

Aus der Klinik für Anästhesiologie der Universitätsmedizin
der Johannes-Gutenberg-Universität Mainz

**Metaanalysen zur Messgenauigkeit nichtinvasiver
kontinuierlicher Blutdruckmessmethoden bei
Erwachsenen**

Inauguraldissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Medizin
der Universitätsmedizin
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz
vorgelegt von

Stefanie Lischker
aus Meisenheim

Mainz, 2022

Wissenschaftlicher Vorstand:

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 06. Dezember 2022

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	4
Abbildungs- und Tabellenverzeichnis	5
1. Zusammenfassung	6
1.1. Hintergrund und Ziele.....	6
1.2. Methoden.....	6
1.3. Ergebnisse und Beobachtungen	6
1.4. Praktische Schlussfolgerungen	6
2. Einleitung	8
3. Hintergrund.....	10
3.1. Blutdruck.....	10
3.2. Invasive, kontinuierliche Messmethode	11
3.3. Nichtinvasive, kontinuierliche Messmethoden	12
3.3.1. Volumenkompensation	13
3.3.2. Arterielle Applanationstonometrie	17
3.3.3. Pulsplethysmographie (PPG)	22
4. Material und Methoden.....	26
4.1. Kriterien der Studienauswahl	26
4.2. Suchstrategie	27
4.3. Auswahl geeigneter Studien.....	28
4.4. Bland Altman-Analysen	30
4.5. Statistik	33
4.6. Übersicht und Daten der inkludierten Studien in den Metaanalysen.....	36
5. Ergebnisse	37
6. Diskussion.....	48
6.1. Limitationen.....	51
7. Schlussfolgerung.....	52
8. Literatur.....	53
9. Anhang.....	68
9.1. Suchstrategien	68
Danksagung.....	71
Lebenslauf	72

Abkürzungsverzeichnis

95%-KI	95% Konfidenzintervall
A. femoralis	Arteria femoralis
A. radialis	Arteria radialis
AAMI	Association for the Advancement of Medical Instrumentation
ART	invasive Arterielle Blutdruckmessmethoden
\bar{B}	gepooltes Bias
BP	Blood Pressure (Blutdruck)
CI	Cardiac Index (Herzindex)
CO	Cardiac Output (Herzeitvolumen)
DBP	Diastolic Blood Pressure (diastolischer Blutdruck)
EKG	Elektrokardiogramm
	European Society of Cardiology
ESC	(europäische Gesellschaft für Kardiologie)
HRS	Heart Reference System (Herzreferenzsystem)
HZV	Herzeitvolumen
i.d.R.	in der Regel
KI	Künstliche Intelligenz
LOA	Limits of Agreement (Übereinstimmungsgrenze)
MAP	Mean Arterial Pressure (mittlerer arterieller Blutdruck)
NI-K	Nichtinvasive Kontinuierliche Blutdruckmessmethoden
PAT	Pulse Arrival Time (Ankommenszeit des Pulses)
PDA	Pulse Decomposition Analysis (Pulsdekompositionsanalyse)
PE	Percentage Error
PPG	Pulsplethysmogramm
PR	Pulse Rate (Puls)
PTT	Pulse Wave Transit Time (Pulswellentransitzeit)
PWV	Pulse Wave Velocity (Pulswellengeschwindigkeit)
R	Resistance (Widerstand)
SBP	Systolic Blood Pressure (systolischer Blutdruck)
SV	Stroke Volume (Schlagvolumen)
SVI	Stroke Volume Index
SVR	Systemic Vascular Resistance (systemischer Gefäßwiderstand)
SVRI	Systemic Vascular Resistance Index
SVV	Stroke Volume Variation (Schlagvolumenvariation)
TL	T-Line™
\bar{V}	gepoolte Varianz
WHO	World-Health-Organisation (Weltgesundheitsorganisation)

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

<u>Abbildung 1:</u> Flowchart zur Literaturrecherche nach PRISMA	29
<u>Abbildung 2:</u> Messgenauigkeit und -Präzision	30
<u>Abbildung 3:</u> Bias und LOA nach Bland und Altman.....	31
<u>Abbildung 4:</u> QR-Code und Link zur Tabelle 1	36
<u>Abbildung 5:</u> Volumenkompensationstechnologie mit einem Fingercuff (Nexfin™)	38
<u>Abbildung 6:</u> Volumenkompensationstechnologie mit zwei Fingercuffs (CNAP™).....	40
<u>Abbildung 7:</u> Applanationstonometrie (T-Line™)	42
<u>Abbildung 8:</u> Applanationstonometrie (Vasotrac™)	43
<u>Abbildung 9:</u> Applanationstonometrie (N-CAT™).....	44
<u>Abbildung 10:</u> Photoplethysmographie	45
<u>Abbildung 11:</u> Übersicht der gepoolten Werte der jeweiligen Metaanalyse.....	46

1. Zusammenfassung

1.1. Hintergrund und Ziele

Eine kontinuierliche intraarterielle Blutdruckmessung kann das Risiko postoperativer Organschäden verringern, es bestehen jedoch methodenimmanente, zum Beispiel Blutungen oder Thrombosen. Technologien zur nichtinvasiven kontinuierlichen (NI-K) Blutdruckmessung können als Überbrückung zwischen der invasiven, intraarteriellen (ART) und nichtinvasiven, intermittierenden Blutdruckmessung dienen. Ihre Messgenauigkeit und -präzision im Vergleich zur intraarteriellen Messung vergleicht diese Dissertationsschrift.

1.2. Methoden

Es erfolgte die systematische Webrecherche in mehreren elektronischen Literaturdatenbanken nach den PRISMA-Empfehlungen. Aufgeteilt in MAP, SBP und DBP und unterteilt in die jeweilige Messmethode, wurden das gepoolte Bias, seine Standardabweichung (SD) sowie die Limits of agreement (LOA) zwischen NI-K und ART berechnet. Die Studien wurden entsprechend ihrer Messwertanzahl in der statistischen Auswertung gewichtet. Das gepoolte Bias (SD) gilt als akzeptabel, wenn es 5 (8) mmHg nicht überschreitet.

1.3. Ergebnisse und Beobachtungen

6 Metaanalysen aus insgesamt 48 Studien beinhalten die Messmethoden der Volumenkompensation (Nexfin™, CNAP™), die Applationstonometrie (T-Line™, Vasotrac™, N-CAT™) und Photoplethysmographie (PPG).

N-CAT™-SBP (-4,8 (7,9) mmHg), N-CAT™-DBP (0,5 (6,8) mmHg) und PPG-DBP (-1,5 (6,9) mmHg) gelten hinsichtlich Bias und SD als akzeptabel.

1.4. Praktische Schlussfolgerungen

Die meisten NI-K-Methoden zeigen ein akzeptables Bias, jedoch große SD. Hinsichtlich der Übereinstimmung mit ART erscheinen N-CAT™ und PPG derzeit vielversprechend, die Studienzahl bzw.

die Zahl der inkludierten Patient*innen ist jedoch noch sehr klein.
NI-K kann ART derzeit nicht ersetzen.

2. Einleitung

Bei intraoperativer Hypotension der Patient*innen drohen schwerwiegende Komplikationen wie Myokardinfarkt (52, 53) oder ein akutes Nierenversagen (54). Eine Zeitdauer von 5 Minuten unterhalb eines gewissen Schwellenwertes erhöht das Risiko eines Organschadens. Dieses Risiko besteht dabei bis zu 4 Tage nach dem eigentlichen operativen Eingriff (55). Dabei ist die Dauer der Hypotension proportional zum Organschaden (56), die Mortalität steigt (39). Diese Faktoren können zu einer verlängerten Krankenhausverweildauer und somit zu höheren Kosten führen.

Daher bedarf es einer engmaschigen Blutdrucküberwachung während der perioperativen Phase. Intraoperativ erfolgt dies i.d.R. mit einer nichtinvasiven, automatischen oszillometrischen Blutdruckmessung am Oberarm. Die Methode ist nutzerfreundlich, kostengünstig und kann bei nahezu allen Patient*innen angewendet werden. Im Vergleich zur intraarteriellen Messung tendiert diese Methode jedoch dazu, bei Hypotension die Messwerte zu überschätzen und bei Hypertension die Blutdruckwerte zu unterschätzen (57). Auch können aufgrund der intermittierenden Messung relevante Blutdruckänderungen mit ihren o.g. Konsequenzen zu spät oder gar nicht detektiert werden.

Die intraarterielle Blutdruckmessung liefert wesentlich genauere Blutdruckwerte, misst kontinuierlich in Echtzeit und ist damit Goldstandard (58). Methodenbedingt bestehen aufgrund des invasiven Zuganges Risiken wie Thrombosen, Gefäßverletzungen und Blutungen (24, 59, 60).

Als "Brücke" (61) zwischen der nichtinvasiven, oszillometrischen und der invasiven arteriellen Blutdruckmessung stellen nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessmethoden eine mögliche Alternative dar, die zudem eine intraoperative Hypotension schneller detektieren (62). Hierfür stehen verschiedene Messtechnologien zur Verfügung. Die Datenlage durch Studien, die diese Geräte mit der intraarteriellen Messung vergleichen, ist allerdings begrenzt.

Daher evaluiert die vorliegende Studie die Messgenauigkeit und -präzision der nichtinvasiven, kontinuierlichen Blutdruckmess-

geräte im Vergleich zur intraarteriellen Messung bei erwachsenen Patient*innen. Dabei werden die verschiedenen Messtechnologien unabhängig voneinander betrachtet und für MAP, SBP und DBP analysiert.

3. Hintergrund

3.1. Blutdruck

Der Blutdruck besteht aus den Komponenten Herzzeitvolumen (HZV) und dem Gefäßwiderstand (R). Bei jeder Herzkontraktion pumpt das Herz aus der linken Herzkammer Blut in den Blutkreislauf. Es entsteht dabei eine Druckwelle, die sich im Körper ausbreitet (Pulsquelle). Da die Gefäße des arteriellen Systems im Körper einen unterschiedlichen Wandaufbau aufweisen, verändert sich diese Druckwelle während ihres Durchlaufens vom Körperstamm in die Körperperipherie. Dementsprechend unterscheidet sich die Druckwelle im Körperstamm von der Druckwelle in der Peripherie. Entsprechend variiert ebenso der gemessene Blutdruck.

Beim Messen des Blutdrucks können zwei Werte ermittelt werden. Dabei bildet der systolische Blutdruckwert den durch die Kammerkontraktion bedingten Zustand ab, der diastolische Blutdruck ist der Druck, der während der Entspannungsphase des Herzens im Gefäßsystem vorliegt.

Aus diesen beiden Werten lässt sich der mittlere arterielle Blutdruck (MAP) berechnen, wobei der MAP als Schätzwert für die Organperfusion genutzt werden kann (58).

Die in der klinischen Arbeit häufig verwendete oszillometrische Messmethode ist einfach in der Handhabung, preisgünstig, wenig arbeitsaufwändig und schnell verfügbar. Von Nachteil ist, dass die intermittierende Messung zeitverzögert, maximal alle drei bis fünf Minuten oder länger, den Blutdruckwert erfasst (63). In diesem Fall können plötzlich auftretende hämodynamische Veränderungen nur verspätet oder überhaupt nicht erkannt werden (29).

Vergleichsmessungen zwischen der invasiven Blutdruckmessung und der oszillometrischen Messung zeigen, dass die oszillometrische Blutdruckmessung den Blutdruck bei Hypertension unterschätzt und bei Hypotension überschätzt (57, 64).

3.2. Invasive, kontinuierliche Messmethode

Bei der invasiven arteriellen Druckmessung (65) wird eine dünne Kanüle in eine Arterie der Patient*innen gelegt. Vorwiegend eignen sich hierfür die A. radialis am Handgelenk oder die A. femoralis am Oberschenkel (66). Diese Messmethode gilt als „Goldstandard“ der Blutdruckmessung (67).

Damit kann die Blutdruckmessung kontinuierlich ermittelt werden. Zudem liefert diese Messmethode eine Blutdruckkurve, welche zusätzliche Kreislaufparameter von den Patient*innen liefert (63, 68). Methodenbedingt besteht die Gefahr einer örtlichen Infektion, einer Thrombenbildung, Blutungen, Pseudoaneurysmen oder Ischämien (24, 59, 60, 64).

Eine kontinuierliche, aber nichtinvasive Technologie zur Ermittlung des Blutdrucks wäre daher wünschenswert.

3.3. Nichtinvasive, kontinuierliche Messmethoden

Nichtinvasive, kontinuierliche Messgeräte ermitteln den Blutdruck bei jeder Herzkontraktion, ein invasives Vorgehen ist nicht nötig. Diese Messtechnologien können zur intraoperativen Blutdruckstabilität beitragen (62, 69).

Es gibt verschiedene Messprinzipien auf deren Basis der kontinuierliche Blutdruck ermittelt werden kann. Diese sind unter anderem die Volumenkompensationsmethode (70, 71), die arterielle Tonometrie (72) oder die Berechnung des Blutdrucks mittels Pulswellengeschwindigkeit (47, 48).

Die Ära der kontinuierlichen Blutdruckmessung begann mit der Erfindung des Kymographen („Wellenschreiber“) von Carl Friedrich Wilhelm Ludwig (1816–1895) vor 170 Jahren (68), die die kontinuierliche Bestimmung des Blutdrucks erstmals ermöglichte. 1963 wird die Blutdruckmessung mittels Tonometrie beschrieben (73). Eine Dekade später wurde die Volumenkompensationsmethode vorgestellt (68). Keine der genannten Methoden konnten sich jedoch im klinischen Alltag etablieren.

Mit Anfang des 21. Jahrhunderts wurden neue Methoden der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessung entwickelt. Hierzu gehören die Berechnung des Blutdrucks aus der Pulswellengeschwindigkeit (englisch: Pulse Wave Velocity, PWV) (47, 48) oder der algorithmischen Berechnung des Blutdrucks aus der Pulskonturanalyse, die sogenannte Pulse Decomposition Analysis (PDA) (51). Ein anderer Forschungsschwerpunkt liegt auf der Blutdruckberechnung basierend auf mathematischen Algorithmen und maschinellem Lernen (68).

3.3.1. Volumenkompensation

Die Technologie der Volumenkompensationsmethode wurde 1973 vom tschechischen Physiologen Jan Penáz, basierend auf der "vascular unloading technique" entwickelt (74).

Bei der Volumenkompensationsmethode wird eine aufblasbare Manschette um einen Finger angebracht. In dieser Manschette ist zusätzlich ein Photoplethysmograph (PPG) angebracht, der Volumenschwankungen des Blutflusses detektiert (75). Die Insufflation der Manschette nach Volumensignal des PPGs gewährleistet ein kontinuierliches Blutvolumen im Finger. Bei der Systole steigt das Blutvolumen im Finger an. Dementsprechend werden die Lichttransmissionen reduziert: Durch den erhöhten Volumenanteil im Finger kann das Licht nur vermindert den gegenüberliegenden Sensor erreichen. Kompensatorisch erhöht die Fingermanschette ihren Druck auf den Finger und damit auch auf die Gefäßwand der Fingerarterie. Dies erfolgt so lange, bis der transmurale Druck (also die Druckdifferenz zwischen Manschettendruck und dem intraarteriellen Druck) gleich Null ist. Zu diesem Zeitpunkt entspricht der Druck in der Manschette auch dem intraarteriellen Druck (75). Dieser kann von dem Messsystem in einen Blutdruckwert umgerechnet werden. Je nach Blutdruckänderung, und den damit einhergehenden Volumenänderungen im Finger, ändert sich auch der Manschettendruck proportional dazu.

