

Pasi Pöyry

**Ei-invasiiviset menetelmät sydämen lyöntitiheyden  
mittaamiseen puettavassa teknologiassa**

Tietotekniikan kandidaatintutkielma

25. marraskuuta 2019

Jyväskylän yliopisto

Informaatioteknologian tiedekunta

**Tekijä:** Pasi Pöyry

**Yhteystiedot:** pasi.m.poyry@student.jyu.fi

**Työn nimi:** Ei-invasiiviset menetelmät sydämen lyöntitiheyden mittaamiseen puettavassa teknologiassa

**Title in English:** Non-invasive methods for measuring heart rate in wearable technology

**Työ:** Kandidaatintutkielma

**Sivumäärä:** 19+0

**Tiivistelmä:** Puettava teknologia asettaa rajat sydämen toiminnan mittaamiseen. Toisaalta tietyt mittaukset ovat mahdollisia vain puettavassa teknologiassa. Tässä tutkielmassa tuodaan esille mittaustapoja tutkia sydäntä puettavassa teknologiassa. Tutkielmassa käsitellään myös sydämen lyöntien aikajaksoja. Tutkielma luo yleiskatsauksen puettavan teknologian eri menetelmiin mitata lyöntitiheyttä.

**Avainsanat:** puettava teknologia, syke, pulssi

**Abstract:** Wearable technology sets the limits for measuring heart function. On the other hand, certain measurements are only possible with wearable technology. This thesis presents measurement methods to study the heart in wearable technology. This thesis also deals with heartbeat time intervals. This thesis provides an overview of the different techniques of wearable technology to measure the heart rate.

**Keywords:** wearable technology, heart rate, pulse

## Sisältö

1	JOHDANTO .....	1
2	PUETTAVA TEKNOLOGIA .....	2
3	SYDÄMEN SYKE, PULSSI JA SYKEVÄLIVAIHTELU .....	4
	3.1 Syke ja pulssi .....	4
	3.2 Sykevälivaihtelu .....	4
4	MITTAUSMENETELMIÄ SYDÄMEN LYÖNTITIHEYDEN MITTAAMI- SEEN .....	6
	4.1 Ballistokardiografia (BKG) .....	6
	4.2 Seismokardiografia (SKG) .....	8
	4.3 Impedanssikardiografia (IKG) .....	9
5	YHTEENVETO .....	11
	KIRJALLISUUTTA .....	12

# 1 Johdanto

Mitattu minuus (engl. *quantified self*), urheiluteknologia (engl. *sports technology*), hyvinvointi- ja terveysteknologia (engl. *health technology*) liittyvät erityisesti puettavan teknologian (engl. *wearable technology*) hyödyntämiseen. Puettavan teknologian kehityksen mahdollistajana ovat olleet edistysaskeleet niin tietotekniikan kuin akkujenkin kehityksessä. Laitteet ovat yhä pienempiä ja vähävirtaisempia, ja toisaalta akkujen energiatiheys on kasvanut.

Terveyden, hyvinvoinnin, urheilusuorituksen ja itsensä mittaamisen kannalta eräs keskeisin fysiologinen data on sydämen lyöntitiheys ja sen muutokset. Tässä tutkielmassa keskitytään tarkastelemaan eri mittaustapoja, joilla voidaan mitata sydämen tuottamaa dataa erityisesti puettavan teknologian asettamien teknologisten rajojen sisällä.

Mittausteknologia voidaan jakaa invasiivisiin ja ei-invasiivisiin menetelmiin. Tässä tutkielmassa keskitytään vain ei-invasiivisiin menetelmiin, joissa mittaus suoritetaan kehon ulkopuolelta.

Tämän tutkielman kolme keskeisintä tutkimuskysymystä ovat seuraavat: Kuinka sydämen lyöntitiheyttä ja muuta sykkeen antamaa dataa mitataan puettavan teknologian rajoissa? Kuinka suurina ovat mittaustarkkuuden ja -varmuuden erot? Kuinka hyvin eri menetelmät mittaavat terveyden seurannan kannalta oleellista sydämen sykevälivaihtelua (HRV)? Vaikka sydämen toimintaan ja mittaamiseen liittyy useita muita aihealueita, ne on jätetty tämän tutkielman ulkopuolelle.

