

Milja Niemelä

**KAJOAMATTOMIEN JATKUVA-AIKAISTEN
VERENPAINEN MITTAUSMENETELMIEN
SUORITUSKYKY**
Kirjallisuuskatsaus

Kandidaatintyö
Lääketieteen ja terveysteknologian tiedekunta (MET)
Tarkastaja: Mikko Peltokangas
Joulukuu 2025

TIIVISTELMÄ

Milja Niemelä: Kajoamattomien jatkuva-aikaisten verenpaineen mittausmenetelmien suorituskyky – kirjallisuuskatsaus / Performance of Non-Invasive Continuous Blood Pressure Measurement Methods – a Literature Review

Kandidaatintyö

Tampereen yliopisto

Bioteknologian ja biolääketieteen tekniikan tutkinto-ohjelma

Joulukuu 2025

Jatkuva-aikainen verenpaineen seuranta on tärkeää, koska se mahdollistaa verenpaineen reaaliaikaisen seurannan, mikä on tärkeää erityisesti potilailla, joilla verenpaine saattaa vaihdella. Verenpainetta voidaan mitata jatkuva-aikaisesti kajoavalla menetelmällä, mutta sen käyttö on rajoitettu tiettyihin klinisiin tilanteisiin sen kajoavan luonteen vuoksi. Vaihtoehtona tälle jatkuva-aikaiset kajoamattomat verenpaineen mittausmenetelmät tarjoavat mahdollisuuden verenpaineen seurantaan reaaliaikaisesti ilman tarvetta kajoaville toimenpiteille.

Tämän työn tarkoituksena on arvioida kajoamattomien jatkuva-aikaisten verenpaineen mittausmenetelmien suorituskykyä, jota arvioidaan tarkkuuden ja täsmällisyyden avulla. Suorituskyvyn arvioinnissa sovellettiin kajoamattomien ajoittaisten automaattisten verenpainemittareiden ISO 81060-2 -standardin mukaisia numeerisia vaatimuksia (harha ± 5 mmHg ja keskihajonta ≤ 8 mmHg). Työssä käsitellyt menetelmät ovat vascular unloading -menetelmä, valtimotonometria, pulssiaallon kulku-aika (PTT), pulssiaallon saapumisaika (PAT) sekä pulssiaaltoanalyysi (PWA). Työ toteutettiin kirjallisuuskatsauksena, ja aineistona käytettiin alle kymmenen vuotta vanhoja, englanniksi kirjoitettuja vertaisarvioituja tutkimuksia, joiden avulla arvioitiin menetelmien tarkkuutta ja täsmällisyyttä.

Työn tulosten perusteella PWA:ssa täytyivät usein systolisen ja diastolisen verenpaineen vaatimukset, vascular unloading -menetelmässä diastolisen ja keskiverenpaineen vaatimukset ja valtimotonometriassa diastolisen verenpaineen vaatimukset. PTT/PAT- tutkimuksien suorituskykyä ei voinut luotettavasti arvioida, koska tässä verenpaineen komponenttien käsittely oli puutteellista. Vaikka jatkuva-aikaisille kajoamattomille verenpainemittareille on olemassa omia standardeja, menetelmien vertailua vaikeuttaa se, että tutkimuksia ei ole toteutettu tai raportoitu saman standardin mukaisesti ja vertailua on tehty myös standardeihin, jotka on tarkoitettu ajoittaisille mittareille. Haasteista huolimatta kajoamattomat jatkuva-aikaiset verenpaineen mittausmenetelmät osoittavat potentiaalia tulevaisuuden terveydenhuollolle.

Avainsanat: verenpaine, kajoamaton, jatkuva-aikainen, mittausmenetelmä, suorituskyky

Tämän julkaisun alkuperäisyys on tarkastettu Turnitin Originality Check -ohjelmalla.

TEKOÄLYN KÄYTTÖ OPINNÄYTTEESSÄ

Opinnäytteessäni on käytetty tekoälysovelluksia:

- Ei
- Kyllä

Olen tietoinen siitä, että olen täysin vastuussa koko opinnäytteeni sisällöstä, mukaan lukien osat, joissa on hyödynnetty tekoälyä, ja hyväksyn vastuun mahdollisista eettisten ohjeiden rikkomuksista.

SISÄLLYSLUETTELO

1. JOHDANTO	1
2. TEOREETTINEN TAUSTA	3
2.1 Verenpaineen fysiologinen perusta	3
2.2 Kajoamattomat jatkuva-aikaiset verenpaineen mittaustekniikat	4
2.2.1 Vascular unloading -menetelmä / Volume clamp -menetelmä	7
2.2.2 Valtimotonometria	8
2.2.3 Pulssiaallon kulku-aika (PTT) & pulssiaallon saapumisaika (PAT) ..	9
2.2.4 Pulssiaaltoanalyysi (PWA)	11
2.2.5 Muita tutkimuskirjallisuudessa esitettyjä menetelmiä	12
2.3 Verenpainemittauksen suorituskyvyn arviointi	13
3. KIRJALLISUUSKATSAUS	17
3.1 Tutkimuskysymys ja suorituskyky	17
3.2 Tiedonhaku	17
3.3 Aineiston valinta	20
4. TULOSTEN TARKASTELU	26
4.1 Vascular unloading -menetelmä	27
4.2 Valtimotonometria	30
4.3 PTT ja PAT	32
4.4 PWA	35
5. YHTEENVETO	37
LÄHTEET	41

LYHENTEET JA MERKINNÄT

DBP	engl. diastolic blood pressure, diastolinen verenpaine
EKG	elektrokardiogrammi
MAP	engl. mean arterial pressure, keskiverenpaine
PP	engl. pulse pressure, pulssipaine
PAT	engl. pulse arrival time, pulssiaallon saapumisaika
PPG	fotopletysmografia
PTT	engl. pulse transit time, pulssiaallon kulkuaika
PWA	engl. pulse wave analysis, pulssiaaltoanalyysi
PWV	engl. pulse wave velocity, pulssiaallon nopeus
SBP	engl. systolic blood pressure, systolinen verenpaine
VUT	eng. vascular unloading technique, vascular unloading -menetelmä

1. JOHDANTO

Verenpaine kuuluu peruselintoimintoihin, jota ilman ihminen ei pysyisi hengissä. Sen mittaaminen on rutiinia niin tarkemman yleisvoiminnan tarkkailun kuin terveysongelmien kehittymisen seurannan kannalta. [1] Verenpainetta voidaan mitata kajoamattomasti kehon ulkopuolelta tai kajoavasti kehon sisältä. Perinteisin kajoamaton menetelmä perustuu olkavarteen asetettavan mansetin avulla tehtävään mittaukseen, joka voidaan tehdä automaattisella verenpainemittarilla tai manuaalisesti. Tämä menetelmä antaa verenpaineen mittaushetkellä. Verenpaineen vaihtelu voi kuitenkin harvoilla mittauksilla jäädä huomaamatta, mikä korostaa tiheän seurannan merkitystä verenpaineen seurannassa. [2]

Kajoava verenpaineenmittaus valtimoon asetettavalla kanyylilla tarjoaa reaaliaikaisen verenpaineen seurannan, tällöin muutokset verenpaineessa huomataan välittömästi. Lisäksi sen kautta voidaan ottaa verikaasuanalyysi, joka mahdollistaa kudoshapetuksen seuraamisen. Menetelmän käyttöä rajoittaviin tekijöihin kuitenkin kuuluvat mahdolliset komplikaatiot - muun muassa kudოსvauriot, infektiot ja verenvuoto sen kajoavan luonteen vuoksi. [3,4] Näistä syistä kajoavan mittauksen käyttö vaatii perustellun kliinisen syyn ja sen käyttö vaatii sairaalaympäristön. Tämän vuoksi kiinnostus on kohdistunut uusiin kajoamattomiin jatkuva-aikaisiin verenpaineen mittausmenetelmiin, joilla voitaisiin jatkuvasti seurata verenpainetta, mutta jossa mahdolliset haitat olisi minimoitu.

Tämän työn tarkoituksena on tarkastella kajoamattomien jatkuva-aikaisten verenpaineen mittausmenetelmien suorituskykyä. Suorituskyvyllä tarkoitetaan tässä yhteydessä mittaustarkkuutta sekä mittauksen täsmällisyyttä. Näiden osa-alueiden varmistamiseksi verenpainemittareiden suorituskykyä testataan ja validointiprosessia ohjaavat erilaiset standardit kuten ISO 81060-2, joka liittyy automaattisiin ajoittaisiin verenpainemittareihin. Standardit määrittelevät kriteerit, joiden avulla arvioidaan laitteen mittaustulosten tarkkuutta ja täsmällisyyttä. [5, 6]

Tutkimusmenetelmänä on kirjallisuuskatsaus, jossa analysoidaan vertaisarvioituja lähteitä, jotka käsittelevät valittuja jatkuva-aikaisia kajoamattomia verenpaineen mittausmenetelmiä. Nämä menetelmät ovat vascular unloading -menetelmä, valtimotonometria, pulssiaallon kulku-aika, pulssiaallon saapumisaika sekä pulssiaaltoanalyysi. Kirjallisuuskatsauksessa on keskitytty lähteisiin, jotka ovat maksimissaan 10 vuotta vanhoja, koska aihe on ajankohtainen ja jatkuvan tutkimuksen kohteena. Tutkimuksessa pyritään vastaamaan seuraavaan tutkimuskysymykseen: Mikä on eri jatkuva-aikaisten kajoamattomien verenpaineen mittausmenetelmien suorituskyky tutkimusten perusteella?

2. TEOREETTINEN TAUSTA

2.1 Verenpaineen fysiologinen perusta

Verenpaineella tarkoitetaan painetta, joka kohdistuu verisuonen seinämään sydämen pumppaustoiminnan seurauksena. Veren virtaus ja siitä aiheutuva paine ovat jaksottaisia sydämen sykkeen mukaan, minkä vuoksi myös verenpaine vaihtelee jaksottaisesti. Verenpaine jaetaan systoliseen verenpaineeseen (SBP) sekä diastoliseen verenpaineeseen (DBP), ja näistä käytetään myös nimityksiä yläpaine ja alapaine. Verenpaine on fysikaalinen suure, jonka yksikkönä käytetään elohopeamillimetriä (mmHg). [7, s. 146, 156] Verenpaine katsotaan yleensä normaaliksi, jos se on alle 140/90 mmHg; tätä korkeammat lukemat katsotaan kohonneiksi. Verenpaine on optimaalisella tasolla, jos se on alle 120/80 mmHg. [8]

Verenkiertoelimistö koostuu sydäimestä sekä verisuonista: valtimoista, laskimoista sekä hiussuonista. Sydämen toiminta jaetaan systoliseen vaiheeseen, jolloin sydän pumppaa eteenpäin verta elimistössä, sekä diastoliseen vaiheeseen, jolloin sydän täyttyy verellä. [9] Verisuonet kuljettavat pumpattua verta elimistössä. Verenkierto jaetaan pieneen verenkiertoon ja isoon verenkiertoon. Pienessä verenkierrossa tapahtuu kaasujenvaihto keuhkoissa, kun taas isossa verenkierrossa viedään happea ja ravinteita kudoksille sekä kuljetetaan pois hiilidioksidia ja kuona-aineita. [7, s. 161]

Systolinen verenpaine tarkoittaa suurinta painetta ison verenkierron isoissa valtimoissa sydämen systolen aikana, kun taas diastolinen verenpaine kuvaa matalinta painetta näissä valtimoissa sydämen diastolen aikana. [10] Verenpaineen komponenteista voidaan laskea keskimääräinen valtimopaine (MAP), joka antaa kuvaa verenpaineen keskimääräisestä tasosta. MAPia voidaan arvioida kaavalla

$$MAP \approx \frac{1}{3} \cdot PP + DBP, \quad (1)$$

jossa PP on pulssipaine, jota arvioidaan systolisen ja diastolisen paineiden erotuksena. [10, 11]

Verenpaineen suuruus määräytyy useista tekijöistä, joista tärkeimpiä ovat ison verenkierron keskimääräinen vastus sekä sydämen minuuttitilavuus. Verenkierron keskimääräinen vastus määräytyy pääasiassa valtimoiden elastisuuden sekä pienten valtimoiden läpimitan perusteella. Sydämen minuuttitilavuus määräytyy sydämen sykkeen ja vasemman kammion kerralla isoon verenkiertoon eteenpäin pumppaaman verimäärän eli iskutilavuuden perusteella. Minuuttitilavuus tarkoittaa sydämen vasemman kammion aikaansaamaa tilavuusvirtausta, joka ilmaistaan yksikössä L/min. Se vaikuttaa paine-eroon Poiseullen lain mukaisesti. Poiseullen lain kaava esitetään muodossa

$$\Delta p = R \cdot Q = \frac{8\mu L Q}{\pi r^4}, \quad (2)$$

jossa R on verisuonen virtausvastus, μ veren viskositeetti, L verisuonen pituus, r verisuonen säde ja Q tilavuusvirtaus. Tämä kaava perustuu oletukseen suorasta putkesta sekä vakiona pysyvistä virtauksesta, mutta sen avulla voidaan arvioida teoreettisesti paine-eron vaikutusta tilavuusvirtaukseen. Jos paine-ero pysyy vakiona, suurempi minuuttitilavuus edellyttää verisuonten vastuksen pienentymistä. Tämä tarkoittaa, että verisuonen säde kasvaa eli verisuoni laajenee. Jos verisuonen vastus pysyy vakiona, suurempi minuuttitilavuus edellyttää suurempaa paine-eroa. Tällöin sydämen pumppaama suurempi verimäärä samankokoisesta verisuonesta nostaa painetta verisuonessa. Elimistö säätelee verenpaineeseen vaikuttavia tekijöitä hermoston ja hormonaalisten mekanismien avulla, jotta verenpaine pisyisi sopivana. [12, 13 s.133, 140]

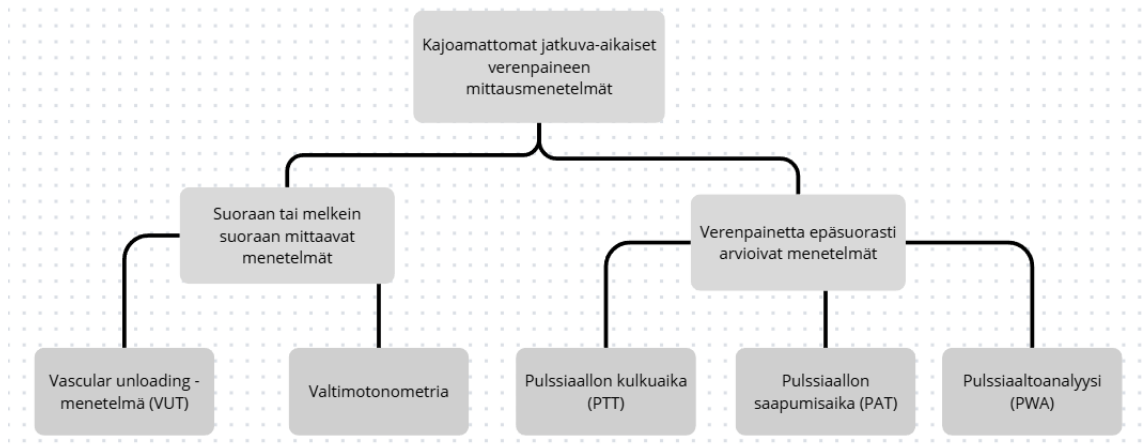
2.2 Kajoamattomat jatkuva-aikaiset verenpaineen mittaustekniikat

Kajoamattomat verenpaineen mittausten menetelmät mittaavat verenpainetta kehon ulkopuolelta ilman kajoavia eli kehoa lävistäviä tai elimistön sisäisiä toimenpiteitä. Näillä menetelmillä verenpainetta voidaan mitata ajoittain tai jatkuvasti. Ajoittain mittaavat menetelmät perustuvat olkavarsimansettiin, jonka avulla verenpaine mitataan. Menetelmä antaa verenpaineen arvon mittaushetkellä. Jatkuva-aikaiset mittausten menetelmät tarjoavat reaaliaikaisia lukemia verenpaineen arvosta. Jatkuva verenpaineen seuranta on tärkeää tietyillä potilasryhmillä, kuten kriittisesti sairailta potilailla. [14, 15]

Verenpainelukemat viittaavat yleensä ison verenkierron isoissa valtimoissa vallitsevaan paineeseen. Kajoamattomat jatkuva-aikaiset menetelmät eivät kuitenkaan mittaa tai arvioi tätä painetta suoraan, sillä mittaus tapahtuu yleensä kehon ääreisosien verisuonista, kuten sormesta tai ranteesta. Ääreisosien verisuonissa vallitseva verenpaine poikkeaa merkittävästi isoissa valtimoissa olevaan paineeseen verrattuna hydrostaattisen paineen vaikutuksen vuoksi. Tämä hydrostaattisen paineen vaikutus on otettava huomioon menetelmissä, jotka perustuvat kehon ääreisosissa tapahtuvaan mittaukseen. [11]

Nykyään verenpainetta voidaan mitata jatkuva-aikaisesti kajoamattomasti useilla eri menetelmillä. Tässä tekstissä on keskitytty sellaisiin jatkuva-aikaisiin kajoamattomiin verenpaineen mittaamenetelmiin, jotka ovat tällä hetkellä kaupallisesti saatavilla, kliinisessä käytössä tai tutkimustietoa menetelmän toimivuudesta on olemassa. Käsiteltävien menetelmien rajauksessa on käytetty apuna katsausartikkeleita [11, 16] ja menetelmissä esiteltävien laitteiden valinnassa apuna on käytetty katsausartikkelia [16].