Da diese Geräte auch den Cardiac Output (CO) und den Gefäßwiderstand abschätzen können, werden sie als hilfreiches Mittel zur Therapieentscheidung bei postoperativer Hypotension eingesetzt (76).

Ein Nachteil dieser Technologie ist die Bewegungsempfindlichkeit. Vor allem bei wachen und agitierten Patient*innen haben die Geräte häufig Probleme einen korrekten Blutdruckwert zu ermitteln (77). Andere Schwierigkeiten stellen Vasokonstriktionen, periphere Gefäßerkrankungen (77) oder eine Hypothermie (76) dar.

Folgende Messsysteme auf Basis der Volumenkompensationstechnologie sind derzeit kommerziell erhältlich und wurden in die Metaanalysen miteinbezogen:

3.3.1.1. Volumenkompensationsmethode mit einer Fingerdruckmanschette

Die nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessung mittels Volumenkompensationsmethode mit einer Fingerdruckmanschette (ClearSight™ Edwards Lifescience, Irvine, CA, USA; früher: Nexfin™, Firma BMEYE, Amsterdam, Niederlande) besteht aus einem Monitor, einer Handgelenksmanschette, einem Finger-Cuff, in welchem sich das Photoplethysmographie-Einheit (PPG) befindet, einer Pumpe sowie ein „heart reference system“ (HRS) (3). Das HRS misst die hydrostatische Differenz zwischen dem Herz und dem Finger der Patient*innen und passt die Druckabweichung, die bei Lageveränderungen des Messarmes entstehen, an. Dazu wird der Sensor auf Höhe des Atriums der Patient*innen platziert (3, 63).

ClearSight™ liefert neben dem nichtinvasiven, kontinuierlichen Blutdruck (DBP, SBP und MAP) weitere hämodynamische Parameter: Das Cardiac Output (CO) bzw. Herzzeitvolumen (HZV), Pulsrate (PR), Schlagvolumen (SV), Schlagvolumenvariation (SVV), Cardiac Index (CI), systemischer Gefäßwiderstand (SVR), Stroke Volume Index (SVI), sowie den SVR-Index (SVRI) (77). Auch eine kontinuierliche Blutdruckkurve wird dargestellt (3). Das System kalibriert sich mithilfe seines internen Kalibrierungsmechanismus „Physio-cal™“ (9, 69) in regelmäßigen Zeitabständen von selbst (7). Dafür wird die Messung für ungefähr zwei Herzaktionen unterbrochen (78). Zusätzlich dient es der Anpassung des Drucks in der Fingerdruckmanschette an den gegebenen Gefäßtonus (79). Der Hersteller empfiehlt, vor dem Starten der Messung sowie bei jeder Lageänderung der Patient*innen eine Kalibrierung durchzuführen.

3.3.1.2. Volumenkompensationsmethode mit zwei Fingerdruckmanschetten

Die nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessung mittels Volumenkompensationsmethode mit zwei Fingerdruckmanschetten (CNAP™; CNSystem Medizintechnik AG, Graz, Österreich) besteht aus einem Zwei-Finger-Cuff, einem Drucktransducer, der am Unterarm befestigt wird, sowie einer Blutdruckmanschette, die am Oberarm platziert wird und der Kalibrierung dient (29). Die beiden Finger-Cuffs werden an zwei benachbarten Fingern platziert und üben auf die Finger stets einen konstanten Druck aus, der einen gleichbleibenden Blutvolumenfluss durch die Fingerarterien gewährleistet. Dies wird durch den Drucktransducer am Unterarm gesteuert. Der aufgewendete Druck entspricht dem arteriellen Druck im Finger. Um die Finger zu entlasten, wird jeweils immer nur ein Fingercuff aufgeblasen und nach 30 Minuten wird der Fingercuff automatisch gewechselt (16). Die Anpassung des Manschettendrucks an den Patientenblutdruck wird regelmäßig automatisch kontrolliert (80, 81).

3.3.1.3. Volumenkompensationsmethode mit Handgelenksdruckmanschette

Dieses Druckmesssystem, auch auf der Volumenkompensationstechnik basierend, wird nicht an den Finger angebracht, sondern um das Handgelenk (BP100A™ CNAP-System, Firma Libang Medical Inc., Xi'an, China) (49).

Nach dem Start der Messung ermittelt das System automatisch den Blutdruck und zeigt zudem die Pulswellenkurve in Echtzeit an. Mittels einer geschlossenen „Loop feedback“-Schleife wird dann der zu erwartende Druck in der Handgelenksmanschette entsprechend der Volumenkompensationsmethode aufrechterhalten (49).

Voraussetzungen für eine adäquate Druckmessung sind systolische Blutdruckwerte von 40 bis 250 mmHg und diastolische Werte zwischen 10 und 180 mmHg (49). Auch die maximale Handgelenksbreite der Patient*innen sollte nicht mehr als 8 cm betragen (49).

3.3.2. Arterielle Applanationstonometrie

Die grundlegende Technologie der Applanationstonometrie basiert auf einen piezoelektrischen Drucksensor (75), der an einem Armband befestigt ist und um das Handgelenk der Patient*innen angebracht wird. Erstmals beschrieben wurde die Methode 1963 von Pressman und Newgard (73): Man kann den intravasalen Druck von außen messen, wenn die tangentialen Wandspannung des Gefäßes nahe Null ist (73). Dies wird erreicht, wenn das Gefäß leicht applaniert wird.

In der heutigen Praxis drückt der piezoelektrische Sensor auf die Arteria radialis. Als Widerlager dient der darunterliegende Radius. Im Gegensatz zu anderen Blutdruckmesssystemen wird hier also nur lokal Druck auf die Zielstruktur ausgeübt, das restliche Gewebe bleibt entlastet (75). Bei einer tangentialen Wandspannung von null (82) werden die von der A. radialis ausgehenden Pulswellen detektiert und in Blutdruckwerte umgerechnet (75). Dabei entspricht der Maximalpunkt der Druckwelle dem mittleren arteriellen Druck (MAP) (33, 63). DBP, SBP sowie die angezeigte arterielle Druckkurve berechnet das System mithilfe einer Transferfunktion (33).

3.3.2.1. T-Line™

Das T-Line™-System (Tensys Medical Inc, San Diego, CA, USA) beinhaltet mehrere Modelle: Das T-Line 200pro™ (33), TL-300™ (36) und TL-400™ (32).

Die Systeme besteht aus einem am Handgelenk angebrachten Einweg-Klebesensor, der mit einem Handgelenksband, geschnallt um Unterarm und Hand, fixiert wird. Die optimale Positionierung des Sensors auf der A. radialis ermittelt das System am Ort der maximalen Pulswelle (31).

Der dazugehörige Monitor (31) zeigt die errechneten Blutdruckwerte kontinuierlich in Echtzeit (83). Eine Kalibrierung des Systems vor der jeweiligen Patientenmessung ist nicht notwendig (31). Die starke Empfindlichkeit gegenüber Bewegungen oder Verschiebungen der Armmanschette schränken die Aussagekraft der Blutdruckmessung erheblich ein (83).

3.3.2.2. Vasotrac™

Auch das Gerät Vasotrac™ (Medwave, Arden Hills, Minnesota, USA) misst den Blutdruck mithilfe der Applanationstonometrie (75). Die Einheit besteht aus einem hydraulisch betriebenen Sensor, einer Handgelenksmanschette und einem Monitor, der die Daten verarbeitet und anzeigt (40). Die austauschbaren Vasoguidestripes (Medwave Inc., Arden Hills, Minnesota) ermöglichen dabei ein sicheres Fixieren des Sensors über der A. radialis (40). Vor Beginn der Blutdruckmessung prüft der Sensor die Dichtigkeit (40) und kalibriert sich an den Atmosphärendruck (84). Daraufhin ist keine weitere Kalibrierung notwendig, denn die Druckwelle wird nun in Relation zum Atmosphärendruck gemessen. Dieser ändert sich auch bei Lagewechsel der Patient*innen nicht. Der Druckbereich, in welchem gemessen wird, ist fortan über einen Bereich zwischen 0-300 mmHg stabil (84).

Die eigentliche Messung erfolgt folgendermaßen: Der Vasotrac™ detektiert bei richtiger Lage die Pulswelle der A. radialis. Dabei zeichnet er 12 Pulswellen auf und rechnet diese anhand eingetragener Patientendaten in einen Blutdruckwert um (84). Die Umrechnung dauert etwa 3 Pulsschläge, womit die Blutdruckberechnung insgesamt über 12-15 Schläge stattfindet (84).

Auch dieses Messsystem ist sehr empfindlich gegenüber Bewegungen des Handgelenks (40).

3.3.2.3. N-CAT™

Das Blutdruckmessgerät N-CAT™ N-500 (Nellcor, Hayward, California, USA) bedient sich ebenfalls der arteriellen Tonometrie, um eine Blutdruckkurve zu generieren (44).

Seine Armgelenksmanschette enthält 15 piezoelektrische Transducer (45). Aus den ermittelten Rohdaten werden die Blutdruckwerte (SBP, DBP, MAP sowie Blutdruckkurve) berechnet, die auf einem zusätzlichen Monitor angezeigt werden können. Im Unterschied zum T-Line™-System ist hier ein oszillometrisches Blutdruckmessgerät integriert, das intermittierend den piezoelektrischen Transducer kalibriert (44).

3.3.2.4. BPro™

Die BPro™ watch (Healthstats, Singapur, Singapur), kann aufgrund fehlender Vergleichsstudien in diesen Metaanalysen lediglich erwähnt werden. Das Verfahren ist in Form einer Uhr kommerziell erhältlich (50).

Laut Herstellerseite dient die Uhr der automatischen Blutdrucküberwachung. Die Uhr misst 24h am Tag mit einem jeweils 10 Sekunden langem Messzyklus. Dies erfolgt automatisch alle 15 Minuten. Es ergeben sich daraus 96 Messintervalle innerhalb der 24 Stunden. Dazu muss das System, nachdem es auf die radiale Arterie angebracht wurde, an den brachialen Blutdruck kalibriert werden.

Dabei kann das BPro™-Gerät zudem mit einer Software erweitert werden, um den zentralen systolischen Aortendruck zu ermitteln (85).

3.3.3. Pulsplethysmographie (PPG)

Die Pulswelle und Puls geschwindigkeit sowie die Flussgeschwindigkeit des Blutes variieren von zentral nach peripher (86). Im zunehmenden Alter erfahren die Arterien Strukturveränderungen (86), die die Elastizität reduzieren. Auch bei verschiedenen Krankheiten können die Gefäße an Elastizität verlieren.

Gemäß der Gleichung $E_p = (c + u)^2 \times 2\rho$ ist die Steifheit des Gefäßes abhängig von der Blutdichte, der Blutgeschwindigkeit sowie der Pulswellengeschwindigkeit (87). Letztere ist außerdem abhängig vom Durchmesser des Gefäßes und des Durchflussvolumens.

1971 publizierten Weinman und Sapoznikov eine Methode zur Messung von Volumen- und Durchmesseränderungen im Gefäß, um damit die arterielle Pulswellengeschwindigkeit zu erhalten (87). Die Messung erfolgte mithilfe eines Photoplethysmographen (PPG). Die Photoplethysmographie ist eine nichtinvasive, optische Methode, die Änderungen im Blutvolumen detektiert (88). Meist wird das Rohsignal in Form eines Finger- oder Ohrclips abgegriffen. Das am Finger, Zeh oder Ohrläppchen ankommende Blutvolumen registriert das PPG. Mittels eines LED- (89) oder Infrarotlichts (90) und eines Sensors, wird das durch das Gewebe durchgetretene Licht detektiert. Wird mehr Volumen durch das dazwischenliegende Körperglied gepumpt, steigt die Absorption des Lichts. Das nimmt der Lichtdetektor wahr und rechnet es um.

Aufgrund der Nichtinvasivität und des einfachen und preiswerten Zugangs zur PPG-Messung, könnte die Blutdruckmessung mittels PPG mit „wearable devices“ zugänglich gemacht werden (91).

3.3.3.1. Pulswellengeschwindigkeit und Pulswellentransitzeit

Mit jeder Herzkontraktion wirft das Herz ein gewisses Volumen an Blut aus. Dieser Auswurf ist als Pulswelle in den peripheren Gefäßen erfassbar und unterscheidet sich abhängig von der Größe und dem Aufbau des Gefäßes (siehe Gleichung oben). Mit zunehmender Entfernung vom Körperstamm werden die Gefäße kleiner und steifer (also weniger elastisch) (86).

Die Ausbreitungsgeschwindigkeit der Pulswelle in der Arterie nennt sich Pulswellengeschwindigkeit (engl.: Pulse Wave Velocity, PVW) (92). Diese Pulswellengeschwindigkeit kann, in der Aorta gemessen, „ein direktes Maß für die arterielle Gefäßsteifigkeit“ (86) sein. Auch bei Änderungen im Blutdruck variiert die Steifheit der Gefäße: Einen niedrigen Druck kompensiert das Gefäß mit niedriger Wandspannung, einen hohen Druck mit größerer Wandspannung (93). Diesem Prinzip bedienen sich die Blutdruckmessgeräte, die ihren Blutdruckwert mittels PVW ermitteln. Dabei muss mittels EKG, das bei allen Patient*innen für die Anästhesie routinemäßig angelegt wird (94), die „Q“- oder „R“-Zacke detektiert werden (Näherung für t_0 der Myokardkontraktion). Parallel misst man die ankommenden Pulswellen im PPG. Dabei wird die Zeit zwischen „R“- oder „Q“-Zacke und der ankommenden Pulswelle im Finger gemessen. Der ermittelte Wert ist die Pulswellentransitzeit (PTT) (90). Gibt man nun noch die Größe des Patienten (genauer, den Abstand zwischen Herz und Finger) an, lässt sich die PVW messen (90):

$$PVW = \frac{D}{PTT} \quad (95)$$

In den beiden Studien in der Metaanalyse, die den Blutdruck mittels PVW bzw. PTT berechnen (47, 48) soll der Zusammenhang zwischen Personen verschiedenen Alters und Geschlechts und ihrem Blutdruck geklärt werden (47).

Schwierigkeiten in der Messung mittels PVW bzw. PTT können durch Veränderungen im EKG entstehen (96). Dabei ist es möglich, dass die Software die „R“- oder „Q“-Zacke des EKGs nicht mehr richtig erkennen kann. Damit wäre der Startpunkt der PVW-/PTT-Messung nicht exakt gegeben. Des Weiteren gelten dieselben

Fehlerquellen, wie sie für die PPG-Messung gelten z.B. Hypothermie, Zentralisierung (96), Arteriosklerose (47), Raynaud-Syndrom oder manche Nagellackfarben.

3.3.3.2. Pulse Decompositions Analysis (PDA)

Eine weitere nichtinvasive Ermittlung des Blutdrucks kann über ein mathematisches Modell eines Pulskonturalgorithmus (CareTaker™, Empirical Technologies Corporation, Charlottesville, Virginia, USA) durchgeführt werden (51).

