



**Medizinische Fakultät der Technischen Universität München  
II. Medizinische Klinik des Klinikums rechts der Isar**

# **Applanationstonometrie zur kontinuierlichen, nicht-invasiven Blutdruckmessung in der Intensivmedizin**

**Luisa Maria Prechtl**

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny  
Prüfer der Dissertation: 1. Priv. Doz. Dr. Bernd Chr. Saugel  
2. Prof. Dr. Karl-Ludwig Laugwitz

Die Dissertation wurde am 03.05.2018 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 12.12.2018 angenommen.

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>EINLEITUNG .....</b>	<b>1</b>
1.1	OSZILLOMETRIE - DIE NICHT-INVASIVE METHODE.....	1
1.2	ARTERIELLE KATHETER – DIE INVASIVE METHODE.....	3
1.3	KONTINUIERLICHE, NICHT-INVASIVE METHODEN .....	5
	<i>1.3.1 Die Volume Clamp Methode.....</i>	<i>5</i>
	<i>1.3.2 Die arterielle Applanationstonometrie .....</i>	<i>7</i>
<b>2</b>	<b>MATERIAL UND METHODEN.....</b>	<b>11</b>
2.1	STUDIENDESIGN UND STUDIENAUFBAU .....	11
2.2	DATENAUFZEICHNUNG.....	13
2.3	DATENANALYSE.....	19
<b>3</b>	<b>ERGEBNISSE .....</b>	<b>22</b>
3.1	PATIENTEN .....	22
3.2	ARTERIELLE BLUTDRUCKMESSUNGEN .....	24
	<i>3.2.1 Diastolische Blutdruckwerte .....</i>	<i>26</i>
	<i>3.2.2 Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks.....</i>	<i>27</i>
	<i>3.2.3 Systolische Blutdruckwerte.....</i>	<i>28</i>
3.3	PATIENTEN MIT INTRAAORTALER BALLONPUMPE .....	29
	<i>3.3.1 Diastolische Blutdruckwerte für Patienten mit IABP.....</i>	<i>31</i>
	<i>3.3.2 Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks für Patienten mit IABP .....</i>	<i>32</i>
	<i>3.3.3 Systolische Blutdruckwerte für Patienten mit IABP .....</i>	<i>33</i>
<b>4</b>	<b>DISKUSSION .....</b>	<b>34</b>
4.1	ZIEL DER STUDIE .....	34
4.2	DISKUSSION DER ERGEBNISSE .....	34
4.3	LIMITATIONEN DER AKTUELLEN STUDIE .....	39
4.4	VORTEILE DER T-LINE FÜR DIE KARDIOLOGIE .....	40
4.5	LIMITATIONEN DER T-LINE .....	41
<b>5</b>	<b>ZUSAMMENFASSUNG.....</b>	<b>43</b>
<b>6</b>	<b>DANKSAGUNGEN.....</b>	<b>45</b>
<b>7</b>	<b>LITERATUR.....</b>	<b>46</b>
<b>8</b>	<b>ABBILDUNGSVERZEICHNIS.....</b>	<b>52</b>
<b>9</b>	<b>ANHANG .....</b>	<b>53</b>

## **Abkürzungsverzeichnis**

DAP-i = invasiv ermittelter, diastolischer Blutdruck

DAP-ni = nicht-invasiv ermittelter, diastolischer Blutdruck

EKG = Elektrokardiogramm

IABP = intraaortale Ballonpumpe

MAP-i = invasiv ermittelter, mittlerer arterieller Blutdruck

MAP-ni = nicht-invasiv ermittelter, mittlerer arterieller Blutdruck

PICCO = Pulse Contour Cardiac Output

PTCA = Perkutane transluminale Koronarangioplastie

SAP-i = invasiv ermittelter, systolischer Blutdruck

SAP-ni = nicht-invasiv ermittelter, systolischer Blutdruck

# **1 Einleitung**

Die Überwachung des arteriellen Blutdruckes eines Patienten ist in vielen medizinischen Fachbereichen, besonders aber in der Intensivmedizin und in der Anästhesie, von sehr großer Bedeutung.