Työssä käsiteltävät menetelmät ovat vascular unloading -menetelmä (VUT), valtimotonometria, pulssiaallon kulku-aika (PTT), pulssiaallon saapumisaika (PAT) ja pulssiaaltoanalyysi (PWA). Nämä menetelmät voidaan karkeasti jakaa kahteen ryhmään: menetelmiin, jotka mittaavat verenpainetta suoraan tai lähes suoraan sekä niihin, jotka arvioivat verenpainetta epäsuorasti. Tätä on havainnollistettu kuvassa 1.



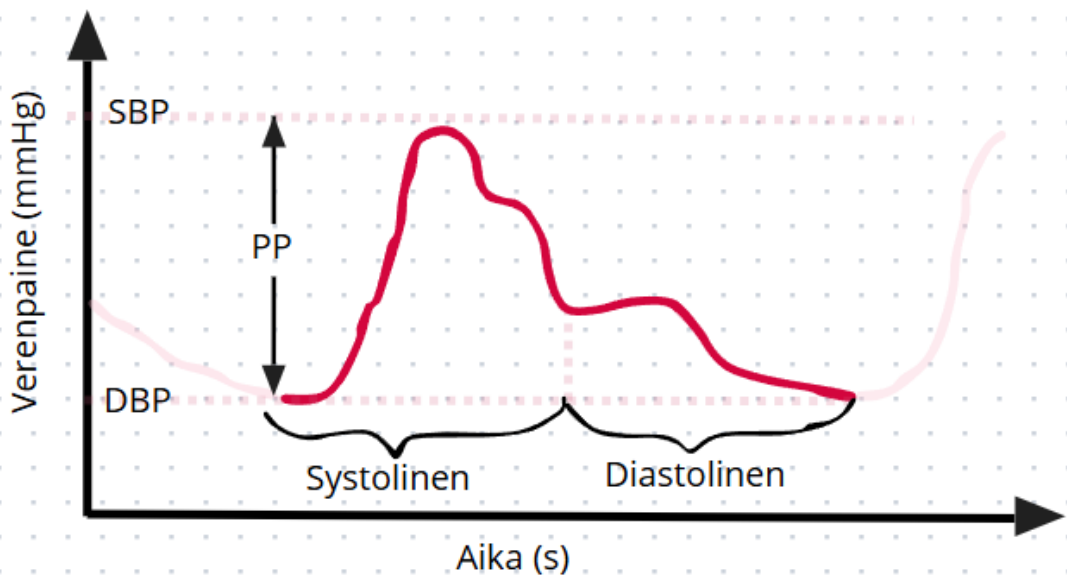
Kuva 1. Työssä käsiteltävät menetelmät jaoteltuna verenpainetta suoraan tai lähes suoraan mittaaviin menetelmiin ja epäsuorasti arvioiviin menetelmiin. Perustuu lähteeseen [11]

Monessa menetelmässä hyödynnetään fotopletysmografiaa eli PPG:tä, joka on kajoamaton mittaustekniikka ja perustuu kudoksen muuttuviin valon absorptio-ominaisuuksiin [17]. Mittaus toteutetaan PPG-anturilla, joka sisältää valonlähteen sekä fotodetektorin. Valonlähteenä käytetään valodiodia (LED), jonka aallonpituus riippuu laitteesta. PPG-mittauksessa voidaan hyödyntää eri aallonpituuksia, kuten näkyvän valon punaista aallonpituutta tai infrapunavaloa, jonka valon läpäisykyky kudoksessa on hyvä. Fotodetektorin havaitsee lähetetyn valon intensiteettiä ja sen sijainti valonlähteeseen nähden määrittää mitä fotodetektorin havaitsee. Fotodetektorin sijaitessa valonlähteen vieressä, fotodetektorin havaitsee heijastuneen valon intensiteetin, kun taas vastakkaisella puolella valonlähteestä fotodetektorin havaitsee kudoksen läpäisseen valon intensiteetin. Nykyään PPG-antureita on kehitetty pienikokoisiksi ja ne voidaan upottaa esimerkiksi rannekkeisiin. [18]

Kudos absorboi valoa suhteellisen vakioasti, mutta veren tilavuuden muutokset kuten sydämen syke ja verenpaine muuttavat valon absorptiota [17]. Tämän vuoksi kudoksen läpäisseen tai heijastuneen valon intensiteetti vaihtelee. Kudokset läpäisevää mittaustapaa käytetään pääasiassa kehon ääreisosissa, joissa ihokudokset on ohuita ja mittaustekniikka mahdollinen. Intensiteetin muutokset mitataan ja muunnetaan sähköisiksi signaaleiksi. Tällöin sähköisissä signaaleissa voidaan erottaa tasavirtasignaali, joka vastaa suhteellisen vakiona pysyvien komponenttien absorptiota sekä vaihtovirtasignaali, joka vastaa veren valon

absorptiota. Näistä komponenteista muodostetaan PPG-signaali, joka kuvaa pulssiaallon muotoa. [18]

Pulssiaalto on aaltomuoto, joka on yhdistelmä kammiosystolen aikaansaavasta etenevästä aallosta sekä takaisinheijastuvasta aallosta ääreisverenkierrosta. Takaisinheijastuminen tapahtuu suonten haaraumakohdista, pääasiallisesti lantion suonten, ja suuruuden määrää suonen seinämän elastisuus. Jos verisuonen seinämä on elastinen, heijastunut aalto kulkee hitaasti kun taas jäykällä seinämällä aalto palautuu sydämeen nopeammin. Nämä molemmat vaikuttavat pulssiaallon muotoon. [12] Lisäksi pulssiaallon muotoon vaikuttavat vasemman kammion iskutilavuus sekä verisuonten vastus [19]. Pulssiaallosta voidaan havaita esimerkiksi pulssipaine sekä systolinen ja diastolinen pinta-ala [11]. Pulssiaallon muodossa on huippu, joka vastaa systolista verenpainetta sekä matalin kohta, joka vastaa diastolista verenpainetta [17]. Pulssiaallon muotoa on havainnollistettu kuvassa 2.



Kuva 2. Pulssiaaltomuoto, yhden sydämen sykäyksen aiheuttama pulssiaalto, jossa systolinen ja diastolinen osa. Perustuu lähteeseen [17]

2.2.1 Vascular unloading -menetelmä / Volume clamp -menetelmä

Vascular unloading -menetelmä (VUT, myös joskus volume clamp -menetelmä) on kajoamaton verenpaineen mittaustapa, joka mahdollistaa verenpaineen seurannan lyönti lyönniltä. Tyypillisesti VUT järjestelmä koostuu sormimansetista sekä ranteessa sijaitsevasta ohjausyksiköstä, joka säätelee sormimansetin painetta.

Sormimansetti ja ohjausyksikkö on yhdistetty toisiinsa painetta säätelevällä letkulla sekä signaalikaapelilla. Sormimansettiin on integroitu PPG-järjestelmä, joka mahdollistaa sormessa olevan valtimon halkaisijan reaaliaikaisen seurannan. Menetelmä perustuu siihen, että PPG-signaali pidetään vakiona, jolloin valtimon halkaisija pysyy vakiona mittauksen ajan. Tämä toteutetaan takaisinkytkentäsilukkajärjestelmän avulla, jonka avulla ohjausyksikkö PPG:ltä saadun tiedon mukaan kohdistaa vastapainetta mansettiin, jotta valtimon halkaisija pysyisi vakiona. Kun valtimon halkaisija kasvaa, takaisinkytkentäjärjestelmä pienentää mansetin painetta ja kun valtimon halkaisija pienenee, takaisinkytkentäjärjestelmä kasvattaa mansetin painetta. Mansetin paineen muutoksista saadaan pulssiaaltoja vastaava signaali, joka heijastaa sormen valtimon sisäistä painetta. Tämä signaali voidaan laskennallisesti muuntaa vastamaan olkavarren valtimon verenpainetta. [11, 15]

Esimerkkejä tähän tekniikkaan perustuvista laitteista on CNsystems:n CNAP, Edwards Lifesciencesin ClearSight ja Finapres Medical Systemsin Finapres. Kaikki nämä laitteet ovat kaupallistettuja. Laitteiden käyttöä rajoittaviin tekijöihin kuuluvat mm. mahdolliset verenkiertohäiriöt mansettisormeen sekä käden rajoittunut liikuttelu. [16] CNAP vaatii alkukalibroinnin ulkoisella verenpainemittarilla, ClearSight on itsekalibroituva ja Finapres sisältää kalibrointialgoritmin itsekalibrointiin, mutta se voidaan myös kalibroida ulkoisella verenpainemittarilla. [20, 21, 22]

2.2.2 Valtimotonometria

Valtimotonometria on kajoamaton verenpaineen mittaussuomenelmä, joka mahdollistaa verenpaineen jatkuvan seurannan analysoimalla paineaaltomuotoa. Menetelmässä käytetään tonometria, joka sisältää paineanturin, joka asetetaan iholle kohtisuoraan valtimeon nähden. Mittaus tehdään yleensä värttinävaltimeosta ranteessa. Mittauksen edellytys on, että mitattavan verisuonen alla on jokin kova pinta, yleensä luu jotta valtimeon paineenmuutokset välittyvät maksimaalisesti anturiin. Tonometrinen tavoitteena on saavuttaa applanaatiopaine, jossa tonometrillä iholle kohdistettava paine on yhtä suuri kuin valtimeon keskimääräinen paine. Applanaatiopaineessa verisuonen paineenmuutokset välittyvät maksimaalisesti anturiin ja sen alla sijaitsevaan kovaan pintaan. Jos anturin paine on liian pieni, paineenkytkentä on riittämätön, kun taas jos anturin paine on liian suuri, valtimeo painautuu liiaksi kasaan. Näissä tapauksissa mittaustulos ei ole luotettava. Tonometrinen mittaamasta paineesta saadaan pulssiaaltoja vastaava signaali, koska

tonometrin mittaama paine on samansuuruinen verisuonen sisäisen paineen kanssa. Tämä signaali voidaan muuntaa laskennallisesti vastaamaan olkavarren valtimon verenpainetta. [11, 23]

Esimerkkinä tähän tekniikkaan perustuvista laitteista on Tensys Medicalin T-line -järjestelmä sekä Health-Statsin BPro. Molemmat laitteet ovat kaupallistettuja [16]. Näiden laitteiden käyttöä rajoittaviin tekijöihin lukeutuu epätarkka mittaustarkkuus, jos anturi ei ole optimaalisesti sijoitettu valtimeen nähden. T-line perustuu värttinävaltimon automaattiseen aplanaatiotonometriaan ja siitä on olemassa useita malleja. Uudemmat T-line mallit eivät enää vaadi ulkoista kalibrointia. [24] BPro perustuu patentoituun aplanaatiotonometriaan ja vaatii säännöllistä kalibrointia ulkoisella verenpainemittarilla. [16]

2.2.3 Pulssiaallon kulkuaika (PTT) & pulssiaallon saapumisaika (PAT)

Pulssiaallon kulkuaika (pulse transit time, PTT) ja pulssiaallon saapumisaika (pulse arrival time, PAT) ovat epäsuoria verenpaineen mittaamenetelmiä, joissa hyödynnetään pääasiassa fotopletysmografiaa (PPG) sekä tarvittaessa muita signaaleja, kuten elektrokardiogrammia (EKG). [25] PTT kuvaa aikaa, joka pulssiaallolla kestää kulkea verisuonistossa kahden pisteen välillä. Sen mittaaminen edellyttää tietoa pulssiaallon saapumisesta kahteen eri pisteeseen. Tyypillisesti tämä toteutetaan kahdella PPG-anturilla, mutta voidaan myös käyttää muita antureita tai antureiden yhdistelmiä kuten bioimpedanssiantureita jotka perustuvat kudosten sähköisten ominaisuuksien mittaamiseen, ballistokardiografisia antureita jotka mittaavat kehon mekaanisia liikkeitä sekä seismokardiografisia antureita, jotka havaitsevat sydämen toiminnasta aiheutuvaa rintakehän värähtelyä. [11, 23] PAT kuvaa aikaa EKG:n R-piikin ja PPG:n pulssiaaltojen välillä, joten sen mittaaminen edellyttää sekä EKG- että PPG-mittalaitteet. PAT sisältää PTT:n ja sydämen esiejektioajan (PEP), joka on EKG:n Q-aallon ja aorttaläpän avautumiseen kuluva aika eli PATia voidaan arvioida kaavalla

$$PAT = PTT + PEP \quad (3)$$

Sekä PTT:n että PAT:n avulla voidaan laskennallisesti arvioida verenpaineen tasoa pulssiaallosta. [25] PTT ja PAT riippuvat pulssiaallon nopeudesta, joten niihin vaikuttaa samoja tekijöitä kuin pulssiaallon nopeuteen.

