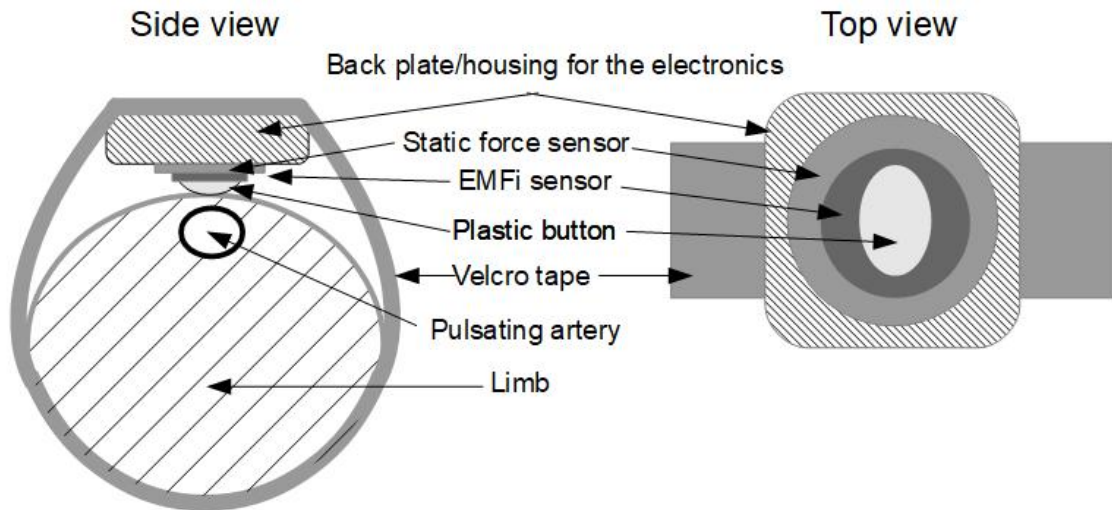
Tutkimusaineisto on kerätty Suomen Akatemian rahoittaman VBA-projektin (Vascular Bio-mechanics Assessment using printed soft electronics and advances signal processing) yhteydessä. Koehenkilöistä nauhoitettiin verenpainepulssiaaltosignaaleja samanaikaisesti kahdella laitteella: kajoamattomasti Tampereen yliopiston tutkijoiden kehittämällä kehoanturiverkolla [2] sekä invasiivisesti GE Healthacaren Carescape B850 -potilasmonitorilla [3]. Tämän kandidaatintyön tarkoituksena on selvittää, kuinka hyvin sykeväleihin perustuva ristikorrelaatiomenetelmä soveltuu kajoamattomalla ja invasiivisella tekniikoilla mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointiin.

Tutkimusotokseen valittiin kuusi Tampereen yliopistollisen sairaalan (TAYS) potilasta, joi-
le tehtiin vatsa-aortan suonensisäinen korjausoperaatio eli EVAR (engl. *endovascular aneurysm repair*) -toimenpide ja joista oli asianmukaista mittausdataa sekä kehoanturiverkolla että potilasmonitorilla. Molempien mittausten rinnalle liitettiin EKG-mittaus, mikä mahdollisti eri mittalaitteiden tuottamien signaalien synkronoinnin myöhempää analyysiä varten. Koehenkilöt olivat 70–78-vuotiaita miehiä ja joukossa oli myös yksi samaan ikäjakaumaan kuuluva nainen. Mittaukset suoritettiin vuosien 2018 ja 2019 aikana, ja dataa pyrittiin keräämään ainakin kymmenen minuutin ajalta. Aineiston signaaleilla on tyypillistä suuresta häiriöiden määrästä johtuva katkonaisuus; signaaleita on saatavilla vain paloittain vaihtelevan mittaisina jaksoina.

Tutkimusdataa säilytetään nimettömänä henkilötietolakia sekä tutkimuseettisiä sääntöjä ja Euroopan unionin yleistä tietosuojaa-asetusta (engl. *General Data Protection Regulation (GDPR)*) 2016/679 noudattaen. Saatuja tietoja käytetään niin, että potilaiden henkilöllisyys ei ole tunnistettavissa. Tutkimukselle on myös haettu Tampereen yliopistollisen sairaalan erityisvastuualueen alueellisen eettisen toimikunnan puoltava lausunto R17129, ja Valviralle tehdyn laitetutkimusilmoituksen tunnistekoodi on 384.

Verenpainepulssiaaltosignaalin mittaus Tampereen yliopiston tutkijoiden kehittämällä voima-anturilla suoritettiin kajoamattomasti oikeasta ranteesta rannevaltimon päältä. Kehoanturiverkkoon voidaan kytkeä erilaisia antureita, kuten 1) EMFi-voima-anturi, 2) PPG-sensori sekä 3) EKG- ja hengityssensori [2]. Havainnekuva EMFi-voima-anturista on esitetty kuvassa 3.1. Tässä kandidaatintyössä käytetään EMFi-voima-anturin tuottamaa rannepulssidataa, ja hengitysmittaus ei ollut mittaustilanteessa käytössä. Kehoanturiverkon

näytteenottotaajuus sekä rannepulssi- että EKG-signaaleissa oli 250 Hz, mutta datan käsitelyssä käytettiin 500 Hz:in interpoloitua rannepulssi- ja EKG-dataa.



Kuva 3.1. Havainnekuva voima-anturista sivusuunnasta (side view) sekä ylhäältä päin katsottuna (top view).

Rannevaltimon invasiivinen verenpainepulssiaallon mittausta tehtiin vasemmasta kädestä suonensisäisesti GE Healthcaren Carescape B850 -potilasmonitorilla. Potilasmonitorin näytteenottotaajuus sekä rannepulssi- että EKG-signaaleissa oli 300 Hz. GE Healthcaren potilasmonitorissa tutkimusdatan keräämiseen käytettiin GE Healthcaren iCollect 5.0 -ohjelmistoa. Samaa ohjelmistoa käytettiin tässä työssä muuttamaan potilasmonitorin tuottama data ascii-tiedostoksi, jotta tutkimusdataa oli mahdollista käsitellä MathWorksin MATLAB-ohjelmistolla.

