

Laura Toivainen

MITTAUSASENNON VAIKUTUS YLÄRAAJAN VALTIMOPULSSIAALTOSIGNAALEIHIN JA NIIDEN VÄLISIIN RIIPPUVUUKSIIN

Kandidaatintyö
Tekniikan ja luonnontieteiden tiedekunta
Helmikuu 2020

TIIVISTELMÄ

Laura Toivainen: Mittausasennon vaikutus yläraajan valtimopulssiaaltosignaaleihin ja niiden välisiin riippuvuuksiin
Tampereen yliopisto
Teknisten tieteiden kandidaatin tutkinto-ohjelma
Kandidaatintyö
Helmikuu 2020

Pulssiaallon eteneminen riippuu henkilön verisuoniston kuntoisuudesta ja etenkin verisuonten seinämien kimmoisuudesta. Seinämien kimmoisuus kuitenkin heikkenee iän sekä erinäisten sairauksien myötä. Täten pulssiaallon muodosta voidaan tehdä päätelmiä koehenkilön verisuoniston kunnosta.

Tässä työssä tutkitaan, onko henkilön mittausten aikaisella asennolla vaikutusta pulssiaallon muotoon. Lisäksi tutkitaan, onko ranteesta ja sormenpästä mitattujen pulssiaaltojen välillä selkeää yhteyttä. Tätä halutaan tutkia, koska pulssiaallon mittaaminen ranteesta on selkeästi haastavampaa, mutta se kuitenkin kertoo enemmän koehenkilön verisuoniston kunnosta. Mikäli niiden välille löytyy selkeä yhteys, niiden välille voidaan luoda siirtofunktio ja täten hyödyntää helpompaa mittausten menetelmää sormenpästä.

Tässä tutkimuksessa suoritetaan mittauksia kymmenelle koehenkilölle. Koehenkilöiltä mitataan rannevaltimosta painepulssiaalto sekä sormenpästä optinen pulssiaaltosignaali. Mittaukset suoritetaan jokaiselle koehenkilölle ensiksi istuma-asennossa ja sen jälkeen makuuasennossa. Lisäksi mittauksia suoritetaan molemmissa asennoissa mittauksia varten suunnitellun rannetuen kanssa ja ilman. Koehenkilöltä mitataan myös verenpaine ja syke kaikissa eri variaatioissa mahdollista myöhempää tutkimuskäyttöä varten.

Sormenpästä mitatun optisen pulssiaaltosignaalin ja paineanturin välille muodostettiin siirtofunktioita ARX-mallin ja tilamuuttujaesityksen avulla. Siirtofunktioita muodostettiin makuuasennossa suoritetuille mittauksille, koska mittausdata oli silloin parempilaatuista. Molemmilla siirtofunktio menetelmillä virheet olivat melko pieniä kaikilla koehenkilöillä, riippumatta siitä oliko mittauksissa käytetty rannetukea vai ei. Virhe oli kuitenkin pienempi, kun siirtofunktiot muodostettiin tilamuuttujaesityksen avulla. Silloin sopivuusprosentti ilman rannetukea oli 93,97 % ja rannetuen kanssa 93,60 %. ARX-menetelmän avulla luoduilla siirtofunktioilla sopivuusprosentit taas olivat 85,08 % ilman rannetukea ja 85,42 % rannetuen kanssa. Mallit toimivat myös kohtalaisesti, kun niille syötettiin ajallisesti seuraava pulssiaalto kuin niiden muodostamiseen oli käytetty. Yleispätevämmän mallin muodostaminen vaatii kuitenkin lisää tutkimusta.

Avainsanat: pulssiaalto, siirtofunktio, ARX-malli, tilamuuttujaesitys

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin OriginalityCheck –ohjelmalla.

SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO	1
2. PULSSIAALTO JA SEN ANALYSOINTI.....	3
2.1 Pulssiaalto	3
2.1.1 Fotopletysmografia	4
2.1.2 Paineanturi.....	5
2.2 Siirtofunktio	6
2.2.1 ARX-malli.....	8
2.2.2 Tilamuuttujaesitys	8
3. TUTKIMUSMENETELMÄT JA -AINEISTO.....	10
3.1 Mittauksien suoritus	10
3.2 Mittausdatan käsittely.....	11
3.3 Siirtofunktioiden muodostaminen	14
4. TULOKSET JA NIIDEN TARKASTELU.....	19
5. YHTEENVETO.....	28
LÄHTEET.....	29
LIITE A: TIEDOTE TUTKIMUKSESTA.....	31

LYHENTEET JA MERKINNÄT

a	pulssiaallon systolisen piikin amplitudi
a_1	vektori, joka määrittää suodattimen amplitudin kaistoilla
a_{1-n}	ARX-mallin vakiokerroin
A	tilamuuttujaesityksen tilamatriisi
$A(q)$	jatkuva-aikaisen ARX-mallin siirtofunktion nimittäjäpolynomi
$A(z)$	diskreettiaikaisen ARX-mallin siirtofunktion nimittäjäpolynomi
ARX	engl. AutoRegressive with eXogeneous Input, siirtofunktioimalli
b	pulssiaallon diastolisen piikin amplitudi
b_{1-n}	ARX-mallin vakiokerroin
B	tilamuuttujaesityksen sisäänmeno- eli kontrollimatriisi
$B(q)$	jatkuva-aikaisen ARX-mallin siirtofunktion nimittäjäpolynomi
$B(z)$	diskreettiaikaisen ARX-mallin siirtofunktion nimittäjäpolynomi
C	tilamuuttujaesityksen ulostulomatriisi
D	tilamuuttujaesityksen läpivientimatriisi
$e(t)$	systemin häiriö ajan funktiona
E	ennustevirheen matriisi
EKG	engl. Electrocardiography, elektrokardiogrammi eli sydänsähkökäyrä
EMFit	engl. Electromechanical Film, sensori
f_s	näytteenottotaajuus
F	engl. Force, voima
FIR	engl. Finite Impulse Response, suodatinmalli
FPE	engl. Final Prediction Error, ennustevirhe
K	häiriötermi
LTI	engl. Linear and Time-Invariant, lineaarinen ja aikainvariantti, järjestelmätyyppi
MSE	engl. Mean Squared Error, keskineliövirhe
n_p	siirtofunktion napojen lukumäärä
N	datanäytteiden lukumäärä
NRMSE	engl. Normalized Root Mean Squared Error, sopivuusprosentti
PD	engl. Photodetector, valodiodi
PPG	engl. Photoplethysmogram, fotopletysmografia, optinen veritilavuuden mittaussuunnitelma
rp	suodattimen päästökaistan suurin sallittu värähtely
rs	suodattimen estokaistan minimivaimennus
SISO	engl. Single Input Single Output, järjestelmä, jolla on yksi sisäänmeno ja yksi ulostulo
$u(t)$	systemin sisäänmeno ajan funktiona
U	jännite
$y(t)$	systemin ulostulo ajan funktiona
$y_{mallinnettu}$	systemin mallinnettu ulostulo
$\overline{y_{mallinnettu}}$	systemin mallinnetun ulostulon kanavakohtainen keskiarvo
$y_{mitattu}$	systemin mitattu ulostulo

1. JOHDANTO

Sydän- ja verisuonitaudit luokitellaan kansantaudiksi Suomessa, ja ne ovatkin suomalaisten yleisin kuolinsyy. Tämän lisäksi niistä aiheutuu merkittäviä kustannuksia yhteiskunnalle. Sydän- ja verisuonitautien kehittymiseen voidaan kuitenkin vaikuttaa elintapojen sekä eri hoitomuotojen avulla. Siksi niiden seulonta on kannattavaa. [1] Parempien seulontamenetelmien ansiosta sydän- ja verisuonisairauksista voidaan saada indikaatioita entistä aikaisemmin, jolloin myös ennaltaehkäisy voidaan aloittaa nopeammin ja täten saada parempia tuloksia.

Valtimopulssiaallon eteneminen riippuu verisuoniston kunnosta, etenkin verisuonten seinämien elastisuudesta. Esimerkiksi valtimokovettumatauti alkaa verisuoniston jäykistymisellä. Pulssiaallon muodosta voidaankin tehdä helposti päätelmiä verisuoniston kunnosta, koska pulssiaallossa näkyvät heijastukset vähenevät huomattavasti, mikäli koehenkilön verisuonet ovat jäykistyneet. [2] Tässä tutkimuksessa halutaan selvittää, onko koehenkilön mittauksien aikaisella asennolla vaikutusta pulssiaaltojen muotoon. Lisäksi tutkitaan, onko kuvassa 1 näkyvän rannetuen käytöllä, merkitystä pulssiaaltojen muotoon.



Kuva 1. Mittauksissa käytetty rannetuki.

Pulssiaalto on helppoa mitata sormenpästä PPG:n (engl. photoplethysmogram) eli fotoplethysmografian avulla. Pulssiaalto voidaan mitata myös koehenkilön ranteesta, esimerkiksi rannevaltimon päälle asetettavan paineanturin avulla. Paineanturin käyttö on kuitenkin huomattavasti haastavampaa sekä häiriöherkkää. Tässä työssä sormenpästä ja ranteesta mitattuja painepulssiaaltoja vertaillaan keskenään sekä pyritään

selvittämään, onko niiden välillä selkeää yhteyttä. Mikäli tällainen yhteys löydetään, niiden välille pyritään muodostamaan siirtofunktio, koska sormenpäätä suoritettavan mittauksen toteutus on huomattavasti helpompaa. Siksi siirtofunktiosta olisi merkittävää hyötyä.

Koehenkilöille suoritetaan mittauksia sekä istualtaan että makuulla sekä rannetuen kanssa ja ilman. Näin ollen jokaiselta koehenkilöltä kerätään mittausdataa neljässä eri variaatiossa. Jokaisessa variaatiossa mittausdataa kerätään noin viiden minuutin ajan. Lisäksi henkilöiltä mitataan EKG (engl. Electrocardiography) eli sydänsähkökäyrä sekä verenpaine mahdollista myöhempää tutkimuskäyttöä varten. Tässä tutkimuksessa mittauksia suoritetaan yhteensä kymmenelle koehenkilölle. Kaikki koehenkilöt ovat perusterveitä 20–30-vuotiaita nuoria.

Mittausdataa analysoidaan Matlabin avulla. Ensiksi vertaillaan, onko mittausasennolla tai rannetuella vaikutusta pulssiaallon muotoon. Tämän jälkeen pyritään luomaan siirtofunktio ranteen ja sormenpään painepulssiaallon välille. Siirtofunktioita pyritään luomaan kahden eri siirtofunktiomenetelmän avulla.

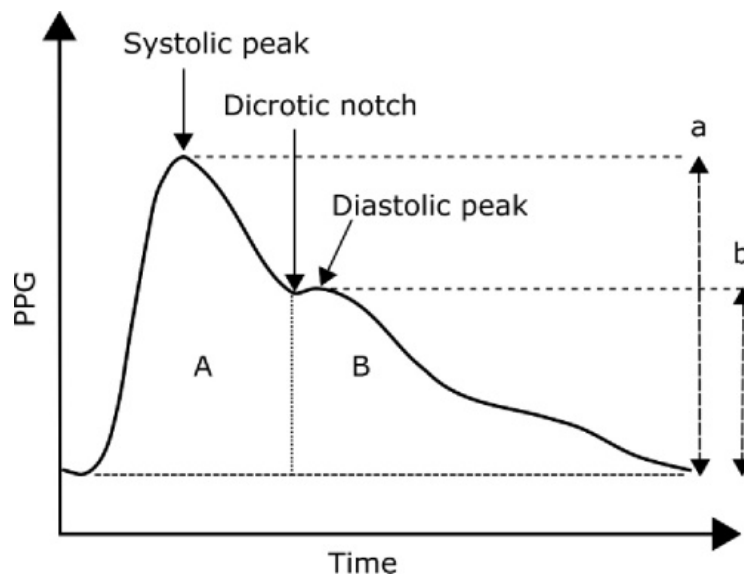
Tämä työ koostuu teoriaosuudesta, jossa perehdytään ensiksi pulssiaallon perusominaisuuksiin. Tämän jälkeen siirrytään käsittelemään työssä käytettävien mittauslaitteiden toimintaperiaatteita ja viimeisenä käsitellään siirtofunktioita sekä niiden eri muodostusmenetelmiä. Teoriaosuuden jälkeen siirrytään tutkimusmenetelmät ja -aineisto -lukuun, jossa käsitellään mittauksia sekä kuinka mittausdataa käsiteltiin. Luvussa käydään läpi yksityiskohtaisesti mitä tehtiin, missä ja miten. Tutkimusmenetelmien ja -aineiston käsittelyn jälkeen siirrytään tuloksiin ja niiden tarkasteluun. Luvussa käsitellään tulosten luotettavuutta sekä pohditaan mitä niistä voidaan päätellä. Tulosten käsittelyn jälkeen siirrytään työn viimeiseen lukuun, yhteenvetoon, jossa tässä työssä saavutetut tulokset kootaan tiivistetysti yhteen ja pohditaan niiden merkitystä.