Sydämen pumppaustoiminta luo paineaallon, joka etenee sydäimestä ääreisverenkiertoa kohti tietyllä nopeudella. Tätä nopeutta kutsutaan pulssiaallon nopeudeksi (PWV). Pulssiaallon nopeus arvioidaan kaavalla:

$$PWV = \frac{L}{PTT}, \quad (4)$$

jossa L on kahden pisteen kulkema matka ja PTT aika näiden pisteiden välillä. Toisaalta PWV:ta voidaan myös arvioida Moensin ja Kortewegin yhtälöllä (M-K), jolloin PWV arvioidaan kaavalla

$$PWV = \sqrt{\frac{Eh}{\rho D}}, \quad (5)$$

jossa E on valtimon elastisuusmoduuli, h valtimon seinämän paksuus, ρ veren tiheys ja D valtimon halkaisija. Mikäli valtimot eivät ole elastisia vaan jäykempiä, veri kulkee nopeammin kahden pisteen välillä, koska valtimot eivät pysty laajenemaan veritilavuuden noustessa. Sen sijaan elastisissa eli joustavammissa valtimoissa veri kulkee hitaammin kahden pisteen välillä, koska valtimot pystyvät sopeutumaan paineen nousuun laajentamalla valtimoa. [26]

PWV:ta voidaan arvioida myös Bramwellin ja Hillin yhtälöllä, jolloin PWV arvioidaan kaavalla:

$$PWV = \sqrt{\frac{V}{\rho dV/dP}}, \quad (6)$$

jossa V on veren tilavuus, ρ veren tiheys ja dV/dP on valtimon tilavuuden muutos verenpaineen muutokseen nähden. Yhtälössä mitä suurempi tilavuuden muutos paineen muutokseen nähden on, sitä pienempi on pulssiaallon nopeus. Vastaavasti mitä pienempi tilavuuden muutos paineen muutokseen nähden on, sitä suurempi on pulssiaallon nopeus. Kaikki näistä ominaisuuksista vaikuttavat myöskin siis PTT:n ja sitäkautta PAT:n arvoon, koska PTT on käänteisesti verrannollinen pulssiaallon nopeuteen verrattuna. [26]

Monet tutkijat kuvaavat virheellisesti PTT:ksi menetelmää, joka todellisuudessa vastaa PATia. Myöskin PTT:tä käytetään PATin sijasta vertailun helpottamiseksi perinteisten algoritmien kanssa. PAT ja PTT eroavat toisistaan PEP:n verran, johon vaikuttavat esim. liikunta, asento sekä lääkitys. PAT-menetelmä pystytään helposti

toteuttamaan niin puettavilla laitteilla kuin sairaalaympäristössä, sillä EKG- ja PPG-signaalit ovat helposti saatavilla. Kirjallisuudessa esiintyy ristiriitaisia näkemyksiä PAT- ja PTT-menetelmien paremmuudesta, mikä korostaa käytössä olevan menetelmän tunnistamista. [27, 28]

Esimerkkinä PTT-pohjaisista laitteista on Georgia Tech Research Institute and Northwestern Universityn SeismoWatch, joka on tutkimuksen ja kehittelyn kohteena. Seismowatch-laitteella mitataan sydämen sykkeen aiheuttamaa rintakehän värähtelyä ranteessa olevan anturin avulla hetken ajan, jonka jälkeen ranteessa oleva PPG-anturi käyttää tätä tietoa pulssin läpikulkuajan laskemiseen ja verenpaineen arvioimiseen. SeismoWatch vaatii säännöllistä kalibrointia ulkoisella verenpainemittarilla. [16] Esimerkkejä PAT-pohjaisista laitteista ovat SOMNOmedics AG:n Somnotouch NIBP sekä Sotera Digital Healthin ViSiMobile, molemmat näistä ovat kaupallistettuja. [16] Laitteet mittaavat aikaa, joka kuluu EKG-signaalin R-aallolta siihen hetkeen, kun signaali havaitaan sormessa olevalla anturilla. Molemmat laitteet vaativat alkukalibroinnin ulkoisella verenpainemittarilla. [29, 30]

2.2.4 Pulssiaaltoanalyysi (PWA)

Pulssiaaltoanalyysi (pulse wave analysis, PWA) on epäsuora verenpaineen mittaamenetelmä, joka perustuu verenpaineen arviointiin matemaattisesti pulssiaallon muodosta. Pulssiaaltoanalyysi ei ole vain yksi menetelmä vaan joukko erilaisia menetelmiä, jotka analysoivat eri osia pulssin aaltomuodosta. [31] Pulssiaaltoon vaikuttavat useat tekijät, joista yksi on verenpaine ja sen muutokset. Pulssiaallon ominaisuudet voidaan syöttää matemaattiseen malliin tai koneoppimisalgoritmiin, jonka avulla voidaan laskea arvio painelukemista. Menetelmän tarkkuuden parantamiseksi mallille voidaan syöttää lisätietoja potilaasta, kuten sukupuoli, ikä, paino ja pituus. [11] Pulssiaaltoanalyysiä voidaan yhdistää myös muihin mittaustekniikoihin, kuten vascular unloading -menetelmään tai valtimotonometriaan, jolloin verenpainetta voidaan arvioida tarkemmin kuin yksittäiseen menetelmään perustuvalla mittauksella. [19]

Esimerkkinä tähän menetelmään perustuvista laitteista on Caretakerin VitalStream, Biobeatin Biobeat sekä Hilon Hilo-ranneke (aikaisemmin Aktia), jotka kaikki ovat kaupallistettuja. [16] VitalStream mittaa sormeen kiinnitettävän mansetin avulla valtimopulssia, jonka sormimansetti rekisteröi paineen muutoksina. Laite käyttää

patentoitua pulssin hajotelma-analyysiä. VitalStreamissa on kaksi tilaa: se voidaan kalibroida ulkoisella verenpainemittarilla tai laite kalibroi itsensä automaattisesti. [32] Biobeat käyttää rintaan kiinnitettävää anturia, jonka avulla PPG:tä mitataan. Tästä PWA:n avulla arvioidaan verenpainetta, menetelmä vaatii ulkoista kalibroitua. [16] Hilo-ranneke käyttää PPG:tä, josta algoritmit arvioivat verenpaineen PWA:han perustuen. Hilo vaatii säännöllistä kalibroitua ulkoisella verenpainemittarilla. [33]

2.2.5 Muita tutkimuskirjallisuudessa esitettyjä menetelmiä

Edellä käsiteltyjen menetelmien lisäksi on kuitenkin olemassa muitakin kajoamattomia verenpaineen mittaustapoja, jotka ovat jo rajallisesti käytössä tai kehittämissä. Seuraavaksi tarkastellaan lyhyesti muutamia näistä.

Paineanturit kuten kapasitiiviset, pietsoresistiiviset ja pietsosähköiset anturit tuottavat sähköisen signaalin ulkoisen paineen vaikutuksesta. Verenkierron kohdalla tämä ulkoinen paine ilmenee pulssiaaltona ja paineantureita voidaan käyttää valtimoiden pulssiaaltojen havaitsemiseen. Anturit voidaan integroida upotetuiksi rakenteiksi elektronisiin laitteisiin tai valmistaa joustaviksi kalvoiksi, jotka kiinnitetään iholle. Ihokontaktin kautta anturi havaitsee pulssiaallon, kun valtimon liike aiheuttaa fyysisen muutoksen anturilla. Kapasitiivinen anturi perustuu kapasitanssin muutokseen, pietsoresistiivinen anturi perustuu piirin resistanssin muutokseen ja pietsosähköinen anturi tuottaa sähkövarauksen mekaanisen paineen seurauksena. Paineantureilta saadaan pulssiaalto, jota voidaan hyödyntää esim. PTT/PAT- tai PWA -menetelmässä verenpaineen arvioimiseksi. [17, 34]

Ultraääneen perustuvassa verenpaineen mittauksessa valtimoiden pulssiaallot havaitaan kudoksen läpi etenevien ääniaaltojen avulla. Ultraäänessä käytetään korkeataajuisia ääniaaltoja, jotka heijastuvat eli kaikuvat kudokset vaihtuessa eli esimerkiksi kudoksen ja verisuonen välisestä rajasta. Kaikuääni voidaan havaita ultraäänianturilla ja monen kaiun välisestä viiveestä voidaan laskea valtimon halkaisija. Valtimon halkaisija kuitenkin muuttuu sydämen syklin mukaisesti. Ultraääni mahdollistaa valtimon pulssiaaltojen havaitsemisen reaaliaikaisesti, jolloin ultraäänien kaikujen kautta saadaan valtimon pulssiaalto, joka vastaa valtimon halkaisijan muutoksia. [17]

2.3 Verenpainemittauksen suorituskyvyn arviointi

Verenpaineen tarkka seuranta on keskeinen osa potilaan tilan arviointia ja hoidon seurantaa. Se on myös osa kotona tapahtuvaa terveysseurantaa, jota voidaan nykyään toteuttaa älylaitteiden, kuten älykellojen avulla. Laadun varmistamiseksi on tärkeää valita verenpainemittari, jonka antamiin verenpainelukemiin voidaan luottaa. [16, 17] Verenpainemittauksen suorituskykyä voidaan arvioida monella tapaa, esimerkiksi arvioimalla verenpaineen komponenttien tuloksia luotettavana pidetyn vertailulaitteen tuloksiin. [35] Vertailulaitteena voidaan käyttää kajoavaa mittausta tai kajoamatonta ajoittaista mittausta. Kajoamattomassa ajoittaisessa verenpaineen mittauksessa verenpaine mitataan olkavarsimansetin avulla joko automaattisesti tai manuaalisesti. [15] Verenpaine voi vaihdella käsivarsien välillä, mikä tulee ottaa huomioon mittaustilanteessa. [8]

Nykyään parhaana vertailumenetelmänä verenpaineen mittauksessa pidetään kajoavaa verenpaineen mittaustapaa, jota pidetään ns. "kultaisena standardina". Tässä menetelmässä verenpainetta mitataan suoraan valtimosta katetrin avulla, joka on yhdistetty paineenmittausletkustoon ja -anturiin. Anturi liitetään monitoriin ja monitorointijärjestelmä nollataan vallitsevan ilmanpaineen suhteen. Oikein tehtynä kajoava mittaustapa antaa hyvin tarkan ja luotettavan verenpaineen. Tämän vuoksi on tärkeää, että mittaasanturi sijoitetaan oikealle mittaustasolle, yleensä potilaan vasemman eteisen korkeudelle. Tämä varmistaa, että painekäyrän lukemat vastaavat todellista verenpainetta. Kajoavaan mittaustapaan liittyy kuitenkin myös haittapuolia kuten verenvuodon ja infektion riski. [16, 36] Rutiinimaiseen verenpaineen seurantaan kajoava verenpaineen seuranta ei sovellu vaan sen käytölle tarvitsee olla jokin kliininen käyttöaihe. [36, 37]

Suorituskykyä arvioidaan tässä työssä mittaustarkkuuden ja mittauksen täsmällisyyden avulla, joissa tutkittavan laitteen mittaustuloksia verrataan vertailulaitteen mittaustuloksiin eri näkökulmasta. Tutkittavan laitteen ja vertailulaitteen mittaustuloksen ero lasketaan kaavalla

$$x_i = x_{tutkittava\ i} - x_{vertailu\ i} , \quad (7)$$

jossa $x_{tutkittava\ i}$ on tutkittavan laitteen mittaustulos mittauskerralla i ja $x_{vertailu\ i}$ on vertailulaitteen mittaustulos mittauskerralla i . Mittaustarkkuuden arviointi voidaan toteuttaa mittaustulosten erotuksen keskiarvon (mean difference tai mean error)

avulla, joka kuvaa systemaattista virhettä eli harhaa. Tämä ottaa huomioon virheen suunnan, joka voi olla positiivinen tai negatiivinen. Harha arvioidaan kaavalla:

$$harha = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i), \quad (8)$$

jossa n on mittausten lukumäärä ja x_i määritelty kaavassa 7. Mittauksen täsmällisyys kuvaa mittaustulosten toistettavuutta eli kuinka lähellä eri mittauskerroilla olevat mittaustulokset ovat toisiaan. Täsmällisyyttä voidaan arvioida esimerkiksi keskihajonnan avulla (standard deviation, SD). Keskihajonta arvioidaan kaavalla:

$$SD = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^n (x_i - harha)^2}, \quad (9)$$

jossa n on mittausten lukumäärä, x_i ja harha on laskettu kaavoilla 7 ja 8. [5, 6] Työssä mittaustarkkuutta ja mittauksen täsmällisyyttä on arvioitu harhan ja keskihajonnan avulla.

Yksi tapa arvioida suorituskykyä on Bland-Altman-analyysi, jota käytetään arvioidessa kahden määrällisen mittausten välisiä eroja ja yhteensopivuutta. Analyysissä tarkastellaan menetelmien välistä erotuksen keskiarvoa sekä keskihajontaa ja määritellään yhteensopivuusrajat, jonka sisään 95% toisen menetelmän eroista ensimmäiseen verrattuna sijoittuu. Yhteensopivuusrajat voidaan laskea kaavalla:

$$LOA = harha \pm 1,96 \cdot SD, \quad (10)$$

jossa harha ja SD on määritelty kaavoissa 8 ja 9. Kerroin 1,96 liittyy oletukseen, että mittauserot noudattavat normaalijakaumaa. Tämä analyysimuoto antaa tietoa laitteiden välisistä eroista ja niiden vaihtelusta yhteensopivuusrajojen välillä, mutta ei ota kantaa onko tulos hyväksyttävä vai ei. [39]

Kajoamattomille jatkuva-aikaisille verenpainemittareille sovelletaan suorituskyvyn arvioimisessa erilaisia standardeja. Esimerkkejä käytetyistä standardeista ovat ISO 81060-2 joka käsittelee kliinisten tutkimusten vaatimuksia automaattisille ajoittaisille verenpainemittareille, ISO 81060-3, joka käsittelee kliinisten tutkimusten vaatimuksia jatkuva-aikaisille verenpainemittareille, ISO 81060-5, joka käsittelee automaattisten kajoamattomien verenpainemittareiden testauksessa käytettävien simulaattoreiden

toistettavuutta ja uusittavuutta koskevia vaatimuksia sekä IEEE-1708, joka käsittelee puettavia mansetittomia verenpainemittareita. Euroopan unioni on hyväksynyt ISO 81060-2:n ja ISO 81060-3:n. Yhdysvaltain elintarvike- ja lääkevirasto on hyväksynyt ISO 81060-5:n sekä osittain ISO 81060-2:n, ISO 81060-3:n sekä IEEE-1708:n. [5, 16, 38, 39, 40, 41]

Standardit määrittelevät suorituskyvylle myös numeeriset raja-arvot, jotka laitteen tulee täyttää ennen kuin mittari voidaan hyväksyä kliniseen käyttöön. ISO 81060-2 -standardin mukaan mittaustarkkuuden arvioinnissa harha tulisi olla enintään ± 5 mmHg ja keskihajonnan ≤ 8 mmHg. ISO 81060-3 -standardin mukaan mittaustarkkuuden arvioinnissa harha tulisi olla enintään ± 6 mmHg. Täsmällisyys arvioidaan korjatun mittaustulosten keskihajonnan avulla, jonka pitäisi olla ≤ 10 mmHg. Korjattu mittaustulosten keskihajonta ottaa huomioon yksilöiden välisen verenpaineen vaihtelun painottamisen avulla. IEEE-1708 -standardissa mittaustarkkuuden arvioinnissa käytetään erotusten itseisarvojen keskiarvoa, jonka pitäisi olla alle 5 mmHg. Koska Bland-Altman-analyysi perustuu yleensä harhaan ja keskihajontaan, ISO 81060-3 -standardia tai IEEE-1708 -standardin mukaisia numeerisia vaatimuksia ei voida käyttää tulosten arvioinnissa. Sen sijaan tulosten arvioinnissa käytetään usein ISO 81060-2 -standardin mukaisia numeerisia vaatimuksia. [5, 38]

Eri standardeissa on erilaiset numeeriset vaatimukset, koska ne koskevat erilaisia mittaustilanteita ja tekniikoita. ISO 81060-2:n tapauksessa käsitellään ajoittaisia automaattisia mittareita, jotka antavat yksittäisen mittaustuloksen, ja ISO 81060-3:n käsitellään jatkuva-aikaisia mittareita, jotka tuottavat verenpainearvoja jatkuvana aikasarjana. Sen sijaan IEEE-1708:n tapauksessa käsitellään puettavia mansetittomia verenpainemittareita, jotka voivat olla ajoittaisia tai jatkuva-aikaisia. Numeeriset raja-arvot perustuvat mittausteknisiin eroihin. Ajoittaisessa mittauksessa arvioidaan ainoastaan yksittäisen mittaushetken verenpainearvoa verrattuna referenssilaitteeseen. Jatkuva-aikaisessa mittauksessa arvioidaan laitteen kykyä seurata verenpaineen muutoksia ajan kuluessa. Tämän vuoksi esimerkiksi ISO 81060-2:lla on tiukemmat numeeriset rajat tarkkuudelle ja täsmällisyydelle kuin ISO 81060-3:lla. [5, 38, 41]

Standardit sisältävät tarkat ohjeet kliinisen tutkimuksen toteuttamisesta ja ne määrittelevät periaatteet, joita täytyy noudattaa verenapainemittarin validoinnissa. Näihin periaatteisiin sisältyvät muun muassa vaatimukset mitattavien henkilöiden ominaisuuksista, vertailumenetelmästä sekä mittaustulosten analysoinnista. Esimerkiksi ISO 81060-2 -standardissa määritellään, että tutkittavia henkilöitä täytyy olla vähintään 85. Sen sijaan ISO 81060-3 -standardissa vaaditaan 278 toisistaan riippumatonta mittausta sekä vertailulaitteena käytettävän invasiivista mittausta. IEEE-1708 -standardissa vaaditaan yhteensä vähintään 45 henkilöä. Verenpaineen eri komponentit: systolinen, diastolinen ja keskiverenpaine arvioidaan jokainen erikseen. Jos jollakin potilasryhmällä arvioidaan olevan vaikutusta laitteen tarkkuuteen, tällöin kliininen tutkimus täytyy tehdä myös siinä ryhmässä, jotta laitteen toimivuus voidaan määrittää kyseisillä potilailla. [5, 38, 41]

Tutkimuksissa, joissa vertaillaan kahta mittausmenetelmää, käytetään usein Bland-Altman-analyysiä, johon voidaan soveltaa ISO 81060-2 -standardin mukaisia numeerisia vaatimuksia. Jos tutkimukset eivät tarkasti noudata ISO-standardien kliinisen tutkimuksen periaatteita, niiden suorituskykyä ei voi suoraan arvioida standardien vaatimusten perusteella. Tästä huolimatta laitteen tarkkuuden ja täsmällisyyden toteutumista voidaan arvioida hyödyntämällä standardin numeerisia vaatimuksia.