3.2 Ristikorrelaatiomenetelmä signaalien synkronoinnissa

EMFi-voima-anturilla ja GE Healthcaren potilasmonitorilla mitattujen verenpainepulssi-aaltosignaalien synkronointi toteutettiin sykeväleihin perustuvalla ristikorrelaatiomenetelmällä. Ristikorrelaatio eli liukuva pistetulo on konvoluutiota muistuttava matemaattinen menetelmä, jolla voidaan määrittää kahden diskreettiaikaisen signaalin tai aaltomuodon samankaltaisuus. Ristikorrelaatiomenetelmässä pidempää signaalia $x_1(n)$ verrataan lyhyempään signaaliin $x_2(n)$ laskemalla signaalien välisen samankaltaisuuden mitta. Kahden diskreettiaikaisen signaalin välinen ristikorrelaatio määritellään kaavalla

$$r_{12}(k) = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} x_1(n)x_2(n+k), \quad (3.1)$$

jossa k on viive ja N on pidemmän signaalin $x_1(n)$ pituus [12].

Koska ristikorrelaation arvot riippuvat tarkasteltavien signaalien absoluuttisista arvoista, useista paloittaisista jaksoista koostuvien signaalien eri jaksosten samankaltaisuuden mit-

taamiseen tarvitaan normalisoitu ristikorrelaatio

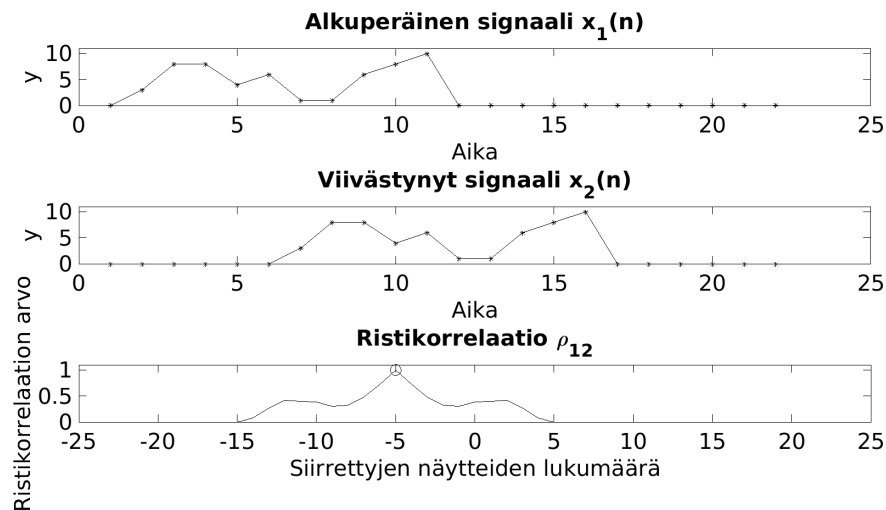
$$\rho_{12} = \frac{r_{12}(k)}{\frac{1}{N} \sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} x_1^2(n) \sum_{n=0}^{N-1} x_2^2(n)}}, \quad (3.2)$$

jossa kaavan (3.1) mukainen ristikorrelaatio $r_{12}(k)$ jaetaan normalisointitekijällä.

Sijoittamalla kaava 3.1 kaavaan 3.2 ja sieventämällä saadaan

$$\rho_{12} = \frac{\sum_{n=0}^{N-1} x_1(n)x_2(n+k)}{\sqrt{\sum_{n=0}^{N-1} x_1^2(n) \sum_{n=0}^{N-1} x_2^2(n)}}, \quad (3.3)$$

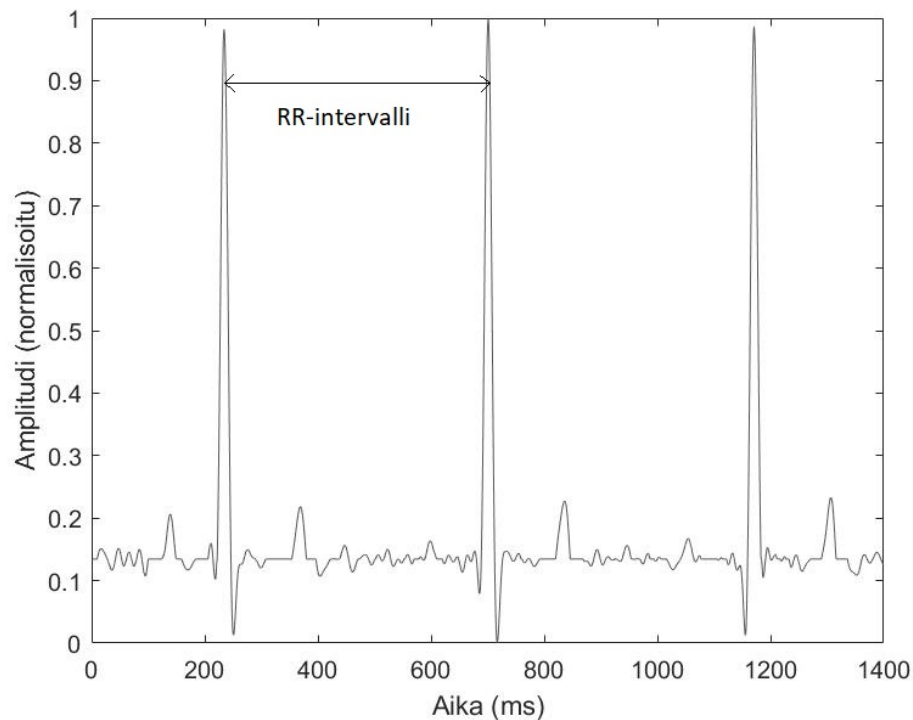
joka on normalisoitu, kahden diskreettiaikaisen signaalin välinen ristikorrelaatio. [12] Ristikorrelaatiomenetelmää on havainnoillistettu tarkemmin kuvassa 3.2.