Neben der Thermoregulation, der Hämostase nach Verletzungen, der Infektabwehr sowie dem Transport von Hormonen, ist eine weitere wichtige Aufgabe des Blutes, alle Zellen des Körpers mit ausreichend Nährstoffen und Sauerstoff zu versorgen. Besteht eine Kreislaufstörung, bei der die Gewebeversorgung mit Sauerstoff und Nährstoffen nicht mehr gewährleistet werden kann, spricht man von einem Schock. Bei einem Schock fallen durch die Hypoxämie des Gewebes Stoffwechselprodukte, wie z.B. Laktat, im Gewebe an, welche die Apoptose der Zellen bedingen und somit schließlich zum Tod führen können (Antonelli et al., 2007). Die Gewährleistung eines adäquaten arteriellen Blutdrucks zur Sicherstellung eines adäquaten Perfusionsdrucks ist deshalb von essentieller Bedeutung.

Um gegebenenfalls einem entgleisenden Blutdruck gegensteuern zu können, gibt es verschiedene Möglichkeiten den Blutdruck zu überwachen. Diese verschiedenen Methoden der Blutdrucküberwachung sollen im Folgenden kurz vorgestellt werden.

## **1.1 Oszillometrie - Die nicht-invasive Methode**

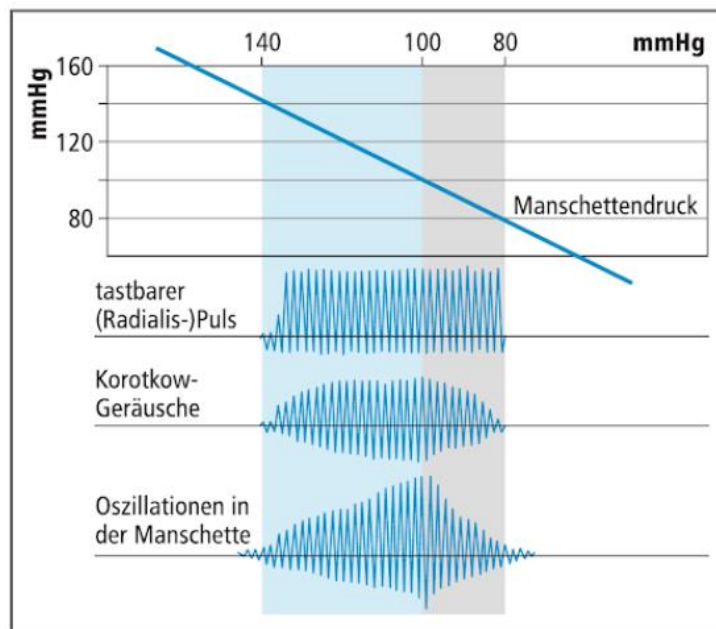
Die oszillometrische Methode beruht auf der Erfindung des sogenannten Sphygmomanometers durch den italienischen Arzt Scipione Riva-Rocci im Jahre 1896. Riva-Rocci ermittelte den Blutdruck durch eine Manschette, die um den Oberarm angebracht und aufgeblasen wurde, bis kein Puls mehr am Unterarm zu fühlen war. Anschließend wurde die Luft langsam aus der Manschette abgelassen bis der Puls wieder spürbar war. Durch einen an die Manschette angeschlossenen Druckmesser konnte der Druck zu dem Zeitpunkt, an dem wieder ein Puls spürbar war, gemessen werden. Der so ermittelte Wert stellt den systolischen Blutdruck dar (Booth, 1977).

1905 entdeckte der russische Arzt Nikolai Sergejewitsch Korotkow, dass in der durch die Oberarmmanschette abgedrückten Arterie Verwirbelungen entstehen. Diese Verwirbelungen konnte er als Strömungsgeräusche, sog. Korotkow-Geräusche, mit einem

Stethoskop in der Ellenbeuge nachweisen. Hierbei repräsentiert das erste Geräusch beim Entlassen der Luft aus der Manschette den systolischen Blutdruckwert und das letzte Geräusch den diastolischen Blutdruckwert (Chung, Chen, Alexander & Cannesson, 2013).

Die Oszillometrie ist schließlich eine Weiterentwicklung der beschriebenen Methoden. Hierbei wird wiederum eine Oberarmmanschette aufgeblasen. Jedoch werden nun Druckschwankungen in der Manschette gemessen, die durch den pulsatile Blutfluss in der komprimierten Arterie entstehen. Diese Druckschwankungen nehmen zu, je mehr sich der Druck in der Manschette dem mittleren Blutdruck annähert, das heißt je niedriger der transmurale Druck der Arterie ist. Bei niedrigeren bzw. höheren Manschettendrücken werden die Druckschwankungen geringer. Für den systolischen und den diastolischen Blutdruckwert werden jeweils die Drücke in der Manschette bei einem bestimmten Prozentsatz der maximalen Amplitude gemessen (Liu et al., 2015).