2. PULSSIAALTO JA SEN ANALYSOINTI

Pulssiaallon mittaamiseen on useita erilaisia menetelmiä. Tässä työssä koehenkilöiden pulssiaalto mitataan PPG:n ja paineanturin avulla eri asennoissa sekä rannetuen kanssa ja ilman. Eri asennoissa saatuja mittausdotoja vertaillaan. Lisäksi ranteen ja sormenpään painepulssiaaltojen välille pyritään luomaan siirtofunktioita myöhemmin tässä luvussa esiteltävien siirtofunktiomenetelmien avulla.

2.1 Pulssiaalto

Pulssiaallon ominaisuuksia tarkastelemalla voidaan tehdä arvioita esimerkiksi henkilön iästä sekä verisuoniston kunnosta [2]. Sormenpäältä PPG:n avulla mitatun pulssiaallon tyypillinen muoto on nähtävillä kuvassa 2.



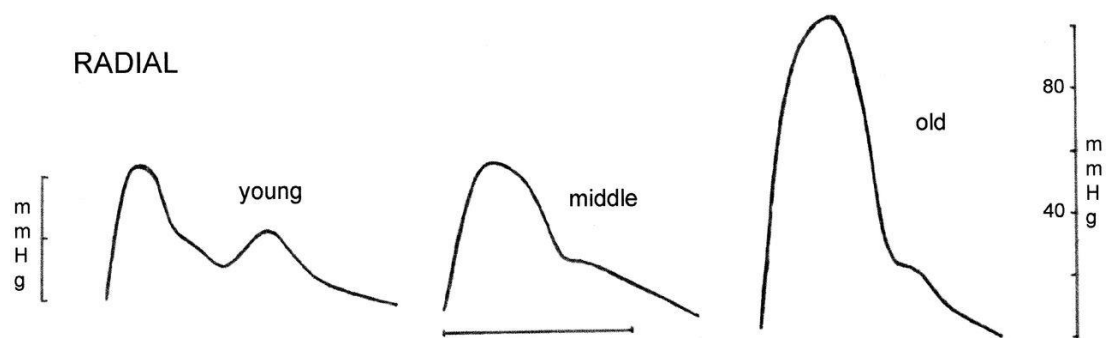
Kuva 2. PPG:n avulla sormenpäältä mitatun pulssiaallon tyypillinen muoto, jossa sekä systolinen että diastolinen piikki erottuvat selkeästi [3, s. 4].

Kuvassa 2 muuttuja a on systolisen piikin amplitudi eli värähtelylaajuus ja b on diastolisen piikin amplitudi. Kuvassa on lisäksi jaettu pulssiaallon alle jäävä pinta-ala kahteen osaan A ja B , joiden välistä suhdetta vertailemalla voidaan myös tehdä arvioita henkilön verisuoniston kunnosta. Suhteiden vertailua varten on erilaisia kaavoja, joihin ei kuitenkaan perehdytä tässä työssä, koska niitä ei ole tarkoitus hyödyntää. Pulssin jaksonaikaa eli yhden pulssiaallon alusta loppuun kulunutta aikaa kutsutaan pulssi-intervalliksi. [2]

Systolinen piikki muodostuu sydämen vasemman kammion supistumisen aikaansaamasta veren pulssimaisesta virtauksesta, joka kulkee aortan kautta muihin valtimoihin.

Sen suuruuteen voivat vaikuttaa lukuisat eri tekijät, kuten stressi tai fyysinen rasitus. Diastolinen piikki taas on heijaste, joka aiheutuu verenkierron impedanssiepäjatkuvuuskohdista, kuten aortan jakautumisesta reisivaltimoiksi. [2]

Etenkin systolisen ja diastolisen piikin välissä olevan notkahduksen muodosta voidaan tehdä päätelmiä henkilön verisuoniston kunnosta. Sekä notkahdus että systolisen ja diastolisen piikin välillä kulunut aika ovat keskimäärin huomattavasti suurempia nuorilla kuin vanhoilla henkilöillä. [2] Täten voidaan esimerkiksi vertailla koehenkilön pulssiaallon muotoa hänen ikäistensä keskimääräiseen pulssiaaltoon ja tehdä päätelmiä sen kunnosta. Kuvassa 3 on esitetty nuoren, keski-ikäisen ja vanhan henkilön keskimääräinen ranteesta mitatun painepulssiaallon muoto.



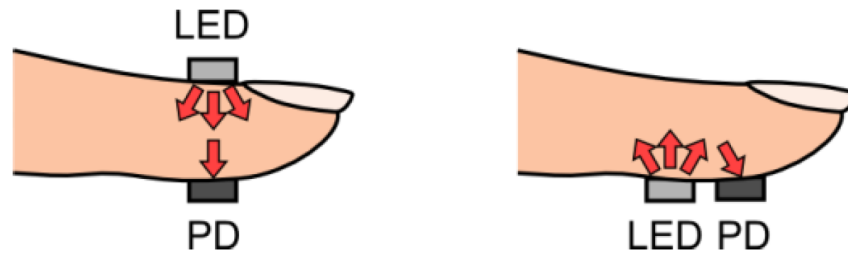
Kuva 3. Ranteesta mitatun pulssiaallon keskimääräinen muoto nuorilla, keski-ikäisillä sekä vanhoilla henkilöillä. [4, s. 6]

Kuvasta 3 huomataan, että pulssiaallon muoto muuttuu selkeästi henkilön ikääntyessä. Erityisesti diastolinen piikki ei enää erotu niin selkeästi pulssiaallon muodosta, jolloin sen ja systolisen piikin välinen notkahdus ei enää ole niin selkeästi havaittavissa.

2.1.1 Fotopletysmografia

Fotopletysmografia, josta usein käytetään lyhennettä PPG on optinen, kajoamaton mittausmenetelmä, jonka avulla voidaan mitata tilavuusmuutoksia henkilön verisuonistosta helposti, esimerkiksi sormenpäähän asetettavan mittausanturin avulla. Sitä hyödynnetään useissa kaupallisissa tuotteissa, koska se on edullinen, erittäin helppokäyttöinen sekä suhteellisen tarkka. PPG:n teknologia vaatiikin vain muutamia helposti saatavilla olevia kaupallisia komponentteja. [3,4]

PPG-anturi koostuu valonlähteenä toimivasta LEDistä (engl. Light-emitting diode) sekä valoanturina toimivasta valodiodista (PD, engl. photodetector), joka mittaa, esimerkiksi sormenpäähän, läpäisseen valon määrän. Kuvassa 4 on esitetty kahden eri tyyppisen PPG-anturin toimintaperiaate.



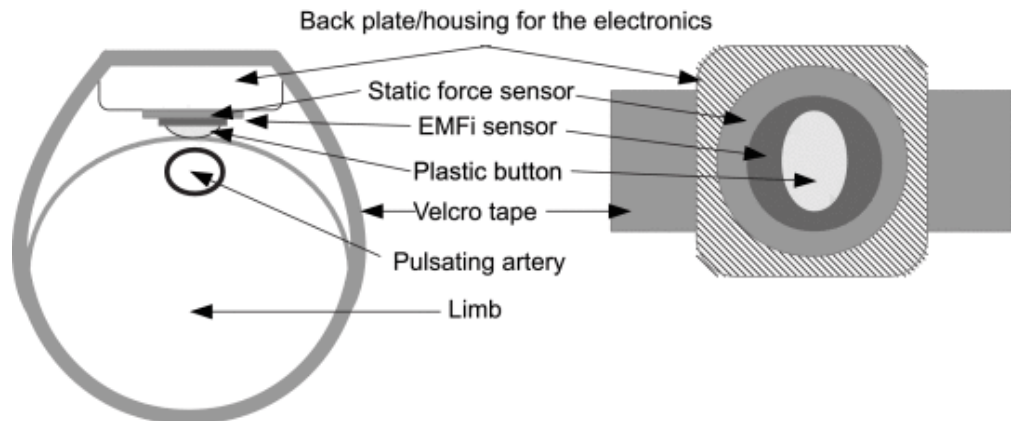
Kuva 4. PPG-anturin kaksi eri toimintaperiaatetta, joista oikeanpuoleista hyödynnettiin tässä tutkimuksessa. [5, s. 285]

Kuvasta 4 huomataan, että LED voi olla joko anturin toisella puolella ja valokenno toisella puolella tai ne molemmat voivat olla samalla puolella. Silloin vastakkaisella puolella on vain valonsäteet takaisin heijastava materiaali. PPG-anturin välissä olevat kudokset, kuten iho tai luut, absorboivat valoa, mutta koska kyseisten kudosten määrä pysyy lähes vakiona, niihin absorboituneen valonkin määrä säilyy myös vakiona. Täten ainoa muuttuja on veren määrä hiussuonistossa, jolloin läpäisseen valon määrästä voidaan arvioida sen tilavuusmuutoksia. [5] Siten voidaan suhteellisen helposti määrittää, koska verisuonistossa on eniten verta eli systolinen vaihe sekä milloin sitä on vähiten eli diastolinen vaihe. [6]

2.1.2 Paineanturi

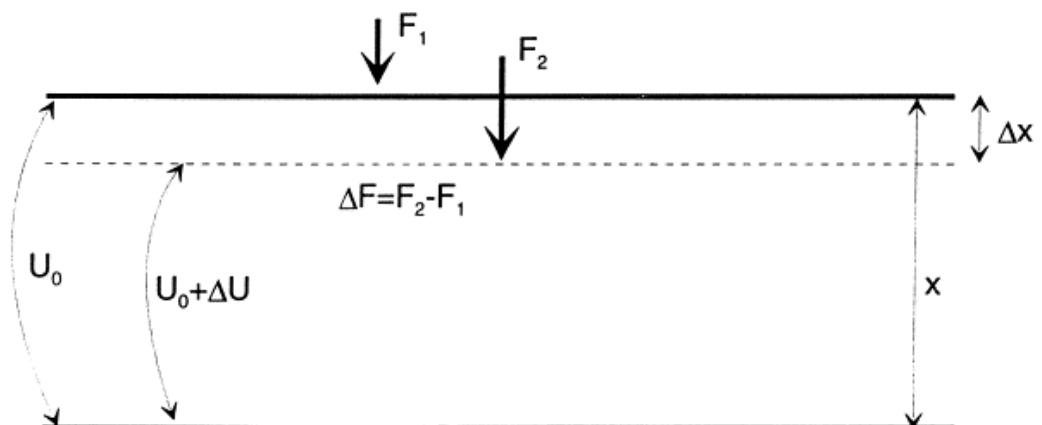
Tässä alaluvussa keskitytään tutkimuksessa käytetyn paineanturin sekä sen EMFit (engl. Electromechanical film) S-sarjan sensorin toimintaan. EMFit S-sarjan sensorit ovat tarkoitettu dynaamisen eli muuttuvan voiman mittaamiseen [7]. Paineanturin toimintaperiaate eroaakin merkittävästi PPG-anturista, koska se mittaa paine-eroja rannevaltimosta, kun taas PPG-anturi mittaa veren tilavuusmuutoksia hiussuonistossa.

EMFit S-sarjan sensorit ovat erittäin kevyitä sekä ohuita. Niitä on olemassa eri muotoisia. Tässä työssä käytettiin pyöreitä sensoreita, joiden halkaisija on 22 mm sekä paksuus 0,4 mm. S-sarjan EMFit-sensorit koostuvat elastisesta EMFit-kalvosta sekä kahdesta polyesterikalvokerroksesta, joissa on seulapainetut hopeapastaelektrodit. [7] Tässä työssä käytettiin EMFit-sensoreista jo aiemmin tutkimuskäyttöön tehtyjä mittalaitteita, joiden rakenne on esitetty kuvassa 5.



Kuva 5. Mittauksissa käytetty paineanturi kuvattuna sivulta oikean puoleisessa kuvassa ja ylhäältä vasemman puoleisessa. [8, s.1783]

Kuvasta 5 huomataan, että mittauksissa käytetyssä paineanturissa on muovinen ellipsin muotoinen nuppi. Nuppi asetetaan suoraan rannevaltimon päälle, josta se välittää voimat EMFit-sensorille [8]. EMFit-sensori reagoi ulkoiseen voimaan kuvassa 6 esitetyn periaatteen mukaisesti.

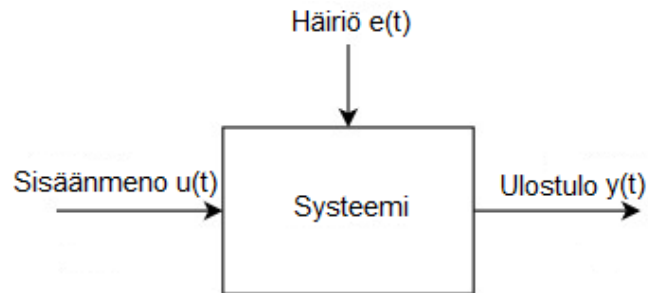


Kuva 6. EMFit-anturin reagointi ulkoiseen voimaan [9, s.97].