Kuva 3.2. Ristikorrelaatiolla voidaan etsiä samankaltaisuuksia signaalien $x_1(n)$ ja $x_2(n)$ välillä. Suurin samankaltaisuus eli ristikorrelaatiokäyrän maksimi löytyy kuvan esimerkissä ristikorrelaatiokäyrän indeksillä -5 . Tällöin viivästynyttä signaalia siirretään ristikorrelaatiomaksimin osoittaman viiveen verran eli viiden askeleen verran miinussuuntaan vasemmalle.

EKG-signaalista määritetty RR-intervalliaikasarja (ks. kuva 3.3) pitäisi olla lähes samanlainen sekä kajoamattomalla että invasiivisella tekniikalla mitatuissa signaaleissa. Täten ristikorrelaatiomenetelmää voidaan käyttää kahden eri mittalaitteilla mitattujen EKG-signaalien synkronoinnissa niin, että samalla ajan hetkellä signaalit ovat samassa kohdassa.

Tutkimusdatan käsittely toteutettiin MathWorksin MATLAB-ohjelmistolla. Koehenkilöiden tiedot (koehenkilönumero, pulssiaaltosignaali, EKG-signaali sekä signaalista havaittujen R-piikkien indeksit) tallennettiin tietorakenteeseen, josta tietoja oli helppo noutaa, muoka-



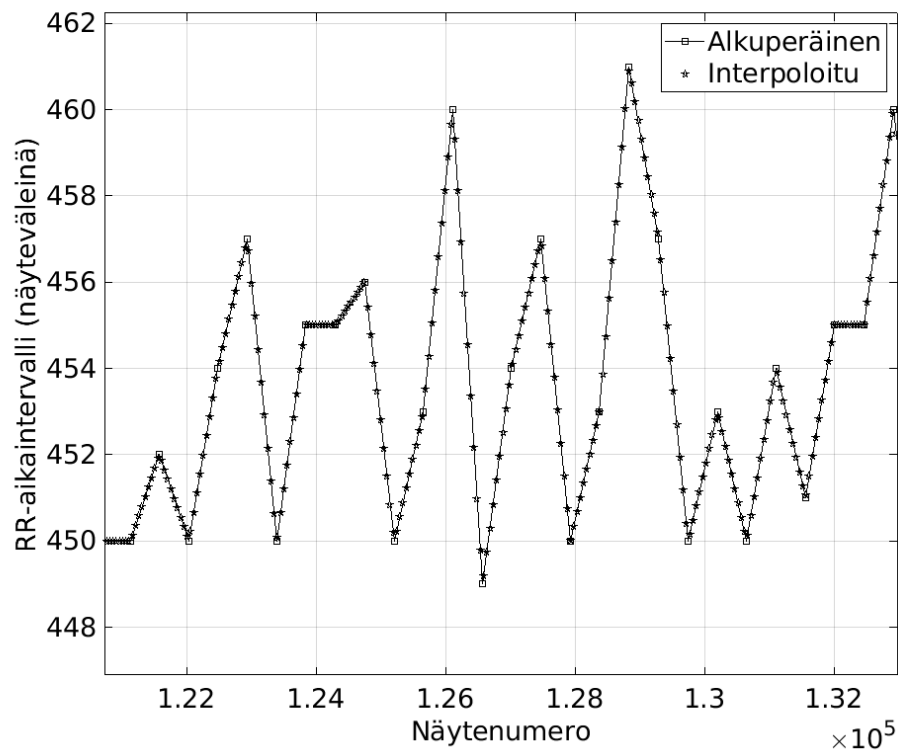
Kuva 3.3. Näyte erään potilaan potilasmonitorilla mitatusta EKG-signaalista. Kolme korkeaa jännitepiikkiä ovat R-piikkejä, ja kahden R-piikin välistä aikajaksoa kutsutaan RR-intervalliksi, RR-aikaintervalliksi tai sykeväliksi. Kuvassa olevasta signaalista on mediaanisuodatettu perustason vaihtelut [13].

ta ja varastoida. Potilasmonitorin näytteistämä 300 Hz:n data interpoloitiin 500 Hz:iin vastaamaan kehoanturiverkon näyteenottotaajuutta. R-piikkien indeksien haku EKG-signaalista toteutettiin tämän kandidaatintyön ohjaajalta saadulla ohjelmalla, jonka toiminta perustuu lähteessä [13] esitettyihin Zhengzhongin ja Keselbrenerin menetelmiin. RR-intervalliaikasarjat saatiin EKG-signaalista R-piikkien esiintymisajanhetkien erotuksena.

EKG-signaalin suuren häiriöisyyden vuoksi virheellisesti tunnistettujen R-piikkien vaikutusta RR-intervalliaikasarjoihin vähennettiin käyttämällä RR-intervalliaikasarjaan yksiuotteista mediaanisuodatusta. Mediaanisuodin on epälineaarinen suodin, jossa suodinikkuna liukuu tarkasteltavan signaalin läpi. Suodinikkuna laskee ikkunan kokoa vastaavalle signaaliosuudelle mediaaniarvon ja korvaa tarkasteluosuuden arvot tällä mediaaniarvolla. [12] Mediaanisuotimen ikkunan kooksi valittiin 7.

RR-intervalliaikasarjat ovat luonnostaan epätasavälisesti näytteistettyjä, koska syke ei pysy vakiona. Jotta ristikorrelaatiomenetelmää voitiin soveltaa signaalien synkronointiin, RR-intervalliaikasarjat tuli interpoloida tasavälisesti näytteistetyiksi. Interpoloinnin näytestystaajuudeksi valittiin 10 Hz (ks. kuva 3.4).