Toisessa ja kolmannessa luvussa määritellään tutkielman kannalta keskeisimmät käsitteet. Neljännessä luvussa luetellaan eri menetelmiä, joilla voidaan mitata sydämen lyöntitiheyttä. Tässä tutkielmassa keskitytään erityisesti kolmeen menetelmään, joita ovat ballistokardiografia, seismokardiografia ja impedanssikardiografia. Neljännessä luvussa kerrotaan myös kuinka eri menetelmiä on sovellettu puettavassa teknologiassa. Luvussa viisi on tutkielman yhteenveto.

## 2 Puettava teknologia

Puettava teknologia sisältää käytännössä pienen tietokoneen, joka kykenee käsittelemään, varastoimaan ja viestimään sensoreista tulevaa dataa (Sazonov 2014). Laitteen pitää myös nimensä mukaisesti olla puettava, eli kulkea ja toimia käyttäjänsä mukana. Puettavaa teknologiaa voidaan käyttää esimerkiksi silmälaseissa, rannekeissa, koruissa, vaatteissa ja kuulokkeissa.

Puettavaa teknologiaa käytetään kliinisessä työssä sekä potilaiden diagnosointiin että monitorointiin. Kuluttajalaitteita käytetään erityisesti urheilu- ja kuntoliikkeen aikana mittaamaan kehon raskautilaa. Kuluttajalaitteilla mitataan ja analysoidaan terveydentilaa myös muissa tilanteissa. Kliiniset mittalaitteet ja kuluttajalaitteet eroavat toisistaan usein mittauksen tarkkuudessa. Kliinisessä työssä vaatimukset laitteelle ovat suuremmat.

Kaisti ym. (2018) jakavat nykyiset puettavat sydänmonitorit kolmeen kategoriaan: sydämen sähköistä aktiivisuutta mittaavat menetelmät, verenpaineen vaihtelua mittaavat menetelmät ja sydämen mekaanista työtä mittaavat menetelmät. Ensimmäiseen kategoriaan kuuluvat menetelmät kuten elektrokardiografia (EKG) ja impedanssikardiografia (IKG). Toiseen kategoriaan kuuluu fotopletysmografia (FPG). Kolmannen kategoriaan kuuluvat ballistikardiografia (BKG) ja seismokardiografia (SKG). Jokaisella menetelmällä on eri vahvuudet ja heikkoudet, mikä tulee huomioida käyttötarkoitusta valittaessa. Kliinisessä käytössä EKG on jo pitkään ollut niin sanottu kultainen standardi sydämen toimintaa tutkittaessa. EKG ei kuitenkaan kerro mitään sydämen mekaanisesta työstä, eikä EKG myöskään sovellu jokaiseen olosuhteeseen. EKG:n tiedetään muun muassa häiriintyvän MRI-tutkimuslaitteen magneettikentästä.

Puettavassa teknologiassa luotettavimmat tulokset saadaan yhdistämällä useita sensoreita ja menetelmiä. Sydämen toimintaa eri tavalla mittaavat sensorimenetelmät täydentävät kokonaiskuvaa sydämen toiminnasta. Sekä sensoreiden että analyysimenetelmien kehitys on mahdollistanut uudet tavat diagnosoida ja monitoroida ter-

veydentilaa. Puettavan teknologian asettamia teknologisia haasteita ovat esimerkiksi virrankulutus, akkukesto, prosessointinopeus, kestävyys, käyttömukavuus, sensoreiden lukumäärä sekä koko ja tarkkuus.

## 3 Sydämen syke, pulssi ja sykevälivaihtelu

Tässä kappaleessa määritellään tutkielman kannalta keskeisimpiä käsitteitä, joita ovat syke, pulssi ja sykevälivaihtelu.

### 3.1 Syke ja pulssi

Sydämen toiminta jakautuu kahteen vaiheeseen: supistuminen (systole) ja täyttyminen (diastole). Sydämen syketaajuus (syke) kertoo sydämen supistusten määrän minuutissa. Terveen sydämen supistumisvaiheen käynnistää sinussolmuke sähköisellä impulssilla.