3. KIRJALLISUUSKATSAUS

3.1 Tutkimuskysymys ja suorituskyky

Tämän työn tarkoituksena on tarkastella kajoamattomien jatkuva-aikaisten verenpaineen mittausmenetelmien suorituskykyä. Työ toteutetaan kirjallisuuskatsauksena, jonka tavoitteena on vastata kysymykseen mikä on jatkuva-aikaisten kajoamattomien verenpaineen mittausmenetelmien suorituskyky tutkimusten perusteella.

3.2 Tiedonhaku

Kirjallisuuskatsaus on tutkimusmenetelmä, jossa kootaan ja tarkastellaan tutkijoiden tekemiä alkuperäistutkimuksia valitusta aiheesta. Tarkoituksena on yhdistellä ja tiivistää jo olemassa olevaa tietoa sekä tehdä johtopäätöksiä asetettuun tutkimuskysymykseen nähden. Kirjallisuuskatsaus on luonteeltaan analyyttinen ja usein monimenetelmällinen tutkimustapa, jossa yhdistyvät tutkimusten systemaattinen läpikäyminen ja niiden tietojen yhdisteleminen. Luotettavan, pätevän ja yleistettävän katsauksen tuottaminen edellyttää menetelmällistä huolellisuutta. Tämä tarkoittaa muun muassa aineiston hankinnan, sisäänottokriteereiden ja hakutulosten läpinäkyvää esittämistä katsauksessa. Näin varmistetaan katsauksen toistettavuus ja tieteellinen uskottavuus. [42]

Kirjallisuushaku toteutettiin kirjallisuushakuna käyttäen Medline EBSCO [43], Pubmed [44], Web of Science [45] sekä Tampereen yliopiston ANDOR [46] tietokantoja. Nämä tietokannat tuottivat tutkimuskysymyksen kannalta relevanteinta aineistoa eli otsikoiden perusteella tutkimuskysymykseen vastaavia tutkimuksia. Medline sekä Pubmed ovat lääke- ja terveystieteiden tietokantoja, Web of Science sisältää viitetietokantoja. Hakua täydennettiin Tampereen yliopiston Andorilla, jossa haku tehtiin samoin kuin edellisissä. Kirjallisuushakua kokeiltiin myös useista muista tietokannoista kuten ProQuest ja IEEE, mutta tutkimusten otsikoiden perusteella ne tuottivat tutkimuskysymyksen kannalta paljon epärelevantimpaa aineistoa, jonka vuoksi varsinainen haku päädyttiin tekemään mainituista tietokannoista.

Aiheesta ei ole juuri ollenkaan tietoa suomeksi, joten sen vuoksi hakusanoina käytettiin ainoastaan englanninkielisiä sanoja. Tutkimuskysymyksen kannalta keskeisiä käsitteitä ovat haetut menetelmät ja laitteet, suorituskyky sekä jatkuva-aikainen kajoamaton verenpaine, joista yhdisteltiin jokaiselle menetelmälle oma hakulause. Tässä kandidaatintyössä suorituskykyä kuvataan englanninkielisillä sanoilla accuracy, precision tai trueness. Hakuja yritettiin tehdä myös ilman sanoja jatkuva-aikainen, kajoamaton sekä verenpaine, mutta tällöin tuli runsaasti aiheeseen liittymättömiä tutkimuksia, jonka vuoksi ne on päätetty ottaa mukaan hakulauseeseen vaikka ne rajaisivatkin jotakin oleellisia lähteitä pois. Toisaalta hakulauseet ovat yleisiä, jolloin ne saattavat tuoda hakuun lisää epärelevantteja tuloksia, jotka eivät käsittele suorituskykyä. Nämä epärelevantit tulokset on seulottu pois manuaalisesti kun on käyty läpi tutkimuskysymykseen vastaavat tutkimukset. Kirjallisuuskatsauksessa esitetyt hakulauseet on esitetty taulukossa 1.

Taulukko 1. Kirjallisuuskatsauksessa esitetyt hakulauseet jokaiselle menetelmälle

Käytetty menetelmä	Käytetty hakulause
VUT	“(“vascular unloading” OR “vascular unloading technique” OR “volume clamp method” OR CNAP OR Finapres OR ClearSight) AND (Accuracy OR precision OR trueness OR valid*) AND (“blood pressure” OR “arterial pressure”) AND (continuous OR “beat-to-beat”) AND (“non-invasive” OR noninvasive)”
Valtimotonometria	“(Tonometry OR “applanation tonometry” OR “T-line”) AND (Accuracy OR precision OR trueness OR valid*) AND (“blood pressure” OR “arterial pressure”) AND (continuous OR “beat-to-beat”) AND (“non-invasive” OR noninvasive)”
PTT	“(“pulse transit time” OR PTT OR seismowatch) AND (Accuracy OR precision OR trueness OR valid*) AND (“blood pressure” OR “arterial pressure”) AND (continuous OR “beat-to-beat”) AND (“non-invasive” OR noninvasive)”
PAT	“(“pulse arrival time” OR PAT OR “Visi mobile”) AND (Accuracy OR precision OR trueness OR valid*) AND (“blood pressure” OR “arterial pressure”) AND (continuous OR “beat-to-beat”) AND (“non-invasive” OR noninvasive)”
PWA	“(“pulse wave analysis” OR PWA OR “pulse contour time” OR Caretaker OR VitalStream OR Aktia OR Hilo OR Biobeat) AND (Accuracy OR precision OR trueness OR valid*) AND (“blood pressure” OR “arterial pressure”) AND (continuous OR “beat-to-beat”) AND (“non-invasive” OR noninvasive)”

Taulukossa 1 esitettyjä hakulausetta käytettiin hakulauseena tietokannoissa. Lisäksi tehtiin rajouksia hakutuloksiin lähteen sisäänottokriteerien perusteella. Lähteen sisäänottokriteerit olivat seuraavanlaiset: lähde on vertaisarvioitu, lähde on kirjoitettu englanniksi, lähde ei ole yli 10 vuotta vanha eli rajaus vuosille 2015-2025. Muut lähteet poissuljettiin katsauksesta.

Medline(EBSCO):ssa sekä ANDORissa pystyi hakukriteeriksi laittamaan lähde on vertaisarvioitu, Web of Sciencessä pystyi laittamaan kriteerin artikkelit ja katsausartikkelit. Pubmedissa ei ole mitään muuta rajausta tehty. Web of Sciencestä ja Pubmedistä otetut lähteet on tarkistettu muuten, että on vertaisarvioitu. Haut on tehty elokuun lopulla 2025. Hakutulokset on esitetty taulukossa 2.

Taulukko 2. Hakutulosten määrä jokaiselle menetelmälle sekä tutkimuskysymykseen vastanneiden ja vastaamattomien tutkimusten lukumäärät.

Menetelmä	VUT	Valtimotonometria	PTT	PAT	PWA
Medline ilman rajouksia / rajouksien kanssa	92 / 32	37 / 20	49 / 38	21 / 21	73 / 56
Pubmed ilman rajouksia / rajouksien kanssa	110 / 39	45 / 23	58 / 45	23 / 22	97 / 68
Web of Science ilman rajouksia / rajouksien kanssa	171 / 78	75 / 38	126 / 81	39 / 28	34 / 25
Andor ilman rajouksia / rajouksien kanssa	228 / 87	106 / 40	163 / 86	62 / 33	150 / 86
Yhteensä kaikista hakukannoista eri tuloksia	101	49	101	39	109
Vastasi kysymykseen	48	21	31	16	16
Ei vastannut kysymykseen	53	28	70	23	93

Työssä ei ole rajattu erikseen tiettyä tilannetta kuten leikkausta tai tiettyä sairautta joka olisi kyseessä yhteisesti kaikille menetelmille, koska eri menetelmiä on tutkittu erilaisissa tilanteissa. Työssä tarkastellaan jokaisen menetelmän suorituskykyä eri tutkimuksissa, joissa käytetyn menetelmän mittaustuloksia on verrattu jonkin vertailulaitteen mittaustulokseen. Näin saadaan tietoa kyseisen menetelmän suorituskyvystä tutkittavassa tilanteessa. Kaikki tutkimuksista toteutettiin erilaisissa kliinisissä ympäristöissä. Monessa tutkimuksessa rajattiin pois potilaat, joiden käsivarsien mittauspaineiden ero ylitti 10 mmHg. Muut rajaukset tutkimuksissa perustuivat pääasiassa tutkimusasetelmaan ja potilasryhmän erityspiirteisiin.

Yleisimmät syyt lähteen suoraan hylkäykseen olivat seuraavanlaiset: lähde ei vastannut tutkimuskysymykseen eli se ei käsitellyt suorituskykyä vaikka käsittelikin haluttua menetelmää, tai lähde ei käsitellyt ollenkaan haluttua menetelmää. Yleisimpiä asioita, joita lähteet käsitelivät, mutta jotka johtivat poissulkemiseen olivat sydämen toimintaa kuvaavat mittarit kuten minuuttitulavuus. Näihin ei tehty poissulkevaa rajausta jo hakuvaiheessa, sillä nämä liittyvät läheisesti verenpaineeseen ja niitä käsitellään samoissa tutkimuksissa, jolloin rajausta olisi saattanut poistaa paljon relevantteja tutkimuksia.

3.3 Aineiston valinta

Kaikkien rajausten jälkeen hakutulokset käytiin läpi: mitkä vastasivat tutkimuskysymykseen eli käsitelivät kyseisen menetelmän suorituskykyä. Näitä jokaiselle menetelmälle tuli eri määrä. Nämä käytiin vielä tarkemmin läpi tutkimuskysymyksen kannalta. Tutkimuskysymykseen vastanneista tutkimuksista tehtiin tarkempaa analyysiä, kriteerit miten menetelmien suorituskykyä käsitteleviä tutkimuksia rajattiin vielä tarkemmin on esitetty kunkin menetelmän yhteydessä. Jokaisesta menetelmästä valittiin 4-6 lähde kirjallisuuskatsaukseen. Tuloksien tarkastelussa käytetyt mittauksia kuvaavat lyhenteet on kerrottu luvussa 2.3. Valitut tutkimukset menetelmäkohtaisesti esitellään taulukoissa 3-6.

Jotta valittuja tutkimuksia ja niiden tuloksia voidaan vertailla keskenään, mukaan on otettu vain tutkimukset, joissa tulokset on esitetty Bland-Altman-analyysin kautta ja kertovat sen keskeiset mittarit: harha tai keskihajonta tai molemmat näistä. LOA on esitetty taulukoissa silloin, kun se on laskettu työn kaavan 10 mukaisesti. Jos tutkimuksessa LOA on laskettu muulla tavalla tai sitä ei ole tutkimuksessa lainkaan

kerrottu, sitä ei esitetä. Tutkimukset, joissa Bland-Altman-analyysi oli tehty, mutta ei oltu annettu numeerisia arvoja vaan vain esimerkiksi kuvaajat, suljettiin pois tarkastelusta. Myöskin tutkimukset, jotka sisälsivät Bland-Altman-analyysin, mutta joissa oli käytetty eri mittareita kuin harha ja keskihajonta suljettiin pois.

Tutkimukset on esitetty taulukoissa tutkimusten raportoinnin mukaisesti. Niissä tutkimuksissa taulukoissa 3 ja 6, joiden yhteydessä on *-merkki, LOA ei täysin vastaa harhaa ja hajontaa (4 tutkimusta). Käytännössä näissä se tarkoittaa, että yhdessä tutkimuksessa puuttuu todennäköisesti kymmenet LOA:n toisen luvun edestä, ja muissa joko LOA:n luvut ovat väärässä järjestyksessä tai harhan etumerkki on virheellinen. Vaikka harhan etumerkki olisi virheellinen, se ei muuta harhan vaatimuksen toteutumista. Nämä eivät myöskään vaikuta lopputulokseen tutkimuksen suorituskyvystä, sillä kaikissa näissä oli raportoitu molemmat harha ja SD.

Kuten taulukosta 2 käy ilmi, jokaiselle menetelmälle kertyi 16-48 kysymykseen vastanneita hakutuloksia. Tämän vuoksi otoskokoraja on määritelty menetelmäkohtaisesti. Tarkasteluun on otettu jokaisesta menetelmästä tutkimukset, joissa otoskoko on mahdollisimman suuri. Menetelmien vertailemiseksi toisiinsa, vertailulaitteena on käytetty olkavarren automaattista verenpainemittaria tai invasiivisen katetrin avulla tehtyä mittausta. Tutkimuksessa [60] oli kaksi ryhmää, joissa toisessa vertailulaitteena käytettiin tässä työssä esiteltyä menetelmää ja toisessa olkavarren automaattista verenpainemittaria, jonka vuoksi tämä tutkimus on otettu mukaan.

Taulukko 3. Vascular unloading -menetelmä lähteitä kirjallisuuskatsaukseen 6. Kirjallisuuskatsaukset ja potilasmäärä alle 55 rajattu pois. Sisällytettiin ainoastaan kokotutkimukset, joissa käsiteltiin perinteistä VUTia ja suorituskykyä tarkasteltiin numeerisesti.

Di Cori ym. (2023) [47]. Clearsight verrattu invasiiviseen mittaukseen eteisvärinän katetriablaatiotilanteessa. N = 55.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP *	-12,97	± 13,89	-14,24 ... +40,20
DBP	-1,85	± 8,52	-18,54 ... +14,84
MAP	2,31	± 8,75	-14,84 ... +19,46

Klose ym. (2020) [48]. ClearSight verrattu invasiiviseen mittaukseen yli 50-vuotiailla, joille on tehty ortopedinen tai verisuonikirurginen leikkaus. N = 60.

Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	14,43	± 28,24	-40,93 ... +69,78
DBP	-2,40	± 16,49	-34,73 ... +29,92
MAP	1,73	± 18,76	-35,05 ... +38,51

Lakhal ym. (2016) [49]. CNAP verrattu invasiiviseen mittaukseen tehohoitopotilailla. N = 182.

Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	-4,3	± 13,8	-31,4 ... +22,7
DBP *	-9,7	± 7,8	-5,6 ... +25,0
MAP	7,2	± 6,4	-5,3 ... +19,8

Wagner ym. (2015) [50]. CNAP verrattu invasiiviseen mittaukseen tehohoitopotilailla. N = 55.

Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	-10	± 16	-42 ... +21
DBP	7	± 9	-10 ... +24
MAP	1	± 9	-16 ... +19

Kumar ym. (2015) [51]. CNAP verrattu invasiiviseen mittaukseen sydänleikkauksen yleisanestesian induction aikana. N = 60.

Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	5,98	± 10,36	-14,33 ... +26,29
DBP *	-3,72	± 6,10	-5,68 ... +8,23
MAP	-0,02	± 5,68	-11,17 ... +11,12

Ilies ym. (2015) [52]. CNAP verrattu invasiiviseen mittaukseen sydän- ja verisuonipotilaila leikkauksen jälkeen. N = 104.

Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA laskettu eritavalla kuin työssä
SBP	4,3	± 11,6	
DBP	-9,4	± 8,0	
MAP	-6,1	± 7,6	

Taulukko 4. Valtimotonometria lähteitä kirjallisuuskatsaukseen 5. Kirjallisuuskatsaukset ja potilasmäärä alle 23 rajattu pois. Sisällytettiin ainoastaan kokotutkimukset, joissa suorituskykyä tarkasteltiin numeerisesti.

Greiwe ym. (2018) [53]. T-Line 400 verrattu invasiiviseen mittaukseen kardiologisilla potilailla. N = 31.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD ei raportoitu	LOA (mmHg)
SBP	4,51		-39 ... +48
DBP	19,1		-11,9 ... +50,1
MAP	14,96		-16,3 ... +46,3
Lin ym. (2017) [54]. T-Line 300 verrattu invasiiviseen mittaukseen elektiivisessä neurokirurgiassa. N = 23.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	1,3	± 5,87	-10,2 ... +12,8
DBP	2,8	± 6,40	-9,8 ... +15,3
MAP	1,8	± 4,20	-6,4 ... +10,1
Harju ym. (2017) [55]. Muokattu valtimotonometria (perustui BPro-järjestelmään) verrattu invasiiviseen mittaukseen leikkauksen jälkeisessä ympäristössä. N = 28.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA laskettu eritavalla kuin työssä
SBP	19,8	± 16,7	
DBP	4,8	± 7,7	
MAP	11,1	± 11,1	
Greiwe ym. (2016) [56]. T-Line 200pro verrattu invasiiviseen mittaukseen sairaalloisen lihavilla lihavuusleikkauksen aikana. N = 28.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD ei raportoitu	LOA (mmHg)
SBP	3,45		-22 ... +28,9
DBP	3,66		-15,75 ... +23,07
MAP	3,97		-14,47 ... +22,41
Langwieser ym. (2015) [57]. T-Line 200pro verrattu invasiiviseen mittaukseen sydäntehohoidossa. N = 30.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	-6	± 11	-28 ... +15
DBP	4	± 7	-9 ... +17
MAP	2	± 6	-10 ... +14

Aineistoa tarkemmin läpikäydessä kävi ilmi, että monissa tutkimuksissa ilmaistiin menetelmän olevan PTT:tä käsittelevä vaikka käytetty menetelmä olikin PAT. Tämän vuoksi PTT- ja PAT- hakutulokset on yhdistetty samaan kokonaisuuteen. Suurin osa työssä käytetyistä tutkimuksista on saatu PTT:n hausta, vaikka tutkimukset käsittelevätkin teknisesti PAT:ia. Tämän vuoksi vaikka kaikki tutkimukset käsittelevät PAT-menetelmää, viitataan niihin PTT/PAT:n avulla.

Taulukko 5. PTT/ PAT-lähteitä kirjallisuuskatsaukseen 4. Kirjallisuuskatsaukset ja potilasmäärä alle 42 sekä algoritmien suorituskykyä kuvaavat tutkimukset rajattu pois. Sisällytettiin ainoastaan kokotutkimukset, joissa suorituskykyä tarkasteltiin numeerisesti. Ensimmäinen tutkimus PAT:n hausta, loput PTT:n hausta.

Heimark ym. (2023) [58]. PAT prototyypilaitte verrattu ajoittaiseen mittaukseen olkavarresta. N = 95.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD ei raportoitu	LOA (mmHg)
SBP	7,9		-23,2 ... +39,2
DBP	6,9		-10,8 ... +24,5
Miao ym. (2021) [59]. Korjattu pulssin saapumisaika verrattu invasiiviseen mittaukseen kammiooperäisen rytmihäiriön aikana. N = 45.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP (korjattu PAT)	-0,01	± 10,54	-20,67 ... +20,67
SBP (normaali PAT)	0,00	± 11,59	-22,71 ... +22,71
Fischer ym. (2019) [60]. PPG- ja EKG-signaalipohjainen PAT verrattu VUT:iin sekä ajoittaiseen mittaukseen yöllisen verenpaineen vaihtelun määrittämisessä. N = 42.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD ei raportoitu	LOA (mmHg)
SBP (unilaboratorio)	0,0		-25,0 ... +24,9
SBP (ergometrialaboratorio)	0,0		-15,2 ... +15,3
Thambiraj ym. (2019) [27]. PPG- ja EKG-signaalipohjainen PAT verrattu ajoittaiseen mittaukseen terveellä ja sairaalla ryhmällä. N =91. Terveitä N =42, sairaita N = 39.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP (terveet)	0.13	± 2,12	-4,02 ... +4,29
SBP (sairaat)	0,23	± 2,30	-5,7 ... +6,0
DBP (terveet)	-0,10	± 1,20	-2,27 ... +2,44
DBP (sairaat)	-0,24	± 1,50	-3,32 ... +2,82
MAP (terveet)	-0,013	± 1,08	-2,14 ... +2,11
MAP (sairaat)	0,047	± 0,070	-0,18 ... +0,087

Taulukko 6. PWA-lähteitä kirjallisuuskatsaukseen 4. Kirjallisuuskatsaukset ja potilasmäärä alle 24 rajattu pois. Sisällytettiin ainoastaan kokotutkimukset, joissa suorituskykyä tarkasteltiin numeerisesti.

Boretsky ym. (2025) [61]. VitalStream verrattu invasiiviseen mittaukseen lastenkirurgiassa. N = 31.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA (mmHg)
SBP	-3,79	± 9,74	-22,8 ... +15,3
DBP *	1,72	± 8,45	-18,3 ... +14,8
MAP *	2,41	± 8,57	-19,2 ... +14,4
Cen ym. (2024) [62]. Pulssiaaltojen syväoppimismalli. Mallin PPG -johdettuja mittauksia verrattu invasiiviseen mittaukseen. N = 520.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA ei raportoitu
SBP	-0,72	± 6,37	
DBP	-0,36	± 3,99	
Kwon ym. (2022) [63]. VitalStream verrattu invasiiviseen mittaukseen tehohoitotilanteessa. N = 37.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA ei raportoitu
SBP	-0,36	± 7,57	
DBP	-2,11	± 6	
Gratz ym. (2017) [64]. VitalStream verrattu invasiiviseen mittaukseen suuren vatsaontelon sisäisen leikkauksen aikana. N = 24.			
Bland-Altman	Harha (mmHg)	SD (mmHg)	LOA ei raportoitu
SBP	-0,57	± 7,34	
DBP	-2,52	± 6,47	
MAP	1,01	± 5,33	

4. TULOSTEN TARKASTELU

Tulosten vertailussa on sovellettu ISO 81060-2-standardia, jonka vaatimukset on esitetty kappaleessa 2.3. Useissa tutkimuksissa jatkuva-aikaisen kajoamattoman verenpainemittauksen suorituskyvyn arvioinneissa on epäsuorasti hyödynnetty ISO 81060-2 -standardia kuten esimerkiksi kirjallisuuskatsauksen tutkimuksissa [49, 63, 64]. Vaikka kyseinen standardi on tarkoitettu kajoamattomien automaattisten ajoittaisten mittausmenetelmien arvioimiseksi, se tarjoaa numeeriset raja-arvot harhalle ja keskihajonnalle, joita Bland-Altman-analyysi usein tuottaa.

Joissain tutkimuksissa oli raportoitu harha ja LOA, ei SD:tä erikseen. LOA:lle voidaan laskea teoreettinen maksimi vaihteluvälin leveys kappaleessa 2.3 esitetyn kaavan 10 avulla. Tästä kaavasta harha voidaan jättää pois vaihteluvälin leveyttä laskiessa, koska se ainoastaan siirtää vaihteluväliä, kun taas SD vaikuttaa vaihteluvälin leveyteen. Kun käytetään maksimi keskihajonnan vaatimuseroa ISO 81060-2 -standardista saadaan LOA:n maksimivaihteluväliksi

$$LOA_{\max \text{ vaihteluväli}} \pm 1,96 \cdot 8 \text{ mmHg} = \pm 15,68 \text{ mmHg} \quad (11)$$

eli (-15,68 ... +15,68) mmHg, ja tämän vaihteluvälin leveys on 31,36 mmHg. Tämän laskelman perusteella on arvioitu, että LOA on hyväksyttävä, jos sen vaihteluvälin leveys on maksimissaan 31 mmHg. Koska vaihteluvälin leveys määräytyy ainoastaan keskihajonnasta, vaihteluvälin vaatimuksen toteutuminen tarkoittaa myös keskihajonnan standardin mukaisen vaatimuksen täyttymistä olettaen, että tutkimuksessa raportoitu LOA on laskettu ja raportoitu oikein. LOA:n vaihteluvälin leveyden vaatimusta arviomalla voidaan arvioida keskihajonnan vaatimuksen toteutumista niissä tutkimuksissa, joissa sitä ei ole erikseen raportoitu. Jos tutkimuksessa ei ole raportoitu SD:tä, sen vaatimuksen toteutumista arvioidaan LOA:n laskennallisen vaihteluvälin avulla kunkin tutkimuksen kohdalla. Kunkin menetelmän lopussa oleva taulukko kokoaa yhteen standardin vaatimusten toteutumisen harhan ja keskihajonnan osalta siten kuin ne on tutkimuksissa raportoitu.

4.1 Vascular unloading -menetelmä

Di Cori ym. (2023) [47] käsittelivät tutkimuksessaan Clearight-järjestelmän soveltuvuutta verenpaineen seurantaan eteisvärinän katetriablaatiotilanteessa. Tutkimuksessa verrattiin Clearight-järjestelmän mittaustuloksia invasiiviseen mittaukseen väärtinävaltimosta. Tutkimuksessa ei raportoitu invasiivisen mittauksen nollaustasoa eikä Clearight-järjestelmän kalibrointia. Clearight-järjestelmä ja invasiivinen kanyyli sijoitettiin eri yläraajoihin. Tutkimukseen osallistui 55 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 62 vuotta. Tutkimuksen Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($-12,97 \pm 13,98$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($-1,85 \pm 8,52$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($2,31 \pm 8,75$) mmHg.

Klose ym. (2020) [48] tutkimuksessaan arvioivat Clearight-järjestelmän soveltuvuutta verenpaineen seurannassa yli 65-vuotiailla potilailla, joille on tehty ortopedinen leikkaus sekä yli 50-vuotiailla potilailla, joille on tehty verisuonikirurginen leikkaus. Clearight-järjestelmän mittaustuloksia verrattiin invasiiviseen mittaukseen väärtinävaltimosta. Tutkimuksessa ei raportoitu invasiivisen mittauksen nollaustasoa eikä Clearight-järjestelmän kalibrointia. Clearight-järjestelmä ja invasiivinen kanyyli sijoitettiin samaan yläraajaan. Tutkimukseen osallistui yhteensä 60 potilasta, joiden keski-ikä oli 73 vuotta. Tutkimuksen Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($14,43 \pm 28,24$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($-2,40 \pm 16,49$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($1,73 \pm 18,76$) mmHg.

Lakhal ym. (2016) [49] arvioivat CNAP-järjestelmän soveltuvuutta tehohoitopotilailla. Tutkimuksessa CNAP-järjestelmää verrattiin invasiiviseen mittaukseen, joka toteutettiin väärtinä- tai reisivaltimosta. Invasiivinen mittaus nollattiin keskikainalolinjan tasolle. CNAP-järjestelmä kalibroidiin automaattisella olkavarsimansetilla, joka oli sijoitettu vastakkaiseen yläraajaan CNAP-järjestelmään nähden. Invasiivinen mittaus sekä CNAP-järjestelmä sijoitettiin samaan yläraajaan, kun invasiivinen mittaus tehtiin väärtinävaltimosta. Tutkimukseen osallistui 182 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 64 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($-4,3 \pm 13,8$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($-9,7 \pm 7,8$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($7,2 \pm 6,4$) mmHg.

Wagner ym. (2015) [50] vertasivat CNAP-järjestelmää invasiiviseen mittaukseen tehohoitopotilailla. Invasiivinen mittaus toteutettiin vatsa-aortasta reisivaltimon kautta, mutta sen nollaustasoa ei raportoitu. CNAP-järjestelmä kalibroitiin automaattisella olkavarsimansetilla, mutta tutkimuksessa ei kerrottu sijoittelua yläraajassa suhteessa CNAPIin. Tutkimukseen osallistui 55 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 60 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle (-10 ± 16) mmHg, diastoliselle verenpaineelle (7 ± 9) mmHg ja keskiverenpaineelle (1 ± 9) mmHg.

Kumar ym. (2015) [51] vertasivat CNAP-järjestelmää invasiiviseen mittaukseen väärtinävaltimosta sydänleikkauksen yleisanestesian induktion aikana. Tutkimuksessa ei raportoitu väärtinävaltimon nollaustasoa. CNAP-järjestelmä kalibroitiin automaattisella olkavarsimansetilla tehtävän mittauksen avulla samasta kädestä. Valtimokatetri ja CNAP-järjestelmä sijoitettiin vastakkaisiin yläraajoihin. Tutkimukseen osallistui 60 yli 16-vuotiasta potilasta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($5,98 \pm 10,36$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($-3,72 \pm 6,10$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($-0,02 \pm 5,68$) mmHg.

Ilies ym. (2015) [52] arvioivat CNAP-järjestelmän soveltuvuutta sydän- ja verisuonipotilailla leikkauksen jälkeen. CNAP-järjestelmää verrattiin invasiiviseen mittaukseen väärtinävaltimosta, mutta nollaustasoa ei raportoitu. CNAP-järjestelmä kalibroitiin automaattisella olkavarsimansetilla, joka oli sijoitettu vastakkaiseen yläraajaan CNAP-järjestelmään nähden. Myös invasiivinen katetri oli vastakkaisessa kädessä CNAP-järjestelmään nähden. Tutkimukseen osallistui 104 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 69 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($4,3 \pm 11,6$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($-9,4 \pm 8,0$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($-6,1 \pm 7,6$) mmHg.

Tutkimuksissa VUT-menetelmästä käytettiin ClearSight- sekä CNAP-järjestelmiä. Kaikissa tutkimuksissa vertailumenetelmänä oli käytetty invasiivista mittauksia. Taulukossa 7 on eritelty, mitkä ISO 81060-2 -standardin mukaiset numeeriset vaatimukset täyttyivät tutkimuksittain. Taulukosta huomataan, että diastolisen ja keskiverenpaineen harhojen vaatimusten täyttyvän suuressa osassa tutkimuksia. Systolisen verenpaineen harhan osalta vaatimukset täyttyivät harvemmin.