Abbildung 1 zeigt eine schematische Darstellung der unterschiedlichen Effekte (tastbarer Puls, Korotkow-Geräusche und Drucksoszillationen) durch das Ablassen der Luft in Abhängigkeit des Manschettendrucks.



**Abbildung 1: Korotkow-Geräusche und Oszillometrie**

Quelle: Operative Intensivmedizin, 2. Auflage (Striebel, 2015)

Mit freundlicher Genehmigung von Schattauer GmbH, Verlag für Medizin und Naturwissenschaften

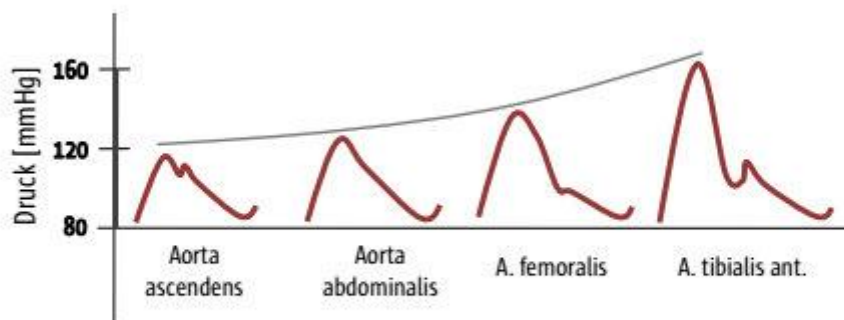
Zwar überzeugt die oszillometrische Methode mit ihrer Nicht-Invasivität und der Einfachheit ihrer Anwendung, dennoch werden auch einige Schwachpunkte dieser Methode beschrieben. So gibt es zum Beispiel kein standardisiertes Berechnungsverfahren für die oszillometrische Messung, sondern jedes Gerät benützt einen firmeneigenen Algorithmus zur Berechnung des systolischen und diastolischen Blutdruckes. Diese firmeneigenen Algorithmen wurden jedoch nicht immer mittels Vergleich mit einer invasiven Messung validiert (Smulyan & Safar, 2011). Zudem ist es sehr wichtig die richtige Manschettengröße auszuwählen, denn eine zu kleine Manschette überschätzt den Blutdruck, wohingegen zu große Manschetten den Blutdruck unterschätzen (Bur, 2003; Maxwell, Waks, Schroth, Karan & Dornfeld, 1982). Außerdem gibt es Daten, die zeigen, dass die oszillometrische Methode im Vergleich zu invasiv messenden Verfahren dazu tendiert, den Blutdruck in hypotensiven Phasen zu hoch und in hypertensiven Phasen zu niedrig zu messen (Wax, Lin & Leibowitz 2011). Wie Anastas et al. zeigen konnten, werden auch der diastolische Blutdruck sowie die Herzfrequenz von einem automatischen oszillometrischen Messgerät während kardialen Arrhythmien, besonders während Vorhofflimmern, nicht verlässlich ermittelt (Anastas, Jimerson & Garolis 2008). Außerdem scheint die nicht-invasive Messung bei übergewichtigen Patienten (Anast, Olejniczak, Ingrande & Brock-Utne 2016; Araghi, Bander & Guzman 2006), Patienten mit erhöhter arterieller Gefäßwandsteifigkeit (Caramella, Bernard, Couderc, Berger & Desmots, 1985) und schwerer Hypotension (van Popele et al., 2000) weniger verlässlich zu sein als eine invasive Messung. Nicht zuletzt ist ein großer Nachteil der oszillometrischen Methode, dass engmaschige Blutdruckkontrollen mit Intervallen unter 5 Minuten aufgrund der Gefahr von Druckschäden vermieden werden sollten (Striebel, 2015).

## **1.2 Arterielle Katheter – Die invasive Methode**

Zur kontinuierlichen Blutdrucküberwachung wird deshalb zum Beispiel bei Schockzuständen, hämodynamisch instabilen Patienten oder großen vaskulären und thorakalen Eingriffen ein arterieller Katheter verwendet. Dieser arterielle Katheter wird üblicherweise in eine periphere Arterie, wie zum Beispiel in die Arteria radialis oder femoralis, eingebracht. Die intraarteriell liegende Kanüle ist hier durch ein flüssigkeitsgefülltes Schlauchsystem mit einem Druckabnehmer verbunden. Dadurch kann die Druckkurve

des im Gefäß herrschenden Drucks kontinuierlich auf einem Monitor angezeigt werden (Chung et al., 2013).