Sydämen supistumisvaihe aiheuttaa paineaallon, joka kulkee valtimoita pitkin. Tämä paineaalto (pulssi) voidaan tuntea valtimoilta.

Sydämen sinussolmukkeen synnyttämää sähköistä impulssia mitataan elektrokardiografialla (EKG). Sydämen mekaanista liikettä mitataan esimerkiksi ballistokardiografialla (BKG) ja seismokardiografialla (SKG). Valtimossa kulkevaa pulssia mitataan yleensä fotopletysmografialla (FPG). Vaikka sinussolmukkeen synnyttämä sähköinen impulssi, sydämen mekaaninen supistuminen ja valtimosta mitattava pulssi ovat terveellä ihmisellä yleensä yhtä usein esiintyviä, voivat ne myös esimerkiksi sairauden tai mittaustarkkuuden takia esiintyä toisistaan eri tavalla. Näin ollen valtimoissa kulkevaa pulssia mittaamalla sydämen todellinen lyöntimäärä saattaa olla suurempi.

### 3.2 Sykevälivaihtelu

Sykevälivaihtelulla (engl. HRV, *heart rate variability*) voidaan tarkoittaa peräkkäisten sydämenlyöntien välisen ajan vaihtelua sekä sydämen kykyä reagoida nopeasti rasitukseen. HRV kertoo autonomisen hermoston tilasta. Autonominen hermosto jakautuu kahteen osaan: sympaattiseen ja parasympaattiseen hermostoon. Stressi ja rasitus lisäävät sympaattisen hermoston toimintaa, mikä näkyy pienempänä

HRV:nä. Yleisesti voidaan sanoa, että suurempi HRV kertoo yksilön autonomisen hermoston paremmasta tasapainosta (Acharya ym. 2006). HRV on kuitenkin yksilöllinen, ja se tulee suhteuttaa mitattavan henkilön aikaisempiin HRV-mittauksiin.

Mittaamisen ja analyysin kannalta sykevälivaihtelu on mielenkiintoinen, koska sen on osoitettu muun muassa ennustavan sydäninfarktipotilaiden kuolemanriskiä (Acharya ym. 2006) ja kertovan elimistön raskautilasta urheilusuoritusten jälkeen (Stanley ym. 2013). HRV:tä seuraamalla voidaan urheilijan harjoitusohjelma laatia paremmin vastaamaan elimistön yksilöllistä tilaa ja palautumiskykyä (Stanley ym. 2013). HRV:tä käytetään myös diabeettisen neuropatian tutkimiseen (Acharya ym. 2006).

Perinteisesti HRV:tä on käytetty diagnosoinnin apuvälineenä laboratorio-olosuhteissa, mutta HRV:tä mittaavien laitteiden pienentyessä ja halventuessa myös suoraan kuluttajille myytävien laitteiden määrä on kasvanut. Laitteiden pienentyminen ja halventuminen on mahdollistanut myös uudenlaisen tutkimuksen laboratorio-olosuhteiden ulkopuolella. Kuluttajalaitteiden levossa mitatun HRV:n mittaustarkkuus on jo hyvin verrattavissa diagnosoinnin apuvälineenä käytettävään EKG:hen (Flatt & Esco 2013; Giles ym. 2016). Kuluttajalaitteiden kyky mitata HRV:tä kuitenkin vaikeutuu, jos mittaus tehdään liikunnan aikana (Georgiou ym. 2018). Parhaaseen mittaustarkkuuteen päästäänkin siis lepotilassa suoritetuissa mittauksissa.



## **4 Mittausmenetelmiä sydämen lyöntitiheyden mittaamiseen**

Tässä luvussa luetellaan eri teknologioita, joilla voidaan mitata sydämen lyöntitiheyttä ja vaihtelua. Sydämen lyöntitiheyttä voidaan mitata useilla menetelmillä, joita ovat muun muassa elektrokardiografia (EKG), fotopletysmografia (FPG), ballistokardiografia (BKG), seismokardiografia (SKG), fonokardiografia (FKG), impedanssikardiografia (IKG), ekkokardiografia (ECG), gyrokardiografia (GCG) ja magnetokardiografia (MKG). Tässä tutkielmassa keskitytään ballistokardiografiaan, seismokardiografiaan ja impedanssikardiografiaan.