Das Gerät besteht aus einem Handgelenksarmband und einem Fingercuff. Im Cuff hält ein pneumatisches System den Druck von 35-45 mmHg konstant. Piezoelektrische Sensoren nehmen die arteriellen Pulsationen wahr und übertragen die Informationen an einen Computer. Mithilfe der PDA können unter anderem eine kontinuierliche Druckkurve, SBP, DBP und MAP abgelesen werden. Eine Kalibrierung ist vor Beginn der Messung notwendig (51). Alle 30 Minuten erfolgt eine Rekalibrierung (51).

4. Material und Methoden

4.1. Kriterien der Studienauswahl

Folgende Kriterien definieren die Eignung zur Inklusion in die Metaanalysen:

1. Die ausgewählten Studien müssen Volltextstudien zum Vergleich von kontinuierlichen, nichtinvasiven Blutdruckmessgeräten mit der arteriellen Druckmessung an der A. radialis sein.
2. Untersucht werden Patient*innen im Rahmen der operativen oder intensivmedizinischen Versorgung.
3. Die Patient*innen müssen ≥ 18 Jahre alt sein, demographische Daten wie Alter und Geschlecht der Proband*innen müssen bekannt sein.
4. Die Studien sind in englischer oder deutscher Sprache veröffentlicht.
5. Eine statistische Vergleichsanalyse nach Bland und Altman (97) wurde durchgeführt (Bias, SD, LOAs).

Die Messgenauigkeit und Präzision wurden anhand der Richtwerte der Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) definiert. Diese besagen, dass die Messgenauigkeit, definiert als das Bias, nicht größer als 5 mmHg sein darf. Die Präzision, definiert als die Standardabweichung (SD) des Bias, soll 8 mmHg nicht überschreiten, um als akzeptabel zu gelten (98, 99). Dabei gelten die Kriterien jeweils für den MAP, SBP und DBP (79).

4.2. Suchstrategie

Die Internetrecherche erfolgte von Oktober 2018 bis Dezember 2019 und nutzte folgende Literaturverzeichnisse: PubMed, Livivo, Web of Science sowie die Cochrane Bibliothek. Stets erfolgte die Suche aus dem Intranet bzw. dem VPN der Universität Mainz. Die genaue Suchstrategie nach PICO (100) ist dem Anhang, 10.1. Suchstrategien, zu entnehmen.

4.3. Auswahl geeigneter Studien

Die Recherchen zwischen Oktober 2018 und Dezember 2019 lieferten insgesamt 780 potenzielle Studien, von denen 10 Studien nicht verfügbar waren und weitere 115 Studien nach dem Überprüfen der Überschriften als thematisch nicht passend erkannt wurden. Weitere 430 wurden nach dem Überprüfen des Abstracts als ungeeignet befunden, da die o.g. Kriterien nicht erfüllt wurden. Von den verbliebenen 225 Studien konnten weitere 174 Studien nach dem Überprüfen des gesamten Artikels nicht in die Metaanalysen inkludiert werden (v.a. Fehlen einer Analyse nach Bland und Altman). Schlussendlich erfüllten 51 Studien die Kriterien. Hiervon verfügten 3 (49–51) Studientechnologien über keine passenden Vergleichsstudien, weshalb diese 3 Studien lediglich erwähnt werden können. Die Metaanalysen zur Volumenkompensationstechnik beinhalten 30 Studien, für die Applanationstonometrie konnten 16 Studien ausgewertet werden und für die Technologie der Photoplethysmographie zwei Studien.

Die graphische Darstellung anhand eines PRISMA Flow Diagramms (101) ist der Abbildung 1 zu entnehmen.

Die Literaturdatenbank wurde mittels des Referenzmanagement- und Wissensorganisationsprogramms Citavis™ 6.0 (Swiss Academic Software GmbH, Wädenswil, Schweiz) erstellt.

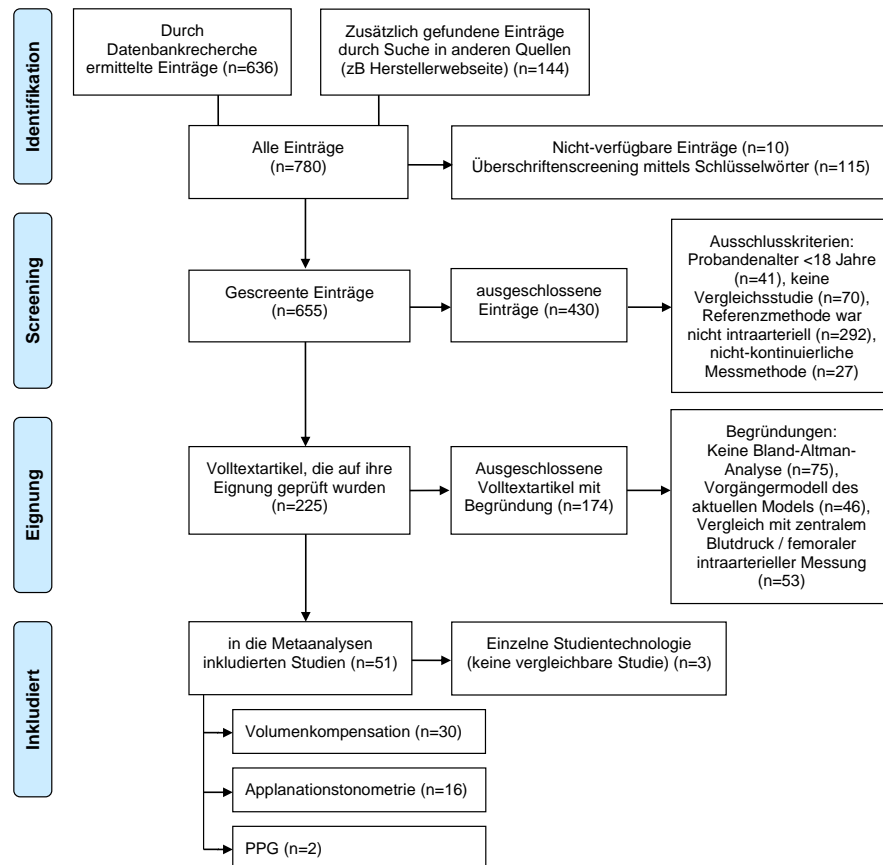


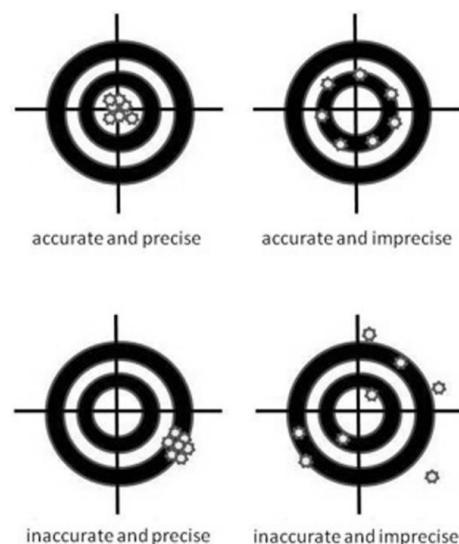
Abbildung 1: Flowchart zur Literaturrecherche nach PRISMA (101)

4.4. Bland Altman-Analysen

Elementares Einschlusskriterium in die Metaanalysen war das Vorhandensein einer statistischen Analyse nach Bland und Altman (97), die heute die statistische Standardmethode zum direkten Vergleich zweier Messmethoden darstellt.

Das Bias, oder auch mittlere Differenz, entspricht dem Mittelwert der Differenzen aus beiden Messmethoden. Hat man beispielsweise das Bias X, misst die zweite Messmethode im Durchschnitt immer X mehr als die erste Messmethode (102). Wie man hier erkennen kann, ist es wichtig, welche Messmethode von welcher subtrahiert wird. Das Bias kann auch als systematischer Fehler gewertet werden (103). Es erlaubt eine Einschätzung der Messgenauigkeit eines neuen Messinstruments im Vergleich zur Standardmethode (102), also wie nah der Messwert des Gerätes am „wahren“ Wert liegt.

Die Standardabweichung stellt die Präzision dar (4), welche aussagt, wie nah, bei mehrfacher Messung, die gemessenen Werte beieinander liegen (102). Sie ist hier auf die mittlere Differenz, also das Bias, bezogen. Anhand dieser lässt sich die reale Streubreite des Bias aufführen (104). Das deutet zudem auf einen geringen zufälligen Fehler, welcher in der hier vorgestellten Arbeit durch die Varianz des Bias (103) verdeutlicht wird.

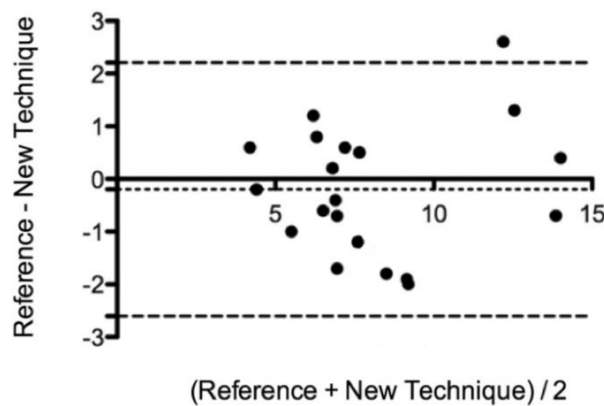


Bull's-eye representation of accuracy and precision. With respect to the Bland-Altman plot, accurate measurements mean small bias and precise measurements mean narrow limits of agreement.

Abbildung 2: Messgenauigkeit und -Präzision aus (102)

„Limits of Agreement“ (LOA) bezeichnet die Übereinstimmungsgrenze, in der 95% der Unterschiede zwischen der zweiten Messmethode, im Vergleich zur ersten Messmethode, zu erwarten sind (104). Weitere Bezeichnungen können 95%-Konfidenzgrenze oder 95%-Vertrauensintervall sein. Die LOA zeigen an, wie präzise die Messungen sind (102): Je näher sie beieinander liegen, desto höher die Präzision (102).

Es wird mithilfe des Bias und der Standardabweichung näherungsweise berechnet: $LOA = Bias \pm 2 \times SD$ (105). Im Voraus muss eine Grenze für die LOAs bzw. die Bias definiert werden, die als akzeptabel gelten sollen (105).



Bland-Altman plot for new technique versus reference technique. Dotted lines represent bias and limits of agreement. Data from Table 1 are used.

Abbildung 3: Bias und LOA nach Bland und Altman aus (102)

Die graphische Darstellung erfolgt meist in einem Scatterplot. Auf der Y-Achse wird der Unterschied zwischen den beiden Messmethoden (A-B) aufgeführt. Die X-Achse stellt den Mittelwert der beiden Messmethoden $((A+B)/2)$ dar (102). Eine weitere Möglichkeit der Darstellung ist die Darbietung der Werte auf der Abszisse in Prozent: $[(Methode A - Methode B)/Mittelwert \text{ in } \%]$ (106).

Außerdem kann zur Evaluation der Übereinstimmung zwischen der Referenzmethode und der neuen Methode nach Critchley und Critchley (107) der Percentage Error (PE) genutzt werden (102). Dieser führt die Differenz zwischen den beiden Methoden im Verhältnis

zum Referenzwert auf und resultiert in einem Prozentwert. Auch hier muss im Voraus ein Grenzwert definiert werden, der als akzeptabel gilt (21, 102).

4.5. Statistik

Nach der Auswahl der geeigneten Studien erfolgte eine Auflistung der einzelnen Studien in einer Excel-Tabelle: Dabei wurde die Eingruppierung gemäß der einzelnen Messtechnologie (Volumenkompensationsmethode, Applanationstonometrie und PPG) und den jeweiligen Vertreter dieser Messtechnologien durchgeführt. Weiterhin wurde nach MAP- / SBP- oder DBP-Werten differenziert. Der Aufbau der Excel-Tabelle und die durchgeführte statistische Auswertung ist der Tabelle 1 (im Abschnitt 5.6. Übersicht und Daten der inkludierten Studien in die Metaanalysen, unter dem nachfolgenden QR-Code bzw. Link einsehbar) zu entnehmen: Diese enthält die Anzahl der Messungen (n=) sowie die Anzahl der Patient*innen, das ermittelte Bias, dessen Standardabweichung und, falls gegeben, die Limits of Agreement. Waren die LOA nicht in der Studie angegeben, wurden diese nach der Formel: $LOA = Bias \pm 2 \times SD$ (104) berechnet und dies mittels gelber Hinterlegung (Tabelle 1) markiert. Fehlende Standardabweichungen wurden mittels $SD = LOA\text{-width}/4$ (blau geschriebene Werte, Tabelle 1) berechnet.

Falls in der Studie angegeben, sind die Mittelwerte des jeweiligen Messsystems und der Percentage Error (PE) eingetragen. War der Percentage Error nicht angegeben, konnte der PE bei vorliegenden Mittelwerten mittels: $PE = [2 \times SD \text{ of bias} / (CIAP + CNAP) / 2] \times 100$ (21) berechnet werden, was ebenfalls mittels gelber Hinterlegung in der Tabelle 1 markiert wurde.

Weiterhin wurden Alter, Geschlecht, das Studiensetting, der exakte Geräte name sowie das angewandte Messverfahren angegeben. Zudem ist notiert, ob die Messwerte des getesteten Systems von den Messwerten des Referenzsystems (also der invasiven radialen Messung) subtrahiert wurde (Referenz minus Neu, Minuend minus Subtrahend). Es ist von Relevanz (53), welches Messsystem subtrahiert wird, denn das Bias ist stets auf den Minuenden bezogen.

Entspricht das Referenzsystem dem Minuenden, wurde mit dem Faktor -1 multipliziert. Wurden hingegen Werte des Referenzsystems vom getesteten System abgezogen, wurden mit dem Faktor 1

multipliziert. Damit entsprach das Bias stets dem Mittelwert des zu überprüfenden Verfahrens minus des Goldstandards.

In einigen Veröffentlichungen (2, 19, 21) wurden Subanalysen evaluiert, die in den Metaanalysen als separate Studien betrachtet wurden.

Für jede Metanalyse wurde ein gepooltes Bias \bar{B} berechnet und gewichtet. Die Gewichtung erfolgte anhand der Anzahl der jeweiligen Messungen (n) der einzelnen Studien minus 1:

$$\bar{B} = \frac{\sum_{i=1}^N B_i (n_i - 1)}{\sum_{i=1}^N (n_i - 1)} \quad (103)$$

Aus dem Bias der einzelnen Studien wurde die gepoolte Varianz \bar{V} berechnet, welche nun auch eine Gewichtung nach der Anzahl der jeweiligen Messungen (n) hat:

$$\bar{V} = \frac{\sum_{i=1}^N V_i (n_i - 1)}{\sum_{i=1}^N (n_i - 1)}$$

Indem man die Wurzel aus \bar{V} genommen hat, ergab sich die gepoolte Standardabweichung \bar{SD} :

$$\bar{SD} = \sqrt{\bar{V}}$$

Durch Multiplikation des gepoolten Bias mit der gepoolten SD ergaben sich die gepoolten LOAs:

$$\overline{LOA} = \bar{B} \pm 2 \times \bar{SD}$$

Das 95%-Konfidenzintervall (95%-KI) für das gepoolte Bias wurde mithilfe folgender Formel berechnet:

$$\bar{B} \pm t_{0,975; \sum_{i=1}^N (n_i - 1)} \times \frac{\bar{SD}}{\sqrt{\sum_{i=1}^N n_i}} \quad (103)$$

Dabei galt: Die 95%-Perzentil der t-Verteilung mit

$$\sum_{i=1}^N (n_i - 1)$$

Freiheitsgraden

$$t_{0,975;\sum_{i=1}^N (n_i-1)} \quad (103).$$

Somit ergeben sich als Konfidenzintervalle für die LOA:

$$LOA \pm t_{0,975;\sum_{i=1}^N (n_i-1)} \times \overline{SD} \times \sqrt{\frac{3}{\sum_{i=1}^N n_i}} \quad (97)$$

Die gepoolten Werte wurden in Forest-Plots (Abbildung 5 – 10) dargestellt. In den Forest-Plots steht das schwarze Quadrat (für MAP) bzw. der schwarze Kreis (für SBP) sowie das schwarze Dreieck (für DBP) für das gepoolte Bias und seine 95%-Konfidenzintervalle. Die grauen Quadrate (für MAP) / Kreise (für SBP) / Dreiecke (für DBP) zeigen die gepoolten Werte für die LOA und ihre 95%-Konfidenzintervalle an (untere LOA auf der linken Seite, obere LOA auf der rechten Seite). Der gewichtete Anteil an der Gesamtauswertung ist anhand der Größe der jeweiligen Figur zu erkennen.