Die typische Konfiguration einer arteriellen Blutdruckkurve zeigt Abbildung 2. Hierbei ist zu beachten, dass sich die Konfiguration im Verlauf des Gefäßsystems durch Reflexionsphänomene verändert. Zwar bleibt der Mitteldruck in allen Gefäßabschnitten gleich, doch der systolische Druck nimmt zur Peripherie hin zu. Mit abnehmender Gefäßcompliance werden die Reflexionsphänomene und damit auch der systolische Blutdruck ausgeprägter (Rockmann, 2011).



**Abbildung 2: Veränderung der arteriellen Druckkurven zur Peripherie hin**  
Quelle: Taschenbuch Monitoring Intensivmedizin 2011, Dr. Felix Rockmann (Rockmann, 2011)  
Mit freundlicher Genehmigung von MWV Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft mbH & Co. KG Berlin

Zwar hat die invasive Blutdruckmessung wie oben beschrieben den entscheidenden Vorteil der Kontinuität, allerdings birgt diese Art der Blutdruckmessung auch einige Gefahren für Fehlinterpretationen und gesundheitliche Risiken. Zum einen ist es möglich durch Luft einschüsse im Schlauchsystem, einer Okklusion des Katheters, durch das Anliegen des Katheters an der Arterienwand, einen inkorrekten Nullabgleich oder einer inkorrekten Position des Druckabnehmers falsche Blutdruckwerte zu ermitteln (Saugel, Dueck & Wagner, 2014a; Lambertz, Kraft & Boenick, 1997; Quaal, 1993). Zum anderen können durch das invasive Platzieren eines Katheters gesundheitliche Schäden wie Pseudoaneurysmen, Infektionen und Sepsis, Hämatome und Blutungen, Nervenschädigungen oder Ischämieschäden durch arterielle Thrombosierung verursacht werden. Auch wenn das relative Risiko eines solchen Schadens eher gering ist, wird die Zahl der durch arterielle Katheter

verursachten Schäden durch die absolute Anzahl der gelegten arteriellen Katheter dennoch relevant (Scheer, Perel & Pfeiffer, 2002). Laut Burchardi et al. bekommen weit über 50% der Patienten auf einer Intensivstation einen arteriellen Katheter zur Blutdrucküberwachung (Burchardi, Larsen, Schuster & Suter, 2013). So werden alleine in den USA jährlich rund 80.000 Blutinfektionen durch arterielle Katheter verursacht. Dies hat neben gesundheitlichen auch enorme wirtschaftliche Schäden zur Folge (Warren et al., 2006; O'Grady et al., 2011).

### **1.3 Kontinuierliche, nicht-invasive Methoden**

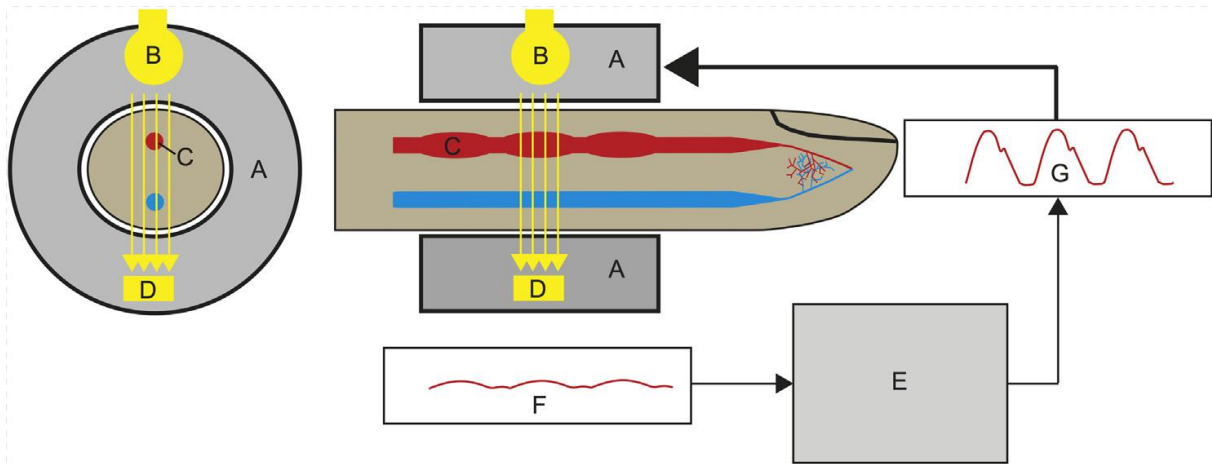
Aufgrund der oben beschriebenen Nachteile der etablierten Methoden zur Blutdruckmessung gibt es in letzter Zeit Bestrebungen ein Verfahren zu entwickeln, das zugleich kontinuierlich und nicht-invasiv misst. Dabei entstanden zwei unterschiedliche Methoden, die im Folgenden erläutert werden sollen.