### **4.1 Ballistokardiografia (BKG)**

BKG:llä voidaan mitata sydämen mekaanista työtä. Mittaus perustuu siihen, että kun veri syöksyy aorttaan, niin ihmisen keho liikkuu hieman vastakkaiseen suuntaan. Tuo kehon liike voidaan mitata eri menetelmillä. Ilmiö on sama kuin ampumaseen laukaisun yhteydessä syntynyt rekyyli. Ilmiö tunnetaan fysiikassa Newtonin kolmantena lakina, missä jokaisella kappaleeseen vaikuttavalla voimalla on yhtäsuuri vastavoima, mutta vastakkaiseen suuntaan vaikuttava.

BKG kertoo sydämen pumppausvoimasta: pumpatun veren määrä ja virtausnopeus jokaisella sydämen lyönnillä. Sen avulla voidaan saada tietoa sydämen kunnosta.

Ensimmäisiä kokeita BKG:n parissa teki Gordon jo 1800-luvun loppupuolella (Gordon 1877). BKG:tä tutkittiin paljon 1900-luvun puoliväliin asti, mutta sensoreiden ja signaalinkäsittelymenetelmien puutteellisuuden vuoksi BKG:n kliininen käyttö ei saavuttanut EKG:n asemaa (Pinheiro ym. 2010). Analogisten ja digitaalisten signaalinkäsittelymenetelmien sekä sensoreiden kehitys on tuonut BKG:n uudelleen kiinnostuksen kohteeksi.

## **Ballistokardiografia puettavassa teknologiassa**

Perinteisesti BKG on mitattu paikallaan ollessa koko kehon liikkeestä, mutta puettavan teknologian sensoreilla mittaus on usein toteutettu paikallisesti valitusta sijainnista kehossa. Tämä ero koko kehon ja paikallisen sijainnin mittaamisen välillä aiheuttaa eroja mitattuihin signaaleihin ja tekee tulkinnan vaikeemmaksi (Wiens ym. 2014). Puettavassa teknologiassa BKG-signaali onkin herkempi reagoimaan kehon paikallisiin tapahtumiin, kuten sydämen lyöntiin, joten BKG-signaali sekoittuu SKG-signaalin kanssa. SKG:tä käsitellään myöhemmässä luvussa.

He ym. (2011) esittelevät kuulolaitetta muistuttavan laitteen, jolla BKG-mittausdataa voidaan kerätä langattomasti ja reaaliaikaisesti. Laitteessa on sekä BKG- että EKG-anturi, minkä avulla saadaan tuotettua niin sanottu RJ-intervalli. EKG:n R-piikki näyttää sydämen kammioiden sähköisen aktivoitumisen. BKG:n J-piikki näyttää sen hetken, kun sydämen lyönnin tuottaman voiman vaikutus kehoon on suurimmillaan. EKG:stä ja BKG:stä yhteisesti muodostetun RJ-intervallin on havaittu muun muassa korreloivan systolisen verenpaineen kanssa (Shin ym. 2009). Chen ym. (2013) ovat saaneet korrelaatiot sekä systoliseen että diastoliseen verenpaineeseen analysoimalla BKG- ja FPG-mittausdataa yhdessä.

Chen ym. (2014) ovat kehittäneet teksteihin sisällytettäviä optisia kuituja, jotka toimivat BKG-antureina. Mittaus voidaan suorittaa kehon eri osista samanaikaisesti. Kehon asennon on havaittu vaikuttavan mittaustuloksiin. Wiens ym. (2015) ovat havainneet, että BKG:n tarkkuutta voidaan parantaa yhdistämällä ja analysoimalla useiden kiihtyvyyssantureiden tuottamaa mittausdataa. Wiens ym. (2014) ovat ehdottaneet menetelmiä, joilla voidaan parantaa kiihtyvyyssantureista saadun datan analysointia. Javaid ym. (2016) käyttivät useita sensoreita ja uusia analysointimenetelmiä, minkä avulla he saivat parannettua BKG:n luotettavuutta myös kävellessä. Wiens ym. (2016) kuvailivat uuden menetelmän, jolla BKG-signaalin aikajaksot voidaan määrittää raajoihin kiinnitetyistä antureista. Barleanu ym. (2016) ovat kehittäneet vaatteisiin upotettuihin sensoreihin perustuvan menetelmän, jolla voidaan saada BKG-signaali. Gavriel ym. (2015) saivat kerättyä BKG-signaalin käyttämällä koehenkilön rinnalle asetetun älypuhelimien kiihtyvyyssanturia. He kehittivät myös

älypuhelinsovelluksen, joka analysoi kerätyn datan.