Die Abbildung 11 zeigt eine Übersicht der gepoolten Werte der einzelnen Metaanalysen und ihre jeweilige Anzahl an inkludierten Studien, Anzahl an Messungen und Patient*innen. Bei grüner Schriftfarbe konnten die AAMI-Kriterien (98, 99) für Bias oder Standardabweichung eingehalten werden, bei roter Schriftfarbe hingegen nicht.

4.6. Übersicht und Daten der inkludierten Studien in den Metaanalysen



<https://drive.google.com/file/d/1I7pk1v0oAjSETXN6cqDXzkoXGzw3m5ko/view>

Abbildung 4: QR-Code und Link zur Tabelle 1:
Überblick und Daten der inkludierten Studien der Metaanalysen sowie der Studien, die keine passenden Vergleichsstudien aufwiesen.
Blaue Schriftfarbe = berechneter Wert ($SD=LOAwidth/4$);
mit gelber Farbe hinterlegt = berechneter Wert ($LOA=bias\pm 2*SD$;
 $PE=[2*SD\ of\ bias/(CIAP+CNAP)/2]*100$)
*n(Messungen) berechnet (5 measurement points x 20 patients)
(n number, SD standard deviation, LLOA lower limits of agreement, ULOA upper limits of agreement, CBP cardiopulmonary bypass, ED emergency department, PDA Pulse Decomposition Analysis)

5. Ergebnisse

Zwischen Oktober 2018 und Dezember 2019 erfolgte die Literatursuche auf vier elektronischen Datenbanken. 51 Studien erfüllten alle Eignungskriterien, von denen 48 Studien, aufgeteilt nach ihrer jeweiligen Messtechnologien, in die Metaanalysen aufgenommen werden konnten. 30 Studien umfassen die Volumenkompensationsmethode (unter Verwendung des Nexfin™-System (1–15) sowie des CNAP™ -Systems (16–30)). 16 Studien befassen sich mit der Applanationstonometrie unter Verwendung des T-Line™ -Systems (31–39), Vasotrac™ -Systems (40–43), und N-CAT™-Systems (44–46)) sowie zwei weitere Studien zur Photoplethysmographie (47, 48).

Die verbleibenden drei Studien (49–51) konnten aufgrund fehlender Vergleichsstudien in keine Metaanalyse aufgenommen werden. Ihre Daten sind ebenfalls in Tabelle 1 im vorangegangenen Abschnitt 5.6. Übersicht und Daten der inkludierten Studien aufgelistet.

15 Studiensettings beschreiben die Volumenkompensationstechnik mit einem Fingercuff (Nexfin™). Evaluiert wurden 552 Patient*innen (120039 Messungen) für MAP, 473 Patient*innen (122760 Messungen) für SBP und 448 Patient*innen (122643 Messungen) für die DBP (Tabelle 1).

Für MAP zeigte sich ein Bias (SD) von 0,1 (14,45) mmHg und Limits of Agreement von -28,8 bis 29 mmHg. Die Auswertung für den SBP ergab ein Bias (SD) von -5,2 (21,5) mmHg und LOA von -48,2 bis 37,8 mmHg in ebenfalls 15 Studiensettings. Für den DBP zeigten sich anhand 14 Studiensettings ein Bias (SD) von 0,9 (13,9) mmHg und LOA von -26,9 bis 28,7 mmHg (Abbildung 5).

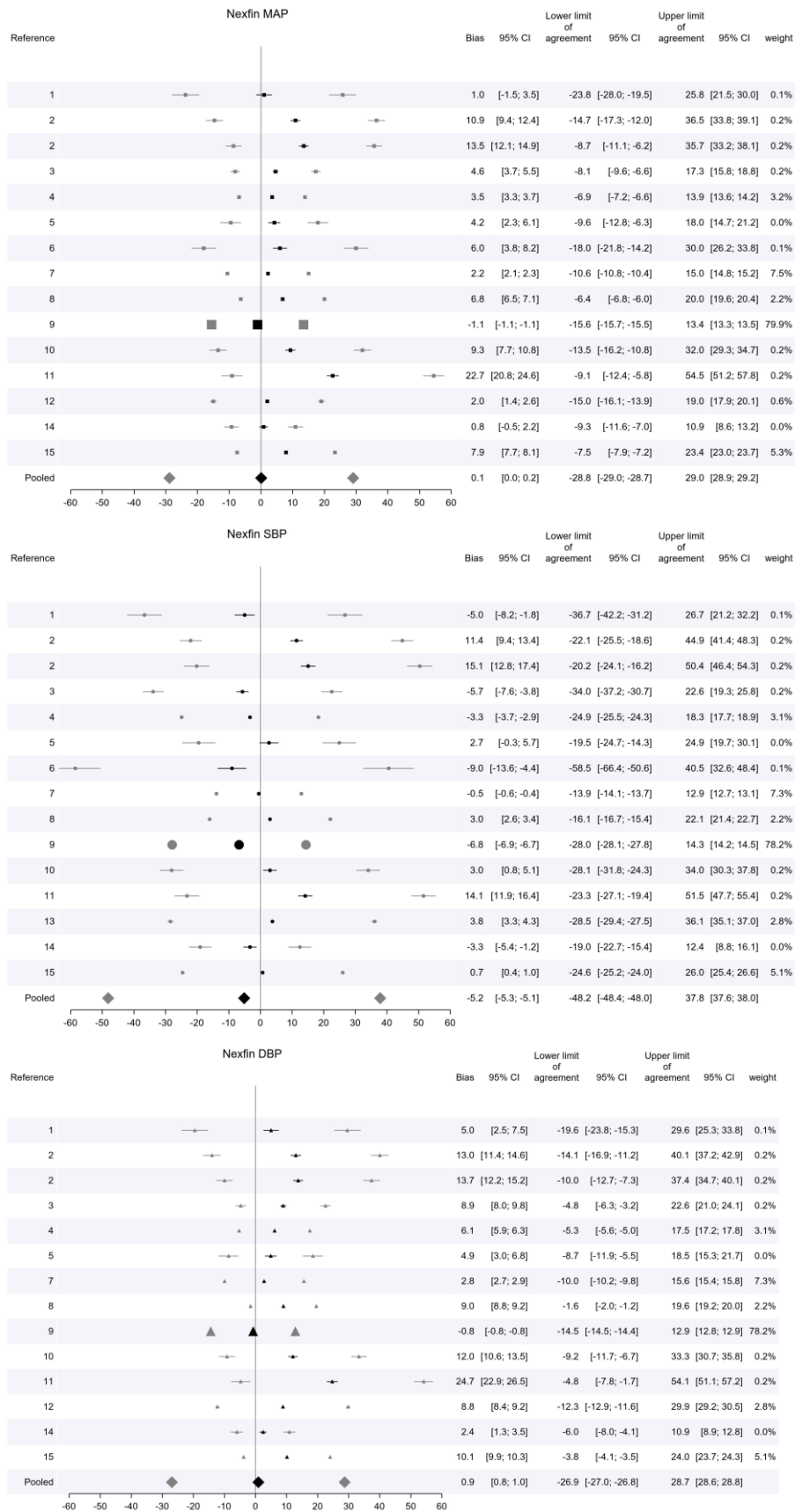


Abbildung 5: Volumenkompensationstechnologie mit einem Fingerring (Nexfin™) (95% KI 95%-Konfidenzintervall, LLOA „lower limit of agreement“, ULOA „upper limit of agreement“ [95% KI berechnet])

Eine andere Technologie auf Basis der Volumenkompensationsmethode ist ein System mit zwei Fingercuffs (CNAP™; CNSystem Medizintechnik AG, Graz, Österreich).

17 Studien (für MAP 982 Patient*innen (827873 Messungen), für SBP 972 Patient*innen (826746 Messungen), für DBP 972 Patient*innen (827724 Messungen) wurden in der Metaanalyse ausgewertet.

Für MAP ergab sich ein Bias (SD) von 3,0 (9,9) mmHg und ein Limits of Agreement von -16,8 bis 22,8 mmHg (Abbildung 5). Für SBP zeigte sich ein Bias (SD) von -3,6 (13,8) mmHg und LOA von -31,2 bis 24 mmHg (16 Studiensettings), für DBP zeigte sich ein Bias (SD) von 5,2 (9,6) mmHg und LOA von -14,0 bis 24,4 mmHg (16 Studiensettings) (Abbildung 6).

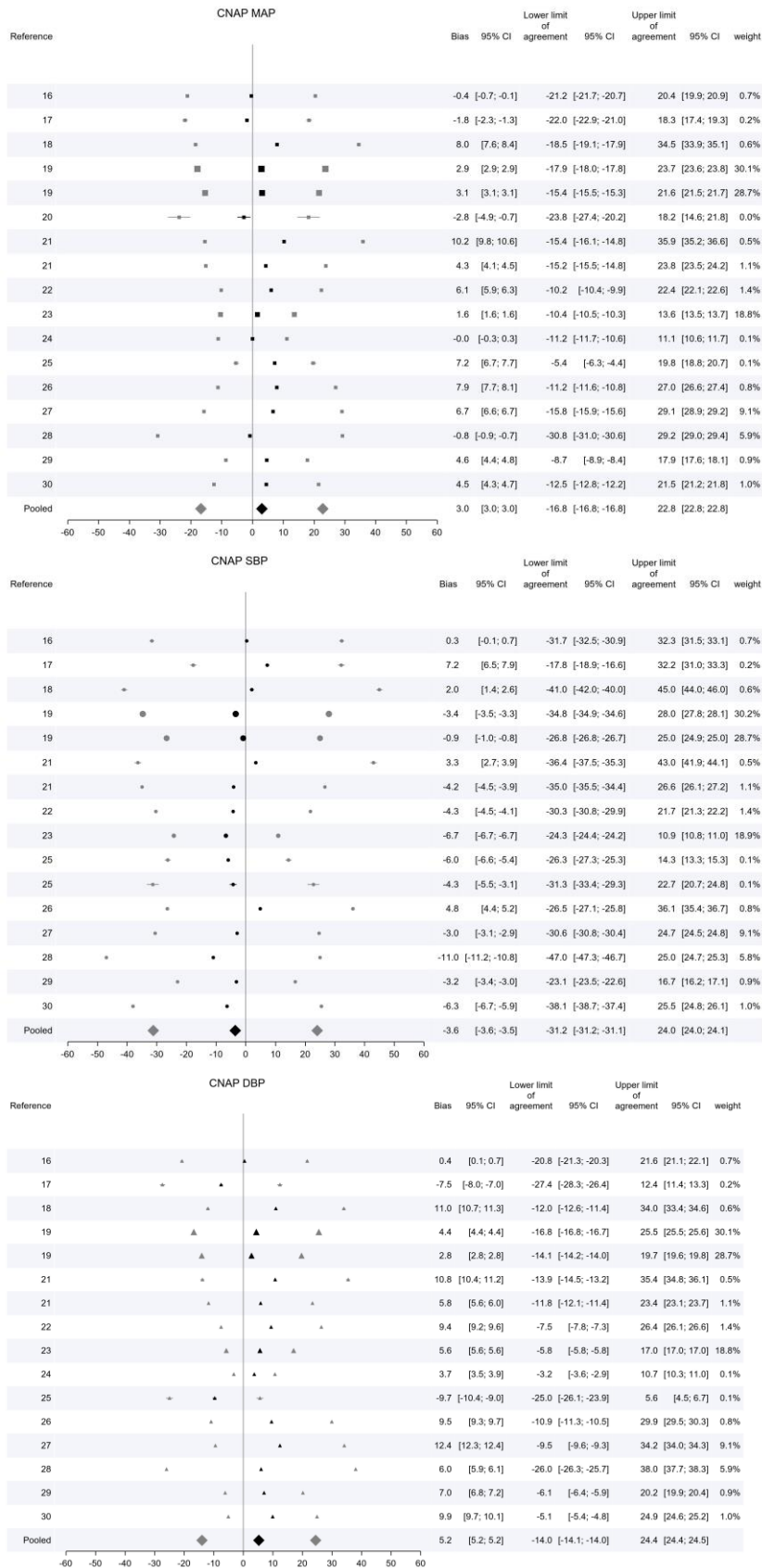


Abbildung 6: Volumenkompensationstechnologie mit zwei Fingercuffs (CNAP™) (95% KI 95%-Konfidenzintervall, LLOA „lower limit of agreement“, ULOA „upper limit of agreement“ [95% KI berechnet])

9 Studien zur Applanationstonometrie (T-Line™, Tensys Medical Inc., San Diego, California, USA) umfassten 215 Patient*innen und 273204 Messungen für die Bewertung von MAP sowie jeweils 201 Patient*innen (245304 Messungen) für SBP und DBP (Tabelle 1).

Es resultierte ein Bias (SD) für MAP von 4,9 (9,4) mmHg und Limits of Agreement von -13,9 bis 23,7 mmHg. Für SBP ergab sich anhand 8 Studien ein Bias (SD) von 2,8 (12,1) mmHg und LOA von -21,4 bis 27 mmHg. Ebenfalls anhand von 8 Studien ergab sich für DBP ein Bias (SD) von 3,5 (9,2) mmHg und LOA von -14,9 bis 21,9 mmHg (Abbildung 7).