Kuvasta 6 huomataan, että ulkoisen voiman F muuttuessa myös jännite U muuttuu hieman EMFit-sensorissa. Täten voidaan arvioida voiman muutoksia. [9]

2.2 Siirtofunktio

Systeemiä voidaan kuvata yksinkertaisesti niin sanotulla Black box -mallilla, jossa systeemillä on sisäänmeno. Sisäänmeno käy systeemin mukaiset prosessit läpi, jonka jälkeen on ulostulo. Systeemin ulostulo on todellisuudessa sen ulostulon ja häiriöiden summa. Systeemi voidaan esittää lohkokaaviomallin avulla. Black box -systeemimallin lohkokaavio on esitetty kuvassa 7.



Kuva 7. Systeemin lohkokaaviomalli.

Kuvasta 7 huomataan, kuinka systeemi saa syötteenä sisäänmenon u , joka usein ilmaistaan ajan funktiona $u(t)$. Sisäänmeno on yleensä riippumaton systeemistä, kun taas ulostuloa $y(t)$ voidaan pyrkiä ennakoimaan, mikäli systeemiä on onnistuttu mallintamaan ja sisäänmeno tiedetään. Systeemin toimintaan vaikuttavat myös luonnollisesti erilaiset häiriöt. Lisäksi sisään- ja ulostulojen mittaukset sisältävät aina mittausvirhettä. Tässä työssä kuvattavat systeemit ovat SISO-mallisia (Single input single output).

Systeemi on aikainvariantti, mikäli sen sisäänmenon aiheuttama ulostulo ei ole riippuvainen sisäänmenon ajanhetkestä. Mikäli systeemi on myös lineaarinen, sitä voidaan kutsua LTI-järjestelmäksi (engl. Linear and Time-Invariant). [11,12]

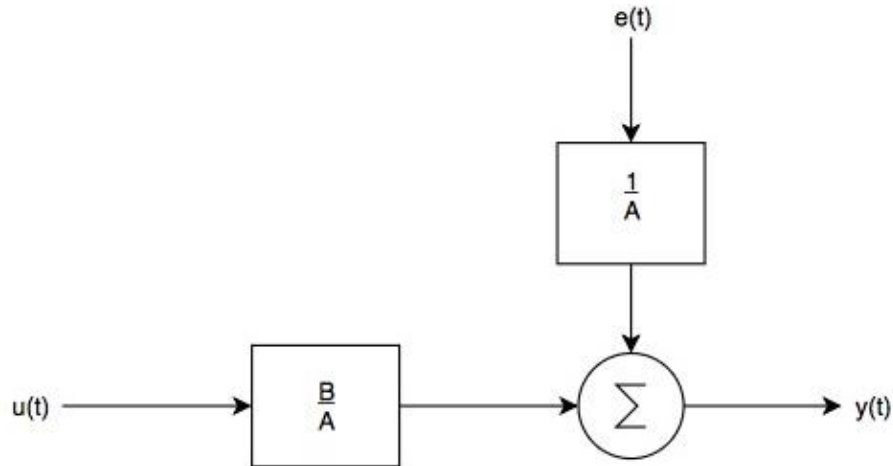
Systeemiä voidaan pyrkiä mallintamaan siirtofunktioiden avulla. Siirtofunktion muodostamiseen on useita eri menetelmiä, kuten ARX-malli (AutoRegressive with eXogeneous Input) ja tilamuuttujaesitys, joihin perehdytään enemmän myöhemmin tässä kappaleessa.

Dynaamisen systeemin sisäänmenoa ja ulostuloa voidaan kuvata differentiaaliyhtälöiden avulla, mikäli ne halutaan esittää ajan funktiona. Yhtälöiden avulla saadaan muodostettua systeemin siirtofunktio, esimerkiksi Laplace-muunnosten avulla. Siirtofunktio muodostetaan jakamalla ulostulon Laplace-muunnos sisäänmenon Laplace-muunnoksella. [13] Tässä työssä ei kuitenkaan perehdytä siirtofunktion muodostamiseen Laplace-muunnoksen avulla enempää, koska siirtofunktiot muodostetaan toisten menetelmien avulla.

Seuraavissa alaluvuissa tutustutaan jatkuva-aikaisten mallien luomiseen, koska mallinnettava systeemi on jatkuva-aikainen. Mallinnusta varten systeemi täytyy kuitenkin usein olettaa diskreettiaikaiseksi, koska sen toiminnasta on saatavilla vain diskreettiaikaista mittausdataa.

2.2.1 ARX-malli

ARX-malli on signaalinkäsittelysovelluksissa usein käytettävä lineaarinen differentiaaliyhtälö. Jatkuva-aikaisen systeemin ARX-malli voidaan esittää kuvan 8 lohkokkaavion avulla.



Kuva 8. ARX-mallin lohkokkaavio.

ARX-mallin lohkokkaaviossa $u(t)$ kuvaa systeemin sisäänmenoa, $y(t)$ systeemin ulostuloa sekä $e(t)$ häiriötä ajan funktiona. Jatkuva-aikaista systeemiä voidaan mallintaa ARX-mallia hyödyntäen yhtälön

$$A(q)y(t) = B(q)u(t) + e(t) \quad (1)$$

avulla, missä

$$A(q) = 1 + a_1q^{-1} + \dots + a_{n_a}q^{-n_a} \quad (2)$$

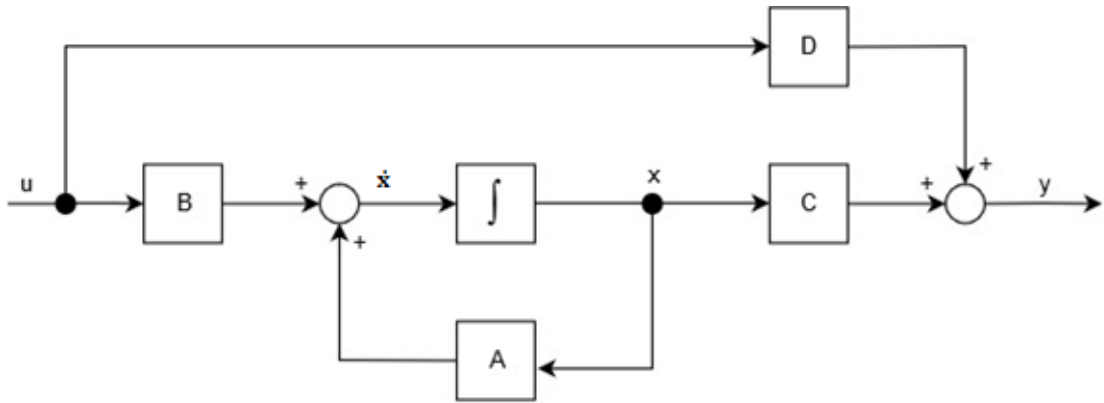
ja

$$B(q) = b_1q^{-1} + \dots + b_{n_b}q^{-n_b} . \quad (3)$$

Yhtälössä (2) ja (3) olevat $a_1 - a_{n_a}$ sekä $b_1 - b_{n_b}$ ovat systeemin ominaisuuksista riippuvia vakiokertoimia sekä q on siirto-operaattori. Se kuvaa n aika-askeleen viivästystä eli esimerkiksi yhden aika-askeleen viive voidaan ilmaista q^{-1} , joka tarkoittaa samaa kuin $y(t-1)$. [10]

2.2.2 Tilamuuttujaesitys

Systeemiä voidaan mallintaa tilamuuttujaesityksen avulla. Jatkuva-aikaisen tilamuuttujaesityksen lohkokkaaviomalli on esitetty avulla kuvassa 9.



Kuva 9. Tilamuuttujaesityksen lohkokaaviomalli.

Kuvasta 9 huomataan, että lohkokaaviomalli ei ole yhtä yksinkertainen kuin kuvan 8 ARX-mallin lohkokaaviomalli. Se sisältää esimerkiksi integraattorin, takaisinkytkennän sekä enemmän vakiokertoimia. Tilamuuttujaesitys voidaan esittää myös differentiaaliyhtälöiden avulla. Silloin se esitetään yhtälöparina

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = Ax(t) + Bu(t) \\ y(t) = Cx(t) + Du(t) \end{cases} \quad (4)$$

jossa A , B , C ja D ovat systeemin ominaisuuksista riippuvia vakiomatriiseja, $x(t)$ systeemin tilavektori, $y(t)$ systeemin mitattu ulostulo sekä $u(t)$ systeemin sisäänmeno. Systeemin tilamuuttujaesityksen vakiomatriisia A kutsutaan tilamatriisiksi, matriisia B sisäänmeno- eli kontrollimatriisiksi, matriisia C ulostulomatriisiksi sekä matriisia D läpivientimatriisiksi. Vakiomatriisien dimensiot riippuvat systeemin ominaisuuksista. Tilavektorin A dimensio on $n \times n$, kontrollimatriisin $n \times 1$, ulostulomatriisin $1 \times n$ sekä läpivientimatriisi on vakiokerroin, tässä tapauksessa nolla. Tilamuuttujaesityksen dimensioissa esiintyvää termiä n kutsutaan myös systeemin kertaluvuksi. [10]

Tilamuuttujaesityksen yhtälöt voidaan esittää myös matriisimuodossa. Tällöin

$$\frac{d}{dt} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ x_3 \\ \vdots \\ x_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -a_1 & -a_2 & \dots & -a_{n-1} & -a_n \\ 1 & 0 & \dots & 0 & 0 \\ 0 & 1 & \dots & 0 & 0 \\ \vdots & \vdots & \ddots & \vdots & \vdots \\ 0 & 0 & \dots & 1 & 0 \end{bmatrix} x + \begin{bmatrix} 1 \\ 0 \\ 0 \\ \vdots \\ 0 \end{bmatrix} u \quad (5)$$

sekä

$$y = [b_1 \quad b_2 \quad \dots \quad b_n] x + du, \quad (6)$$

joissa $a_1 - a_n$ sekä $b_1 - b_n$ ovat systeemin ominaisuuksista riippuvien vakiomatriisien vakiokertoimia. [11, luku 3]

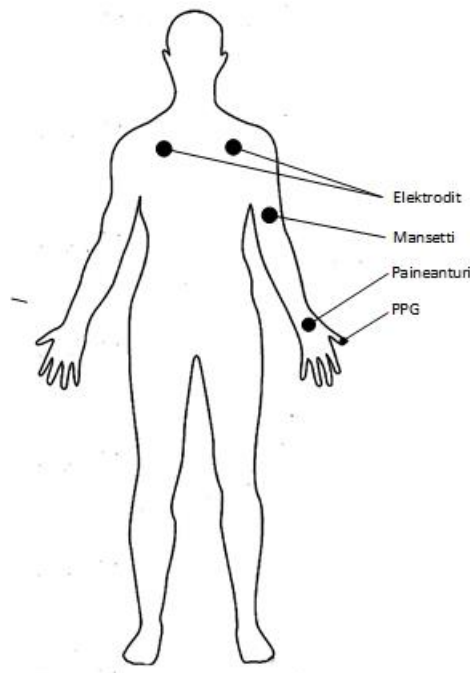
3. TUTKIMUSMENETELMÄT JA -AINEISTO

Tässä tutkimuksessa mitattiin pulssiaaltosignaaleja yhteensä kymmeneltä nuorelta ja perusterveeltä koehenkilöltä. Mittaukset suoritettiin Tampereen teknillisen yliopiston tiloissa keväällä 2018.

3.1 Mittauksien suoritus

Jokaiselta koehenkilöltä mitattiin pulssiaaltosignaalia neljässä eri variaatiossa. Ensimmäiseksi mittaukset suoritettiin istuma-asennossa ilman kuvan 1 rannetukea ja sen jälkeen rannetuen kanssa. Tämän jälkeen edellä mainitut mittaukset toistettiin makuuasennossa. Jokaisessa asennossa mittauksia suoritettiin noin viiden minuutin ajan, jotta saatiin varmasti tarpeeksi käyttökelpoista mittausdataa. Lisäksi koehenkilöiltä mitattiin EKG mittausten ajalta sekä verenpaine jokaisessa mittausasennossa mahdollista myöhempäälle tutkimuskäyttöä varten.

Ennen mittauksia koehenkilöille annettiin tiedote tutkimuksesta, joka löytyy liitteestä A. Itse mittaukset aloitettiin valmistelemalla mittauslaitteet ja asettelemalla ne koehenkilöille niin, että niiden tuottamassa mittausdatassa ei esiintynyt mitään selkeitä häiriöitä. Mittauksissa käytettyjen anturien paikat on esitetty kuvassa 10.