## 4.2 Seismokardiografia (SKG)

Sekä BKG että SKG mittaavat molemmat sydämen toiminnasta aiheutuneita kehon liikkeitä. Siinä missä BKG mittaa koko kehon vastaliikettä sydämen lyönteihin, SKG keskittyy mittaamaan sydämen lyöntien suoraa vaikutusta paikallisesti – yleensä rintakehästä. Sydämen mekaanisten liikkeiden tunnistamiseen käytettävistä menetelmistä – kuten BKG:stä, SKG:stä ja GCG:stä – käytetään joskus yhteistä termiä mekanokardiografia (MKG).

### Seismokardiografia puettavassa teknologiassa

Hersek ym. (2019) ovat kehittäneet syväoppimiseen (engl. *deep learning*) perustuvan menetelmän, jossa puettavien kiihtyvyysanturien tuottamat SKG-signaalit saadaan vastaamaan BKG-signaalien tuottamaa dataa. Lahdenoja ym. (2016) ovat saaneet arvioitua HRV:n analysoimalla SGK- ja GCG-signaalit yhdessä. SKG-signaalin saamiseen he käyttivät 3-akselista kiihtyvyysanturia. GCG-signaalin saamiseen he käyttivät 3-akselista gyroskooppia. Castiglioni ym. (2007) kehittivät tekstiilisensoreihin perustuvan menetelmän, jolla saadaan SKG-signaali. Menetelmä ei vaadi siinä käytettävän kiihtyvyysanturin orientaatiota.

EKG:tä on perinteisesti käytetty referenssinä SKG:n yhteydessä ajoittamaan sydämen toiminnan kuvaaminen. Nguyen ym. (2012) ovat kehittäneet laskentamenetelmän, jolla voidaan ajoittaa SKG itsenäisesti myös puettavissa laitteissa. Myös Yang ja Tavassolian (2018) ovat ehdottaneet algoritmin, jonka avulla SKG-signaalin aikajaksot voidaan määrittää ilman EKG-signaalia.

Javaid ym. (2015) havaitsivat, että kehon pituuttaissuuntaisten liikkeiden analysointi johti tarkempiin systolisten aikavälien määrittelmiin kuin selkä-rinta-suuntaisten liikkeiden mittaukseen perustuvalla analysoinnilla. Havainto ennustaa pystyasennossa mittaavien SKG- ja BKG-laitteiden yleistymistä. Leonhardt ja Teichmann (2018) ovat rakentaneet konseptilaitteen, joka mittaa sydämen toimintaa neljällä anturil-

la. Laite rekisteröi yhtäaikaaisesti SKG:n, FPG:n, EKG:n ja magneettisen induktion. Shandhi ym. (2019) vertasivat gyroskoopin ja kiihtyvyyssanturin kykyä tuottaa SKG-signaali, josta voidaan määrittää systolisia aikajaksoja. Tutkimuksessa osoitettiin, että gyroskoopin avulla tuotetusta datasta systoliset aikajaksot voitiin määrittää tarkemmin kuin kiihtyvyyssanturin avulla. Parhaaseen tulokseen päästään analysoimalla yhdessä sekä gyroskoopin että kiihtyvyyssanturin tuottamat datat. Yang ja Tavassolian (2016) ovat kehittäneet digitaaliseen signaaliprosessoriin (engl. *Digital Signal Processor, DSP*) perustuvan menetelmän, jonka avulla kohdehenkilön liikkumisesta aiheutunut signaalin kohina voidaan filteröidä pois SKG-signaalista. Taebi ym. (2018) ehdottavat algoritmia, jonka avulla SKG-signaali voidaan analysoida luotettavammin eri hengitysvaiheiden (sisään- ja uloshengitys) aikana. Myös Luu ja Dinh (2018) ovat ehdottaneet algoritmin, jolla SGK-signaalin aikajaksoista saadaan tarkempia. Rienzo ym. (2011) kehittivät tekstiilisensoreihin perustuvan liivin, jonka avulla voidaan saada SKG-signaali arkikäytössä. Rienzo ym. (2014) ovat myöhemmin käyttäneet kehittämäänsä liiviä määrittämään SKG-signaalin aikajaksoja koehenkilön nukkuessa.