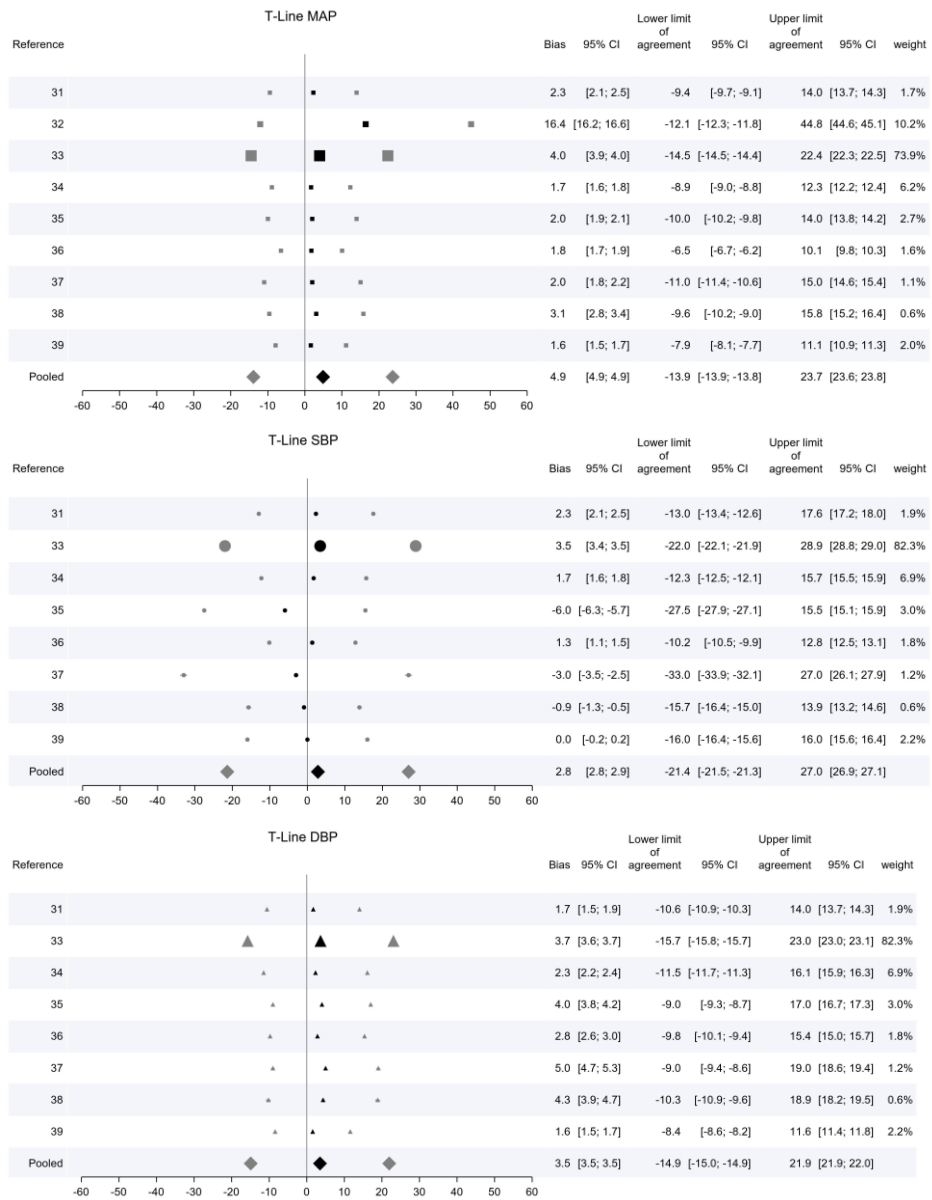


Abbildung 7: Applanationsstomometrie (T-Line™)
 (95% KI 95%-Konfidenzintervall, LLOA „lower limit of agreement“, ULOA „upper limit of agreement“ [95% KI berechnet])

In 4 (MAP) bzw. 3 (SBP und DBP) Studien zur Applanationstonometrie (Vasotrac™, Medwave, Arden Hills, Minnesota, USA) wurden für MAP 131 Patient*innen (64654 Messungen), für SBP und DBP 116 Patient*innen (64347 Messungen) ausgewertet (Tabelle 1). In der Gesamtanalyse zeigte sich ein Bias (SD) für MAP von 0,6 (8,9) mmHg und Limits of Agreement von -17,1 bis 18,4 mmHg. Für SBP zeigte sich ein Bias (SD) von -1 (13,0) mmHg und LOA von -27 bis 25,1 mmHg. Für DBP zeigte sich ein Bias (SD) von 1,7 (9,5) mmHg und LOA von -17,2 bis 20,7 mmHg (Abbildung 8).

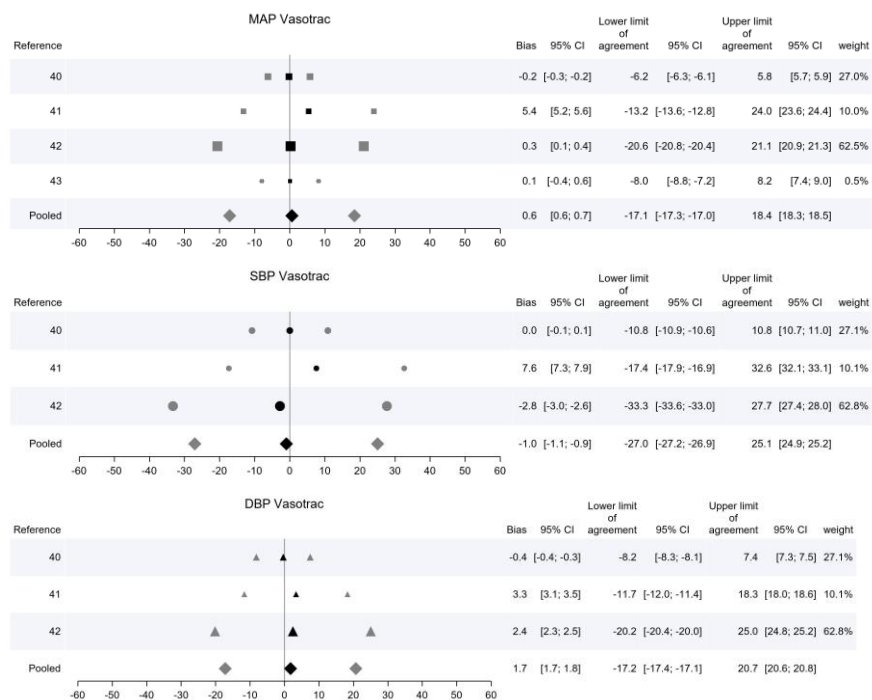


Abbildung 8: Applanationstonometrie (Vasotrac™)
(95% KI 95%-Konfidenzintervall, LLOA „lower limit of agreement“, ULOA „upper limit of agreement“ [95% KI berechnet])

In 4 (MAP) bzw. 3 (SBP und DBP) Studien zur Applanationstonometrie (N-CAT™ N-500, Nellcor, Hayward, California, USA) wurden für MAP 48 Patient*innen (89558 Messungen), für SBP und DBP 32 Patient*innen (1400 Messungen) ausgewertet. Für MAP ergab sich ein Bias (SD) von 1,3 (9,4) mmHg und Limits of Agreement von -17,5 bis 20 mmHg. Für SBP zeigte sich ein Bias (SD) von -4,8 (7,9) mmHg und LOA von -20,5 bis 11 mmHg. Für DBP zeigte sich ein Bias (SD) von 0,5 (6,8) mmHg und LOA von -13 bis 14,1 mmHg (Abbildung 9).

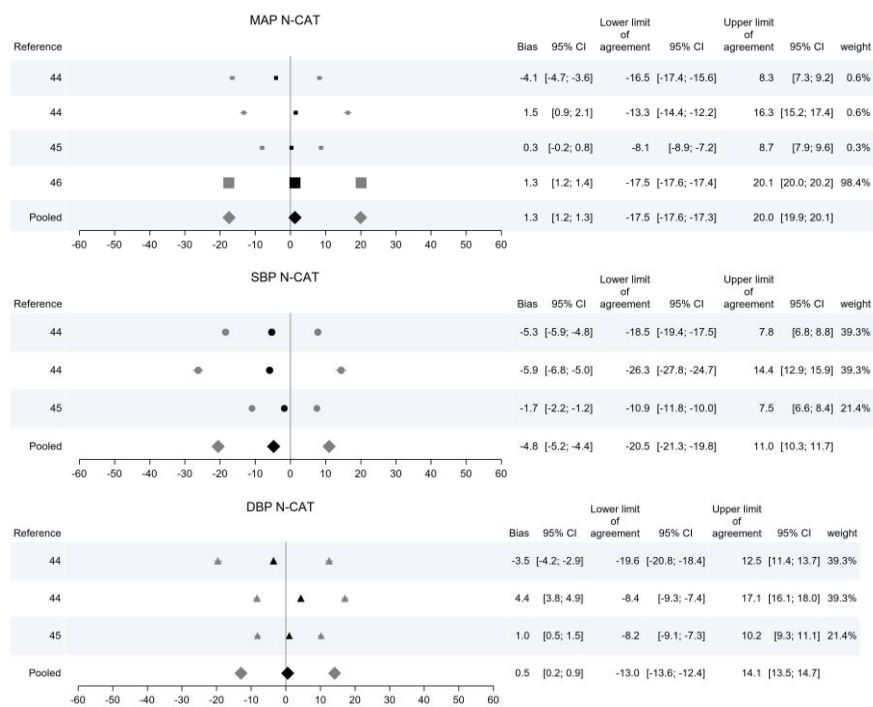


Abbildung 9: Applanationstonometrie (N-CAT™) (95% KI 95%-Konfidenzintervall, LLOA „lower limit of agreement“, ULOA „upper limit of agreement“ [95% KI berechnet])

2 Studien zur Technologie der Photoplethysmographie, mit 26 Patient*innen und 460 Messungen (Tabelle 1), ergaben ein Bias (SD) von -1,5 (6,9) mmHg und Limits of Agreement von -15,2 bis 12,3 mmHg für die Auswertung von DBP (Abbildung 10).

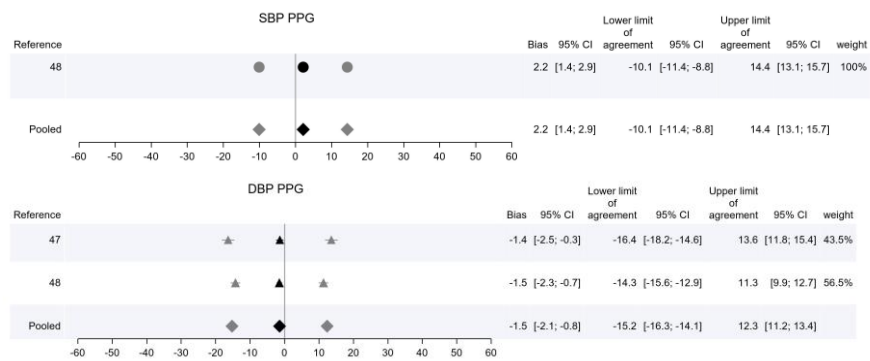


Abbildung 10: Photoplethysmographie (95% KI 95%-Konfidenzintervall, LLOA „lower limit of agreement“, ULOA „upper limit of agreement“ [95% KI berechnet])

Summary of the pooled values of the individual meta-analyses

measuring technology	BP parameter	n (included studies)	n (measurements)	n (patients)	bias	SD	LLOA	ULOA
volume clamp (Nexfin®)	MAP	14	120039	552	0,1	14,45	-28,8	29
	SBP	14	122760	473	-5,2	21,5	-48,2	37,8
	DBP	14	122643	446	0,9	13,9	-26,9	28,7
volume clamp (CNAP®)	MAP	15	827873	982	3	9,9	-16,8	22,8
	SBP	14	826746	972	-3,6	13,8	-31,2	24
	DBP	14	827724	972	5,2	9,6	-14	24,4
applanation tonometry (T-Line®)	MAP	9	273204	215	4,9	9,4	-13,9	23,7
	SBP	8	245304	201	2,8	12,1	-21,4	27
	DBP	8	245304	201	3,5	9,2	-14,9	21,9
applanation tonometry (Vasotrac®)	MAP	4	64654	131	0,6	8,875	-17,1	18,4
	SBP	3	64347	116	-1	13,03	-27	25,1
	DBP	3	64347	116	1,7	9,475	-17,2	20,7
applanation tonometry (N-CAT®)	MAP	4	89558	48	1,3	9,375	-17,5	20
	SBP	3	1400	32	-4,8	7,875	-20,5	11
	DBP	3	1400	32	0,5	6,775	-13	14,1
PPG	DBP	2	460	46	-1,5	6,875	-15,2	12,3

Abbildung 11: Übersicht der gepoolten Werte der jeweiligen Metaanalyse
 In grüner Schriftfarbe: Die AAMI-Kriterien (98, 99) wurden eingehalten
 In roter Schriftfarbe: Die AAMI-Kriterien (98, 99) wurden nicht eingehalten
 (BP blood pressure, n number, SD standard deviation, LLOA lower limits of agreement, ULOA upper limits of agreement)

Drei Studien (49), (50), (51) mit nichtinvasiver kontinuierlicher Blutdruckmessung konnten in keine Metaanalyse inkludiert werden aufgrund mangelnder Vergleichsstudien.

Das BP100A CNAP-System™ (Firma Libang Medical Inc., Xi'an, China) (49) basiert auf der Volumenkompensationstechnologie. Im Vergleich zur invasiven arteriellen Blutdruckmessung zeigte sich ein Bias (SD) für die „beat data“ (Tabelle 1) von 0,27 (3,64) mmHg und LOA von -6,86 bis 7,40 mmHg für MAP. Für SBP ergab sich ein Bias (SD) von -2,09 (5,39) mmHg und LOA von -12,65 bis 8,47 mmHg. Für DBP zeigte sich ein Bias (SD) von 2,63 (6,44) mmHg und LOA von -9,99 bis 15,25 mmHg. Hinsichtlich der „pulse wave data“ (Tabelle 1) resultierte ein Bias (SD) von 0,5 (4,36) mmHg und LOA von -8,05 bis 9,05 mmHg für MAP. Für SBP ergab sich ein Bias (SD) von -2,06 (6,51) mmHg und LOA von -14,82 bis 10,70 mmHg. Für DBP zeigte sich ein Bias (SD) von 3,06 (6,81) mmHg und LOA von -10,29 bis 16,41 mmHg.

Die BPro™ watch (Healthstats, Singapur, Singapur) basiert auf der Applanationstonometrie (50). Im Vergleich zur intraarteriellen Messung zeigte sich ein Bias (SD) von 11,18 (11,1) mmHg und LOA von -12,1 bis 34,2 mmHg für MAP. Für SBP zeigte sich ein Bias (SD) von 19,8 (16,7) mmHg und LOA von -20,1 bis 59,6 mmHg. Für DBP ergab sich ein Bias (SD) von 4,8 (7,7) mmHg und LOA von -14,1 bis 23,6 mmHg (Tabelle 1 im Abschnitt 5.6. Übersicht und Daten der inkludierten Studien).

Der CareTaker™ (Empirical Technologies Corporation, Charlottesville, Virginia, USA) basiert auf der „Pulse Decomposition Analyse“ (PDA) (51). Im Vergleich zur intraarteriellen Messung zeigte sich in der Datensammlung während des gesamten Eingriffs ein Bias (SD) von -0,57 (5,37) mmHg und LOA von -11,31 bis 10,17 mmHg. Für SBP zeigte sich ein Bias (SD) von -2,52 (7,24) mmHg und LOA von -17 bis 11,98 mmHg. Für DBP ergab sich ein Bias (SD) von 1,02 (6,47) mmHg und LOA von -11,92 bis 13,98 mmHg (Tabelle 1).

6. Diskussion

48 Studien wurden in Metaanalysen inkludiert, bei denen nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmesstechnologien mit der invasiven arteriellen Blutdruckmessung bei erwachsenen Patient*innen im Rahmen einer Operation oder intensivmedizinischen Versorgung verglichen werden.

Um als akzeptabel zu gelten, definieren die AAMI-Kriterien (98, 99) für Untersuchungsmethoden des Blutdrucks (mit der invasiven Blutdruckmessung als Referenzmessung) eine Messgenauigkeit ≤ 5 mmHg sowie eine Präzision von ≤ 8 mmHg, um als akzeptabel zu gelten. Demzufolge zeigten alle analysierten Geräte akzeptable Ergebnisse hinsichtlich des Bias, ausgenommen der Volumenkompensationstechnologie mit einem Fingercuff (Nexfin™) für die SBP-Messung sowie der Volumenkompensationsmethode mit zwei Fingercuffs (CNAP™) für die DBP-Messung.