#### ***1.3.1 Die Volume Clamp Methode***

Die Volume Clamp Methode, auch Vascular Unloading Technique genannt, wurde erstmals 1973 von Dr. Jan Peñáz beschrieben (Peñáz, 1973).

Abbildung 3 zeigt vereinfacht die Funktionsweise der Volume Clamp Methode. Bei dieser Methode wird eine aufblasbare Fingermanschette (A) mit einem eingebauten Infrarot-Plethysmographen (B) und einem, diesem gegenüberliegenden Lichtsensor (D) verwendet. Der Plethysmograph misst stetig den Durchmesser der Fingerarterie (C), der je nach Blutvolumen und damit auch je nach Blutdruck, schwankt. Mit Hilfe einer kleinen Manschette, die mehr oder weniger stark aufgeblasen wird, wird jedoch versucht, den Durchmesser der Fingerarterie konstant zu halten. Der hierfür benötigte Manschettendruck wird durch ein Kontrollsystem (E) in Abhängigkeit vom gemessenen Durchmesser der Fingerarterie gesteuert. Schließlich kann der in der Arterie herrschende Druck (G) aus dem Manschettendruck (F) errechnet werden.





**Abbildung 3: Funktionsweise der Volume Clamp Methode im Quer- und Längsschnitt**

**(A) Fingermanschette, (B) Infrarot-Plethysmograph, (C) Fingerarterie, (D) Lichtsensor, (E) Kontrollsystem, (F) Manschettendruck, (G) Blutdruck**

Quelle: Measurement of blood pressure (Saugel et al., 2014a)

Mit freundlicher Genehmigung von Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology

Es gibt aktuell zwei verschiedene kommerziell erhältliche Blutdruckmessgeräte, die mit der Volume Clamp Methode arbeiten: Das „CNAP-System (CNSystems Medizintechnik AG, Graz, Österreich)“ und das „ClearSight-System (Edwards Lifesciences, Irvine, CA, USA)“. Zwar konnten beide Geräte im Vergleich zur invasiven Blutdruckmessung in verschiedenen Studien gute Ergebnisse erzielen (Wagner et al., 2014; Smolle, Schmid, Pretenthaler & Weger 2015; Wagner et al., 2015b; Jeleazcov et al., 2010), (Ławicka, Małek, Antczak, Wajlonis & Owczuk, 2015; Martina et al., 2012), jedoch hat auch die Volume Clamp Methode, wie jede Messmethode, ihre Nachteile. So messen die Geräte weniger verlässlich, wenn die Finger durch Ödem anschwellen oder schlecht durchblutet sind. Eine Minderperfusion wäre zum Beispiel bei Schockzuständen, vaskulären Erkrankungen (Saugel et al., 2014a) und Hypothermie-Syndrom (Imholz, Wieling, van Montfrans & Wesseling, 1998) der Fall. Auch der Gebrauch von vasoaktiven Medikamenten wie Phenylephrin scheint die Verlässlichkeit der Methode zu reduzieren (Imholz, Parati, Mancina & Wesseling 1992). Da das CNAP-Gerät von CNSystems durch eine Oberarmmanschette kalibriert wird, birgt dieses Gerät zusätzlich auch die Fehlerquellen der oszillometrischen Methode, die weiter oben beschrieben wurden.

### ***1.3.2 Die arterielle Applanationstonometrie***

Die zweite Möglichkeit einer kontinuierlichen, nicht-invasiven Blutdrucküberwachung ist die arterielle Applanationstonometrie. Dieses Verfahren wurde von Pressman und Newgard auf der Grundlage der Tonometrie des Auges entwickelt und 1963 zum ersten Mal vorgestellt (Pressmann & Newgard, 1963). Pressman und Newgard stellten bei ihren Überlegungen ein mathematisches Modell auf, das besagt, dass der intravasale Druck in einem Gefäß gemessen werden könne, wenn man die tangentielle Wandspannung des Gefäßes eliminieren kann. Deshalb schlugen sie vor, eine oberflächliche Arterie soweit gegen den darunterliegenden Knochen zu drücken, das heißt zu applanieren, bis die tangentielle Wandspannung der Arterienwand aufgehoben ist. Als oberflächlich genug gelegene Arterien bieten sich zum Beispiel die Temporal- oder die Radialarterie an. Um sicher zu gehen, dass nur der im Gefäß herrschende Druck gemessen wird, muss der messende Sensor kleiner sein als die Arterie. Außerdem sollte der notwendige Spalt zwischen dem Sensor und der Auflagefläche des Gerätes möglichst klein sein, damit keine Hautfalten hineingezogen werden. Sowohl der Sensor als auch die Auflagefläche sollten zudem auf dem gleichen Niveau sein, denn beides könnte zu einer veränderten Hautspannung führen (Pressmann & Newgard, 1963).