Kuten jo edellä todettiin, mittaussympäristön häiriöisyyden vuoksi EKG-signaalin huomattiin olevan ajoittain käyttökeltontonta. Täten EKG-signaalin perusteella laskettava RR-intervalliaikasarja on myös paloittainen aikasarja, sillä kaikilta ajanhetkiltä RR-intervalliaikasarjaa ei voi laskea huonolaatuisen EKG-signaalin takia. Tämän vuoksi mediaanisuo-



Kuva 3.4. RR-intervalliaikasarjat ovat luonnostaan epätasavälisesti näytteistettyjä. Uudelleennäytteistykseen taajuudeksi valittiin 10 Hz. Alkuperäiset arvot on merkattu viivoilla yhdistetyillä neliöllä ja interpoloidut, uudelleen näytteistetyt arvot on merkattu tähdellä.

datus, sykevälien interpolointi ja ristikorrelaatio päätettiin tehdä paloittain niin, että jokaiselle paloittain määritellylle EKG-signaalille tehtiin erikseen edellä mainitut operaatiot. EMFi-voima-anturidatasta valittiin pisin signaalijakso, jota verrattiin ristikorrelaatiomenetelmällä useaan potilasmonitorilla mitattuun signaalijaksoon. Signaalijaksojen aikaero laskettiin tasaväliseksi interpoloitujen ja mediaanisuodatettujen RR-intervalliaikasarjojen ristikorrelaation maksimin perusteella siten, että jälkeen jäänyttä signaalia vietiin eteenpäin estimoidun ristikorrelaation maksimia vastaavan aikaviiveen verran. Koska RR-intervalliaikavektorit näytteistettiin tasaväliseksi 10 Hz:n taajuudella, yksi askel 10 Hz:n datassa vastaa 50 askelta alkuperäisessä 500 Hz:n signaalissa.

Eri laitteilla mitattujen pulssiaaltosignaalin täsmällinen kohdistaminen vaatisi yllä olevien vaiheiden lisäksi vielä manuaalisen vaiheen. Vaihtoehtoisesti signaaleiden väliset ristikorrelaatiot voi laskea myös käyttäen suoraan alkuperäisten signaalien näytteistystaajuuksia. Toisaalta tällöin ristikorrelaatio-operaation laskenta-aika pitenisi.

3.3 Synkronoinnin onnistumisen arviointi

Verenpainepulssiaaltosignaalien synkronoinnin onnistumista arvioitiin visuaalisen tarkastelun lisäksi myös laskemalla keskineliövirhe (engl. *mean squared error (MSE)*) EKG-signaalijaksoista määritettyjen RR-intervalliaikasarjajaksojen välille. Keskineliövirhe on

kahden pisteen välinen, neliöity etäisyys vektoriavaruudessa.

Signaalien $x_1(n)$ ja $x_2(n)$ välinen keskineliövirhe pisteessä n määritellään kaavalla

$$err(n) = \|x_1(n) - x_2(n)\|^2. \quad (3.4)$$

Kun virhe lasketaan summaten signaaleiden $x_1(n)$ ja $x_2(n)$ jokaisen alkion yli ja tulos jaetaan signaaleiden pituudella, saadaan kahden yhtä pitkän signaalin välinen keskineliövirhe

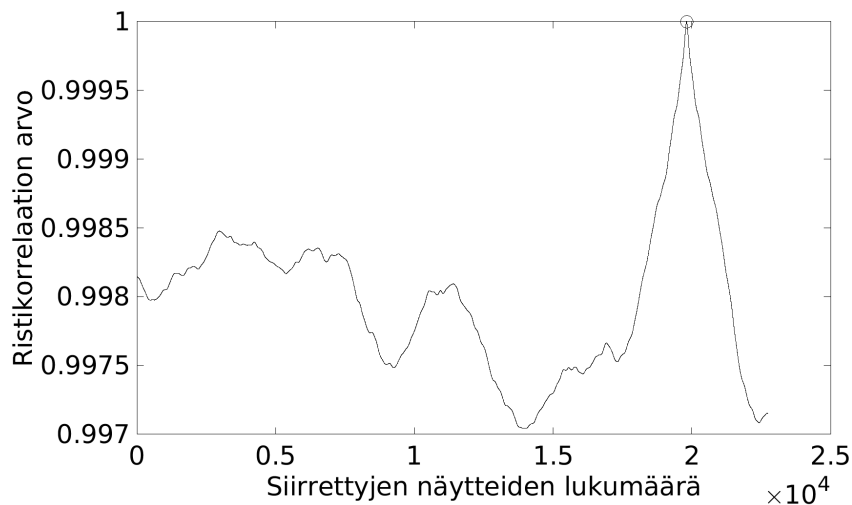
$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{n=0}^{N-1} \|x_1(n) - x_2(n)\|^2, \quad (3.5)$$

jossa N on signaalien $x_1(n)$ ja $x_2(n)$ pituus. [14]

4 TULOKSET JA TULOSTEN TARKASTELU

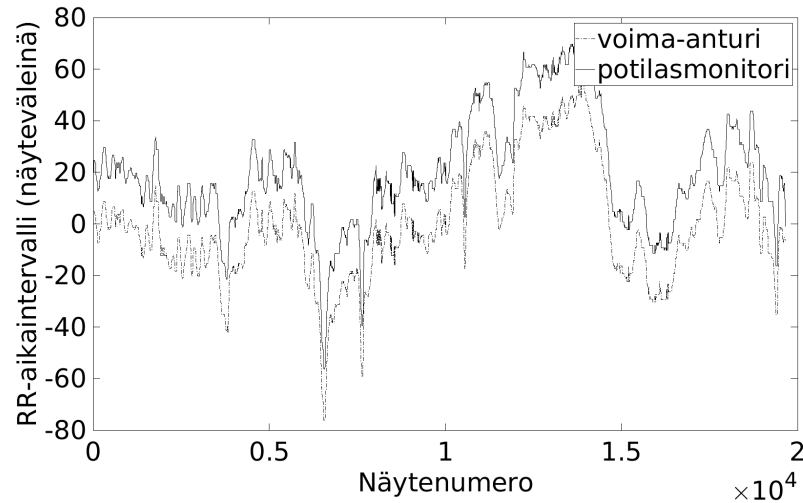
4.1 Ristikorrelaatiomenetelmän toimivuus

Selkeä ristikorrelaatiokäyrän maksimi löytyi kahdelle koehenkilölle: koehenkilölle 2 ja koehenkilölle 5. Normalisoidun ristikorrelaatiokäyrän maksimin 4-desimaalinen likiarvo oli molemmissa edellä mainituissa tapauksissa 1,0000. Ristikorrelaatiokäyrä sekä EMFi-voima-anturilla ja potilasmonitorilla mitatut, synkronoidut RR-intervalliaikasarjajakappaleet koehenkilölle 2 on esitetty kuvissa 4.1 ja 4.2. Vastaavat tulokset koehenkilölle 5 on esitetty kuvissa 4.3 ja 4.4. Taulukkoon 4.1 on koottu ristikorrelaation maksimiarvot, neliöllinen keskivirhe RR-intervalliaikasarjajaksojen välillä sekä muita tuloksia tutkielman koehenkilöille.