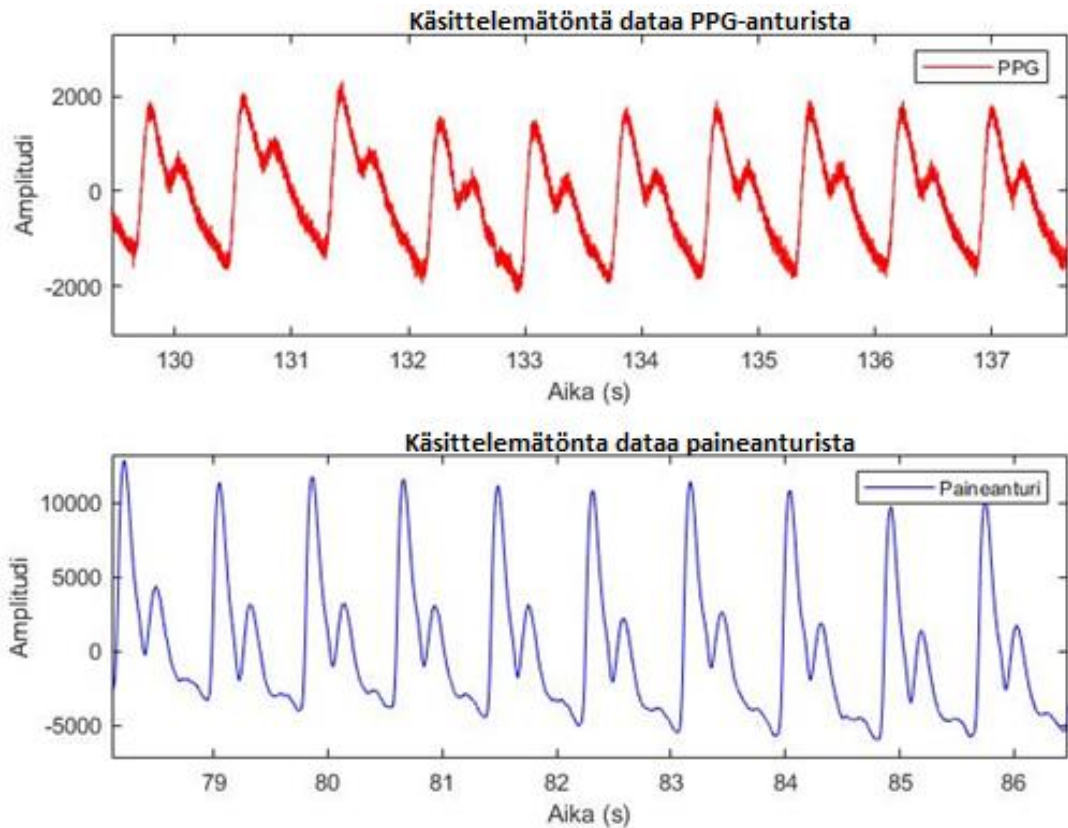


Kuva 10. Mittausantureiden paikat tutkimuksessa.

Ensimmäiseksi koehenkilöille asetettiin PPG-anturi vasemman käden peukaloon sekä paineanturi vasemman käden ranteeseen rannevaltimon päälle. Lisäksi koehenkilöille asetettiin hopea-hopeakloridielektrodit solisluiden alle EKG:n mittausta varten. Koehenkilöille asetettiin lisäksi mansetti vasempaan olkavarteen verenpaineen mittaamista varten. Verenpaineet mitattiin SphygmoCor® XCEL PWA/PWV:n avulla [13]. Kun mittalaitteet oli saatu asetettua, voitiin mittaukset suorittaa. Mittausten aikana koehenkilöiden tuli olla mahdollisimman rentoina, puhumatta ja liikkumatta. Yhden koehenkilön mittaukset kestivät yhteensä noin 30 minuuttia, koska mittauslaitteiden, erityisesti paineanturin, asetteluun kului aikaa.

3.2 Mittausdatan käsittely

Mittauksista saatiin kerättyä paljon dataa analysoitavaksi. Täten voidaan valikoida mahdollisimman hyviä jaksoja jokaiselta koehenkilöltä tarkempaan analyysiin. Mittalaitteiden näyteväli oli 0,004 sekuntia. Mittauksista saatuja sydänsähkökäyriä sekä verenpaineita ei analysoida tai käytetä tässä tutkimuksessa, mutta ne haluttiin silti mitata mahdollista myöhempää tutkimuskäyttöä varten. Jokaisen koehenkilön mittauksista valitaankin kuvan 11 tapaisia näytteitä, joissa on noin 5-10 mahdollisimman laadukasta pulssiaaltoa. Tällaiset näytteet on esitetty kuvassa 11.



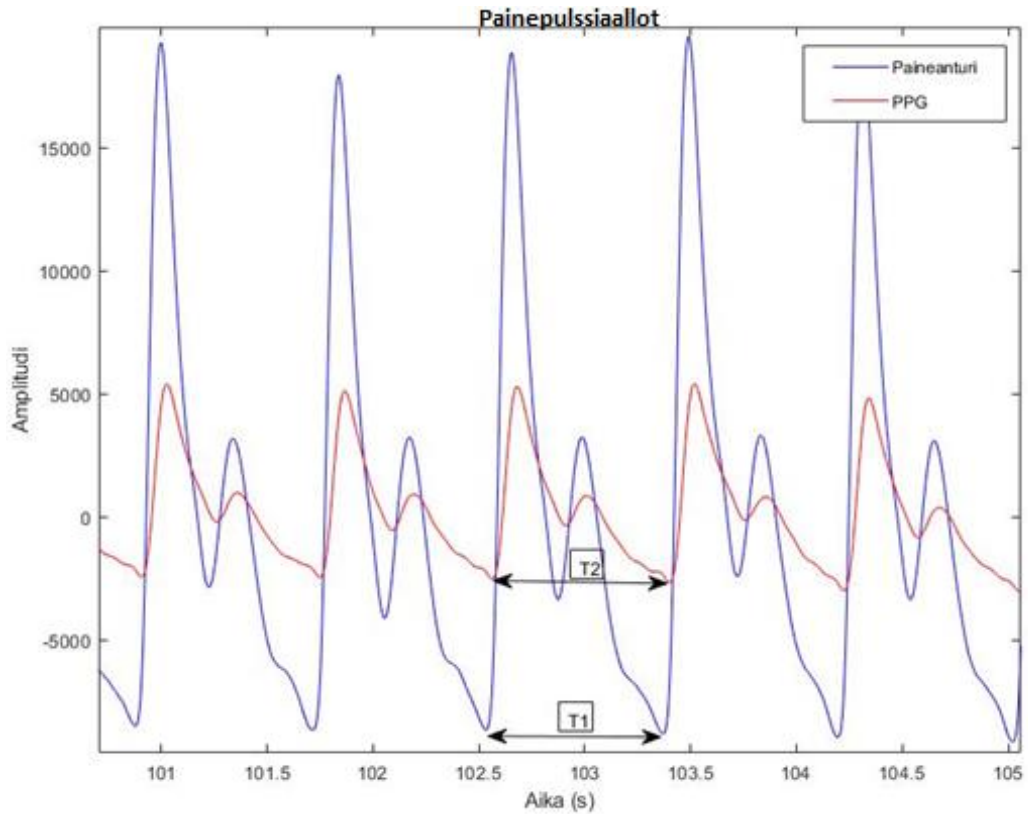
Kuva 11. Ylemmässä kuvaajassa on käsittelemätöntä mittausdataa PPG-anturista ja alemmassa paineanturista.

Kuvan 11 signaalit ovat tyypilliset esimerkit kerätystä mittausdatasta. PPG-anturin mittausdata sisältää melko paljon kohinaa, joten sitä kannattaa suodattaa. Paineanturin datasta taas ei ole paljoa kohinaa, joten paineanturista saatuja mittausdatoja ei suodateta.

PPG-anturin dataa suodatetaan FIR-suodattimen (engl. Finite Impulse Response) avulla. Suodatin muodostetaan Matlabissa koodin

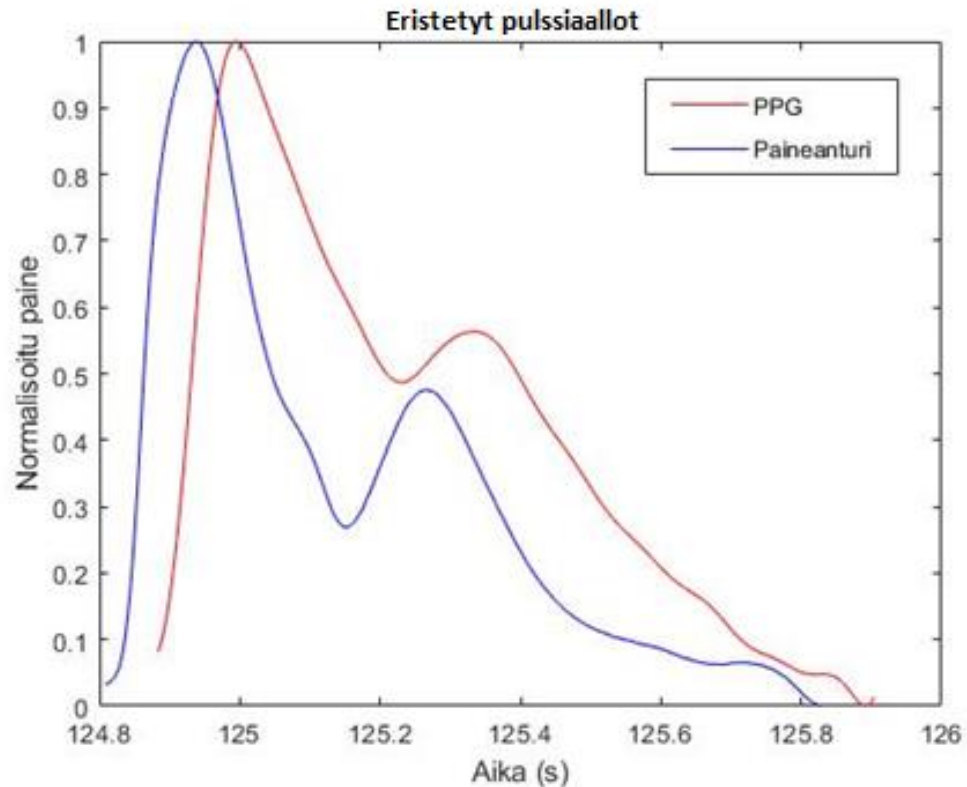
```
f = [10/(fs/2) 12/(fs/2)];
a1 = [1 0];
dev = [(10^(rp/20)-1)/(10^(rp/20)+1) 10^(-rs/20)];
[n,fo,ao,w]=firpmord(f,a1,dev);
b= firpm(n,fo,ao,w);
suodatettu_data = filtfilt(b,a2,data)
```

avulla, missä f_s on näyteenottotaajuus, f vektori, jossa on suodattimen päästö- ja estokaistojen rajataajuudet, a_1 on vektori, jossa on halutut amplitudit, rp päästökaistan suurin sallittu värähtely, rs estokaistan minimivaimennus sekä a_2 on vakiokerroin, joka on FIR-suodattimelle aina 1. Tässä työssä näyteenottotaajuus oli 250 Hz, päästökaistan suurin sallittu värähtely 0,05 dB sekä estokaistan minimivaimennus 100 dB. FIR-suodattimen muodostamisessa käytetään firpmord- ja firpm-funktioita. Ne käyttävät Parks-McCellan algoritmia suodattimen suunnittelussa [14]. Kuvassa 12 on esitetty PPG-anturista saatua suodatettua mittausdataa sekä suodattamatonta mittausdataa paineanturista.



Kuva 12. Pulssiaalloja sekä paine- että PPG-anturista.

Kuvan 11 PPG-signaali on suodatettu kuvaan 12, josta huomataan, ettei se sisällä enää niin paljon kohinaa. Suodatus paransi myös muissa tapauksissa signaalin laatua merkittävästi. Kuvaan 12 on myös merkitty jaksonajat T_1 ja T_2 . T_1 on paineanturin rannevaltimosta mittaaman pulssiaallon jaksonaika ja T_2 PPG-anturin sormenpäästä mittaama pulssiaallon jaksonaika. Kuten luvussa 2 mainittiin, paineaallon ensimmäistä piikkiä kutsutaan systoliseksi piikiksi ja jälkimmäistä piikkiä kutsutaan diastoliseksi piikiksi. Näitä kahta ja etenkin niiden välistä suhdetta voidaan vertailla. Mittausdatasta valitaan yhdet pulssiaallot siirtofunktion luomista varten, kuten kuvan 13 esimerkissä on esitetty.



Kuva 13. Pulssiaallot, joiden välille luodaan siirtofunktiot.

Kuvasta 13 huomataan, että pulssiaallot on normalisoitu siten, että paineen amplitudi on nollan ja yhden välissä. Pulssiaallot on normalisoitu, koska mittalaitteita on aiemmin käytetty vain pulssiaaltojen muotoanalyysiin, joten signaalien ja paineiden välistä yhteyttä ei ole määritetty eikä niille ole mitään mielekästä fysikaalista tulkintaa.