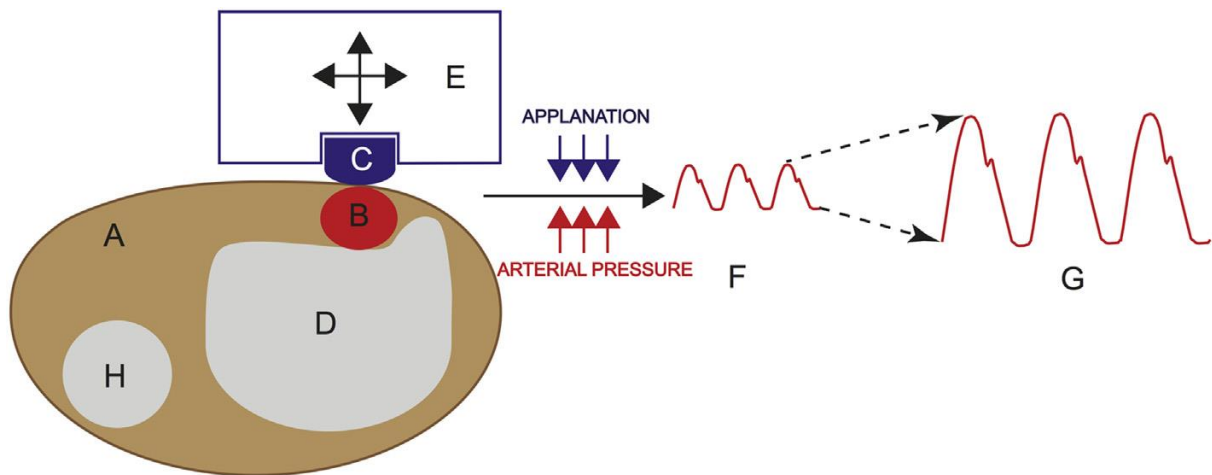
Die Autoren führen jedoch auch einige Schwächen ihrer neuen Methode der Blutdruckmessung auf. So stellt die Kalibrierung des neuen Systems ein großes Problem für sie dar. Zwar kann das Gerät mittels Sphygmomanometrie, also mit Hilfe einer Oberarmmanschette, kalibriert werden, jedoch muss man dabei die Ungenauigkeit der Sphygmomanometrie selbst in Kauf nehmen. Außerdem kann der Blutdruck mittels Sphygmomanometrie nur am kontralateralen Arm ermittelt werden, denn die aufgeblasene Manschette verhindert den Blutfluss und würde so die Messung der Applanationstonometrie behindern. Ein zweites Problem stellt außerdem die Befestigung des Gerätes am Handgelenk dar, denn die Applanationstonometrie ist sehr sensitiv gegenüber Bewegung. Trotz der noch bestehenden Unzulänglichkeiten konnten Pressman und Newgard aber zeigen, dass die neue Technologie in der Lage war eine Druckkurve zu ermitteln, die der invasiv ermittelten Kurve sehr ähnelt (Pressmann & Newgard, 1963).

Durch eine Weiterentwicklung des Gerätes konnten Paul Stein und Edward Blick schon 1971 mittels arterieller Applanationstonometrie verglichen mit der invasiven Blutdruckmessung gute Werte erzielen (Stein & Blick, 1971).

In den darauffolgenden Jahren wurde die Technologie von verschiedenen Forschergruppen, wie Bahr et al. (Bahr & Petzke, 1973; Bahr & Petzke, 1980), und Drzewiecki et al. (Drzewiecki, Melbin & Noordergraaf, 1983), weiterentwickelt bis 1991 mit dem Gerät Colin CBM-30002 das erste arterielle Applanationstonometer frei verkäuflich auf dem Markt erschien.