### **4.3 Impedanssikardiografia (IKG)**

Impedanssikardiografialla mitataan rintaontelossa tapahtuvia sähkönjohtavuuden muutoksia. Impedanssin muutoksista voidaan laskea muun muassa veren virtaus, syketaajuus ja iskutilavuus. IKG:llä voidaan myös arvioida ihmisen nestetasapaino, jonka mittaaminen on hyödyksi esimerkiksi potilaan hoidossa ja urheilusuoritusten aikana.

#### **Impedanssikardiografia puettavassa teknologiassa**

Marquez ym. (2019) esittävät ja arvioivat tekstiiliantureihin perustuvia menetelmiä mitata IKG-signaaleja. Chen ym. (2015) ovat kehittäneet laitteen, jossa puettavien EKG- ja IKG-sensoreiden yhdistelmä lähettää datan Bluetoothin avulla eteenpäin analysoitavaksi ja tallennettavaksi. Weyer ym. (2015) ovat myös kehittäneet EKG- ja IKG-sensoreihin perustuvan puettavan laitteen, joka kykenee toimimaan 18 tun-

tia yhdellä paristolla. Sopic ym. (2016) ovat kehittäneet kosketukseen perustuvan kannettavan laitteen, jonka avulla saadaan sekä EKG- että IKG-signaalit.

## 5 Yhteenveto

Tutkielmassa käsiteltiin lyhyesti kahdesta eri mittausmenetelmästä muodostettu RJ-intervalli. Sydämen eri aikajaksot, eli intervallit, ovat eräs eniten sydämen terveydentilasta ja kunnosta kertova mitattavissa oleva data. Tutkielmassa myös lyhyesti käsitelty sykevälivaihtelu kuuluu mitattavissa oleviin intervalleihin.

Puettavassa teknologiassa sensorilaitteen käyttömukavuuden merkitys korostuu erityisesti silloin, jos laitetta on tarkoitus pitää puettuna pitkiä aikoja. Tutkielmassa käsitellyt ei-invasiiviset menetelmät voidaan jakaa vielä ihokontaktia vaativiin ja kontaktittomiin sensoreihin. EKG kuuluu ensin mainittuun kategoriaan. Mekanokardiografiaan pohjautuvat menetelmät voidaan upottaa esimerkiksi vaatteiden sisälle.

Vaikka tutkielmassa tuotiin esille menetelmiä tutkia sydämen toimintaa puettavassa teknologiassa, ei kaikkia mittauksia pystytä tekemään mitattavan henkilön ollessa liikkeessä. Riippien halutusta mittausdatasta ja käytetystä mittaustekniikasta, liikkuvan henkilön mittaus on nykytekniikalla joko kokonaan mahdotonta tai vaikeutunutta.