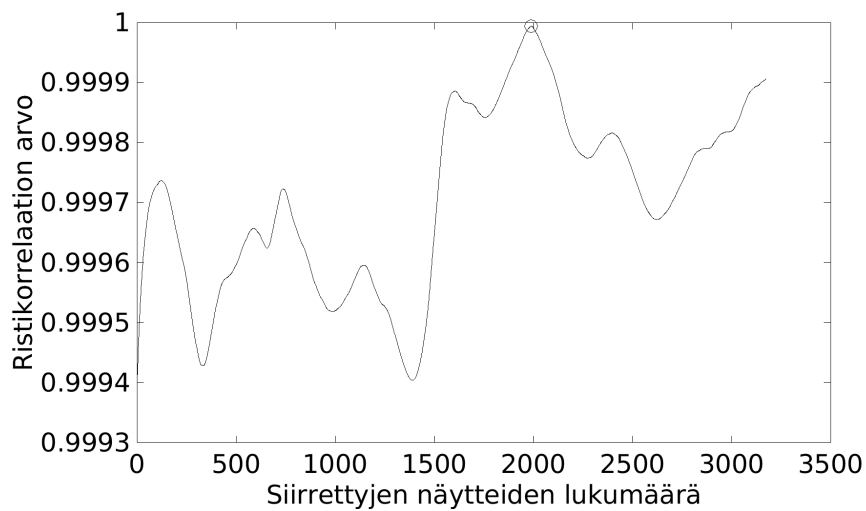


Kuva 4.1. Ristikorrelaatiokäyrä koehenkilönumerolle 2. Ympyrällä merkatun maksimin arvo on 1,0000.

Koehenkiönumeroilla 1, 3, 4 ja 6 selkeää ristikorrelaation maksimia ei löytynyt, vaikka kyseisillä koehenkilöillä ristikorrelaatiomaksimit olivat hyvin lähellä ideaalilanteen arvoa ($\rho \approx 0.99$). Tämä nähdään myös taulukon 4.1 tuloksista koehenkilöiden 1, 3, 4 ja 6 osalta: vaikka ristikorrelaatiofunktion maksimit ovat lähellä teoreettista maksimiarvoa, synkrointia ei voida pitää onnistuneena signaalien välisen suuren keskineliövirheen takia eikä myöskään ristikorrelaation avulla synkronoitujen signaalien visuaalisen tarkastelun osalta. Näillä koehenkilöillä, joille synkrointi ei onnistunut, EKG-signaali oli selkeästi häiriöisempää kuin koehenkilönumerolla 2 ja 5, joille selkeä ristikorrelaation maksimi löy-



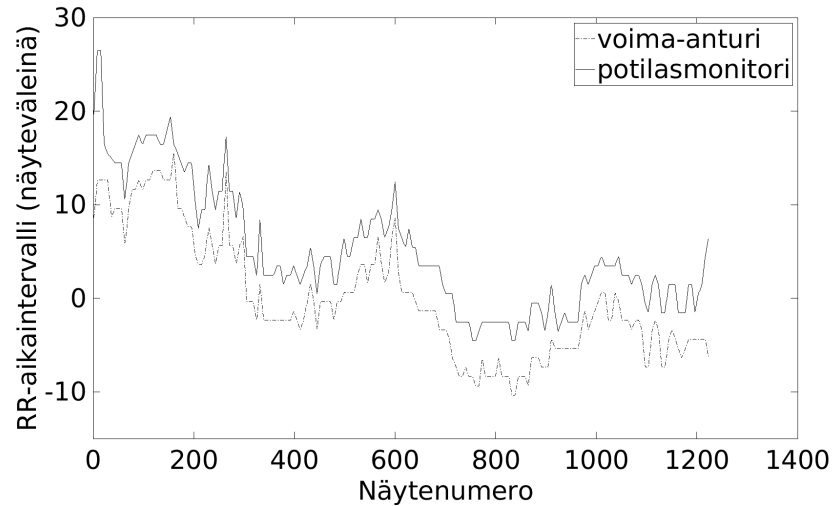
Kuva 4.2. Synkronoidut RR-intervalliaikasarjakappaleet koehenkilönumerolle 2. Signaaleista on vähennetty keskiarvo, ja potilasmonitorikäyrää on nostettu 20 yksikköä ylempäs y-akselilla signaalien erottuvuuden parantamiseksi.



Kuva 4.3. Ristikorrelaatiokäyrä koehenkilönumerolle 5. Ympyrällä merkattun maksimin arvo on 1,0000.

Taulukko 4.1. Sykeväleihin perustuvan ristikorrelaatiomenetelmän tuloksia

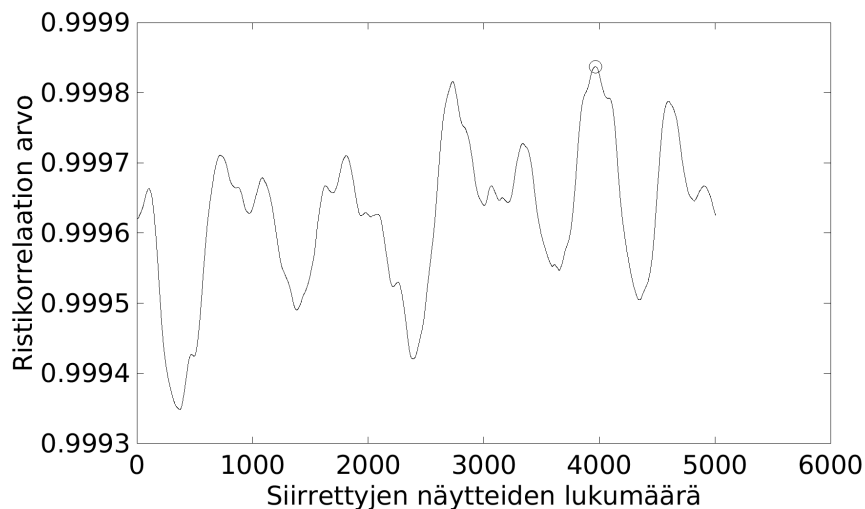
koehenkilö-numero	synkronointi onnistui	ristikorrelaation maksimi	suodattimen koko	keskineliövirhe (näyteväli ²)
koehenkilö 1	Ei	0,9998	7	76,7
koehenkilö 2	Kyllä	1,0000	7	0,6
koehenkilö 3	Ei	0,9996	7	133,3
koehenkilö 4	Ei	0,9996	7	67,5
koehenkilö 5	Kyllä	1,0000	7	2,0
koehenkilö 6	Ei	0,9997	7	82,7