Hinsichtlich der Präzision zeigten sich anhand der Standardabweichung lediglich für die arterielle Applanationstonometrie (N-CAT™) für die SBP- und DBP-Messung sowie für die Photoplethysmographie für die DBP-Messung akzeptable Resultate. Allerdings bestehen die Metaanalysen zur Applanationstonometrie (N-CAT™) nur aus 3 Studien mit 48 Patient*innen. Die Metaanalyse zur Photoplethysmographie umfasst lediglich 2 Studien mit 32 Patient*innen. Daher sind weitere Studien mit ausreichender Stichprobengröße unabdingbar, um die nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessung gegenüber der arteriellen Blutdruckmessung bei geeigneten Patient*innen zuverlässig einschätzen zu können.

2014 erschien eine erste ausführliche Metaanalyse mit systematischer Überprüfung von nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessgeräten (61). Diese zeigte, dass sowohl die Messgenauigkeit als auch die Präzision der nichtinvasiven Geräte, im Vergleich zur intraarteriellen Messung, den AAMI-Kriterien zufolge als nicht-akzeptabel anzusehen sind.

Inzwischen haben mehrere große Studien die Bedeutung einer rigiden Blutdruckkontrolle auf das Patientenoutcome hervorgehoben (108–110). Mithilfe eines modifizierten Delphi-Prozesses konnte infolgedessen eine Konsenserklärung zum perioperativen arteriellen

Blutdruckmanagement veröffentlicht werden (55). Angesichts der stetigen Verbesserungen bei der Datenerfassung und -verarbeitung, die zu technischen Neuerungen in der Überwachungstechnologie geführt haben, ist eine Aktualisierung des vorhandenen Wissens über die Zuverlässigkeit der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessgeräte unabdingbar.

Da die Autoren der vorangegangenen Metaanalyse zu nichtinvasiven Blutdruckmessgeräten (61) als Limitation v.a. "a mixture of different devices" angaben, wurden in den hier vorgestellten Metaanalysen die Messgenauigkeit und -Präzision der kontinuierlichen nichtinvasiven Blutdruckmessgeräte für jede Messtechnologie getrennt voneinander beschrieben.

Beim Vergleich der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessgeräte mit arteriellen Blutdruckmessungen orientiert sich der aktuelle klinische Forschungsstandard an den Empfehlungen der Association for the Advancement of Medical Instrumentation (AAMI) (98, 99) hinsichtlich der Akzeptanz von Messgenauigkeit und -präzision. So wird ein Bias (Verzerrung) von ± 5 mmHg und eine Standardabweichung von ± 8 mmHg zwischen einer neuen Blutdruckmesstechnologie und der arteriellen Blutdruckmessung toleriert, um eine Austauschbarkeit beider Methoden als möglich zu erachten. Jedoch sollte dabei beachtet werden, dass die AAMI-Richtlinien explizit im Abschnitt „Clinical investigation with reference invasive blood pressure monitoring equipment“ (98) darauf hinweisen, dass die empfohlenen Werte für das Bias und die Standardabweichung nur für den systolischen und diastolischen Blutdruckwert gelten. Die Übertragung auf den mittleren arteriellen Blutdruckwert muss daher als Extrapolation betrachtet werden.

Des Weiteren bleibt es in den AAMI-Empfehlungen von 2018 (98) unklar, ob sich die Regelung zur "limb size distribution" auf alle Manschetten (sprich, auch Fingercuffs), oder nur auf Oberarmmanschetten bezieht. Sollte es sich auf alle Manschetten beziehen, wären klinische Studien, in denen Fingercuffs verwendet werden, aufwendiger zu planen, denn es heißt in den Empfehlungen: "At least 20% of subjects shall have a limb circumference which lies within each quarter of the total limb circumference range, at least

10% of subjects shall have a limb circumference which lies within the highest octile of the total limb circumference range, at least 10% of subjects shall have a limb circumference which lies within the lowest octile of the total limb circumference range" (98).

Für die Patientenversorgung ist es jedoch von zentraler Bedeutung, eine klare Aussage darüber zu erhalten, welches Leistungsniveau von neu erscheinenden Überwachungstechnologien zu erwarten ist. Deshalb sollte die Methodik zukünftiger Studien, welche nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessgeräte testen, einheitlich und auf höchstem fachlichem Niveau sein.

Die Entwicklung neuer Messtechnologien spiegelt die anhaltende Nachfrage nach zuverlässigen kontinuierlichen nichtinvasiven Blutdruckmesstechnologien wider, die eine Austauschbarkeit mit der arteriellen Blutdrucküberwachung ermöglichen. Dazu gehören Technologien (49–51), die aufgrund ihres Einzelstudiencharakters nicht in eine Metaanalyse inkludiert werden konnten. Nach Beendigung der Recherchephase für diese Metaanalysen erschien eine weitere Studie mit einer "noninvasive high-fidelity blood pressure measurement method" (111). Diese verglich anhand von 110 Probanden die nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessung mit einer High-Fidelity-Oberarmmanschette mit der arteriellen Blutdruckmessung in der A. femoralis während elektiver Operationen. Dabei zeigte sich ein durchschnittliches Bias von 0 mmHg sowie eine Standardabweichung von 3 mmHg.

Eine zusätzliche Weiterentwicklung nichtinvasiver kontinuierlicher Messtechnologien ist durch die Integration künstlicher Intelligenz (KI) zu erwarten: Beispielsweise gibt es Ansätze, die auf PPG-Signalen und deep neural networks (112) basieren. Weitere Ansätze sind algorithmische Berechnungen der Pulse Arrival Time (PAT) mithilfe des PPGs und Signalen des Elektrokardiogramms (113).

6.1. Limitationen

Der Größenumfang der in die Metaanalysen aufgenommenen Studien variiert sehr stark hinsichtlich ihrer Anzahl an Patient*innen. Die analysierten Studien umfassen zwischen 10 (10) und 182 (25) Patient*innen für ihre Datenauswertung. Lediglich vier Studien (12, 21, 22, 25) entsprechen den AAMI-Empfehlungen, 85 oder mehr Patient*innen in eine Studie (98) einzubeziehen.

Da die Aussagekraft von Metaanalysen wesentlich von den zugrundeliegenden Primärstudien abhängt, ist diese Limitation der „good clinical research practice“ bei jeder Interpretation der Daten mitzubedenken.

Weiterhin sind die in die Metaanalysen einbezogenen Primärstudien hinsichtlich der Patientenkollektive inhomogen: Die inkludierten Studien analysierten teilweise spezielle Patientengruppen, zum Beispiel pathologisch adipösen Patient*innen (33). Andere Studien wurden in spezifischen klinischen Settings durchgeführt, z.B. kardiologische Intensivmedizin (35). Jedoch können Metaanalysen die Generalisierbarkeit der Ergebnisse einzelner Studien erhöhen, da die gepoolten Daten einer Metaanalyse das gesamte klinische Spektrum besser abbilden können.

Schließlich können innerhalb eines Überwachungsgerätes technische Veränderungen durch den Hersteller, wie Software-Updates, diskrete Abweichungen der Messergebnisse generieren.

Zuletzt ist die Limitierung auf Studien, die auf Deutsch oder Englisch publiziert wurden (114) und der Publikationsbias selbst eine mögliche Quelle von Fehlinterpretationen. Dies gilt als generelle Einschränkung für Metaanalysen.

7. Schlussfolgerung

Die vorliegenden Metaanalysen evaluieren die Messgenauigkeit und -präzision von kontinuierlichen nichtinvasiven Blutdruckmessgeräten, eingeteilt in ihre jeweilige Messtechnologie, im Vergleich zur invasiven arteriellen Blutdruckmessung bei erwachsenen Patient*innen im chirurgischen oder intensivmedizinischen Setting.

Die Applanationstonometrie (N-CAT™-System) und die PPG-Technologie zeigen eine gute Messgenauigkeit in Bezug auf die AAMI-Kriterien (98, 99). Einschränkend muss allerdings festgestellt werden, dass die Anzahl der eingeschlossenen Studien bzw. Patient*innen sehr gering ist und der mittlere arterielle Blutdruck nicht ausgewertet wurde. Die anderen evaluierten Technologien erfüllen die AAMI-Kriterien (98, 99), insbesondere aufgrund ihrer großen Standardabweichungen, nicht.

Angesichts der zunehmenden Anzahl neu entwickelter Technologien für die kontinuierliche nichtinvasive Blutdruckmessung sind weitere Studien in verschiedenen klinischen Settings dringend erforderlich. Für die Auswertung und den Vergleich der Studienergebnisse wäre die Etablierung eines internationalen Konsenses über die wesentlichen Kriterien der kontinuierlichen nichtinvasiven Blutdrucküberwachung eine enorme Erleichterung.

8. Literatur

1. Balzer F, Habicher M, Sander M, Sterr J, Scholz S, Feldheiser A et al. Comparison of the non-invasive Nexfin® monitor with conventional methods for the measurement of arterial blood pressure in moderate risk orthopaedic surgery patients. *J Int Med Res* 2016; 44:832–43. doi: 10.1177/0300060516635383.
2. Broch O, Bein B, Gruenewald M, Carstens A, Illies C, Schoneich F et al. A comparison of continuous non-invasive arterial pressure with invasive radial and femoral pressure in patients undergoing cardiac surgery. *Minerva Anestesiologica* 2013; 79:248–56.
3. Fischer MO, Avram R, Cârjaliu I, Massetti M, Gérard JL, Hanouz JL et al. Non-invasive continuous arterial pressure and cardiac index monitoring with Nexfin after cardiac surgery. *Br J Anaesth* 2012; 109:514–21. doi: 10.1093/bja/aes215.
4. Heusdens JF, Lof S, Pennekamp CWA, Specken-Welleweerd JC, Borst GJ de, van Klei WA et al. Validation of non-invasive arterial pressure monitoring during carotid endarterectomy. *Br J Anaesth* 2016; 117:316–23. doi: 10.1093/bja/aew268.
5. Hofhuizen C, Lansdorp B, van der Hoeven, Johannes G, Scheffer G-J, Lemson J. Validation of noninvasive pulse contour cardiac output using finger arterial pressure in cardiac surgery patients requiring fluid therapy. *J Crit Care* 2014; 29(1):161–5.
6. Hohn A, Defosse JM, Becker S, Steffen C, Wappler F, Sakka SG. Non-invasive continuous arterial pressure monitoring with Nexfin does not sufficiently replace invasive measurements in critically ill patients. *Br J Anaesth* 2013; 111(2):178–84. doi: 10.1093/bja/aet023.
7. Martina JR, Westerhof BE, van Goudoever J, Beaumont EMFH de, Truijen J, Kim Y-S et al. Noninvasive continuous arterial blood pressure monitoring with Nexfin®. *Anesthesiology* 2012; 116(5):1092–103. doi: 10.1097/ALN.0b013e31824f94ed.
8. Noto A, Sanfilippo F, Salvo G de, Crimi C, Benedetto F, Watson X et al. Noninvasive continuous arterial pressure monitoring with ClearSight during awake carotid endarterectomy: A prospective

- observational study. *Eur J Anaesthesiol* 2019; 36(2):144–52. doi: 10.1097/EJA.0000000000000938.
9. Rogge DE, Nicklas JY, Schön G, Grothe O, Haas SA, Reuter DA et al. Continuous Noninvasive Arterial Pressure Monitoring in Obese Patients During Bariatric Surgery: An Evaluation of the Vascular Unloading Technique (Clearsight system). *Anesth Analg* 2019; 128(3):477–83. doi: 10.1213/ANE.0000000000003943.
 10. Sakai Y, Yasuo M T, Oyama T, Murakami C, Kakuta N, Tanaka K. Noninvasive continuous blood pressure monitoring by the ClearSight system during robot-assisted laparoscopic radical prostatectomy. *J Med Invest* 2018; 65(1.2):69–73. doi: 10.2152/jmi.65.69.
 11. Schramm P, Tzanova I, Gööck T, Hagen F, Schmidtman I, Engelhard K et al. Noninvasive Hemodynamic Measurements During Neurosurgical Procedures in Sitting Position. *J Neurosurg Anesthesiol* 2017; 29(3):251–7. doi: 10.1097/ANA.0000000000000300.
 12. Vos JJ, Poterman M, Mooyaart EAQ, Weening M, Struys MMRF, Scheeren TWL et al. Comparison of continuous non-invasive finger arterial pressure monitoring with conventional intermittent automated arm arterial pressure measurement in patients under general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2014; 113(1):67–74. doi: 10.1093/bja/aeu091.
 13. Weiss E, Gayat E, Dumans-Nizard V, Le Guen M, Fischler M. Use of the Nexfin™ device to detect acute arterial pressure variations during anaesthesia induction. *Br J Anaesth* 2014; 113(1):52–60. doi: 10.1093/bja/aeu055.
 14. Wilde RBP de, Wit F de, Geerts BF, van Vliet AL, Aarts LPHJ, Vuyk J et al. Non-invasive continuous arterial pressure and pulse pressure variation measured with Nexfin(®) in patients following major upper abdominal surgery: a comparative study. *Anaesthesia* 2016; 71(7):788–97. doi: 10.1111/anae.13503.
 15. Yokose M, Mihara T, Takaya M, Yamamoto T, Saigusa Y, Takaki S et al. The perfusion index measured by the pulse oximeter affects the agreement between ClearSight and the arterial catheter-based blood pressures: A prospective observational study. *PLoS ONE* 2019; 14(7):e0219511. doi: 10.1371/journal.pone.0219511.

16. Araz C, Zeyneloglu P, Pirat A, Veziroglu N, Camkiran Firat A, Arslan G. Accuracy of continuous noninvasive arterial pressure monitoring in living-liver donors during transplantation. *Exp Clin Transplant* 2015; 13 Suppl 1:301–5.
17. Biais M, Vidil L, Rouillet S, Masson F, Quinart A, Revel P et al. Continuous non-invasive arterial pressure measurement: evaluation of CNAP device during vascular surgery. *Ann Fr Anesth Reanim* 2010; 29(7-8):530–5. doi: 10.1016/j.annfar.2010.05.002.
18. Gayat E, Mongardon N, Tuil O, Sievert K, Chazot T, Liu N et al. CNAP® does not reliably detect minimal or maximal arterial blood pressures during induction of anaesthesia and tracheal intubation. *Acta Anaesthesiol Scand* 2013; 57(4):468–73 [Stand: 28.10.2018]. Verfügbar unter: <http://www.or.org/bibliography/PDF/3975430280/Gaya,%20Intubation.pdf>.
19. Hahn R, Rinösl H, Neuner M, Kettner SC. Clinical validation of a continuous non-invasive haemodynamic monitor (CNAPTM 500) during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2012; 108(4):581–5. doi: 10.1093/bja/aer499.
20. Huhle R, Siegert J, Wonka F, Schindler C, Abreu MG de, Koch T et al. Assessing the eligibility of a non-invasive continuous blood pressure measurement technique for application during total intravenous anaesthesia. *Biomed Tech (Berl)* 2016; 61(3):369–79. doi: 10.1515/bmt-2015-0001.
21. Ilies C, Bauer M, Berg P, Rosenberg J, Hedderich J, Bein B et al. Investigation of the agreement of a continuous non-invasive arterial pressure device in comparison with invasive radial artery measurement. *Br J Anaesth* 2012; 108(2):202–10. doi: 10.1093/bja/aer394.
22. Ilies C, Grudev G, Hedderich J, Renner J, Steinfath M, Bein B et al. Comparison of a continuous noninvasive arterial pressure device with invasive measurements in cardiovascular postsurgical intensive care patients: a prospective observational study. *Eur J Anaesthesiol* 2015; 32(1):20–8. doi: 10.1097/EJA.000000000000136.