Diastolisen ja keskiverenpaineen keskihajonnan vaatimus täyttyi puolessa tutkimuksista kun taas systolisen verenpaineen keskihajonta ei täyttynyt missään tutkimuksessa. Tutkimusten perusteella vascular unloading -menetelmän suorituskyky on parempi diastolisen ja keskiverenpaineen kuin systolisen verenpaineen osalta.

Taulukko 7. ISO 80160-2 -standardin vaatimusten toteutuminen vascular unloading -menetelmällä harhalle ja keskihajonnalle eri verenpainekomponenteilla. Merkintä X kuvaa vaatimusten toteutumista.

Tutkimus	SBP harha	DBP harha	MAP harha	SBP SD	DBP SD	MAP SD
Di Cori ym. (2023) [47]		X	X			
Klose ym. (2020) [48]		X	X			
Lakhal ym. (2016) [49]	X				X	X
Wagner ym. (2015) [50]			X			
Kumar ym. (2015) [51]		X	X		X	X
Ilies ym. (2015) [52]	X				X	X

4.2 Valtimotonometria

Greiwe ym. (2018) [53] tutkivat T-Line 400 -järjestelmän soveltuvuutta kardiologisilla potilailla. T-Line 400 -järjestelmän mittaustuloksia oli verrattu invasiiviseen mittaukseen värttinävaltimosta, joka oli nollattu potilaan oikean eteisen tasolle. T-Line 400 -järjestelmän kalibrointimenetelmää ei raportoitu. Invasiivinen katetri ja T-Line 400 -järjestelmä sijoitettiin vastakkaisiin yläraajoihin. Tutkimukseen osallistui 31 yli 18-vuotiasta potilasta joiden keski-ikä oli 71 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja LOA olivat systoliselle verenpaineelle 4,51 mmHg (-39 ... +48) mmHg, diastoliselle verenpaineelle 19,1 mmHg (-11,9 ... +50,1) mmHg ja keskiverenpaineelle 14,96 mmHg (-16,3 ... +46,3) mmHg. Keskihajontaa ei raportoitu erikseen, mutta koska LOA ei toteuttanut laskennallisen vaihteluvälin leveyden vaatimusta millään verenpainekomponentilla voidaan päätellä, ettei myöskään keskihajonnan vaatimus täyttynyt.

Lin ym. (2017) [54] arvioivat T-Line 300 -järjestelmän soveltuvuutta elektiivisessä neurokirurgiassa. Vertailu tehtiin invasiiviseen mittaukseen värttinävaltimosta, joka oli nollattu potilaan oikean eteisen tasolle. T-Line 300 -järjestelmän kalibrointimenetelmää ei raportoitu. T-Line 300 -anturi ja invasiivinen katetri oli sijoitettu vastakkaisiin yläraajoihin. Tutkimukseen osallistui 23 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 54 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($1,3 \pm 5,87$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($2,8 \pm 6,40$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($1,8 \pm 4,20$) mmHg.

Harju ym. (2017) [55] vertasivat muokattua valtimotonometriaa invasiiviseen mittaukseen värttinävaltimosta leikkauksen jälkeisessä ympäristössä. Invasiivisen mittauksen nollaustasoa ei raportoitu. Muokattu valtimotonometria perustui samaan tonometria anturiin sekä analyysipalveluun kuin BPro ja se kalibroitiin alussa invasiivisen mittauksen avulla. Tutkimuslaitteen tonometria-anturi ja invasiivinen katetri sijoitettiin vastakkaisiin yläraajoihin. Tutkimukseen osallistui 28 potilasta, joiden keski-ikä oli 67 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($19,8 \pm 16,7$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($4,8 \pm 7,7$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($11,1 \pm 11,1$) mmHg.

Greiwe ym. (2016) [56] arvioivat T-line 200pro -järjestelmän soveltuvuutta lihavuusleikkauksen aikana sairaalloisen lihavilla. Vertailu tehtiin invasiiviseen mittaukseen väärtinävaltimosta, mutta sen nollaustasoa ei raportoitu. T-Line 200pro ei vaadi ulkoista kalibrointia. T-Line 200pro -järjestelmä ja invasiivinen katetri sijoitettiin vastakkaisiin yläraajoihin. Tutkimukseen osallistui 28 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 45 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja LOA olivat systoliselle verenpaineelle 3,45 mmHg (-22 ... +28,9) mmHg, diastoliselle verenpaineelle 3,66 mmHg (-15,75 ... +23,07) mmHg ja keskiverenpaineelle 3,97 mmHg (-14,47 ... +22,41) mmHg. Keskihajontaa ei raportoitu erikseen, mutta koska LOA ei toteuttanut laskennallisen vaihteluvälin leveyden vaatimusta millään verenpainekomponentilla voidaan päätellä, ettei myöskään keskihajonnan vaatimus täyttynyt.

Langwieser ym. (2015) [57] vertasivat T-Line 200pro -järjestelmää invasiiviseen mittaukseen väärtinävaltimosta sydäntehohoidossa. Invasiivisen mittari nollattiin sydämen oikean eteisen tasolle [57, 65]. T-Line 200pro ei vaadi ulkoista kalibrointia. T-Line 200pro:n ja invasiivisen katetrin sijoittelua toisiinsa nähden ei raportoitu. Tutkimukseen osallistui 30 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden mediaani-ikä oli 69 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle (-6 ± 11) mmHg, diastoliselle verenpaineelle (4 ± 7) mmHg ja keskiverenpaineelle (2 ± 6) mmHg.

Tutkimuksissa valtimotonometriasta käytettiin T-Line sarjan laitteita (400,300,200pro) sekä muokattua valtimotonometriaa (perustui BPro-järjestelmään). Kaikissa tutkimuksissa vertailumenetelmänä oli käytetty invasiivista mittausta. Taulukossa 8 on eritelty, mitkä ISO 81060-2 -standardin mukaiset numeeriset vaatimukset täyttyivät tutkimuksittain. Taulukosta huomataan, että harhan osalta vaatimukset täyttyivät diastolisen verenpaineen osalta melkein kaikissa tutkimuksissa ja systolisen sekä keskiverenpaineen osalta suuressa osassa tutkimuksia. Keskihajontojen osalta diastolisen verenpaineen vaatimus täyttyi suuressa osassa tutkimuksia, keskiverenpaineen ja systolisen verenpaineen vaatimukset harvemmin. Tutkimusten perusteella valtimotonometrian suorituskyky on parempi diastolisen verenpaineen kuin systolisen ja keskiverenpaineen osalta.

Taulukko 8. ISO 80160-2 -standardin vaatimusten toteutuminen valtimotonometria menetelmällä harhalle ja keskihajonnalle eri verenpainekomponenteilla. Merkintä X kuvaa vaatimusten toteutumista ja merkintä - kuvaa ettei kyseistä verenpainekomponenttia arvioitu tutkimuksessa.

Tutkimus	SBP harha	DBP harha	MAP harha	SBP SD	DBP SD	MAP SD
Greiwe ym. (2018) [53]	X			-	-	-
Lin ym. (2017) [54]	X	X	X	X	X	X
Harju ym. (2017) [55]		X			X	
Greiwe ym. (2016) [56]	X	X	X	-	-	-
Langwieser ym. (2015) [57]		X	X		X	X

4.3 PTT ja PAT

Heimark ym. (2023) [58] vertasivat PAT-prototyypilaitetta ajoittaiseen verenpainemittaukseen automaattisen olkavarsimittauksen avulla. PAT prototyypilaitte oli rintavyö, joka mittasi EKG- ja PPG-signaaleja, ja se kalibroitiiin kerran olkavarsimansetilla ei-dominoivasta käsivarresta. Vertailumittaus tehtiin dominoivasta käsivarresta. Tutkimukseen osallistui 95 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden mediaani-ikä oli 49 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja LOA olivat systoliselle verenpainelle 7,9 mmHg (-23,2 ... +39,2) mmHg ja diastoliselle verenpainelle 6,9 mmHg (-10,8 ... +24,5) mmHg, keskiverenpainetta ei ollut arvioitu. Keskihajontaa ei raportoitu erikseen, mutta koska LOA ei toteuttanut laskennallisen vaihteluvälin leveyden vaatimusta kummallakaan verenpainekomponentilla, voidaan päätellä, ettei myöskään keskihajonnan vaatimus täyttynyt.

Miao ym. (2021) [59] vertasivat korjattua PATia invasiiviseen mittaukseen reidestä kammioperäisen rytmihäiriön aikana. PAT saatiin EKG- ja PPG signaaleista, jossa PPG-anturi oli sijoitettu vasempaan käteen. PAT:n kalibroinnista ei raportoitu tutkimuksessa. Invasiivinen mittarin nollaustasoa ei raportoitu, ja se oli sijoitettu oikealle puolelle kehoa. Tutkimukseen osallistui 45 potilasta, joiden keski-ikä oli 41 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella korjatun PAT:n systolisen verenpaineen harha ja keskihajonta olivat $(-0,01 \pm 10,54)$ mmHg ja perinteisen PAT:n $(0,00 \pm 11,59)$ mmHg, diastolista tai keskiverenpainetta ei ollut arvioitu.

Fischer ym. (2019) [60] vertasivat PPG- ja EKG- signaalipohjaista PAT-menetelmää ajoittaiseen verenpainemittaukseen automaattisen olkavarsimittauksen avulla ja vascular unloading -menetelmään yöllisen verenpaineen vaihtelun määrittämisessä. Tutkimukseen osallistui 42 yli 18-vuotiasta potilasta. PPG-anturi ja VUT-laite asetettiin vasempaan yläraajaan ja automaattinen olkavarsimittari sijoitettiin oikeaan yläraajaan. PAT-menetelmä kalibrointiin kalibrointifunktioiden avulla. Mittaukset suoritettiin kahdessa ympäristössä: unilaboratoriossa ja ergometrialaboratoriossa. Unilaboratoriossa PAT-menetelmää verrattiin VUT-menetelmään, koska VUT ei kliinisesti merkittävästi häiritse unen laatua. Ergometrialaboratoriossa vertailu tehtiin olkavarren automaattiseen verenpainemittaukseen. Bland-Altman-analyysin perusteella systolisen verenpaineen harha ja LOA olivat unilaboratoriossa 0,0 mmHg $(-25,0 \dots +24,9)$ mmHg ja ergometrialaboratoriossa 0,0 mmHg $(-15,2 \dots +15,3)$ mmHg, diastolista tai keskiverenpainetta ei ollut arvioitu. Keskihajontaa ei raportoitu erikseen, mutta koska LOA ei toteuttanut laskennallisen vaihteluvälin leveyden vaatimusta unilaboratorion osalta voidaan päätellä, ettei myöskään keskihajonnan vaatimus täytynyt. Sen sijaan ergometrialaboratorion osalta LOA toteutti laskennallisen vaihteluvälin leveyden vaatimuksen, jolloin voidaan päätellä että myös keskihajonnan vaatimus täyttyi.

Thambiraj ym. (2019) [27] vertasivat PPG- ja EKG-signaalipohjaista PAT-menetelmää ajoittaiseen verenpainemittaukseen automaattisen olkavarsimittauksen avulla. Olkavarren mansetti oli sijoitettu vasempaan yläraajaan ja PPG-anturi oli sijoitettu oikeaan käteen. PAT-menetelmän kalibroinnista ei raportoitu. Tutkimukseen osallistui 91 henkilöä, joista 42 oli terveitä ja 39 sairaita henkilöitä, joilla veren viskositeetti oli normaalia korkeampi. Bland-Altman-analyysin perusteella terveiden systolisen verenpaineen harha ja keskihajonta olivat $(0,13 \pm 2,12)$ mmHg,

diastolisen verenpaineen ($-0,10 \pm 1,20$) mmHg ja keskiverenpaineen ($-0,013 \pm 1,08$) mmHg. Sairaiden systolisen verenpaineen harha ja hajonta olivat ($0,23 \pm 2,30$) mmHg, diastolisen verenpaineen ($-0,24 \pm 1,50$) mmHg ja keskiverenpaineen ($0,047 \pm 0,0070$) mmHg.

Tutkimuksissa PTT/PAT -menetelmästä käytettiin EKG- ja PPG-signaaleista johdettua PATia. Suuressa osassa tutkimuksia vertailumenetelmänä oli ajoittainen verenpainemittaus automaattisen olkavarsimittauksen avulla. Taulukossa 9 on eritelty, mitkä ISO 81060-2 -standardin mukaiset numeeriset vaatimukset täyttyivät tutkimuksittain. Taulukosta huomataan, että vaatimusten täytyminen vaihteli merkittävästi. Puolella tutkimuksia käsiteltiin vain systolisen verenpaineen harhaa, jolloin näissä muiden verenpainekomponenttien harhaa ei tiedetä eikä minkään verenpainekomponentin keskihajontaa. Yksi tutkimus käsitteli kaikkia verenpainekomponentteja ja tässä kaikkien vaatimukset täyttyivät. Yhdessä tutkimuksessa oli arvioitu systolisen ja diastolisen verenpaineen harhaa, joista kumpikaan ei täyttänyt vaatimuksia. Kokonaisuutena PTT/PAT-menetelmän harhan ja keskihajonnan vaatimusten täytyminen vaihteli tutkimuksissa eikä mitään yleistä trendiä ollut näkyvissä.

Taulukko 9. ISO 80160-2 -standardin vaatimusten toteutuminen PTT/PAT-menetelmällä harhalle ja keskihajonnalle eri verenpainekomponenteilla. Merkintä X kuvaa vaatimusten toteutumista ja merkintä - kuvaa ettei kyseistä verenpainekomponenttia arvioitu tutkimuksessa.

Tutkimus	SBP harha	DBP harha	MAP harha	SBP SD	DBP SD	MAP SD
Heimark ym. (2023) [58]			-	-	-	-
Miao ym. (2021) [59] (korjattu PAT ja perinteinen PAT)	X	-	-		-	-
Fischer ym. (2019) [60] (unilaboratorio ja ergometrialaboratorio)	X	-	-	-	-	-
Thambiraj ym. (2019) [27] terveet sekä sairaat	X	X	X	X	X	X

4.4 PWA

Boretsky ym. (2025) [61] arvioivat VitalStream -järjestelmän soveltuvuutta lastenkirurgiassa. VitalStreamia verrattiin invasiiviseen mittaukseen varttinävaltimosta, joka oli nollattu sydämen tasolle. VitalStream on itsekalibroituva. Tutkimuksessa ei standardoitu VitalStreamin ja invasiivisen katetrin sijoittelua toisiinsa nähden. Tutkimukseen osallistui 31 potilasta, iältään 2-17 -vuotiaita. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle $(-3,79 \pm 9,74)$ mmHg, diastoliselle verenpaineelle $(1,72 \pm 8,45)$ mmHg ja keskiverenpaineelle $(2,41 \pm 8,57)$ mmHg.

Cen ym. (2024) [62] vertasivat syväoppimismallin avulla PPG-signaalista johdettuja verenpaine arvoja invasiiviseen mittaukseen. Tutkimuksessa käytettiin 520 henkilön tietoja tietokannasta, joka sisälsi PPG-, EKG ja invasiivisen mittauksen tiedot henkilöistä. Tutkimuksessa ei raportoitu, mistä suonesta invasiivinen mittaus on tehty eikä nollaustason määrittelyä kuvattu. PPG-signaali mitattiin sormesta. Syväoppimismallin avulla saadaan PPG-signaaleista arvioitua verenpaine. Malliin lisättiin potilaista fenotyyppisiä tietoja arvioinnin tarkkuuden parantamiseksi: ikä ja sukupuoli. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle $(-0,72 \pm 6,37)$ mmHg ja diastoliselle verenpaineelle $(-0,36 \pm 3,99)$ mmHg, keskiverenpainetta ei ollut arvioitu.