Seit 2003 ist von der Firma Tensys Medical inc. (San Diego, CA, USA) das Gerät T-Line erhältlich, das einen firmeneigenen Algorithmus zur internen Kalibrierung benutzt und somit das anfängliche Problem der Kalibrierung umgeht. Für den firmeneigenen Berechnungsweg muss der Anwender lediglich die Größe und das Gewicht des Patienten eingeben. Die gemessene Pulsdruckkurve wird dann durch die T-Line auf der Grundlage einer großen radialarteriellen Referenzdatenbank zur tatsächlichen Pulsdruckkurve extrapoliert. Aus der so entstandenen Pulskurvenform können schließlich die Werte des systolischen und diastolischen Blutdrucks Schlag-für-Schlag ermittelt werden. Die T-Line verfügt über zwei Motoren, die den Sensor nach medial-lateral beziehungsweise auf-ab regulieren können. Mit der Bewegung nach medial-lateral wird die Position über der Arterie gesucht, an der der Sensor am besten misst. Mit der Auf- und Abwärtsbewegung wird die Lokalisation gesucht, in der die Arterie so applaniert ist, dass die tangentielle Wandspannung null beträgt. Um immer eine optimale Applanationsposition zu benutzen, wird die Position des Sensors während einer Messung kontinuierlich überprüft und gegebenenfalls angepasst (Saugel et al., 2014a).

In der folgenden schematischen Darstellung wird die Applanationstonometrie am Beispiel der Radialarterie (B) gezeigt. Die Abbildung stellt einen Querschnitt durch den Unterarm (A) mit Radius (D) und Ulna (H) dar. Die Radialarterie (B) wird durch den am sogenannten Bracelet (E) angebrachten Sensor (C) gegen den darunterliegenden Knochen gedrückt. Der in der optimalen Applanationsposition gemessene arterielle Druck entspricht dem arteriellen Mitteldruck (F). Mittels der angegebenen Patientenmaße kann das T-Line-Gerät die diastolischen und systolischen Blutdruckwerte errechnen und die dazugehörige Kurve skalieren (G).



**Abbildung 4: Funktionsweise der Applanationsstomatometrie**

(A) Unterarm, (B) Radialarterie, (C) Sensor, (D) Radius, (E) Bracelet, (F) gemessene Druckkurve, (G) extrapolierte Druckkurve, (H) Ulnar

Quelle: Measurement of blood pressure (Saugel et al., 2014a)

Mit freundlicher Genehmigung von Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology

In einer systematischen Übersichtsarbeit wiesen Cheng et al. 2013 nochmals darauf hin, wie wichtig die interne Kalibrierungsfunktion der T-Line ist, denn eine Kalibrierung durch nicht-invasive Sphygmomanometer-Messungen zeigte in mehreren Studien erhebliche Abweichung vom wahren Wert (Cheng, Lang, Tufanaru & Pearson, 2013).

Die klinische Anwendbarkeit der T-Line wurde in verschiedenen Veröffentlichungen für unterschiedliche Patientengruppen gezeigt. So konnten Janelle et al. 2006 in einer Vergleichsstudie zwischen dem T-Line Model TL-100 und einem kontralateralen arteriellen Katheter bei 25 chirurgischen Patienten klinisch akzeptable Werte erzielen (Janelle & Gravenstein, 2006). Szmuk et al. konnten 2008 mit dem TL-100 Gerät bei 25 chirurgischen Patienten unter induzierter Hypotension verglichen mit der invasiven Messung ähnliche Werte messen (Szmuk, Pivalizza, Wartens, Ezri & Gebhard, 2008). Auch mit den weiterentwickelten Geräten TL-150 und TL-200 konnten Dueck et al. im Vergleich zur invasiven Messung bei chirurgischen Patienten eine hohe Übereinstimmung erreichen (Dueck, Goedje & Clopton, 2012). Außerdem wurde zuerst das Modell TL-200 und schließlich das noch verbesserte Gerät TL-200pro in verschiedenen Studien bei internistischen Intensivpatienten getestet. Hierbei wurden in 3 Studien im Vergleich mit femoralen Kathetern klinisch zufriedenstellende Resultate erzielt, jedoch ist davon auszugehen, dass der Vergleich mit einem femoralen Katheter zu schlechteren Ergebnissen führt, da sich die arterielle Pulskurve entlang des Gefäßbaumes durch Reflektionen verändert und somit

die Pulscurve der Femoralarterie ein geringfügig abgewandelte Konfiguration der Radialarterie besitzt (Saugel et al., 2012; Saugel et al., 2013; Meidert et al., 2013).