23. Jeleazcov C, Krajinovic L, Münster T, Birkholz T, Fried R, Schüttler J et al. Precision and accuracy of a new device (CNAPTM) for continuous non-invasive arterial pressure monitoring: assessment during general anaesthesia. *Br J Anaesth* 2010; 105(3):264–72. doi: 10.1093/bja/aeq143.
24. Kumar GA, Jagadeesh AM, Singh NG, Prasad SR. Evaluation of continuous non-invasive arterial pressure monitoring during induction of general anaesthesia in patients undergoing cardiac surgery. *Indian J Anaesth* 2015; 59(1):21–5. doi: 10.4103/0019-5049.149444.
25. Lakhal K, Martin M, Faiz S, Ehrmann S, Blanloeil Y, Asehnoune K et al. 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. *Anesth Analg* 2016; 123(5):1126–35. doi: 10.1213/ANE.0000000000001324.
26. Rogge DE, Nicklas JY, Haas SA, Reuter DA, Saugel B. Continuous Noninvasive Arterial Pressure Monitoring Using the Vascular Unloading Technique (CNAP System) in Obese Patients During Laparoscopic Bariatric Operations. *Anesth Analg* 2018; 126(2):454–63. doi: 10.1213/ANE.0000000000002660.
27. Sackl-Pietsch E. Continuous non-invasive arterial pressure shows high accuracy in comparison to invasive intra-arterial blood pressure measurement. *CNSystems/Dräger-Whitepaper* 2008.
28. Schramm C, Baat L, Plaschke K. Continuous noninvasive arterial pressure: assessment in older and high-risk patients under analgesic sedation. *Blood Press Monit* 2011; 16(6):270–6. doi: 10.1097/MBP.0b013e32834d777f.
29. Smolle K-H, Schmid M, Pretenthaler H, Weger C. The Accuracy of the CNAP[®] Device Compared with Invasive Radial Artery Measurements for Providing Continuous Noninvasive Arterial Blood Pressure Readings at a Medical Intensive Care Unit: A Method-Comparison Study. *Anesth Analg* 2015; 121(6):1508–16. doi: 10.1213/ANE.0000000000000965.

30. Wang Z, Chen G, Lu K, Zhu Y, Chen Y. Investigation of the accuracy of a noninvasive continuous blood pressure device in different age groups and its ability in detecting hypertension and hypotension: an observational study. *BMC Anesthesiol* 2019; 19(1):223. doi: 10.1186/s12871-019-0899-z.
31. Dueck R, Goedje O, Clopton P. Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via TL-200 applanation tonometry. *J Clin Monit Comput* 2012; 26(2):75–83. doi: 10.1007/s10877-012-9336-2.
32. Greiwe G, Hoffmann S, Herich L, Winkler MS, Trepte CJ, Behem CR et al. Comparison of blood pressure monitoring by applanation tonometry and invasively assessed blood pressure in cardiological patients. *J Clin Monit Comput* 2018; 32(5):817–23. doi: 10.1007/s10877-017-0089-9.
33. Greiwe G, Tariparast PA, Behem C, Petzoldt M, Herich L, Trepte CJ et al. Is applanation tonometry a reliable method for monitoring blood pressure in morbidly obese patients undergoing bariatric surgery? *Br J Anaesth* 2016; 116(6):790–6. doi: 10.1093/bja/aew100.
34. Janelle GM, Gravenstein N. An accuracy evaluation of the T-Line Tensymeter (continuous noninvasive blood pressure management device) versus conventional invasive radial artery monitoring in surgical patients. *Anesth Analg* 2006; 102(2):484–90. doi: 10.1213/01.ane.0000194873.52453.bd.
35. Langwieser N, Prechtel L, Meidert AS, Hapfelmeier A, Bradaric C, Ibrahim T et al. Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit. *Clin Res Cardiol* 2015; 104(6):518–24. doi: 10.1007/s00392-015-0816-5.
36. Lin W-Q, Wu H-H, Su C-S, Yang J-T, Xiao J-R, Cai Y-P et al. Comparison of Continuous Noninvasive Blood Pressure Monitoring by TL-300 With Standard Invasive Blood Pressure Measurement in Patients Undergoing Elective Neurosurgery. *J Neurosurg Anesthesiol* 2017; 29(1):1–7. doi: 10.1097/ANA.0000000000000245.
37. Meidert AS, Huber W, Müller JN, Schöfthaler M, Hapfelmeier A, Langwieser N et al. Radial artery applanation tonometry for

- continuous non-invasive arterial pressure monitoring in intensive care unit patients: comparison with invasively assessed radial arterial pressure. *Br J Anaesth* 2014; 112(3):521–8. doi: 10.1093/bja/aet400.
38. Sun J, Chen H, Zheng J, Mao B, Zhu S, Feng J. Continuous blood pressure monitoring via non-invasive radial artery applanation tonometry and invasive arterial catheter demonstrates good agreement in patients undergoing colon carcinoma surgery. *J Clin Monit Comput* 2017; 31(6):1189–95. doi: 10.1007/s10877-016-9967-9.
 39. Szmuk P, Pivalizza E, Warters RD, Ezri T, Gebhard R. An evaluation of the T-Line Tensymeter continuous noninvasive blood pressure device during induced hypotension. *Anaesthesia* 2008; 63(3):307–12. doi: 10.1111/j.1365-2044.2007.05369.x.
 40. Belani K, Ozaki M, Hynson J, Hartmann T, Reyford H, Martino JM et al. A new noninvasive method to measure blood pressure: results of a multicenter trial. *Anesthesiology* 1999; 91(3):686–92.
 41. Findlay JY, Gali B, Keegan MT, Burkle CM, Plevak DJ. Vasotrac arterial blood pressure and direct arterial blood pressure monitoring during liver transplantation. *Anesth Analg* 2006; 102(3):690–3. doi: 10.1213/01.ane.0000196512.96019.e4.
 42. Hager H, Mandadi G, Pulley D, Eagon JC, Mascha E, Nutter B et al. A comparison of noninvasive blood pressure measurement on the wrist with invasive arterial blood pressure monitoring in patients undergoing bariatric surgery. *Obes Surg* 2009; 19(6):717–24. doi: 10.1007/s11695-008-9607-7.
 43. Thomas SH, Winsor GR, Pang PS, Driscoll KA, Parry BA. Use of a radial artery compression device for noninvasive, near-continuous blood pressure monitoring in the ED. *Am J Emerg Med* 2004; 22(6):474–8.
 44. Searle NR, Gauthier J, Sahab P. An evaluation of the N-CAT, a new arterial tonometer. *Can J Anaesth* 1995; 42(6):526–31. doi: 10.1007/BF03011693.
 45. Searle NR, Perrault J, Ste-Marie H, Dupont C. Assessment of the arterial tonometer (N-CAT) for the continuous blood pressure

- measurement in rapid atrial fibrillation. *Can J Anaesth* 1993; 40(4):388–93. doi: 10.1007/BF03009640.
46. Siegel LC, Brock-Utne JG, Brodsky JB. Comparison of arterial tonometry with radial artery catheter measurements of blood pressure in anesthetized patients. *Anesthesiology* 1994; 81(3):578–84.
47. Chen Y, Wen C, Tao G, Bi M, Li G. Continuous and noninvasive blood pressure measurement: a novel modeling methodology of the relationship between blood pressure and pulse wave velocity. *Ann Biomed Eng* 2009; 37(11):2222–33. doi: 10.1007/s10439-009-9759-1.
48. Chen Y, Wen C, Tao G, Bi M. Continuous and noninvasive measurement of systolic and diastolic blood pressure by one mathematical model with the same model parameters and two separate pulse wave velocities. *Ann Biomed Eng* 2012; 40(4):871–82. doi: 10.1007/s10439-011-0467-2.
49. Li C, Li C, Zhang W, Wang L, Wang Z, Wang Y et al. Clinical validation of a new wrist continuous noninvasive hemodynamic monitoring system in comparison with invasive radial artery measurement. *Blood Press Monit* 2017; 22(4):238–43. doi: 10.1097/MBP.0000000000000262.
50. Harju J, Vehkaoja A, Kumpulainen P, Campadello S, Lindroos V, Yli-Hankala A et al. Comparison of non-invasive blood pressure monitoring using modified arterial applanation tonometry with intra-arterial measurement. *J Clin Monit Comput* 2018; 32(1):13–22. doi: 10.1007/s10877-017-9984-3.
51. Gratz I, Deal E, Spitz F, Baruch M, Allen IE, Seaman JE et al. Continuous Non-invasive finger cuff CareTaker® comparable to invasive intra-arterial pressure in patients undergoing major intra-abdominal surgery. *BMC Anesthesiol* 2017; 17(1):48. doi: 10.1186/s12871-017-0337-z.
52. Hallqvist L, Mårtensson J, Granath F, Sahlén A, Bell M. Intraoperative hypotension is associated with myocardial damage in noncardiac surgery: An observational study. *Eur J Anaesthesiol* 2016; 33(6):450–6. doi: 10.1097/EJA.0000000000000429.

53. Hallqvist L, Granath F, Fored M, Bell M. Intraoperative Hypotension and Myocardial Infarction Development Among High-Risk Patients Undergoing Noncardiac Surgery: A Nested Case-Control Study. *Anesth Analg* 2021; 133(1):6–15. doi: 10.1213/ANE.0000000000005391.
54. Sun LY, Wijeyesundera DN, Tait GA, Beattie WS. Association of intraoperative hypotension with acute kidney injury after elective noncardiac surgery. *Anesthesiology* 2015; 123(3):515–23. doi: 10.1097/ALN.0000000000000765.
55. Sessler DI, Bloomstone JA, Aronson S, Berry C, Gan TJ, Kellum JA et al. Perioperative Quality Initiative consensus statement on intraoperative blood pressure, risk and outcomes for elective surgery. *Br J Anaesth* 2019. doi: 10.1016/j.bja.2019.01.013.
56. Ahuja S, Mascha EJ, Yang D, Maheshwari K, Cohen B, Khanna AK et al. Associations of Intraoperative Radial Arterial Systolic, Diastolic, Mean, and Pulse Pressures with Myocardial and Acute Kidney Injury after Noncardiac Surgery: A Retrospective Cohort Analysis. *Anesthesiology* 2019. doi: 10.1097/ALN.0000000000003048.
57. Wax DB, Lin H-M, Leibowitz AB. Invasive and concomitant noninvasive intraoperative blood pressure monitoring: observed differences in measurements and associated therapeutic interventions. *Anesthesiology* 2011; 115(5):973–8. doi: 10.1097/ALN.0b013e3182330286.
58. Ackland GL, Brudney CS, Cecconi M, Ince C, Irwin MG, Lacey J et al. Perioperative Quality Initiative consensus statement on the physiology of arterial blood pressure control in perioperative medicine. *Br J Anaesth* 2019. doi: 10.1016/j.bja.2019.01.011.
59. Slogoff S, Keats AS, Arlund C. On the safety of radial artery cannulation. *Anesthesiology* 1983; 59(1):42–7. doi: 10.1097/00000542-198307000-00008.
60. Chowet AL, Lopez JR, Brock-Utne JG, Jaffe RA. Wrist hyperextension leads to median nerve conduction block: implications for intra-arterial catheter placement. *Anesthesiology* 2004; 100(2):287–91. doi: 10.1097/00000542-200402000-00017.

61. Kim S-H, Lilot M, Sidhu KS, Rinehart J, Yu Z, Canales C et al. Accuracy and precision of continuous noninvasive arterial pressure monitoring compared with invasive arterial pressure: a systematic review and meta-analysis. *Anesthesiology* 2014; 120(5):1080–97. doi: 10.1097/ALN.0000000000000226.
62. Meidert AS, Nold JS, Hornung R, Paulus AC, Zwißler B, Czerner S. The impact of continuous non-invasive arterial blood pressure monitoring on blood pressure stability during general anaesthesia in orthopaedic patients: A randomised trial. *Eur J Anaesthesiol* 2017; 34(11):716–22. doi: 10.1097/EJA.0000000000000690.
63. Meidert AS, Briegel J, Saugel B. Grundlagen und Fallstricke der arteriellen Blutdruckmessung. *Anaesthesist* 2019; 68(9):637–50. doi: 10.1007/s00101-019-0614-y.
64. Bartels K, Esper SA, Thiele RH. Blood Pressure Monitoring for the Anesthesiologist: A Practical Review. *Anesth Analg* 2016; 122(6):1866–79. doi: 10.1213/ANE.0000000000001340.
65. Riley LE, Chen GJ, Latham HE. Comparison of noninvasive blood pressure monitoring with invasive arterial pressure monitoring in medical ICU patients with septic shock. *Blood Press Monit* 2017; 22(4):202–7. doi: 10.1097/MBP.0000000000000258.
66. Scheer BV, Perel A, Pfeiffer UJ. Clinical review: Complications and risk factors of peripheral arterial catheters used for haemodynamic monitoring in anaesthesia and intensive care medicine. *Crit Care* 2002; 6(3):199–204.
67. Palatini P, Asmar R, O'Brien E, Padwal R, Parati G, Sarkis J et al. Recommendations for blood pressure measurement in large arms in research and clinical practice: position paper of the European society of hypertension working group on blood pressure monitoring and cardiovascular variability. *J Hypertens* 2020. doi: 10.1097/HJH.0000000000002399.
68. Ding X-R, Zhao N, Yang G-Z, Pettigrew RI, Lo B, Miao F et al. Continuous Blood Pressure Measurement From Invasive to Unobtrusive: Celebration of 200th Birth Anniversary of Carl Ludwig. *IEEE J Biomed Health Inform* 2016; 20(6):1455–65. doi: 10.1109/JBHI.2016.2620995.