Kuva 4.4. Synkronoidut RR-intervalliaikasarjakappaleet koehenkilölle 5. Signaaleista on vähennetty keskiarvo, ja potilasmonitorikäyrää on nostettu 5 yksikköä ylemmäs y-akselilla signaalien erottuvuuden parantamiseksi.

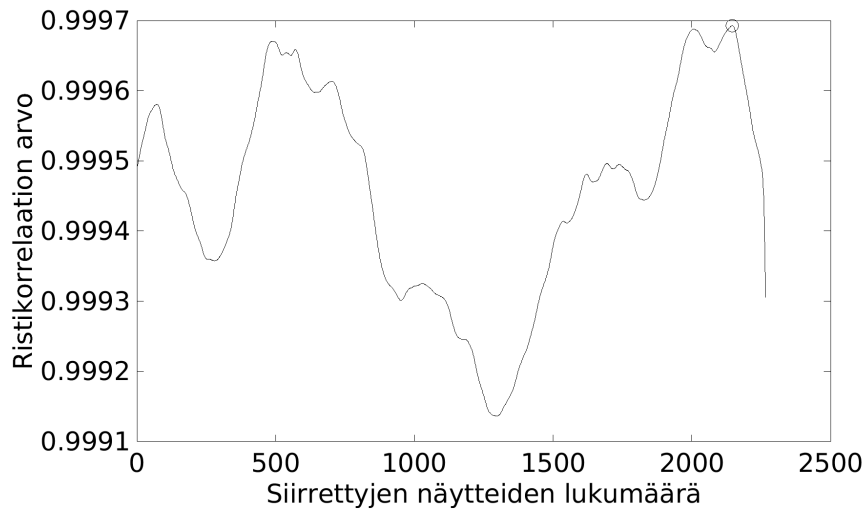
tyi. Synkronoinnin onnistumiseen voi vaikuttaa signaalin häiriöisyyden lisäksi myös mittausanturin mahdollinen huono aseointi sekä mittauskäsien eroavaisuus.

Korkea ristikorrelaation maksimiarvo koehenkilöillä, joilla synkronointi ei onnistunut kuten esimerkiksi koehenkilöillä 1 ja 6 (kuvat 4.5 ja 4.6), saattaa myös johtua siitä, että koehenkilön sykevälivaihtelussa eli RR-intervalliaikasarjoissa voi olla yksilökohtaisia tai yksilöistä riippumattomia toistuvia, periodisia piirteitä, jotka antavat korkeita ristikorrelaation arvoja, vaikka signaalit eivät todellisuudessa täsmääkään. Esimerkiksi anestesian on havaittu muokkaavan sykevälivaihteluun jaksollisia piirteitä [15].



Kuva 4.5. Ristikorrelaatiokäyrä koehenkilönumerolle 1. Ympyrällä merkatun maksimin arvo on 0,9998.

Tutkielmassa havaittiin myös, että synkronoinnin onnistumiseen riittää myös melko lyhyt, mutta häiriötön signaalijakso. Esimerkiksi koehenkilönumerolla 5 kuvassa 4.4 esitetty pi-



Kuva 4.6. Ristikorrelaatiokäyrä koehenkilönumerolle 6. Ympyrällä merkatus maksimin arvo on 0,9997.

sin EMFi-voima-anturilla mitattu signaalijakso on vain 1200 näytettä pitkä. Koska RR-intervalliaikasarjat näytteistettiin 10 Hz taajuudella, 1200 näytteen signaali vastaa ajassa vain 120 sekuntia.