3.3 Siirtofunktioiden muodostaminen

Siirtofunktiot muodostetaan käyttämällä ranteesta mitattua pulssiaaltoa sisäänmenona ja PPG-anturin pulssiaaltoa ulostulona. Pulssiaaltojen ARX-siirtofunktiot saadaan luotua Matlabin ARX-funktion avulla [16]. ARX-funktiossa voidaan itse valita, monennenko kertaluvun siirtofunktio halutaan muodostaa. ARX-mallin avulla muodostettavat siirtofunktiot muodostetaan saman kertaluvun avulla vertailun helpottamiseksi. Kertaluvuksi valitaan 3, koska siten saadaan melko hyviä tuloksia sekä lisäksi malli säilyy yksinkertaisena. Matlabin ARX-funktio tuottaa diskreetti aikaisia malleja, joten tässä yhteydessä systeemiä käsitellään diskreetti aikaisena. Silloin luvussa 2 esitetty yhtälö (1) saa hieman erilaisen muodon

$$A(z)y(t) = B(z)u(t) + e(t), \quad (8)$$

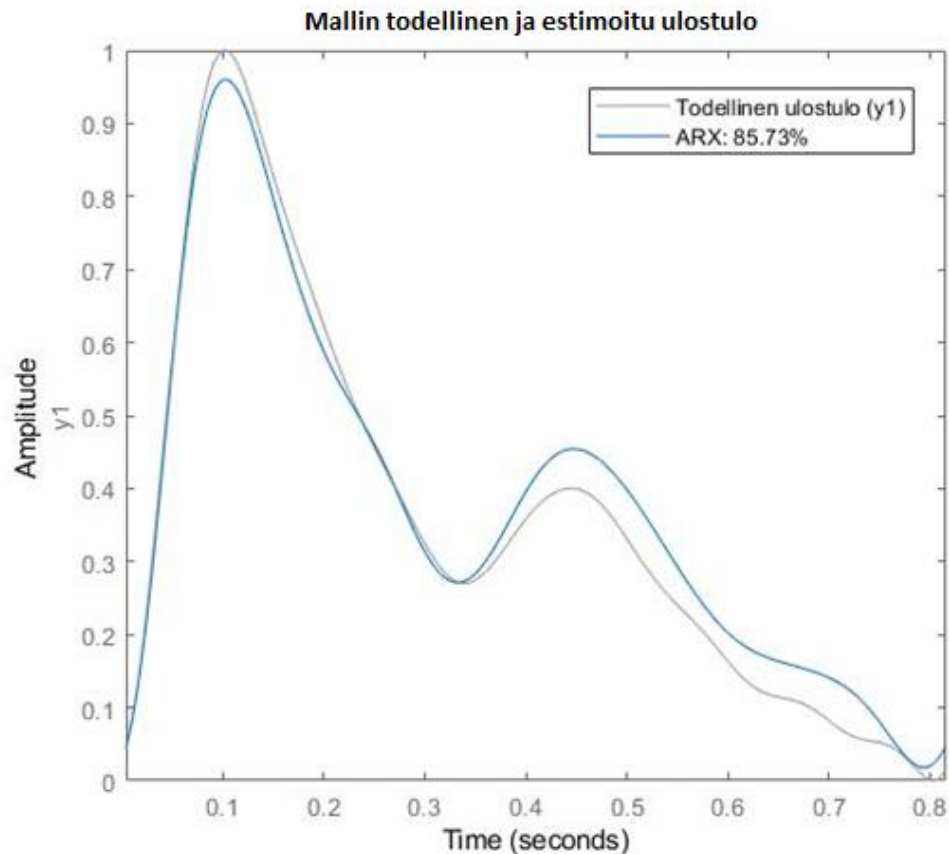
missä t on diskreettiaika-askel [14]. ARX-funktion avulla saadaan esimerkiksi muodostettua kuvan 13 pulssiaalloille kertoimet

$$A(z) = 1 - 2,769 z^{-1} - 2,544 z^{-2} - 0,7745 z^{-3} \quad (9)$$

ja

$$B(z) = 0,1777 - 0,3577 z^{-1} + 0,1802 z^{-2} . \quad (10)$$

Niiden avulla voidaan estimoida pulssia kaavan (8) avulla. Siirtofunktion toimintaa voidaan myöskin tarkastella Matlabin compare-funktion avulla, jolle annetaan parametrina siirtofunktion lisäksi todellinen sisäänmeno ja ulostulo [15]. Compare-funktio piirtää kuvaajan, jossa on esitetty sekä todellinen että estimoitu ulostulo. Compare-funktion avulla muodostettu kuvaaja on esitetty kuvassa 14.



Kuva 14. Mitattu sekä ARX-mallin avulla estimoitu pulssiaalto.

Kuva 14 on tyypillinen esimerkki tapauksesta, jossa siirtofunktioiden avulla voidaan estimoida pulssiaaltoja erittäin hyvin. Estimoitu pulssiaalto muistuttaa todellista pulssiaaltoa, mutta siinä on kuitenkin havaittavissa jonkin verran eroavaisuuksia. Matlab laskee siirtofunktiolle sopivuusprosentin (NRMSE, engl. Normalized Root Mean Square Error). Se lasketaan kaavan

$$NRMSE = 100\left(1 - \frac{\|y_{mitattu} - y_{mallinnettu}\|}{\|y_{mitattu} - \bar{y}_{mallinnettu}\|}\right) \quad (11)$$

avulla, missä $y_{mitattu}$ on mitattu ulostulo, $y_{mallinnettu}$ siirtofunktion avulla estimoitu ulostulo ja $\bar{y}_{mallinnettu}$ on mallinnetun ulostulon kanavakohtainen keskiarvo [16]. Kuvan 14 esimerkille sopivuusprosentti on 85,73 %. Siitä voidaan todeta sama kuin kuvasta 14, malli estimoiti todellista ulostuloa melko hyvin.

Matlabissa on useita menetelmiä tilamuuttujaesityksen luomiseen. Tässä työssä käytetään ssest-funktiota [17]. Ssest-funktiota käytettäessä voidaan valita, monenkerro kertaluvun tilamuuttujaesitys halutaan muodostaa. Alhaisen kertaluvun tilamuuttujaesityksillä virheet ovat kuitenkin melko suuria. Täten joudutaan muodostamaan suuremman kertaluvun siirtofunktioita kuin ARX-mallin avulla. Esimerkiksi kuudennen kertaluvun tilamuuttujaesityksellä muodostetun siirtofunktion sopivuusprosentti on 99,93%. Systemi mallinnetaan jatkuva-aikaisena ssest-funktion avulla. Tällöin sitä voidaan kuvata luvussa 2 esitetyllä kaavalla (4). Ssest-funktion tilamuuttujaesityksessä otetaan kuitenkin häiriö huomioon, jolloin sitä voidaan kuvata yhtälöparin

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = Ax(t) + Bu(t) + Ke(t) \\ y(t) = Cx(t) + Du(t) + e(t) \end{cases} \quad (12)$$

avulla. Vertailemalla kaavoja (4) ja (12) huomataan, että ovat identtiset muuten, paitsi kaavassa (12) on myös $e(t)$, joka on häiriö ajan funktiona sekä sen vakiokerroin K , jota kutsutaan häiriötermiksi. Esimerkiksi kuvan 13 pulssiaaltojen kuudennen kertaluvun tilamuuttujaesityksen tilamatriisi

$$A = \begin{bmatrix} 2,346 & 1,621 & 0,0985 & -0,0215 & 0,00433 & 0,000143 \\ -0,515 & 0,851 & -0,097 & 0,0174 & -0,00343 & -0,00123 \\ -2,651 & -0,279 & 1,009 & -0,1389 & 0,0270 & 0,00118 \\ -2,638 & 0,027 & 1,646 & 0,751 & -0,023 & -0,00106 \\ -2,900 & 0,158 & 2,278 & 1,472 & 0,477 & -0,00682 \\ 1,880 & -0,130 & -1,752 & -1,230 & -1,049 & 0,6607 \end{bmatrix}, \quad (13)$$

tilamatriisi sisäänmeno- eli kontrollimatriisi

$$B = \begin{bmatrix} 7,977E - 07 \\ -4,317E - 07 \\ -2,365E - 07 \\ 5,402E - 05 \\ 0,0002945 \\ -0,001578 \end{bmatrix}, \quad (14)$$

ulostulomatriisi

$$C = [-34,31 \quad -2,399 \quad -33,13 \quad -28,53 \quad -26,90 \quad 39,61], \quad (15)$$

läpivientimatriisi

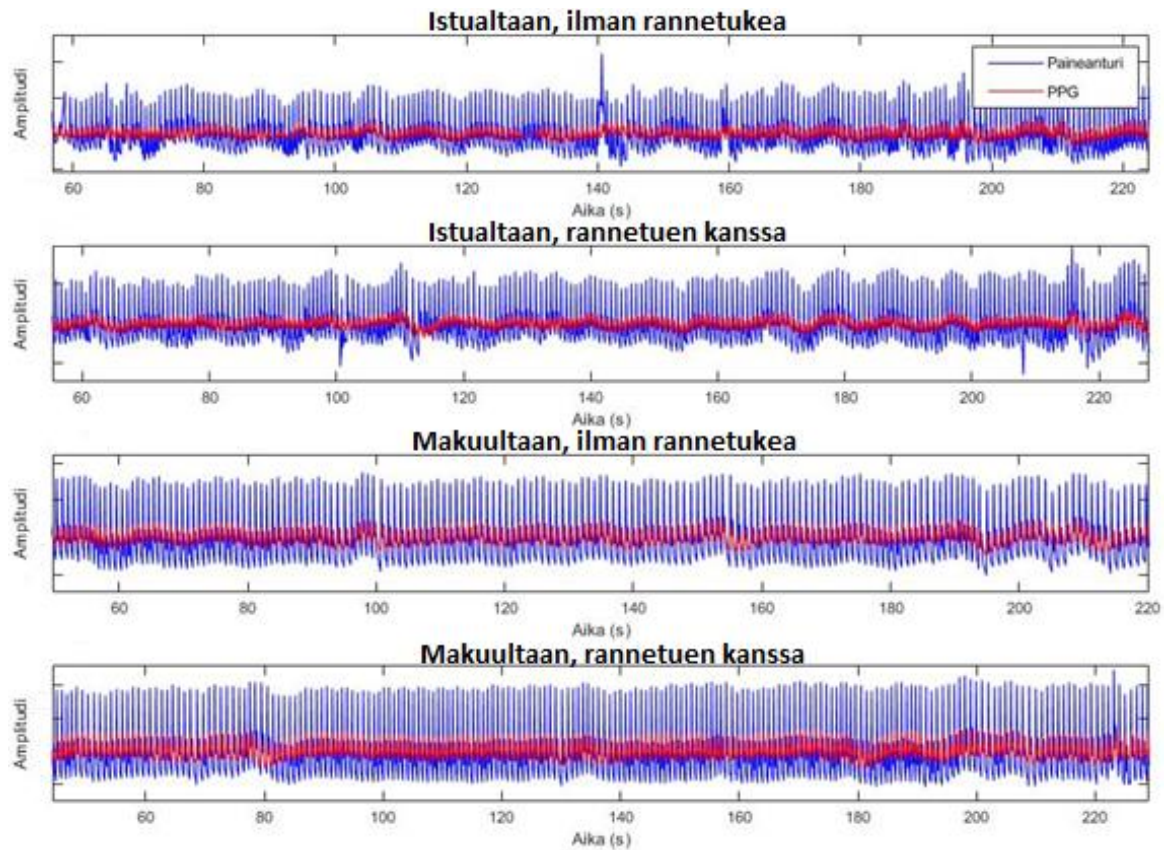
$$D = [0], \quad (16)$$

ja häiriötermi

$$K = \begin{bmatrix} -0.3173 \\ 0.07837 \\ 0.1046 \\ -0.0987 \\ 0.02624 \end{bmatrix}. \quad (17)$$

Siirtofunktioita muodostettaessa tilamuuttujaesityksen avulla huomataan, että paras mahdollinen kertaluku vaihtelee koehenkilöiden välillä. Siksi tilamuuttujaesityksen kertaluvun estimoinnissa päädytään käyttämään Matlabin omaa *best*-valintaa, joka valitsee parhaan kertaluvun jokaiselle siirtofunktiolle väliltä 1–10.

Mittausdataa tarkasteltaessa päädytään siihen, että siirtofunktioita luodaan ainoastaan makuuasennossa suoritetuista mittauksista, koska silloin mittausdata on jo silmämääräisesti tasaisempilaatuista. Tämä on myös nähtävissä kuvasta 15.



Kuva 15. Mittausdataa eri variaatioista.

Mittausdatassa näkyvät vaihtelut ja häiriöt voivat johtua useista eri tekijöistä. Makuu- asennossa koehenkilöiden pulssi on esimerkiksi ollut todennäköisesti tasaisempaa ja koehenkilöt ovat myös todennäköisesti liikkuneet vähemmän. Siirtofunktioiden muodostamiseen pyritäänkin valitsemaan mahdollisimman tasaisia jaksoja mittausdatasta.

4. TULOKSET JA NIIDEN TARKASTELU

Siirtofunktioita muodostettiin kahden eri menetelmän avulla sekä kahdessa eri asennossa suoritetuista mittauksista yhteensä 40 kappaletta. Siirtofunktioiden virheitä voidaan arvioida kaavalla (11) laskettavan sopivuusprosentin avulla.