## Kirjallisuutta

- Acharya, U. R., Joseph, K. P., Kannathal, N., Lim, C. M., Suri, J. S. (2006). Heart rate variability: a review. *Medical and biological engineering and computing*, 44(12), 1031-1051.
- Barleanu, A., Hagan, M., Geman, O., Chiuchisan, I. (2016, October). Wearable ballistocardiography system for heartbeat detection. In *2016 International Conference and Exposition on Electrical and Power Engineering (EPE)* (pp. 294-298). IEEE.
- Castiglioni, P., Faini, A., Parati, G., Di Rienzo, M. (2007, August). Wearable seismocardiography. In *2007 29th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society* (pp. 3954-3957). IEEE.
- Chen, Z., Yang, X., Teo, J. T., Ng, S. H. (2013, July). Noninvasive monitoring of blood pressure using optical ballistocardiography and photoplethysmograph approaches. In *2013 35th annual international conference of the IEEE engineering in medicine and biology society (EMBC)* (pp. 2425-2428). IEEE.
- Yang, X., Chen, Z., Elvin, C. S. M., Janice, L. H. Y., Ng, S. H., Teo, J. T., Wu, R. (2014). Textile fiber optic microbend sensor used for heartbeat and respiration monitoring. *IEEE Sensors Journal*, 15(2), 757-761.
- Chen, X., Xie, J., Fang, Z., Xia, S. (2015). Low power electrocardiography and impedance cardiography detection system based on labview and bluetooth low energy.
- Chen, Z., Chen, W., Hee, H. I., Zhao, P., Yu, M., Chen, W. (2017, August). Ballistocardiography based on optical fiber sensors. In *2017 16th International Conference on Optical Communications and Networks (ICOON)* (pp. 1-3). IEEE.
- Flatt, A. A., Esco, M. R. (2013). Validity of the ithlete™ smart phone application for determining ultra-short-term heart rate variability. *Journal of human kinetics*, 39(1), 85-92.
- Gavriel, C., Parker, K. H., Faisal, A. A. (2015, June). Smartphone as an ultra-low cost medical tricorder for real-time cardiological measurements via ballistocardiography. In *2015 IEEE 12th International Conference on Wearable and Implantable Body Sensor Networks (BSN)* (pp. 1-6). IEEE.
- Georgiou, K., Larentzakis, A. V., Khamis, N. N., Alsuhaibani, G. I., Alkaskas, Y. A.,

- Giallafos, E. J. (2018). Can wearable devices accurately measure heart rate variability? A systematic review. *Folia medica*, 60(1), 7-20.
- Giles, D., Draper, N., Neil, W. (2016). Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *European journal of applied physiology*, 116(3), 563-571.
- Gordon, J. W. (1877). Certain molar movements of the human body produced by the circulation of the blood. *Journal of anatomy and physiology*, 11(Pt 3), 533.
- Da He, D., Winokur, E. S., Sodini, C. G. (2011, August). A continuous, wearable, and wireless heart monitor using head ballistocardiogram (BCG) and head electrocardiogram (ECG). In 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 4729-4732). IEEE.
- Hersek, S., Semiz, B., Shandhi, M. M. H., Orlandic, L., Inan, O. T. (2019). A Globalized Model for Mapping Wearable Seismocardiogram Signals to Whole-Body Ballistocardiogram Signals Based on Deep Learning. *IEEE journal of biomedical and health informatics*.
- Javaid, A. Q., Fesmire, N. F., Weitnauer, M. A., Inan, O. T. (2015, June). Towards robust estimation of systolic time intervals using head-to-foot and dorso-ventral components of sternal acceleration signals. In 2015 IEEE 12th international conference on wearable and implantable body sensor networks (BSN) (pp. 1-5). IEEE.
- Javaid, A. Q., Ashouri, H., Dorier, A., Etemadi, M., Heller, J. A., Roy, S., Inan, O. T. (2016). Quantifying and reducing motion artifacts in wearable seismocardiogram measurements during walking to assess left ventricular health. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 64(6), 1277-1286.
- Javaid, A. Q., Ashouri, H., Inan, O. T. (2016, February). Estimating systolic time intervals during walking using wearable ballistocardiography. In 2016 IEEE-EMBS International Conference on Biomedical and Health Informatics (BHI) (pp. 549-552). IEEE.
- Kaisti, M., Tadi, M. J., Lahdenoja, O., Hurnanen, T., Saraste, A., Pänkäälä, M., Koivisto, T. (2018). Stand-alone heartbeat detection in multidimensional mechanocardiograms. *IEEE Sensors Journal*, 19(1), 234-242.
- Lahdenoja, O., Humanen, T., Tadi, M. J., Pänkäälä, M., Koivisto, T. (2016, Septem-