Kwon ym. (2022) [63] arvioivat VitalStream -järjestelmän soveltuvuutta tehohoitotilanteessa. VitalStreamia verrattiin invasiiviseen mittaukseen varttinävaltimosta, jonka nollaustasoa ei raportoitu. VitalStream on itsekalibroituva. VitalStream ja invasiivinen katetri sijoitettiin samaan yläraajaan. Tutkimukseen osallistui 37 yli 18-vuotiasta potilasta, joiden keski-ikä oli 44 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle $(-0,36 \pm 7,57)$ mmHg ja diastoliselle verenpaineelle $(-2,11 \pm 6)$ mmHg, keskiverenpainetta ei ollut arvioitu.

Gratz ym. (2017) [64] vertasivat VitalStream -järjestelmää invasiiviseen mittaukseen varttinävaltimosta suuren vatsaontelon sisäisen leikkauksen aikana. Invasiivinen mittari asetettiin sydämen tasolle ja nollattiin ympäristön paineeseen, Tutkimuksessa VitalStream kalibroitiin invasiivisen mittauksen avulla. Laitteiden sijoittelusta toisiinsa

nähdän ei raportoitu. Tutkimukseen osallistui 24 potilasta, joiden keski-ikä oli 67 vuotta. Bland-Altman-analyysin perusteella harha ja keskihajonta olivat systoliselle verenpaineelle ($-0,57 \pm 7,34$) mmHg, diastoliselle verenpaineelle ($-2,52 \pm 6,47$) mmHg ja keskiverenpaineelle ($1,01 \pm 5,33$) mmHg.

Tutkimuksissa PWA -menetelmästä käytettiin VitalStream-järjestelmää sekä syväoppimismallin avulla PPG-signaalista johdettuja verenpaine-arvoja. Kaikissa tutkimuksissa vertailumenetelmänä oli käytetty invasiivista mittausta. Taulukossa 10 on eritelty, mitkä ISO 81060-2 -standardin mukaiset numeeriset vaatimukset täyttyivät tutkimuksittain. Taulukosta huomataan, että systolisen ja diastolisen verenpaineen harha täyttyi jokaisessa tutkimuksessa, myös näiden keskihajonta täyttyi suurella osalla tutkimuksia. Keskiverenpainetta ei arvioitu kaikissa tutkimuksissa, mutta niissä joissa sitä arvioitiin, sen harha täyttyi molemmissa ja keskihajonta toisessa. Tutkimusten perusteella PWA-menetelmän suorituskyky on lupaava erityisesti systolisen ja diastolisen verenpaineen osalta.

Taulukko 10. ISO 81060-2 -standardin vaatimusten toteutuminen PWA-menetelmällä harhalle ja keskihajonnalle eri verenpaineekomponenteilla. Merkintä X kuvaa vaatimusten toteutumista ja merkintä - kuvaa ettei kyseistä verenpaineekomponenttia arvioitu tutkimuksessa.

Tutkimus	SBP harha	DBP harha	MAP harha	SBP SD	DBP SD	MAP SD
Boretsky ym. (2025) [61]	X	X	X			
Cen ym. (2024) [62]	X	X	-	X	X	-
Kwon ym. (2022) [63]	X	X	-	X	X	-
Gratz ym. (2017) [64]	X	X	X	X	X	X

5. YHTEENVETO

Tässä työssä käsiteltiin verenpaineen mittausten menetelmistä, vascular unloading -menetelmää, valtimotonometriä, pulssiaallon kulkuaikaa, pulssiaallon saapumisaikaa sekä pulssiaaltoanalyysiä. Näiden menetelmien suorituskykyä arvioitiin vertaamalla niitä pääasiassa invasiiviseen vertailumenetelmään. Työssä tarkasteltujen menetelmien arviointi perustui pieneen otokseen tutkimuksista, jolloin jokaisesta menetelmästä otettiin 4-6 tutkimusta. Tutkimukset perustuivat erilaisiin potilasryhmiin. Kuitenkin tämä rajoittaa menetelmien suoraa vertailua keskenään, sillä tutkimustilanne saattaa vaikuttaa mittaustuloksiin. Siksi menetelmien arvioinnissa täytyy ottaa huomioon, millaisessa potilasryhmässä tutkimus on tehty.

Jatkuva-aikaiselle kajoamattomalle verenpaineen mittaukselle vertailuna on yleensä invasiivinen verenpaineen mittausta, koska se on yleisesti hyväksytty jatkuva-aikainen mittausta. Tämä kuitenkin rajaa tutkimusasetelmia, koska invasiivista mittausta ei ole perusteltua käyttää potilailla, joiden tila ei sitä edellytä. Kun vertaillaan jatkuva-aikaista menetelmää ajoittaiseen verenpainemittaukseen automaattisen olkavarsimittauksen avulla, vertailu rajoittuu yksittäisiin mittaushetkiin, koska mansettimittauksella saadaan yksittäisiä mittaustuloksia. Tämä vaikuttaa siihen kuinka hyvin voidaan arvioida jatkuvan menetelmän suorituskykyä.

Menetelmien vertailussa parhaiten sijoittui pulssiaaltoanalyysi, joka täytti harhan vaatimukset kaikissa ja keskihajonnan suuressa osassa tutkimuksia systolisen sekä diastolisen verenpaineen osalta. PWA-tutkimuksista Cen ym. [62] syväoppimismalliin perustuva tutkimus 520 henkilön tiedoilla raportoi samanaikaisesti pienimmän harhan ja keskihajonnan: systoliselle verenpaineelle ($-0,72 \pm 6,37$) mmHg ja diastoliselle verenpaineelle ($-0,36 \pm 3,99$) mmHg. Keskiverenpainetta oli käsitelty vain osassa tutkimuksia, mutta niissä joissa sitä oli käsitelty myös sen harha oli hyväksyttävä. Vascular unloading -menetelmä osoitti diastolisen ja keskiverenpaineen suoriutuvan paremmin harhan ja keskihajonnan osalta kuin systolisen verenpaineen kun taas valtimotonometria osoitti diastolisen verenpaineen suoriutuvan paremmin harhan ja keskihajonnan osalta kuin systolisen ja keskiverenpaineen osalta. Heikoimmiten työssä sijoittui PTT/PAT -menetelmä, jossa tulokset olivat hajanaisia ja osittain puuttellisia.

PTT/PAT-menetelmän tutkimuksissa osassa oli käsitelty vain systolisen verenpaineen harhaa ja muita verenpainekomponentteja ei ollut arvioitu. Lisäksi PTT/PAT oli ainoa menetelmä, jossa vertailua oli tehty ajoittaiseen mittaukseen. Tämä voi vaikuttaa menetelmän mittaustulosten tarkkuutteen, luotettavuuteen ja sen vertailuun muihin menetelmiin. Tämän vuoksi tämän menetelmän suorituskykyä ei voida arvioida luotettavasti. Lisäksi useissa tutkimuksissa viitattiin PTT:hen kun oikeasti kyseessä oli teknisesti PAT-menetelmä, mikä vääristää PTT:n tutkimusnäyttöä työssä ja vaikeuttaa näiden menetelmien arviointia.

Tutkimuksia ei toteutettu standardien mukaisesti. Tarkastelluissa tutkimuksissa käsiteltiin harhaa ja mittausvirheen keskihajontaa, joten suoraan voidaan arvioida, etteivät ne täytä ISO 80160-3 -tai IEEE-1708 -standardeja, koska näissä standardeissa on käytetty erityyppistä tilastollista menetelmää tarkkuuden tai keskihajonnan arviointiin. Jos tarkasteltuja tutkimuksia tarkastellaan ISO 81060-2 -standardin näkökulmasta, voidaan suuri osa tutkimuksista rajata suoraan pois, koska standardissa vaaditaan vähintään 85 koehenkilöä. Myöskään tutkimuksia, joissa koehenkilöitä oli yli 85 ei ole tehty standardin mukaisesti. Standardi määrittelee tarkempia vaatimuksia koehenkilöille, esimerkiksi tietty määrä eri verenpainetaso- ja ikäryhmiä. Osassa tutkimuksia viitattiin ISO 81060-2 -standardiin, mutta vastaavasti kuin tässä työssä arvioitiin tarkkuuden ja täsmällisyyden numeeristen vaatimusten täyttymistä.

Vaikka tutkimuksia ei ole tehty standardien mukaisesti, ne voivat silti tarjota hyödyllistä tietoa menetelmien toimivuudesta tietyillä potilasryhmillä tai tilanteissa. On kuitenkin hyvä tiedostaa, onko tutkimus toteutettu standardien mukaisesti vai ei. Työn rajaus Bland-Altman-analyysillä tulokset esittäviin tutkimuksiin on työssä sekä vahvuus että heikkous. Tämä mahdollistaa tutkimuksien vertailun keskenään johdonmukaisemmin, kun kyseessä samat tarkkuutta ja täsmällisyyttä kuvaavat mittarit, mutta toisaalta se sulkee pois tutkimukset, jotka käsitelivät suorituskykyä muilla mittareilla. Jos työn kirjallisuuskatsaus uusittaisiin, kaikille menetelmille valittaisiin sama referenssilaitte sekä yhtenäiset verenpainekomponentit, jotka tutkimuksessa tulisi käsitellä. Näin menetelmiä voitaisiin vertailla menetelmän sisällä tai toisiin menetelmiin luotettavammin. Voitaisiin myöskin valita yhtenäinen otoskoko tutkimuksille, mikä vahvistaisi tutkimuksien vertailun luotettavuutta.

Useimmat mittausten menetelmät vaativat kalibrointia, mutta kalibrointitapaa ei raportoitu tarkasti suuressa osassa tutkimuksia. Myös referenssilaitteena käytettävän invasiivisen katetrin mittausta paikan nollaustaso jäi usein raportoimatta. Molemmat näistä voivat vaikuttaa mittauksen tarkkuuteen sekä tulosten vertailtavuuteen. Joissain tutkimuksissa tutkittava laite kalibroidiin invasiivisen mittauksen avulla. Tällöin laitteen mittaustulokset perustuvat osittain invasiivisen mittauksen antamaan tarkkuuteen, mikä eroaa kajoamattoman ajoittaisen mittauksen tarkkuudesta. Kajoamatonta jatkuva-aikaista verenpainemittausta ei normaalisti kalibroida invasiivisen mittauksen avulla vaan sen kalibrointi perustuu ajoittaiseen mittaukseen tai laite voi olla täysin itsekalibroituva. Tämä kalibrointi invasiivisella mittauksella saattaa vääristää mittaustuloksia.

Myöskin mittaustuloksen ja referenssilaitteen sijoittelu toisiinsa nähden saattaa vaikuttaa mittaustuloksiin. Suurimmassa osassa tutkimuksia oli raportoitu tutkittavan laitteen ja referenssilaitteen sijainti toisiinsa nähden. Raajojen väliset puolierot verenpaineessa saattavat vaikuttaa mittauksiin, jos raajojen puoliero on iso. Tätä pyrittiin joissain tutkimuksissa välttämään poissulkemalla potilaat tutkimuksesta, joiden raajojen välinen puoliero on yli 10 mmHg ajoittaisen verenpainemittauksen avulla olkavarresta tehtävällä mittauksella. Myöskin samassa kädessä ollessaan laitteet saattavat häiritä toisiaan ja siten vaikuttaa verenpaineen arvoihin.

Eriolaiset otoskoot tutkimuksissa saattavat myöskin vaikuttaa tutkimusten tuloksiin ja sitä kautta niiden vertailuun menetelmien kesken. Pienemmällä otoskoolla yksittäisten henkilöiden mittaukset korostuvat ja vaikuttavat harhaan ja hajontaan enemmän kuin mitä suurella otoskoolla.

Vertailtaessa potilasmukavuutta ja potilaaseen liittyviä tekijöitä, kajoamaton jatkuva-aikainen verenpaineen mittaus sisältää vähemmän riskejä kuin kajoava mittaus, kun ei tarvita kajoavia toimenpiteitä verenpaineen mittaamiseksi. Tämä voikin tulevaisuudessa mahdollistaa niiden laajemman käytön eri potilasryhmissä. Lisäksi kajoamaton mittaus on todennäköisesti potilaalle miellyttävämpää kuin kajoava mittaus. Tässä työssä esitetyistä menetelmistä pulssiaaltoanalyysi vaikuttaisi potilasmukavuuden kannalta kaikista parhaimmalta, koska verenpaineen mittaamiseksi riittää yksi PPG-signaali. Kajoamattomat menetelmät voivat olla

potilaalle miellyttävämpiä, mutta niiden suorituskyky ei yllä kajoavan mittauksen tasolle.

Vaikka kajoamattomilla jatkuva-aikaisilla verenpaineen mittaussmenetelmillä on oma standardi ISO 81060-3, ongelmana on se, että se ei ole vielä vakiintunut käyttöön eikä kajoamattomia jatkuva-aikaisia tutkimuksia toteuteta tämän standardin mukaisesti. Usein viitataan ISO 81060-2 -standardiin ja sen rajoihin, vaikka se ei ole tarkoitettu kajoamattomille jatkuva-aikaisille verenpaineen mittaussmenetelmille. Vakiintuneen standardin puuttuminen vaikeuttaa vertailua tutkimusten välillä, kun tutkimukset on tehty eri tyyleillä ja niitä on verrattu eri standardeihin.

Osa jatkuva-aikaisista kajoamattomista verenpaineen mittaussmenetelmistä on saatavilla kaupallisesti, mutta tämä ei kuitenkaan välttämättä tarkoita sitä, että ne olisivat läpäisseet standardit. Tutkimuksen ollessa kliinisesti validoitu se on täyttänyt standardin mukaiset vaatimukset. Vaikka menetelmä olisi läpäissyt standardit ja on kaupallisesti saatavilla, tämä ei kuitenkaan takaa mittausten tarkkuutta ja täsmällisyyttä kaikissa potilasryhmissä. Tarve jatkuva-aikaiselle kajoamattomalle verenpaineen mittaussmenetelmälle on selkeä, sillä invasiiviseen mittaukseen liittyy rajoittavia tekijöitä. Näistä syistä jatkuva-aikaisten kajoamattomien verenpaineen mittaussmenetelmien tutkimus ja kehitys on aktiivisesti käynnissä.

Yhteenvetona voidaan todeta, että kajoamattomien jatkuva-aikaisten verenpaineen mittaussmenetelmien vertailua vaikeuttaa se, että tutkimuksia ei ole toteutettu tai raportoitu saman standardin mukaisesti ja lisäksi vertailua on tehty myös standardeihin, jotka on tarkoitettu ajoittaisille mittareille. Myöskään menetelmien suorituskyky ei yllä kajoavan mittauksen tasolle. Tästä huolimatta kajoamattomat jatkuva-aikaiset verenpaineen mittaussmenetelmät näyttävät lupaavilta vaihtoehdoilta verenpaineen seurantaan ja tarjoavat uusia mahdollisuuksia tulevaisuuden terveydenhuollossa.