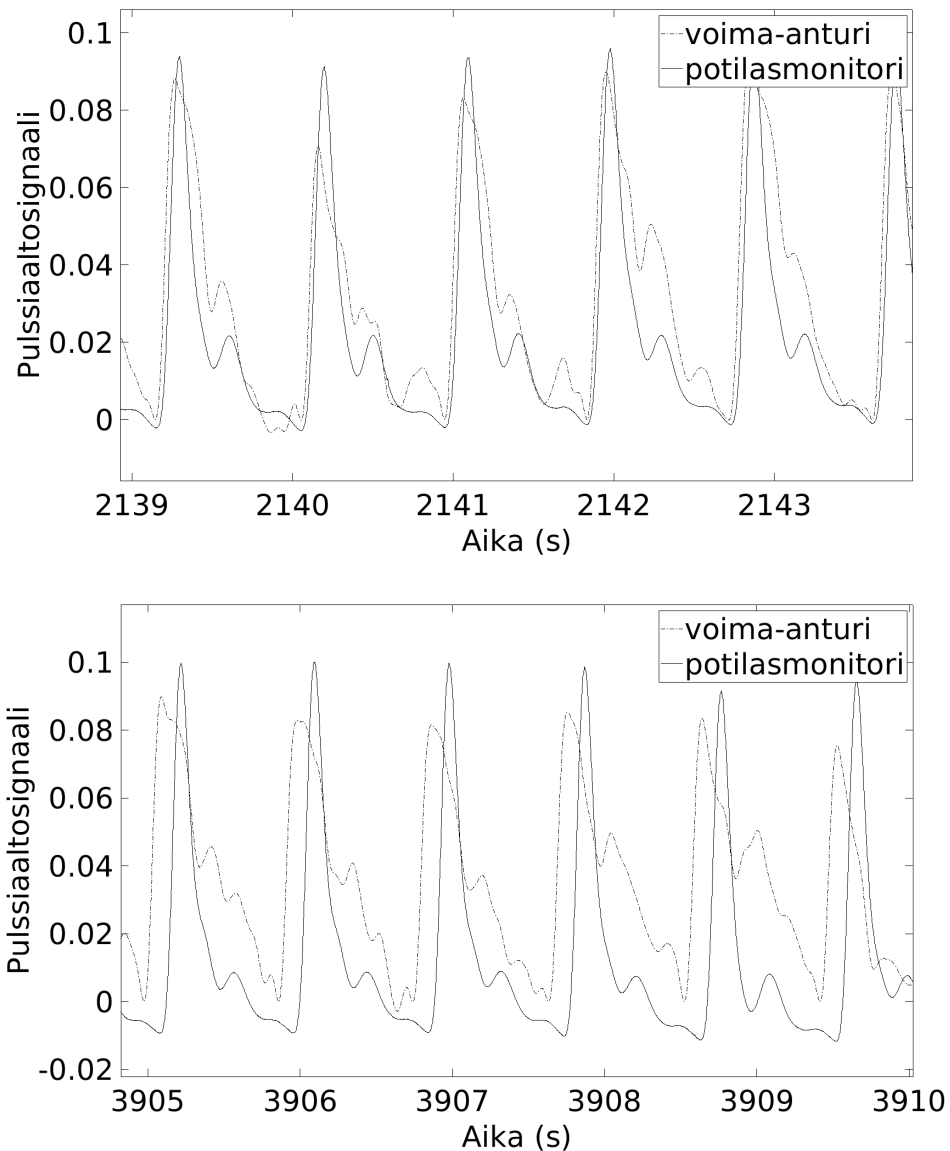
4.2 Synkronoitujen pulssiaaltojen vertailu

Verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointi sykeväleihin perustuvalla ristikorrelaatiomenetelmällä onnistui kahdella koehenkilöllä, kun tutkimusdataa oli saatavilla kokonaisuudessaan kuudelta koehenkilöltä. Koehenkilönumeroille 2 ja 5 EMFi-voima-anturilla ja potilasmonitorilla mitatut synkronoidut verenpainepulssiaaltosignaalit on esitetty kuvissa 4.7 ja 4.8.

Kuvista 4.7 ja 4.8 havaitaan, että pulssiaaltosignaalijaksojen synkronointi koehenkilöille näyttää onnistuneen kohtalaisen hyvin. Pulssiaaltosignaalien samankaltaisuudessa voi toisaalta olla hyvinkin suuria eroja, mikä voidaan nähdä kuvasta kuvasta 4.7: mittauksen alkupäässä aaltojen alku- ja loppupisteet osuvat hyvin kohdalleen, kun taas mittauksen loppupäässä aaltomuodot eivät osu enää hyvin kohdakkain. Nämä poikkeavuudet johtuvat siitä, että mittalaitteiden kellosignaaleissa on epätarkkuutta. Toisaalta EMFi-voima-anturilla ja SphygmoCor-applanaatiotonometrilla mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien on todettu olevan melko samankaltaisia [2].

Tutkielman pohjalta pystyttiin osoittamaan, että eri laitteilla rekisteröityjä verenpainepulssiaaltosignaaleja pystytään synkroimaan sykeväleihin perustuvalla ristikorrelaatiomenetelmällä, jos synkroinnin pohjana olevat RR-intervalliaikasarjat saadaan tunnistettua riittävän luotettavasti ja riittävän pitkältä, vähintään noin 2 minuutin (120 sykeväliä) mittaiselta ajanjaksolta. Häiriöinen EKG-signaali vaikuttaa synkroinnin onnistumiseen merkittävästi, jos se aiheuttaa sen, että mittausdata on kovin pätkittäistä.

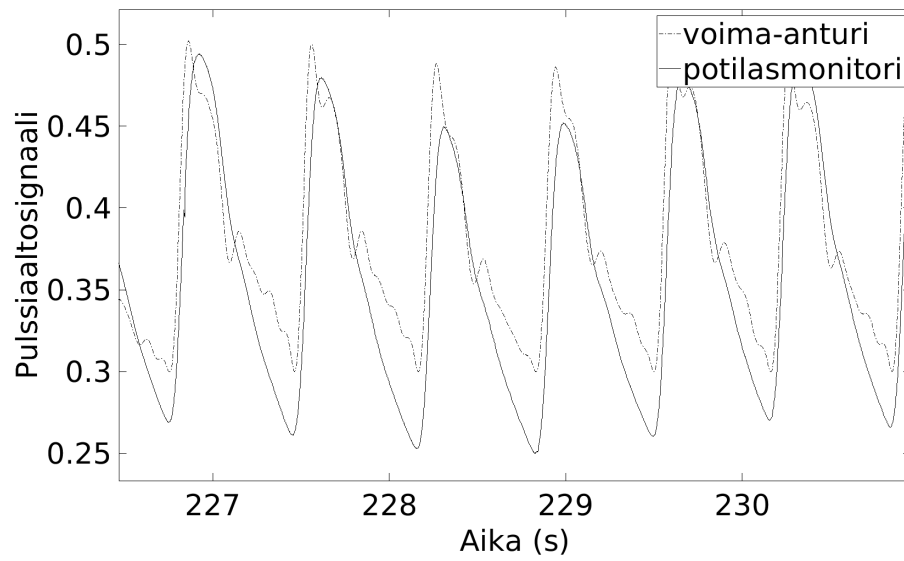
Synkroinnin onnistumiseen saattaa vaikuttaa keskeisesti myös ristikorrelaation lasken-



Kuva 4.7. Näyte synkronoiduista verenpainepulssiaaltosignaaleista koehenkilölle 2. Vaikka eri laitteilla mitattujen signaalien aaltomuodot ovat erilaiset, mittauksen alkupäässä (ylhäällä) aaltojen alku- ja loppupisteet osuvat hyvin kohdalleen. Mittauksen loppupäässä (alhaalla) aaltomuodot eivät osu enää hyvin kohdakkain, mikä johtuu mittalaitteiden kellosignaalien epätarkkuudesta.

talohkon koko, jota ei otettu huomioon tässä tutkielmassa (ks. luku 3.2). Kun lyhyempää signaalia $x_2(n)$ viedään eteenpäin k :n verran kaavan 3.3 mukaisesti, lopulta signaalien $x_1(n)$ ja $x_2(n)$ loppupäät eivät ole enää päällekkäin. Tällöin k :n kasvaessa tuloparien määrä vähenee laskentalohkossa, mikä johtaa ristikorrelaatiokertoimien vähenemiseen. Tätä ilmiötä kutsutaan jäännösvaikutukseksi (engl. *end effect*).