- ber). Heart rate variability estimation with joint accelerometer and gyroscope sensing. In 2016 Computing in Cardiology Conference (CinC) (pp. 717-720). IEEE.
- Leonhardt, S., Teichmann, D. (2018, July). Fusing non-contact vital sign sensing modalities—first results. In 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 5378-5381). IEEE.
- Luu, L., Dinh, A. (2018, July). Using Moving Average Method to Recognize Systole and Diastole on Seismocardiogram without ECG Signal. In 2018 40th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 3796-3799). IEEE.
- Marquez, J. C., Rempfler, M., Seoane, F., Lindecrantz, K. (2019). Textrode-enabled transthoracic electrical bioimpedance measurements—towards wearable applications of impedance cardiography. *Journal of Electrical Bioimpedance*, 4(1), 45-50.
- Nguyen, H., Zhang, J., Nam, Y. H. (2012, August). Timing detection and seismocardiography waveform extraction. In 2012 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 3553-3556). IEEE.
- Pinheiro, E., Postolache, O., Girão, P. (2010). Theory and developments in an unobtrusive cardiovascular system representation: ballistocardiography. *The open biomedical engineering journal*, 4, 201.
- Di Rienzo, M., Meriggi, P., Rizzo, F., Vaini, E., Faini, A., Merati, G., ... Castiglioni, P. (2011, August). A wearable system for the seismocardiogram assessment in daily life conditions. In 2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 4263-4266). IEEE.
- Di Rienzo, M., Vaini, E., Castiglioni, P., Lombardi, P., Parati, G., Lombardi, C., ... Rizzo, F. (2014, August). Wearable seismocardiography for the beat-to-beat assessment of cardiac intervals during sleep. In 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (pp. 6089-6091). IEEE.
- Sazonov, E. (Ed.). (2014). *Wearable Sensors: Fundamentals, implementation and applications*. Elsevier.
- Shandhi, M. M. H., Semiz, B., Hersek, S., Goller, N., Ayazi, F., Inan, O. (2019). Performance Analysis of Gyroscope and Accelerometer Sensors for

- Seismocardiography-Based Wearable Pre-Ejection Period Estimation. *IEEE journal of biomedical and health informatics*.
- Shin, J. H., Lee, K. M., Park, K. S. (2009). Non-constrained monitoring of systolic blood pressure on a weighing scale. *Physiological measurement*, 30(7), 679.
- Sopic, D., Murali, S., Rincón, F., Atienza, D. (2016, March). Touch-based system for beat-to-beat impedance cardiogram acquisition and hemodynamic parameters estimation. In *2016 Design, Automation Test in Europe Conference Exhibition (DATE)* (pp. 726-731). IEEE.
- Stanley, J., Peake, J. M., Buchheit, M. (2013). Cardiac parasympathetic reactivation following exercise: implications for training prescription. *Sports medicine*, 43(12), 1259-1277.
- Taebi, A., Bomar, A. J., Sandler, R. H., Mansy, H. A. (2018, April). Heart Rate Monitoring During Different Lung Volume Phases Using Seismocardiography. In *SoutheastCon 2018* (pp. 1-5). IEEE.
- Yang, C., Tavassolian, N. (2016). Motion artifact cancellation of seismocardiographic recording from moving subjects. *IEEE Sensors Journal*, 16(14), 5702-5708.
- Yang, C., Tavassolian, N. (2018). An independent component analysis approach to motion noise cancellation of cardio-mechanical signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 66(3), 784-793.
- Weyer, S., Menden, T., Leicht, L., Leonhardt, S., Wartzek, T. (2015). Development of a wearable multi-frequency impedance cardiography device. *Journal of medical engineering technology*, 39(2), 131-137.
- Wiens, A., Etemadi, M., Klein, L., Roy, S., Inan, O. T. (2014, August). Wearable ballistocardiography: Preliminary methods for mapping surface vibration measurements to whole body forces. In *2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 5172-5175). IEEE.
- Wiens, A. D., Etemadi, M., Roy, S., Klein, L., Inan, O. T. (2014). Toward continuous, noninvasive assessment of ventricular function and hemodynamics: Wearable ballistocardiography. *IEEE journal of biomedical and health informatics*, 19(4), 1435-1442.
- Wiens, A. D., Inan, O. T. (2015, August). Accelerometer body sensor network im-

proves systolic time interval assessment with wearable ballistocardiography. In 2015 37th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC) (pp. 1833-1836). IEEE.

Wiens, A. D., Johnson, A., Inan, O. T. (2016). Wearable sensing of cardiac timing intervals from cardiogenic limb vibration signals. *IEEE sensors journal*, 17(5), 1463-1470.