Siirtofunktioiden vertailua varten on laskettu sopivuusprosentin lisäksi keskineliövirhe eli MSE (engl. Mean Square Error). Se voidaan laskea yhtälön

$$MSE = \frac{1}{N} \sum_{t=1}^N e^t(t) e(t) \quad (18)$$

avulla, missä N on käytetyssä datassa olleiden näytteiden lukumäärä ja $e(t)$ signaali, jonka normaali on minimoitu estimointia varten. Lisäksi siirtofunktioille on laskettu ennustevirhe eli FPE (engl. Final Prediction Error), joka voidaan laskea yhtälön

$$FPE = \det\left(\frac{1}{N} E^T E\right) \left(\frac{1 + \frac{n_p}{N}}{1 - \frac{n_p}{N}}\right) \quad (19)$$

avulla, missä n_p on mallin vapaiden parametrien lukumäärä, N käytetyssä datassa olleiden näytteiden lukumäärä ja E ennustevirheistä muodostettu matriisi. [16]

Siirtofunktioiden virheitä arvioidaan sopivuusprosentin, neliövirheen ja ennustevirheen avulla. Taulukkoon 1 on koottu siirtofunktioiden, joiden muodostamiseen käytetyssä mitausdatassa koehenkilö on ollut makuuasennossa ilman rannetukea, virhearvioinnin tulokset.

Taulukko 1. *Siirtofunktioiden virheiden vertailua koehenkilön ollessa makuuasennossa, ilman rannetukea.*

Koehenkilö	ARX-malli			Tilamuuttujaesitys		
	NRMSE (%)	MSE	FPE	NRMSE (%)	MSE	FPE
1.	63,61	0,01046	1,056E-07	91,44	0,0005784	2,39E-05
2.	91,91	0,0004613	5,043E-06	93,41	0,0003058	3,332E-06
3.	85,68	0,002189	1,78E-06	94,96	0,0002705	1,685E-05
4.	84,08	0,002342	6,42E-07	94,61	0,0002671	3,096E-05
5.	90,60	0,0008524	1,016E-06	95,64	0,0001836	3,459E-05
6.	90,72	0,0009087	6,46E-07	92,91	0,0005304	3,081E-05
7.	72,05	0,006445	4,427E-07	88,82	0,001032	5,844E-05
8.	87,59	0,001691	2,472E-07	94,71	0,0003075	5,273E-06
9.	94,05	0,0003028	4,944E-08	96,61	9,777E-05	6,07E-05
10.	90,56	0,0006938	1,831E-07	96,67	8,637E-05	5,582E-05
Keskiarvo	85,085	0,002635	1,02E-06	93,978	0,000373	3,21E-05

Taulukon 1 tulosten perusteella siirtofunktioiden virheet ovat melko pieniä. Tilamuuttujaesityksen avulla muodostetuissa siirtofunktioissa virheet ovat kuitenkin pienempiä sekä lisäksi myös niiden välinen vaihtelu on pienempää kuin ARX-mallin avulla muodostetuilla siirtofunktioilla. Tämä voi johtua esimerkiksi siitä, että tilamuuttujaesityksen kertaluku on optimoitu ja se on korkeampi kuin ARX-mallin avulla muodostettujen siirtofunktioiden. Matlabin best-valinta optimoi tilamuuttujaesitysten avulla muodostettujen siirtofunktioiden kertaluvuksi 5-7. Tällöin tilamuuttujaesityksen vakiomatriiseista *A*, *B*, *C* ja *D* muodostuu melko suuridimensioisia verrattuna ARX-mallin vakiokertoimiin.

Makuasennossa rannetuen kanssa suoritettuihin mittauksiin luotiin myös siirtofunktiot molempien menetelmien avulla. Niiden sopivuusprosentti, keskineliövirhe sekä ennustevirhe on esitetty taulukossa 2.

Taulukko 2. *Siirtofunktioiden virheiden vertailua koehenkilön ollessa makuuasennossa, rannetuen kanssa.*

Koehenkilö	ARX-malli			Tilamuuttujaesitys		
	NRMSE (%)	MSE	FPE	NRMSE (%)	MSE	FPE
1.	77,82	0,003607	1,544E-07	97,28	5,42E-05	7,00E-06
2.	86,80	0.00166	4,879E-07	89,38	0.001074	9,765E-05
3.	84,30	0,002245	7,705E-07	92,42	0.0005234	6,44E-04
4.	90,65	0,0008052	1,470E-08	91,01	0.0007441	5,27E-06
5.	90,86	0,0009437	2,493E-08	95,71	0.0002081	2,12E-05
6.	77,93	0,004784	3,111E-07	97,08	8,368E-05	3,33E-06
7.	79,02	0,003789	1,454E-07	93,90	0.0003868	1,08E-05
8.	93,92	0,0003801	3,443E-07	96,38	0.0001352	8,77E-06
9.	92,12	0,0006766	3,627E-08	90,61	0.0009593	1,16E-05
10.	80,87	0,003366	1,655E-08	92,24	0.0005533	3,62E-05
Keskiarvo	85,429	0,002289	2,31E-07	93,601	6,89E-05	8,46E-05

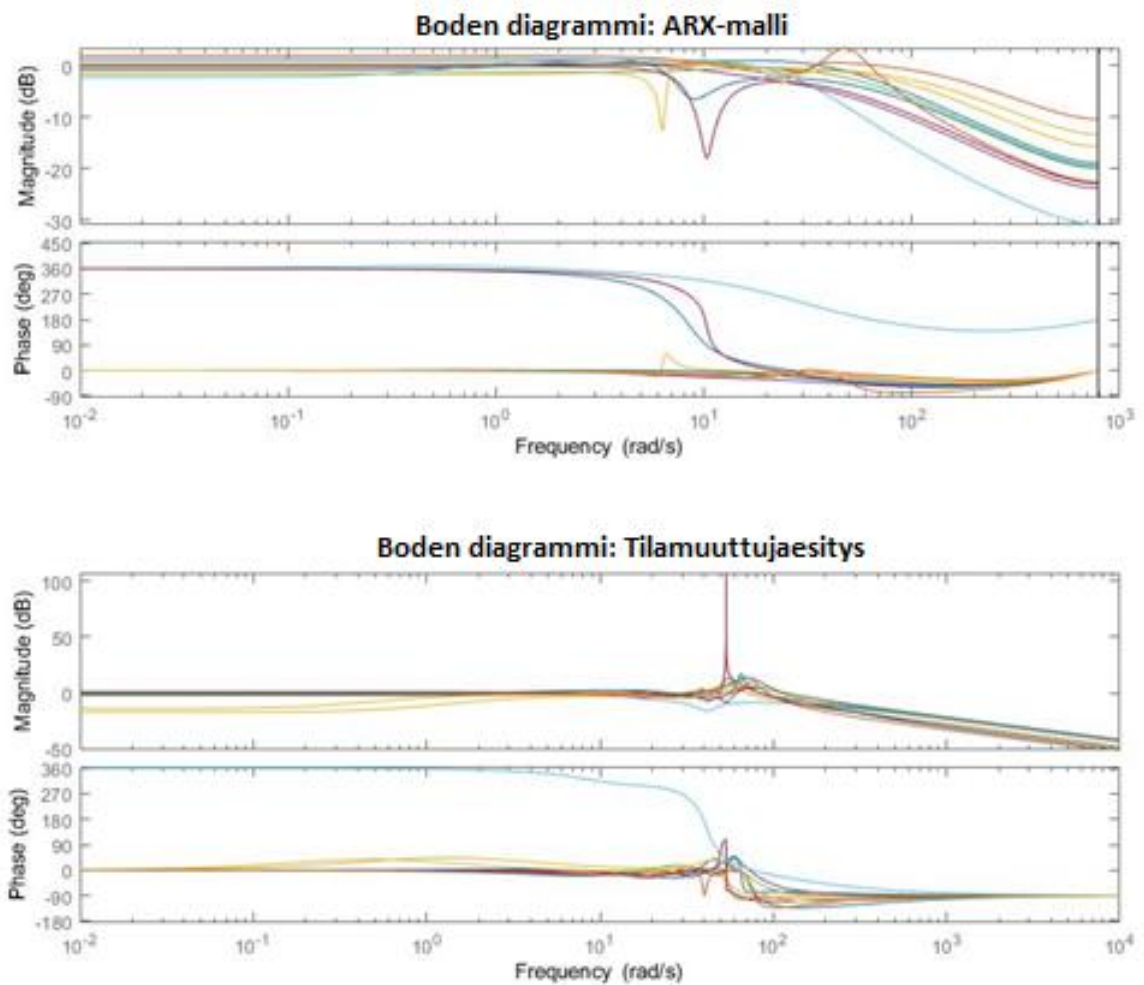
Taulukon 2 tuloksista huomataan, että virheet ovat melko pieniä myös tässä variaatioissa. Tulokset vastaavat taulukon 1 tuloksia myös siinä, että virhe on pienempi tilamuuttujaesityksen avulla muodostetuissa siirtofunktioissa sekä virheen hajonta on suurempaa ARX-mallin avulla luodoissa siirtofunktioissa. Eri virheenarviointimenetelmien tulokset eri variaatioissa on esitetty taulukossa 3.

Taulukko 3. Eri menetelmien avulla luotujen siirtofunktioiden virheenarvioinnin tulokset.

	ARX-malli			Tilamuuttujaesitys		
	NRMSE (%)	MSE	FPE	NRMSE (%)	MSE	FPE
Ilman rannetukea	85,08	0,002635	1,02E-06	93,97	3,73E-04	3,21E-05
Rannetuen kanssa	85,42	0,002289	2,31E-07	93,60	6,89E-05	8,46E-05

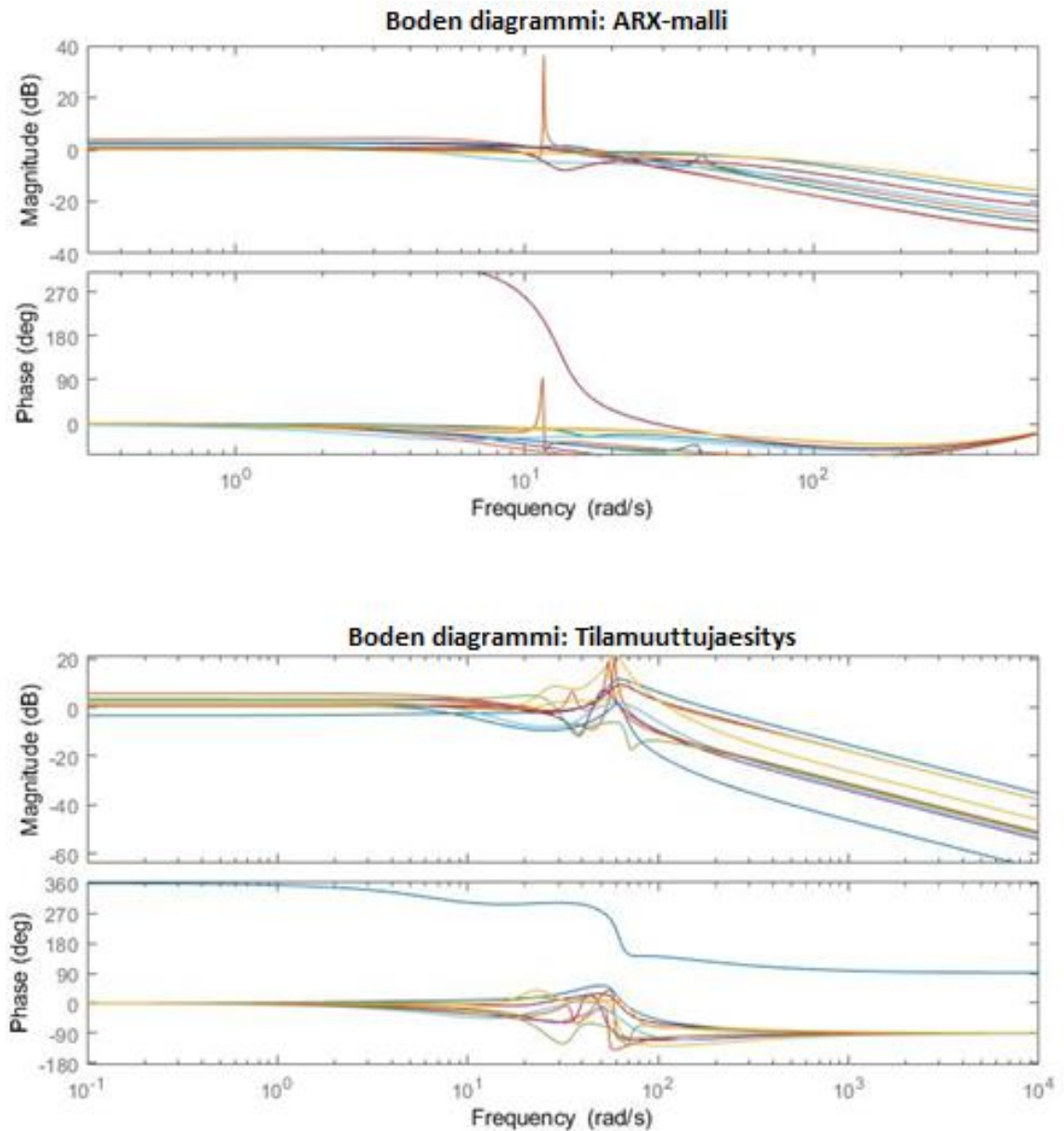
Taulukon 3 tuloksia tarkastelemalla huomataan, että ARX-mallin avulla muodostettujen siirtofunktioiden virheet ovat suurempia kuin tilamuuttujaesityksen avulla muodostettujen riippumatta siitä käytettiinkö rannetukea vai ei. Eroavaisuudet rannetuen ja ilman sitä suoritettujen mittausten välisissä virheissä ovat erittäin pieniä, joten laajempia johtopäätöksiä sen hyödyllisyydestä ei voi tehdä. Nämä tulokset pätevät vain siihen, kuinka hyvin siirtofunktio estimoii samaa pulssiaaltoa, mitä sen muodostamisessa on käytetty.