LÄHTEET

- [1] K. Metsävainio. Yleistä peruselintoimintojen häiriöstä. Anestesiologian ja tehohoidon perusteet. Kustannus Oy Duodecim. 2021. Artikkelin tunnus: atd00007.
- [2] K. Metsävainio. Verenkierron arviointi ja seuranta (C=circulation). Anestesiologian ja tehohoidon perusteet. Kustannus Oy Duodecim. 2021. Artikkelin tunnus: atd00048.
- [3] A. Hoikka & E. Wilkman. Verenkierto ja sen seuranta. Anestesiakäsikirja. Kustannus Oy Duodecim. 2024. Artikkelin tunnus: aop00477.
- [4] M. Meinberg & M-L, Ylitalo-Airo. Valtimoverenpaineen monitorointi. Anestesiakäsikirja. Kustannus Oy Duodecim. 2024. Artikkelin tunnus: aop00465.
- [5] SFS-EN ISO 81060-2:2019. Non-invasive sphygmomanometers. Part 2: clinical investigation of intermittent automated measurement type (ISO 81060-2:2018). Suomen standardoimisliitto SFS. 2019.
- [6] SFS-opas 99: Kansainvälinen metrologian sanasto (VIM). Perus- ja yleiskäsitteet ja niihin liittyvät termit. Suomen standardoimisliitto SFS, online. 2010.
- [7] J. Leppäluoto, H. Rintamäki, O. Vakkuri, H. Vierimaa, T. Lauri & K. Mäkelä. Anatomia ja fysiologia : rakenteesta toimintaan. 2024. 14. Uudistettu painos. Sanoma Pro Oy. E-kirja.
- [8] Kohonnut verenpaine. Käypä hoito - suositus. Suomalaisen lääkäriseuran Duodecimin ja Suomen verenpaineyhdistys ry:n asettama työryhmä. Kustannus Oy Duodecim. 2020. Artikkelin tunnus: hoi04010
- [9] E. Wilkman & T. Liukas. Sydämen sykkeen seuranta. Anestesiakäsikirja. Kustannus Oy Duodecim. 2024. Artikkelin tunnus: aop00478.
- [10] E. Wilkman & T. Liukas. Kajoamaton verenpaineen seuranta. Anestesiakäsikirja. Kustannus Oy Duodecim. 2024. Artikkelin tunnus: aop00479.
- [11] T. Panula, J-P. Sirkia, D. Wong & M. Kaisti. Advances in Non-invasive Blood Pressure measurement techniques. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, vol.16, s.424-438. 2023.
- [12] I. Kantola & T. Niiranen. Verenpaineen säätely. Kardiologia. Kustannus Oy Duodecim. 2024. Artikkelin tunnus: kar01166.
- [13] M. Sundararajan. Principles of biomedical engineering. Second edition. Artech House, 2019.
- [14] Noninvasiivinen, Kustannus Oy Duodecim. N.d. Lääketieteen termit sanakirja.
- [15] A.S, Meidert & B, Saugel. Techniques for Non-Invasive Monitoring of arterial Blood Pressure. Frontiers in Medicine, vol.4, s.231-231. 2017.
- [16] O. Lotvinova, A. Bilir, E. Parvanov, J. Niebauer, M. Kletecka-Pulker, O. Kimberger, A.G. Atanasov & H. Willschke. Patent landscape review of non-invasive

- medical sensors for continuous monitoring of blood pressure and their validation in critical care practice. *Frontiers in Medicine*, vol.10, 1138051. 2023.
- [17] K. Samartkit & S. Pullteap. Non-invasive continuous blood pressure sensors in biomedical engineering research: a review. *Sensors and Actuators. A.physical*, vol. 367, 225084. 2024.
- [18] J. Park, H. Seok, S-S. Kim. & H. Shin. Photoplethysmogram Analysis and Applications: An Integrative Review. *Frontiers in Physiology*, vol.12. 2022.
- [19] K. Kouz, T. Scheeren, D. de Backer & B. Saugel. Pulse wave analysis to estimate cardiac output. *Anesthesiology (philadelphia)*. Vol.134, no1, s.119-26. 2021.
- [20] CNAP Technology, Full Hemodynamics at your fingertips. CNSystems. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 8.9.2025):
<https://www.cnsystems.com/technology/cnap-technology/#>
- [21] ClearSight System, Noninvasive continuous hemodynamic monitoring. Edwards Lifescience. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 8.9.2025):
<https://www.edwards.com/healthcare-professionals/products-services/hemodynamic-monitoring/clearsight-system>
- [22] Finapres Medical systems, Continuous non-invasive hemodynamics. Finapres Medical Systems. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 8.9.2025):
<https://www.finapres.com/>
- [23] B. Henry, M. Merz, H. Hoang, G. Abdulkarim, J. Wosik & P. Schoettker. Cuffless blood pressure in clinical practice: challenges, opportunities and current limits. *Blood pressure* vol.33, no.1. 2024.
- [24] K. Lakhal, S. Ehrmann. & T. Boulain. Noninvasive BP monitoring in the critically ill: time to abandon the arterial catheter? *Chest*, vol.153, no.4. 2018.
- [25] Z-B. Zhou, T-R. Cui, D. Li, J-M. Jian, Z. Li, S-R. Ji, X. Li, J-D. Xu, H-F. Liu, Y. Yang & T-L. Ren. Wearable Continuous Blood pressure monitoring devices based on pulse wave transit time and pulse arrival time: a review. *Materials*, Vol.16. 2023.
- [26] X. Ding, & Y-T. Zhang. Pulse Transit time technique for cuffless unobstrusive blood pressure measurement: from theory to algorithm. *Biomedical engineering letters*, vol.9, no.1. 2019.
- [27] G. Thambiraj, U. Gandhi, V. Devanand & U. Mangalanathan. Noninvasive cuffless blood pressure estimation using pulse transit time, Womersley number and photoplethysmogram intensity ratio. *Physiological Measurement*, vol.40, no.7, 75001. 2019.
- [28] E. Finnegan, S. Davidson, M. Harford, J. Jorge, P. Watkinson, D. Yong, L. Tarassenko & M. Villarroel. Pulse Arrival Time as a Surrogate of Blood Pressure. *Scientific Reports*, vol.11, no.1. 2021.
- [29] VisiMobile System General Information, FAQs. Sotera Digital Health. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 10.9.2025): <https://soteradigitalhealth.com/faqs>

- [30] Somnotouch NIBP, The Cuffless Solution. SOMNOmedisc AG. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 10.9.2025): <https://somnomedics.de/en/company-eu/somnomedics-history-and-milestones/>
- [31] J. Jin, X. Genz, Y. Zhang, H. Zhang & T. Ye. Pulse wave analysis method of cardiovascular parameters extraction for health monitoring. *International journal of environmental research and public health*, vol.20, no.3, 2597. 2023.
- [32] VitalStream ICU-level noninvasive hemodynamic monitoring. Caretaker medical. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 16.9.2025): <https://caretakermedical.net/vitalstream/>
- [33] Proven accuracy, trusted technology. Hilo. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 16.9.2025): <https://hilo.com/uk/science/>
- [34] Bijender. & A. Kumar. Flexible and Wearable Capacitive Pressure Sensor for Blood Pressure Monitoring. *Sensing and Bio-Sensing Research*. vol.33, 100434, 2021.
- [35] S-H. Kim, M. Lilot, K.S. Sidhu, J. Rinehart, Z. Yu, C. Canales & M. Cannesson. Accuracy and precision of continuous non-invasive arterial pressure monitoring compared with invasive arterial pressure: a systematic review and meta-analysis. *Anesthesiology (Philadelphia)*. Vol.120, no.5, s.1080-1097. 2014
- [36] M. Meinberg & M-L. Ylitaro-Airo. Kajoavan paineenmittauslaitteiston valmistelu ja käyttö. *Anestesiakäsikirja*. Kustannus Oy Duodecim. 2024. Artikkelin tunnus: aop00463.
- [37] H-M. Cheng, D. Lang, C. Tufanaru & A. Pearson. Measurement accuracy of non-invasively obtained central blood pressure by applanation tonometry: A systematic review and meta-analysis. *International Journal of Cardiology*, vol.167, no.5. 2013.
- [38] SFS-EN ISO 81060-3:2023. Non-invasive sphygmomanometers. Part 3: Clinical investigation of continuous automated measurement type (ISO 81060-3:2022). Suomen standardoimisliitto SFS. 2023.
- [39] Giavarina, Davide. Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, vol.25, no.2, s.141-151. 2015.
- [39] European Standards, search standards. CEN, Cenelec. Saatavissa (viitattu 19.9.2025): <https://www.cencenelec.eu/european-standardization/european-standards/>
- [40] Recognized Consensus Standards: Medical Devices. U.S. Food & Drug administration. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 19.9.2025): <https://www.accessdata.fda.gov/scripts/cdrh/cfdocs/cfStandards/search.cfm>
- [41] IEEE Std 1708-2014, IEEE standard for wearable, Cuffless Blood Pressure Measuring Devices. IEEE, 2014
- [42] H. Vilkkä. Kirjallisuuskatsaus metodina, opinnäytetyön osana ja tekstilajina. *Art House Oy*. 2023. E-kirja.
- [43] Medline (EBSCO). Tampereen yliopiston kirjasto. Verkkosivu. Saatavissa: Tampereen yliopiston kautta (viitattu 18.8.2025):

<https://research.ebsco.com/c/4gwiux/search/advanced/filters?auth-callid=928ac92e-2ffa-46ba-b6de-1a6a28c285b7&autocorrect=y&db=cmedm>

[44] Pubmed. National Library of Medicine. Verkkosivu. Saatavissa Tampereen yliopiston kautta (viitattu 18.8.2025): <https://pubmed-ncbi-nlm-nih-gov.libproxy.tuni.fi/>

[45] Web of Science. Clarivate. Verkkosivu. Saatavissa Tampereen yliopiston kautta (viitattu 18.8.2025): <https://www-webofscience-com.libproxy.tuni.fi/wos/woscc/smart-search>

[46] Andor. Tampereen yliopisto. Verkkosivu. Saatavissa (viitattu 18.8.2025): https://andor.tuni.fi/discovery/search?vid=358FIN_TAMPO:VU1

[47] A. Di Cori, M. Parollo, F. Fiorentini, V. Della, M. Salvatore, B. Lorenzo, S. Valentina, L. Segreti, S. Viani, R. De Lucia, L. Paperini, A. Canu, G. Gridoni, E. Soldati, M. Bongiorno & G. Zucchelli. Feasibility and Accuracy of Noninvasive Continuous Arterial Pressure Monitoring during Transcatheter Atrial Fibrillation Ablation. *Journal of Clinical Medicine*, vol 12, no.6. 2023.

[48] P. Klose, U. Lorenzen, R. Berndt, C. Borzikowsky, M. Hill, M. Gruenewald, G. Elke & J. Renner. Continuous noninvasive monitoring of arterial pressure using the vascular unloading technique in comparison to the invasive gold standard in elderly comorbid patients: A prospective observational study. *Health Science Reports*, vol.3, no.4, e204. 2020.

[49] K. Lakhal, M. Martin, S. Faiz, S. Ehrmann, Y. Blanloeil, K. Asehnoune, B. Rozec & T. Boulain. The CNAP Finger Cuff for Noninvasive Beat-to-Beat Monitoring of Arterial Blood Pressure: An Evaluation in Intensive Care Unit Patients and a Comparison with 2 Intermittent Devices. *Anesthesia and Analgesia*, vol.123, no.5, s.1126-1135. 2016.

[50] J. Wagner, I. Negulescu, M. Schöfthaler, A. Hapfelmeier, A. Meidert, W. Huber, R. Schmid & B. Saugel. Continuous noninvasive arterial pressure measurement using volume clamp method: an evaluation of the CNAP device in intensive care unit patients. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol.29, no.6, s.807-813. 2015.

[51] G. Kumar, A. Jagadeesh, M. Singh & SR. Prasad. Evaluation of continuous non-invasive arterial pressure monitoring during induction of general anaesthesia in patients undergoing cardiac surgery. *Indian Journal of Anaesthesia*, vol.59, no.1, s.21-25. 2015.

[52] C. Ilies, G. Grudev, J. Hedderich, J. Renner, M. Steinfath, B. Berthold, N. Haake & R. Hanss. Comparison of a continuous noninvasive arterial pressure device with invasive measurements in cardiovascular postsurgical intensive care patients: A prospective observational study. *European Journal of Anaesthesiology*, vol.32, no.1, s.20-28. 2015.

[53] G. Greiwe, S. Hoffmann, L. Herich, M.S. Winkler, C.J. Trepte, C.R. Behem, M. Petzoldt, D.A. Reuter & S.A. Haas. Comparison of blood pressure monitoring by applanation tonometry and invasively assessed blood pressure in cardiological patients. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol.32, no.5, s.817-823. 2018.

- [54] W-Q. Lin, H-H. Wu, C-S. Su, J-T. Yang, J-R. Xiao, Y-P. Cai, X-Z. Wu & G-Z. Chen. Comparison of continuous noninvasive blood pressure monitoring by TL-300 with standard invasive blood pressure measurement in patients undergoing elective neurosurgery. *Journal of Neurosurgical Anesthesiology*, vol.29, no.1, s. 1-7. 2017.
- [55] J. Harju, A. Vehkaoja, P. Kumpulainen, S. Campadello, V. Lindroos, A. Yli-Hankala & N. Oksala. Comparison of non-invasive blood pressure monitoring using modified arterial applanation tonometry with intra-arterial measurement. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, vol.32, no.1, s.13-22. 2017.
- [56] G. Greiwe, P.A. Tariparast, C. Behem, M. Petzoldt, L. Herich, C.J. Trepte, D.A. Reuter & S.A. Haas. Is applanation tonometry a reliable method for monitoring blood pressure in morbidly obese patients undergoing bariatric surgery? *British Journal of Anaesthesia: BJA*, vol.116, no.6, s. 790-796. 2016.
- [57] N. Langwieser, L. Prechtel, A.S. Meidert, A. Hapfelmeier, C. Bradaric, T. Ibrahim, K-L. Laugwitz, R.M. Schmid, J.Y. Wagner & B. Saugel. Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit. *Clinical Research in Cardiology*, vol.104, no.6, s.518-524. 2015.
- [58] S. Heimark, C. Hove, A. Stepanov, E. S. Boysen, O. Gloersen, K.G. Botke-Rasmussen, H.J. Gravidal, K. Narauamapillai, E. Fadl, T.M. Seeberg, A.C. Larstop & B. Waldum-Grevbo. Accuracy and user acceptability of 24-hour ambulatory blood pressure monitoring by a prototype cuffless multi-sensor device compared to a conventional oscillometric device. *Blood Pressure*, vol.32, no.1, 2274595. 2023.
- [59] F. Miao, B. Zhou, Z. Liu, B. Wen, Y. Li & M. Tang. Using noninvasive adjusted pulse transit time for tracking beat-to-beat systolic blood pressure during ventricular arrhythmia. *Hypertension Research*, vol.45, no.3, s.424-435. 2021.
- [60] C. Fischer & T. Penzel. Continuous non-invasive determination of nocturnal blood pressure variation using photoplethysmographic pulse wave signals: comparison of pulse propagation time, pulse transit time and RR-interval. *Physiological Measurement*, vol.40, no.1, 014001. 2019.
- [61] K.R. Boretsky, V.G. Nasr, D. Atkinson & M. Baruch. Comparison of continuous non-invasive blood pressure measurement using vitalstream to invasive intraarterial pressure in pediatric surgery. *Journal of Clinical Anesthesia*, vol.102, 111763. 2025.
- [62] Y. Cen, J. Luo, H. Wang, L. Chen, X. Zhu, S. Guo & J. Luo. OVAR-BPnet: A general pulse wave deep learning approach for cuffless blood pressure measurement. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, vol. 28, no.10, s.5829-5841. 2024.
- [63] Y. Kwon, P.L. Stafford, K. Enfield, S. Mazimba & M.C. Baruch. Continuous Noninvasive blood pressure monitoring of beat-by-beat blood pressure and Heart rate using caretaker compared with invasive arterial catheter in the intensive care unit. *Journal of Cardiothoracic and Vascular Anesthesia*, vol.36, no.7, s.2012-2021. 2022.
- [64] I. Gratz, E. Deal, F. Spitz, M. Baruch, I.E. Allen, J.E. Seaman, E. Pukenas & S. Jean. Continuous non-invasive finger cuff caretaker comparable to invasive intra-

arterial pressure in patients undergoing major intra-abdominal surgery. *BMC Anesthesiology*, vol.17, no.1, 48. 2017.

[65] C. Iversen. Understanding the Phlebostatic Axis. *Nursing Made Incredibly Easy!* vol.9, no.5, s.56-56. 2011.