Onnistuneen synkronoinnin pohjalta kajoamattomalla ja invasiivisella tekniikoilla mitattujen, synkronoitujen verenpainepulssiaaltosignaalien samankaltaisuutta pystytään vertaamaan keskenään, esimerkiksi määrittämällä signaaleista numeerisia piirteitä ja analysoimalla tuloksia tilastollisesti. Jotta ristikorrelaatiopohjaista synkronointimenetelmää pystyisi



Kuva 4.8. Näyte synkronoiduista verenpainepulssiaaltosignaaleista koehenkilölle 5.

hyödyntämään laajemmin jo kerättyjen mittausdatojen analysoinnissa, tulisi RR-intervalliaikasarjojen häiriöisyyttä vähentää sekä kiinnittää huomiota käytetyn R-piikintunnistuksen menetelmän optimointiin.

5 YHTEENVETO

Tässä kandidaatintyössä tutkittiin Tampereen yliopiston tutkijoiden kehittämällä, voimaantureita hyödyntävällä mittausjärjestelmällä ja GE Healthcaren potilasmonitorilla mitattujen verenpainepulssiaaltosignaalien synkronointia ristikorrelaatiomenetelmällä. Työssä havaittiin, että sykeväleihin perustuva ristikorrelaatiomenetelmä soveltuu pulssisignaali-jaksojen synkronointiin, jos mittausdata ei ole kovin häiriöistä. Vaikka menetelmä saatiin toimimaan, sykeväleihin perustuvana metodina se on hyvin herkkä häiriöisyydelle ja R-piikkien tunnistumisen onnistumiselle, mikä rajoittaa sen käyttöä.

Koska invasiivinen mittaustekniikka on tarkkuudestaan huolimatta herkkä komplikaatioille, invasiivisen mittauksen rinnalle on etsitty useita vaihtoehtoja. Verenpainepulssiaaltosignaalien tutkiminen EMFi-voima-anturia hyödyntävällä mittausjärjestelmällä voisi soveltua sairaalan ulkopuolella tehtäväksi mittaustoimenpiteeksi osaksi rutiininomaisia seurantahoitoja. Tämä tekniikka vaatii kuitenkin jatkotutkimuksia, esimerkiksi numeeristen piirteiden määrittämistä invasiivisella ja kajoamattomalla tekniikoilla mitatuista pulssiaaltosignaaleista, ja niiden tilastollista vertaamista toisiinsa.

LÄHTEET

- [1] Suomen virallinen tilasto (SVT): Kuolemansyyt [verkkójulkaisu]. 2011, Helsinki: Tilastokeskus [viitattu: 3.2.2020]. 2. *Sepelvaltimotauti aiheuttaa useamman kuin joka viidennen kuoleman*. URL: http://www.stat.fi/til/ksyyt/2011/ksyyt_2011_2012-12-21_kat_002_fi.html.
- [2] Peltokangas, M., Vehkaoja, A., Verho, J., Huotari, M., Roning, J. ja Lekkala, J. Monitoring Arterial Pulse Waves With Synchronous Body Sensor Network. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics* 18.6 (2014), 1781–1787.
- [3] GE Healthcare Finland. *CARESCAPE Monitor B850, B650 ja B450. Käyttöopas*. Ohjelmistoversio 2. Versio 2. General Electric Company. 2018.
- [4] Evans, J. D. W. *Cardiovascular System*. Mosby, 2015.
- [5] O'Rourke, M. F. ja Hashimoto, J. Mechanical Factors in Arterial Aging. *Journal of the American College of Cardiology* 50.1 (2007), 1–13.
- [6] Shimizu, M. ja Kario, K. Role of the Augmentation Index in Hypertension. *Therapeutic Advances in Cardiovascular Disease* 2.1 (2008), 25–35.
- [7] O'Rourke, M. F., Pauca, A. ja Jiang, X. Pulse wave analysis. *British Journal of Clinical Pharmacology* 51.6 (2001), 507–522.
- [8] Greiwe, G., Hoffmann, S., Herich, L., Winkler, M., Trepte, C., Behem, C., Petzoldt, M., Reuter, D. ja Haas, S. Comparison of Blood Pressure Monitoring by Applanation Tonometry and Invasively Assessed Blood Pressure in Cardiological Patients. *Journal of Clinical Monitoring and Computing* 32.5 (2018), 817–823.
- [9] Eckerle, J. S. Tonometry, Arterial. *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation* 6 (2006), 402–410.
- [10] Lekkala, J. ja Paajanen, M. EMFi – New electret material for sensors and actuators. *10th International Symposium on Electrets* (1999), 743–746.
- [11] GE Healthcare Finland. *CARESCAPE™ Monitorit. Kliininen käsikirja*. Versio A. General Electric Company. 2009.
- [12] Lai, E. *Practical Digital Signal Processing for Engineers and Technicians*. Newnes, 2004, 57–59.
- [13] Peltokangas, M., Verho, J. ja Vehkaoja, A. Night-Time EKG and HRV Monitoring With Bed Sheet Integrated Textile Electrodes. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine* 16.5 (2012), 935–942.
- [14] Martin Vetterli, J. K. ja Goyal, V. K. *Foundations of signal processing*. Cambridge University Press, 2014, 63.
- [15] Galletly, D., Corfiatis, T., Westenberg, A. ja Robinson, B. Heart rate periodicities during induction of propofol-nitrous oxide-isoflurane anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia* 68.4 (1992), 360–364.