Boden diagrammista voidaan tarkastella siirtofunktioiden taajuus- ja vaihevasteita taajuuden funktiona. Siirtofunktioiden, joiden muodostamiseen käytettävässä datassa ei ole käytetty rannetukea, Boden diagrammit on esitetty kuvassa 16.



Kuva 16. Boden diagrammit siirtofunktioista, joiden muodostamiseen käytetyssä datassa koehenkilö ei käyttänyt rannetukea. Ylempi Boden diagrammi on muodostettu ARX-mallin ja alempi tilamuuttujaesityksen avulla muodostetuista siirtofunktioista.

Kuvasta 16 huomataan, että molempien menetelmien avulla luotujen siirtofunktioiden Boden diagrammien käyrien muodoissa on havaittavissa jonkin verran yhtäläisyyksiä. Molempien menetelmien avulla luotujen siirtofunktioiden taajuusvasteiden hajonta on melko pientä pienillä taajuuksilla. Vaihevahvistuksissa taas on havaittavissa eroavaisuuksia jo silloin. Korkeammilla taajuuksilla taajuus- ja vaihevasteissa esiintyy jonkin verran hajontaa sekä lisäksi yksittäisiä piikkejä. Siirtofunktioiden, joiden muodostamiseen käytettävässä datassa on käytetty rannetukea, Boden diagrammit on esitetty kuvassa 17.



Kuva 17. Boden diagrammit siirtofunktioista, joiden muodostamiseen käytetyssä datassa koehenkilö on käyttänyt rannetukea. Ylempi Boden diagrammi on muodostettu ARX-mallin ja alempi tilamuuttujaesityksen avulla muodostetuista siirtofunktioista.

Kuvan 17 siirtofunktioiden taajuus- ja vaihevasteiden muodoissa on kuvan 16 tavoin havaittavissa yhtäläisyyksiä. Tässä variaatiossa molempien menetelmien avulla luotujen siirtofunktioiden vaihe- ja taajuusvasteet muistuttavat pienillä taajuuksilla, kahta poikkeusta lukuun ottamatta, erittäin paljon toisiaan. Vasteissa esiintyy kuitenkin enemmän hajontaa sekä yksittäisiä piikkejä, kun taajuus kasvaa.

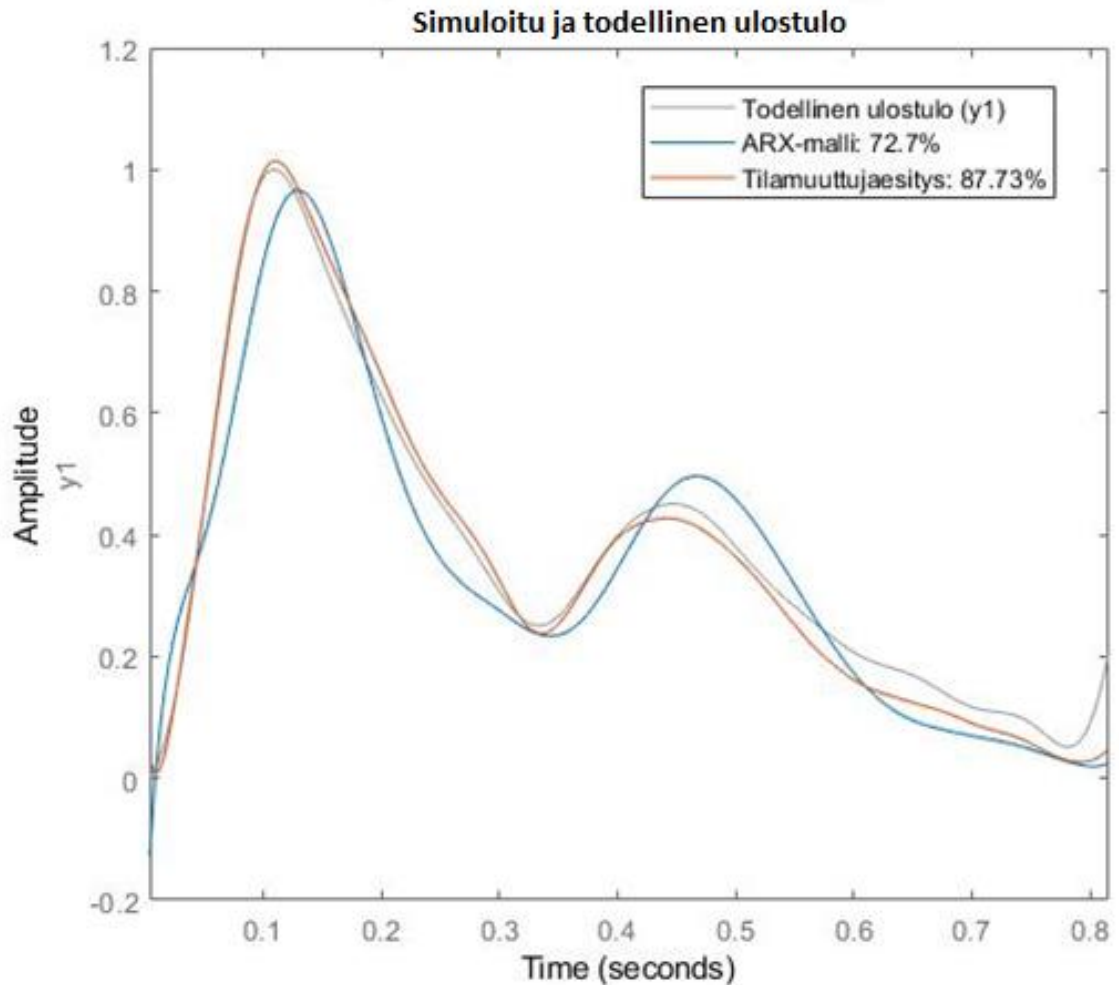
Siirtofunktioiden toimivuutta tutkitaan myös syöttämällä niille eri pulssiaalto kuin niiden muodostamiseen on käytetty. Tarkasteltaviksi siirtofunktioiksi valittiin ne, joihin käytettävässä mittaisdatassa koehenkilöillä oli ollut rannetuki. Syötettäväksi pulssiaalloksi

valittiin ajallisesti seuraava pulssiaalto siirtofunktioiden muodostamiseen käytetystä pulssiaallosta eteenpäin tarkasteltuna. Siirtofunktioiden virheet tapauksessa, jossa mallinnettava pulssiaalto on ajallisesti seuraava, kuin niiden muodostamiseen on käytetty, on esitetty taulukossa 4.

Taulukko 4. *Sopivuusprosentit, kun malleille syötetään ajallisesti seuraavat pulssiaaltoparit kuin niiden muodostamiseen on käytetty.*

Koehenkilö	ARX-malli	Tilamuuttujaesitys
1.	72,70 %	87,73 %
2.	84,40 %	82,76 %
3.	83,42 %	89,22 %
4.	69,14 %	62,54 %
5.	84,72 %	74,77 %
6.	61,93 %	74,73 %
7.	78,24 %	93,62 %
8.	24,55 %	49,85 %
9.	92,14%	83,46 %
10.	80,87%	92,24 %
Keskiarvo	73,21 %	79,09 %

Taulukon 4 tuloksista huomataan, että siirtofunktioiden avulla estimoitujen ulostulojen virhe on kasvaa, kun sisäänmenona käytetään ajallisesti seuraavaa pulssiaaltoa kuin niiden muodostamiseen on käytetty. Tilamuuttujaesityksen avulla muodostetuissa siirtofunktioissa virhe on kuitenkin edelleen keskimääräisesti pienempi kuin ARX-mallin avulla muodostetuissa. Virheet ovat tässäkin tapauksessa kohtalaisen pieniä, joten tästäkään tuloksesta ei voi tehdä laajoja johtopäätöksiä. Kuitenkin voidaan todeta se, että siirtofunktioiden avulla voidaan estimoida kohtuullisesti ainakin ajallisesti peräkkäisiä pulssiaaltoja. Esimerkki tästä on esitetty kuvassa 18, jossa on käytetty 1. koehenkilön pulssiaaltoja.



Kuva 18. Pulssiaallon todellinen ja simuloitu ulostulo, kun sisäänmenona on käytetty ajallisesti seuraavaa pulssiaaltoa kuin siirtofunktioiden muodostamisessa on käytetty.

Kuvasta 18 nähdään, että ajallisesti seuraavan pulssiaallon estimoidut ulostulot muistuttavat muodoltaan melko paljon todellista ulostuloa. Amplitudissa on kuitenkin havaittavissa jonkin verran hajontaa.

Siirtofunktioita on käytetty tähän mennessä vain koehenkilön omien pulssiaaltojen estimointiin. Siirtofunktion yleispätevyyttä tutkitaan valitsemalla taulukosta 4 sen koehenkilön siirtofunktiot, joissa virhe on sopivuusprosenttien perusteella pienin. Täten valitaan 9. koehenkilön pulssiaalloista muodostetut siirtofunktiot. Niillä estimoidaan kaikkien koehenkilöiden pulssiaaltoja. Estimoinnin sopivuusprosentit on esitetty taulukossa 5.

Taulukko 5. *Sopivuusprosentit estimoitaessa muiden koehenkilöiden pulssiaaltoa 9. koehenkilön pulssiaaltojen avulla luoduilla siirtofunktiomalleilla.*

Koehenkilö	ARX-malli	Tilamuuttujaesitys
1.	18,15 %	-10,59 %
2.	69,88 %	-9,313 %
3.	53,50 %	8,943 %
4.	91,25 %	26,76 %
5.	75,13 %	53,82 %
6.	75,95 %	23,31 %
7.	53,53 %	-10,04 %
8.	82,92 %	-50,60 %
9.	-	-
10.	54,32 %	27,96 %
Keskiarvo	63,84 %	6,69 %

Taulukosta 5 huomataan, että virhe kasvaa melko suureksi tässä variaatiossa. Virheet ovat suuria erityisesti silloin, kun simuloinnissa on käytetty tilamuuttujaesityksen avulla luotua siirtofunktiota. Lisäksi virheiden sopivuusprosenttien hajonta on silloin suurempaa. Taulukon 5 tulokset kuitenkin eroavat aiemmista tuloksista siinä, että ARX-mallin avulla muodostetuilla siirtofunktioilla virhe on nyt pienempi. Tähän tulokseen on kuitenkin käytetty vain yksittäisiä siirtofunktioita, joten laajempia johtopäätöksiä tästä tuloksesta ei voi tehdä.

Tilamuuttujaesityksen avulla luotujen siirtofunktioiden virheet ovat kaikissa paitsi yhdessä skenaariossa pienempiä kuin ARX-mallin avulla luotujen. Virheet olivat pieniä, mikäli estimoinnissa käytettiin samaa tai ajallisesti seuraavaa pulssiaaltoa kuin niiden muodostamiseen on käytetty. Siirtofunktioiden vaihe- ja taajuusvasteet muistuttavat myös toisiltaan muodoltaan kohtalaisesti, mutta etenkin suuremmilla taajuuksilla esiintyy amplitudivaihtelua sekä piikkejä.

Jokaiselle koehenkilölle luotuja siirtofunktioita voidaan pitää melko hyvinä. Siten voidaan todeta, että siirtofunktio on muodostettavissa ja niiden estimointivirheet ovat melko pieniä ainakin kuin niillä estimoidaan samaa tai ajallisesti seuraavaa pulssiaaltoa kuin sen muodostamiseen on käytetty. Siirtofunktioille annettiin myös sisäänmenona muiden koehenkilöiden pulssiaaltoja. Tätä kuitenkin kokeiltiin vain yhden koehenkilön siirtofunktiolla, jolloin virheet olivat melko suuria. Täten voidaan todeta, että yleispätevän siirtofunktion muodostaminen vaatisi lisää tutkimusta.

Vastaavia tutkimuksia ranteen ja sormenpään siirtofunktiolle ei juurikaan ole, mutta esimerkiksi siirtofunktion muodostamista aortan pulssiaaltoon on tutkittu. Tällöin on muodostettu yleispäteviä siirtofunktioita, usein ARX-menetelmän avulla, jolloin aortan painepulssi aaltoa on voitu estimoida melko hyvin. [19-21]

Tärkeimpänä tuloksena tästä tutkimuksesta voidaan todeta se, että siirtofunktioiden muodostaminen on mahdollista sekä ARX-mallin ja tilamuuttujaesityksen avulla. Lisäksi voidaan todeta se, että pulssiaalloille ranteesta sormenpään muodostettavien siirtofunktioiden virhe on melko pieni, kun niiden luomiseksi käytetään koehenkilöiden omia pulssiaaltoja. Yleispätevän siirtofunktion muodostaminen vaatisi enemmän tutkimusta.