69. Juri T, Suehiro K, Kimura A, Mukai A, Tanaka K, Yamada T et al. Impact of continuous non-invasive blood pressure monitoring on hemodynamic fluctuation during general anesthesia: a randomized controlled study. *J Clin Monit Comput* 2018; 32(6):1005–13 [Stand: 19.05.2022]. Verfügbar unter: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10877-018-0125-4.pdf>.
70. Bogert LWJ, Wesseling KH, Schraa O, van Lieshout EJ, Mol BAJM de, van Goudoever J et al. Pulse contour cardiac output derived from non-invasive arterial pressure in cardiovascular disease. *Anaesthesia* 2010; 65(11):1119–25. doi: 10.1111/j.1365-2044.2010.06511.x.
71. Bogert LWJ, van Lieshout JJ. Non-invasive pulsatile arterial pressure and stroke volume changes from the human finger. *Exp Physiol* 2005; 90(4):437–46. doi: 10.1113/expphysiol.2005.030262.
72. Clemente F, Arpaia P, Cimmino P. A piezo-film-based measurement system for global haemodynamic assessment. *Physiol Meas* 2010; 31(5):697–714. doi: 10.1088/0967-3334/31/5/007.
73. Pressman GL, Newgard P. M. A Transducer for the Continuous External Measurement of Arterial Blood Pressure. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1963; 10:73–81. doi: 10.1109/tbmel.1963.4322794.
74. Penáz J, Voigt A, Teichmann W. Beitrag zur fortlaufenden indirekten Blutdruckmessung. *Z Gesamte Inn Med* 1976; 31(24):1030–3.
75. Elter P. Methoden und Systeme zur nichtinvasiven, kontinuierlichen und belastungsfreien Blutdruckmessung: [Dissertation der Universität Fridericiana Karlsruhe]; 2001.
76. Michard F, Scheeren TW, Saugel B. A glimpse into the future of postoperative arterial blood pressure monitoring. *Br J Anaesth* 2020. doi: 10.1016/j.bja.2020.04.065.
77. Pour-Ghaz I, Manolukas T, Foray N, Raja J, Rawal A, Ibebuogu UN et al. Accuracy of non-invasive and minimally invasive hemodynamic monitoring: where do we stand? *Ann. Transl. Med.* 2019; 7(17):421. doi: 10.21037/atm.2019.07.06.
78. Martina JR, Westerhof BE, Jonge N de, van Goudoever J, Westers P, Chamuleau S et al. Noninvasive arterial blood pressure

waveforms in patients with continuous-flow left ventricular assist devices. *ASAIO J* 2014; 60(2):154–61. doi: 10.1097/MAT.0000000000000033.

79. Saugel B, Hoppe P, Nicklas JY, Kouz K, Körner A, Hempel JC et al. Continuous noninvasive pulse wave analysis using finger cuff technologies for arterial blood pressure and cardiac output monitoring in perioperative and intensive care medicine: a systematic review and meta-analysis. *Br J Anaesth* 2020. doi: 10.1016/j.bja.2020.03.013.
80. Fortin J, Marte W, Grüllenberger R, Hacker A, Habenbacher W, Heller A et al. Continuous non-invasive blood pressure monitoring using concentrically interlocking control loops. *Comput Biol Med* 2006; 36(9):941–57. doi: 10.1016/j.combiomed.2005.04.003.
81. Fortin J, Wellisch A, Maier K. CNAP - Evolution of Continuous Non-Invasive Arterial Blood Pressure Monitoring. *Biomed Tech (Berl)* 2013. doi: 10.1515/bmt-2013-4179.
82. Drzewiecki GM, Melbin J, Noordergraaf A. Arterial tonometry: Review and analysis. *Journal of Biomechanics* 1983; 16(2):141–52. doi: 10.1016/0021-9290(83)90037-4.
83. Saugel B, Dueck R, Wagner JY. Measurement of blood pressure. *Best Pract Res Clin Anaesthesiol* 2014; 28(4):309–22. doi: 10.1016/j.bpa.2014.08.001.
84. Belani KG, Buckley JJ, Poliac MO. Accuracy of radial artery blood pressure determination with the Vasotrac. *Can J Anaesth* 1999; 46(5 Pt 1):488–96. doi: 10.1007/BF03012951.
85. Ott C, Haetinger S, Schneider MP, Pauschinger M, Schmieder RE. Comparison of two noninvasive devices for measurement of central systolic blood pressure with invasive measurement during cardiac catheterization. *J Clin Hypertens (Greenwich)* 2012; 14(9):575–9. doi: 10.1111/j.1751-7176.2012.00682.x.
86. Baulmann J, Nürnberger J, Slany J, Schmieder R, Schmidt-Trucksäss A, Baumgart D et al. Arterielle Gefäßsteifigkeit und Pulswellenanalyse. *Dtsch Med Wochenschr* 2010; 135 Suppl 1:S4-14. doi: 10.1055/s-0030-1249183.

87. Loukogeorgakis S, Dawson R, Phillips N, Martyn CN, Greenwald SE. Validation of a device to measure arterial pulse wave velocity by a photoplethysmographic method. *Physiol Meas* 2002; 23(3):581–96.
88. Mousavi SS, Hemmati M, Charmi M, Moghadam M, Firouzmand M, Ghorbani Y. Cuff-Less Blood Pressure Estimation Using Only the ECG Signal in Frequency Domain. In: 2018 8th International Conference on Computer and Knowledge Engineering (ICCKE): October 25-26, 2018, Ferdowsi University of Mashhad. [Piscataway, New Jersey]: IEEE; 2018. S. 147–52.
89. Mousavi SS, Firouzmand M, Charmi M, Hemmati M, Moghadam M, Ghorbani Y. Blood pressure estimation from appropriate and inappropriate PPG signals using A whole-based method. *Biomedical Signal Processing and Control* 2019; 47:196–206. doi: 10.1016/j.bspc.2018.08.022.
90. Naschitz JE, Bezobchuk S, Mussafia-Priselac R, Sundick S, Dreyfuss D, Khorshidi I et al. Pulse transit time by R-wave-gated infrared photoplethysmography: review of the literature and personal experience. *J Clin Monit Comput* 2004; 18(5-6):333–42.
91. Shaltis PA, Reisner A, Asada HH. Wearable, cuff-less PPG-based blood pressure monitor with novel height sensor. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2006; 1:908–11. doi: 10.1109/IEMBS.2006.260027.
92. Ma Y, Choi J, Hourlier-Fargette A, Xue Y, Chung HU, Lee JY et al. Relation between blood pressure and pulse wave velocity for human arteries. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2018. doi: 10.1073/pnas.1814392115.
93. Landowne M. The relation between intra-arterial pressure and impact pulse wave velocity with regard to age and arteriosclerosis. *J Gerontol* 1958; 13(2):153–62. doi: 10.1093/geronj/13.2.153.
94. Checketts MR, Alladi R, Ferguson K, Gemmell L, Handy JM, Klein AA et al. Recommendations for standards of monitoring during anaesthesia and recovery 2015: Association of Anaesthetists of Great Britain and Ireland. *Anaesthesia* 2016; 71(1):85–93. doi: 10.1111/anae.13316.

95. Ding X, Zhang Y-T. Pulse transit time technique for cuffless unobtrusive blood pressure measurement: from theory to algorithm. *Biomed Eng Lett* 2019; 9(1):37–52. doi: 10.1007/s13534-019-00096-x.
96. Zagrada E, Krickau T, Rascher W. Kontinuierliche nicht-invasive Blutdruckmessung mittels Pulswellen-Transit-Zeit bei Kindern und Jugendlichen. *Klin Padiatr* 2018. doi: 10.1055/a-0747-6253.
97. Bland MJ, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *The Lancet* 1986; 327(8476):307–10. doi: 10.1016/S0140-6736(86)90837-8.
98. ANSI/AAMI/ISO 81060-2:2018. Non-invasive sphygmomanometers — Part 2: Clinical investigation of intermittent automated measurement type. Arlington, Association for the Advancement of Medical Instrumentation 2018:1–36.
99. ANSI/AAMI/ISO 81060-2:2020. Non-invasive sphygmomanometers — Part 2: Clinical investigation of intermittent automated measurement type AMENDMENT 1. Arlington, Association for the Advancement of Medical Instrumentation 2020:1–3.
100. Brown D. A Review of the PubMed PICO Tool: Using Evidence-Based Practice in Health Education. *Health Promot Pract* 2019. doi: 10.1177/1524839919893361.
101. Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: the PRISMA statement. *PLoS Med* 2009; 6(7):e1000097. doi: 10.1371/journal.pmed.1000097.
102. Cecconi M, Rhodes A, Poloniecki J, Della Rocca G, Grounds RM. Bench-to-bedside review: the importance of the precision of the reference technique in method comparison studies--with specific reference to the measurement of cardiac output. *Crit Care* 2009; 13(1):201. doi: 10.1186/cc7129.
103. Pestel G, Fukui K, Higashi M, Schmidtman I, Werner C. Metaanalysen zur Messgenauigkeit nichtinvasiver hämodynamischer Überwachungstechnologien bei Erwachsenen. *Anaesthesist* 2018; 67(6):409–25. doi: 10.1007/s00101-018-0452-3.

104. Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res* 1999; 8(2):135–60. doi: 10.1177/096228029900800204.
105. Mantha S, Roizen MF, Fleisher LA, Thisted R, Foss J. Comparing methods of clinical measurement: reporting standards for bland and altman analysis. *Anesth Analg* 2000; 90(3):593–602.
106. Cui Y, Dyvorne H, Besa C, Cooper N, Taouli B. IVIM Diffusion-weighted Imaging of the Liver at 3.0T: Comparison with 1.5T. *Eur J Radiol Open* 2015; 2:123–8. doi: 10.1016/j.ejro.2015.08.001.
107. Critchley LAH, Critchley JAJH. A meta-analysis of studies using bias and precision statistics to compare cardiac output measurement techniques. *J Clin Monit Comput* 1999; 15(2):85–91. doi: 10.1023/a:1009982611386.
108. Monk TG, Bronsert MR, Henderson WG, Mangione MP, Sum-Ping STJ, Bentt DR et al. Association between Intraoperative Hypotension and Hypertension and 30-day Postoperative Mortality in Noncardiac Surgery. *Anesthesiology* 2015; 123(2):307–19. doi: 10.1097/ALN.0000000000000756.
109. Salmasi V, Maheshwari K, Yang D, Mascha EJ, Singh A, Sessler DI et al. Relationship between Intraoperative Hypotension, Defined by Either Reduction from Baseline or Absolute Thresholds, and Acute Kidney and Myocardial Injury after Noncardiac Surgery: A Retrospective Cohort Analysis. *Anesthesiology* 2017; 126(1):47–65. doi: 10.1097/ALN.0000000000001432.
110. Stapelfeldt WH, Yuan H, Dryden JK, Strehl KE, Cywinski JB, Ehrenfeld JM et al. The SLUScore: A Novel Method for Detecting Hazardous Hypotension in Adult Patients Undergoing Noncardiac Surgical Procedures. *Anesth Analg* 2017; 124(4):1135–52. doi: 10.1213/ANE.0000000000001797.
111. Briegel J, Böhner T, Kreitmeier A, Conter P, Fraccaroli L, Meidert AS et al. Clinical Evaluation of a High-fidelity Upper Arm Cuff to Measure Arterial Blood Pressure during Noncardiac Surgery. *Anesthesiology* 2020; 133(5):997–1006. doi: 10.1097/ALN.0000000000003472.

112. Schlesinger O, Vigderhouse N, Moshe Y, Eytan D. Estimation and Tracking of Blood Pressure Using Routinely Acquired Photo-plethysmographic Signals and Deep Neural Networks. *Crit Care Explor* 2020; 2(4):e0095. doi: 10.1097/CCE.000000000000095.
113. Kachuee M, Kiani MM, Mohammadzade H, Shabany M. Cuffless Blood Pressure Estimation Algorithms for Continuous Health-Care Monitoring. *IEEE Trans Biomed Eng* 2017; 64(4):859–69. Verfügbar unter: Cuffless Blood Pressure Estimation Algorithms for Continuous Health-Care Monitoring.
114. Lyons G. Language: another cause of publication bias. *Eur J Anaesthesiol* 2016; 33(9):620–1. doi: 10.1097/EJA.0000000000000469.

9. Anhang

9.1. Suchstrategien

- Nach Kim et al. (61):
 1. Blood pressure OR arterial pressure
 2. Monitor OR monitors OR measure OR measuring OR measurement OR determinants OR determinant OR determined OR determination
 3. 1 AND 2
 4. Noninvasive OR non-invasive OR "non invasive"
 5. 3 AND 4
 6. Nexfin OR CNAP OR Finapres OR Tensys OR T-line OR TL-200 OR Penaz OR Vasotrac OR volume clamp OR applanation tonometry OR finger cuff OR "pulse transit time" OR finger OR Wesseling OR vascular unloading
 7. 5 OR 6
 8. Continuous OR continued OR continual OR continually OR continuing
 9. Beat-to-beat OR real time OR real-time OR simultaneous OR simultaneously
 10. 8 OR 9
 11. 7 AND 10
 12. Preoperative OR pre-operative OR peri-operative OR perioperative OR intra-operative OR intraoperative OR post-operative OR postoperative OR anesthesia OR anaesthesia OR anesthesiology OR anaesthesiology
 13. Surgery OR surgical OR operation OR operative OR operating
 14. Critical care OR intensive care OR ICU
 15. 12 OR 13 OR 14
 16. 11 AND 15
 17. Accuracy OR precision OR reliability OR validity OR validation OR standard deviation
 18. Bias OR mean difference OR limit of agreement OR Bland Altman
 19. 17 OR 18

20. 16 AND 19

ergab 729 Treffer (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>
am 27.02.2020)

- (((("arterial line" OR AL OR "invasive readings" OR "invasive pressure")) AND ("blood pressure" OR blood-pressure OR BP)) AND (compare OR comparison OR validation OR validate*)) AND (continuous OR contin* OR beat-to-beat OR beat-by-beat OR simultaneous OR simultan* OR instantaneous OR pulsatile)
190 Treffer (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> am 27.02.2020)
- (((((((((((continuous OR continued OR continual OR continually OR continuing))) OR ((beat-to-beat OR real time OR real-time OR simultaneous OR continuing)))) AND (((((((blood pressure OR arterial pressure))) AND ((monitor OR monitors OR measure OR measuring OR measurement OR determinants OR determinant OR determined OR determination)))) AND ((noninvasive OR non invasive OR "non-invasive")))) OR ((nexfin OR cnap OR finapres OR tensys OR t-line OR TL-200 OR penaz OR vasotrac OR volume clamp OR applanation tonometry OR finger cuff OR "pulse transit time" OR finger OR wessling OR vascular unloading OR PTT OR PVW OR vasotrac OR b-pro OR sphygmocor OR PGG OR Pulsplethysmograph* OR "pulse wave velocity" OR "pulse decompositions analysis" OR "pulse Pen")))) AND (((pre-operative OR pro-operative OR peri-operative OR perioperative OR intra-operative OR intraoperative OR post-operative OR postoperative OR anesthesia OR anaesthesia OR anesthesiology OR operative OR operating))) OR ((surgery OR surgical OR operation OR operative OR operating))) OR ((critical care OR intensive care OR ICU)))) AND (((accuracy OR precision OR reliability OR validity OR validation OR standard deviation))) OR ((bias OR mean difference OR limit of agreement OR bland

altman)))

ergab 520 Treffer (<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>
am 27.02.2020)

- nach PICO (Patient, Intervention, Comparison, Outcome)
nach Brown et al. (100):

Patient – blood pressure OR BP OR blood-pressure OR
arterial pressure OR AP

Intervention – Nexfin OR ClearSight OR CNAP OR T-
Line OR TL-300 OR TL-400 OR TL-300pro OR TL-200
OR applanation tonometry OR AP OR Tensys OR Va-
sotrac OR NCAT OR Tonometry OR BPro OR Omron OR
volume clamp OR Wesseling OR finger cuff OR vascular
unloading OR PPG OR PWV OR PTT OR „pulse transit
time“ OR „pulse wave velocity“ OR plethysmograph* OR
„pulse decompositions analysis“ OR PDA

Comparison – arterial line OR AL OR radial OR catheter
OR invasive

Outcome – comparison OR Bland Altman OR bias OR
LOA OR „limits of agreement“ OR Bland OR mean diffe-
rence

ergab 1005 Treffer ([https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pub-
med](https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pub-med) am 27.02.2020)

Danksagung

Lebenslauf