5. YHTEENVETO

Tässä työssä muodostettiin siirtofunktioita painepulssiaalloille ranteesta sormenpäähän. Siirtofunktiot muodostettiin makuuasennossa suoritetuista mittauksista, koska makuuasennossa mitattu data sisälsi jo silmämääräisesti tarkasteltuna vähemmän häiriöitä kuin istuma-asennossa mitattu. Lisäksi se oli laadultaan muutenkin tasaisempaa. Siirtofunktioita muodostettiin kuitenkin kahdessa eri variaatioissa, rannetuen kanssa ja ilman rannetukea, suoritetuille mittauksille. Niitä muodostettiin myös kahden eri menetelmän, ARX-mallin ja tilamuuttujaesityksen, avulla. Niiden toimintaa kokeiltiin myös syöttämällä niille sisäänmenona saman koehenkilön ajallisesti seuraavia pulssiaaltoja kuin niiden muodostamiseen oli käytetty sekä lisäksi toisen koehenkilön pulssiaaltoja. Siirtofunktioiden sopivuusprosenttien keskiarvot eri variaatioissa on esitetty taulukossa 6.

Taulukko 6. *Siirtofunktioiden sopivuusprosenttien keskiarvot.*

	ARX-malli	Tilamuuttujaesitys
Ilman rannetukea	85,08 %	93,97 %
Rannetuki	85,42 %	93,60 %
Rannetuki, viereinen aalto	73,21 %	79,09 %
Rannetuki, toisen koehenkilön aalto	63,84 %	6,69 %

Siirtofunktioiden virheitä vertailemalla huomataan, että tilamuuttujaesityksen avulla muodostetuilla siirtofunktioilla virheet ovat pienempiä kuin ARX-mallin avulla muodostetuilla viimeistä variaatiota lukuun ottamatta. Erot siirtofunktioiden, joiden muodostamiseen käytetyssä datassa rannetukea on ja ei ole käytetty, välisissä virheissä ovat niin pieniä, että rannetuen hyödyllisyydestä ei tämän tutkimuksen perusteella voida tehdä johtopäätöksiä.

Eri siirtofunktioiden taajuus- ja vaihevasteet muistuttivat pientä hajontaa ja muutamaa piikkiä lukuun ottamatta toisiaan kohtalaisesti. Siten niiden perusteella ei voida tehdä laajempia johtopäätöksiä siitä, kumpi siirtofunktiomenetelmä on soveliaampi siirtofunktioiden luomiseen.

Tämän tutkimuksen avulla ei voi tehdä johtopäätöksiä rannetuen hyödyllisyydestä, vaan sitä varten olisi suoritettava enemmän tutkimuksia. Luoduista siirtofunktioista voidaan kuitenkin todeta se, että yksittäisille pulssiaalloille voidaan luoda melko tarkkoja siirtofunktioita, jotka sopivat myös ainakin ajallisesti seuraavan pulssiaallon estimointiin. Yleispätevämmän siirtofunktion muodostaminen vaatii kuitenkin enemmän tutkimusta.

LÄHTEET

- [1] Sydän- ja verisuonitaudit, Terveyden ja hyvinvoinnin laitos. Saatavissa (viitattu 10.12.2019): <https://thl.fi/fi/web/kansantaudit/sydan-ja-verisuonitaudit>
- [2] M. Elgeni, On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals, *Current Cardiology Reviews*, vol.8, no.1, 2012, s.14-25. Saatavissa: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3394104/pdf/CCR-8-14.pdf>
- [3] M. Paul, A. Mota, Modeling photoplethysmographic signals in camera-based perfusion measurements: optoelectronic skin phantom, *Optical Express*, vol.10, no.9, 2019.
- [4] M. O'Rourke, J. Hashimoto, Mechanical Factors in Arterial Aging, *Journal of the American College of Cardiology*, vol.50, no.1, July 2007. Saatavissa: <http://www.onlinejacc.org/content/50/1/1>
- [5] T. Tamura, Y. Maeda, M. Sekine, M. Yoshida, Wearable Photoplethysmographic Sensors – Past and Present, *Electronics*, vol.3, 2014, s.282-302. Saatavissa: <https://www.mdpi.com/2079-9292/3/2/282/htm>
- [6] J. Allen, *Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement*, IOP Publishing, 2007. Saatavissa: <https://pdfs.semanticscholar.org/61f5/24d118170296b53b3407ef614164c252d4c6.pdf>
- [7] S-series sensor, Emfit, 2020. Saatavissa: <https://www.emfit.com/copy-of-r-series-sensor?lang=fi>
- [8] M. Peltokangas, A. Vehkaoja, J. Verho, M. Huotari, J. Röning, J. Lekkala, Monitoring Arterial Pulse Waves with Synchronous Body Sensor Network, *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol.18, no.8, Nov 2014, s.1781-1787.
- [9] M. Paajanen, J. Lekkala, K. Kirjavainen, ElectroMechanical Film (EMFi) – a new multipurpose electret material, *Sensors and Actuators*, vol.84, 2000, s.95-102. Saatavissa: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0924424799002691>
- [10] L. Ljung, *System Identification: Theory for User*, Upper Saddle River, N.J.:Prentice Hall, 1999 (2nd edition).
- [11] K. Åström, R. Murray, *Feedback Systems: An Introduction for Scientists and Engineers*, 3th edition (updated Aug 2019). Saatavissa: http://www.cds.caltech.edu/~murray/amwiki/index.php/Main_Page
- [12] W. Bolton, *Control Systems*, Oxford: Newnes, 2002. <https://www.sciencedirect.com/book/9780750654616/control-systems>
- [13] SphygmoCor® XCEL, AtCor Medical, 2019. Saatavissa: <https://atcormedical.com/products/sphygmocor-xcel/>.

- [14] Firpm, MathWorks Dokumentation. Saatavissa: <https://www.mathworks.com/help/signal/ref/firpm.html>
- [15] ARX, MathWorks Dokumentation. Saatavissa: <https://www.mathworks.com/help/ident/ref/arx.html>
- [16] Compare, MathWorks Dokumentation. Saatavissa: <https://www.mathworks.com/help/ident/ref/compare.html>
- [17] Lost Function and Model Quality Metrics, MathWorks Dokumentation. Saatavissa: <https://se.mathworks.com/help/ident/ug/model-quality-metrics.html>
- [18] Ssest, MathWorks Dokumentation. Saatavissa: <https://se.mathworks.com/help/ident/ref/ssest.html>
- [19] Sandrine C. Millasseau, Sundip J. Patel, Simon R. Redwood, James M. Ritter, Philip J. Chowienczyk, Pressure Wave Reflection Assessed From the peripheral Pulse, Hypertension: Journal of the American Heart Association, 2003, Vol.41(5), s.1016-1020.
- [20] Y. Yao, L. Xu, Y. Sun, Q. Fu, S. Zhou, D. He, Y. Zhang, L. Guo, D. Zheng, Validation of an Adaptive Transfer Function Method to Estimate the Aortic Pressure Waveform, IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, Marraskuu 2017, Vol.21(6), s.1599-1606.
- [21] C. Chen, E. Nevo, B. Fetics, P. Pak, F. Yin, W. Lowell Maughan, D. Kass, Estimation of Central Aortic Pressure Waveform by Mathematical Transformation of Radial Tonometry Pressure, Circulation, Huhtikuu 1997, Vol.95, No.7.

LIITE A: TIEDOTE TUTKIMUKSESTA

TIEDOTE TUTKIMUKSESTA

3.4.2018 (v. 1.00)

Mittausasennon vaikutus yläraajan valtimopulssiaaltosignaaleihin

Pyydämme Teitä osallistumaan tähän tutkimukseen, jossa tutkitaan kajoamattomia verenpaineen mittausmenetelmiä. Perehdyttyänne tähän tiedotteeseen Teille annetaan mahdollisuus esittää kysymyksiä tutkimuksesta. Jos päätätte osallistua tutkimukseen, Teiltä pyydetään suostumus tutkimukseen osallistumisesta. Tutkimukseen osallistuminen on Teille täysin vapaaehtoista. Osallistumalla tutkimukseen annatte tutkijoille oikeuden käyttää Teistä rekisteröityä tutkimusdataa mittaustulosten analysoinnissa ja raportoinnissa.

Tutkimuksen tarkoitus

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on tutkia ja kehittää mittaus- ja analysointimenetelmiä valtimopulssiaaltosignaaleihin (verenpaineen tai veritilavuuden muutos sydämen sykkeen aikana) perustuvia kajoamattomia verenpaineen mittausmenetelmiä sekä karakterisoida verisuoniston eri osissa vallitsevien verenpaineiden välisiä yhteyksiä.

Tutkimuksen kulku

Tutkimuksessa mitataan valtimopulssiaaltosignaalia eri mittauspisteistä eri mittausmenetelmillä. Tutkimuksessa Teihin kiinnitetään voima-anturi rannekemaisella kiristysnauhalla ranteeseen sekä infrapunavaloa käyttävä anturi etusormeen. Lisäksi Teistä mitataan sydänsähkökäyrä (EKG) solisluiden alle tai ranteiden läheisyyteen kiinnitettävien elektrodien avulla sekä Teidän olkavarteenne kiinnitetään verenpaineenmittausmansetti, jolla mitataan Teidän verenpaineenne useita kertoja tutkimuksen aikana. Tutkimustulokset tallennetaan anonyymisti tutkimusrekisteriin.

Tutkimukseen osallistumisesta ei makseta palkkioita eikä korvauksia.

Tutkimukseen liittyvät hyödyt ja riskit

Tutkimukseen osallistumisesta ei ole Teille välitöntä hyötyä, mutta tulevaisuudessa voi olla mahdollista arvioida verenpainetta yksinkertaisella kajoamattomalla mittauksella. Anturit voivat aiheuttaa lievää paineen tuntua mittauspisteessä sekä ihoon painaumajälkiä, jotka katoavat nopeasti mittauksen päätyttyä.

Luottamuksellisuus, tietojen käsittely ja säilyttäminen

Teistä kerättyä tietoa ja tutkimustuloksia käsitellään luottamuksellisesti henkilötietolain ja tutkimuksen rekisteriselosteen edellyttämällä tavalla. Tunniste- ja yksilöintitietoja sisältävä osa tutkimusrekisteristä säilytetään Tampereen teknillisen yliopiston (TTY) biolääketieteen tekniikan tiedekunnassa lukitussa tilassa ja tuhoetaan TTY:n tietosuojakäytänteiden mukaisesti tutkimuksen päätyttyä. Tunniste- ja yksilöintitietoja sisältämätön tutkimusdata arkistoidaan mahdollista myöhempää tutkimuskäyttöä varten ja sitä voidaan luovuttaa erillisestä pyynnöstä tutkimuskäyttöön.

Yksittäisen tutkimushenkilön yksilöinti- ja tunnistetietoja ei käytetä tulosten analysoinnissa eikä luovuteta eteenpäin. Mahdollisesti julkaistavat tutkimustulokset analysoidaan ja raportoidaan ryhmätasolla eikä yksittäisen tutkimushenkilön henkilöllisyyden tunnistaminen ole mahdollista julkaistavien tietojen ja tulosten perusteella.

Tutkimus liittyy tekn. yo. Laura Toivaisen kandidaatintutkielmaan, eikä siihen liity ulkopuolista rahoitusta.

Vapaaehtoisuus

Tutkimukseen osallistuminen on vapaaehtoista ja voitte keskeyttää tutkimuksen koska tahansa syytä ilmoittamatta. Tutkimuksesta kieltäytyminen tai sen keskeyttäminen ei aiheuta Teille mitään seuraamuksia.

Voitte keskeyttää tutkimukseen osallistumisenne missä tahansa tutkimuksen vaiheessa ennen sen päättymistä ilman, että siitä koituu Teille mitään haittaa. Voitte myös peruuttaa tämän suostumuksen. Jos päätätte peruuttaa suostumuksenne tai osallistumisenne tutkimukseen keskeytyy jostain muusta syystä, siihen mennessä kerättyjä tietoja voidaan käyttää osana tutkimusaineistoa.

Vakuutukset ja korvaukset

Mahdollisten tutkimuksesta aiheutuvien haittatapahtumien ilmetessä korvausta haetaan TTY:n opiskelijoita ja henkilökuntaa suojaavasta vakuutuksesta.

Tutkimustuloksista tiedottaminen

Kerätty tutkimusdata analysoidaan ja muu kerätty tieto analysoidaan jälkikäteen ilman henkilötietoja. Näin ollen tuloksista ei ole mahdollista eritellä yksittäisen tutkimushenkilön tietoja. Tutkimuksen voidaan julkaista alan tieteellisissä lehdissä ja/tai konferensseissa.

Lisätiedot

Pyydämme Teitä esittämään kysymyksiä tutkimuksesta alla luetelluille henkilöille.

Tutkijoiden yhteystiedot

- Kandidaatintutkielman tekijä
 - Tekn. yo. Laura Toivainen Tampereen teknillinen yliopisto
- Kandidaatintutkielman ohjaajat
 - DI Mikko Peltokangas, Tampereen teknillinen yliopisto / biolääketieteen tekniikan tiedekunta