Bislang gab es nur eine Studie, die die T-Line bei internistischen Patienten gegen einen radialarteriellen Katheter testet. Dabei wurde bei 24 Patienten eine akzeptable Übereinstimmung mit der invasiven Messmethode gefunden (Meidert et al., 2014).

In einigen der oben genannten Studien wurde jedoch darauf hingewiesen, dass die arterielle Wandelastizität eine große Rolle für die Genauigkeit der gemessenen Werte spielen könnte. So merkten Janelle et al. an, dass die arterielle Wandsteifigkeit durch chronische Hypertension, Diabetes oder periphere Gefäßkrankheit einige Unterschiede der mittels T-Line gemessener Werte gegenüber der invasiv ermittelten Werten erklären könnte (Janelle & Gravenstein, 2006). Auch Dueck et al. wiesen darauf hin, dass die arterielle Pulscurve durch verschiedene Faktoren, wie zum Beispiel die arterielle Gefäßwandelastizität, beeinflusst wird (Dueck et al., 2012). Die T-Line könnte jedoch gerade für Patienten mit Hypertonus, kardialen und/oder vaskulären Erkrankungen sehr hilfreich sein, denn bei diesen Patienten ist eine hämodynamische Instabilität sowohl wahrscheinlicher als auch weniger wünschenswert (Dueck et al., 2012). Deshalb fordern die Autoren, dass mit weiteren Studien geklärt werden sollte, wie vaskuläre Erkrankungen, häufige Arrhythmien und Vasopressortherapie die Messungen der T-Line beeinflussen (Janelle & Gravenstein, 2006; Dueck et al., 2012; Saugel et al., 2012; Meidert et al., 2013).

Da es bis zum jetzigen Zeitpunkt noch keine Studien gibt, die die Messgenauigkeit der T-Line gegenüber invasiver Messungen bei kardiologischen Patienten, welche besonders häufig von Hypertonus, Diabetes und kardiovaskulären Erkrankungen betroffen sind, untersuchen, soll mit dieser Studie die T-Line auf einer kardiologischen Intensivstation getestet werden.

Die Ergebnisse der Studie wurden bereits 2015 in der Publikation „Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit“ von Dr. Nicolas Langwieser und Luisa Prechtel in *Clinical Research in Cardiology* veröffentlicht. Die Publikation stellt auch Grundlage für diese Arbeit dar (Langwieser et al., 2015).

## **2 Material und Methoden**

### **2.1 Studiendesign und Studienaufbau**

Zwischen dem 25. März 2013 und dem 11. März 2014 wurde diese prospektive Vergleichsstudie auf der kardiologischen Intensivstation des Universitätsklinikums rechts der Isar der Technischen Universität München durchgeführt. Auf der Station befinden sich 11 Betten, wovon 5 mit einem Beatmungsgerät ausgestattet sind.

Das Studienprotokoll wurde von der Ethikkommission des Klinikums rechts der Isar begutachtet und genehmigt.

Im oben genannten Zeitraum wurde schließlich für jeden volljährigen Patienten, der auf der kardiologischen Intensivstation behandelt wurde, geprüft, ob er oder sie die für die Studie entscheidenden Aufnahmekriterien erfüllte.

Zunächst war für die Studie wichtig, dass nur Patienten aufgenommen werden konnten, die einen arteriellen Katheter in der Arteria radialis hatten, denn die arterielle Pulskurve ändert, wie oben schon erwähnt, im Verlauf des Gefäßbaumes ihre Konfiguration. Dieser Radialiskatheter musste vor den Aufzeichnungen für die Studie aus rein medizinischen Gründen und völlig unabhängig von der Studie gelegt worden sein (Langwieser et al., 2015).

Durch den Hersteller wurden in der Bedienungsanleitung des T-Line-Gerätes eine minimale Größe der Patienten von 137cm und eine maximale Größe von 198cm festgelegt. Das Gewicht der Patienten muss laut Handbuch für eine valide Messung zwischen 40 und 180kg betragen. Diese Limitationen wurden als weiteres Kriterium für die Studie übernommen (Langwieser et al., 2015).

Bestanden anatomische Anomalien des Handgelenks oder der Radialarterie, welche eine Blutdruckmessung mittels Applanationstonometrie nicht zuließen, führte dies zum Ausschluss des Patienten aus der Studie. Des Weiteren wurden Patienten nicht in die Studie aufgenommen, bei denen eine Druckempfindlichkeit der Haut des Studienarms vorlag (Langwieser et al., 2015).

Patienten, auf die alle oben aufgeführten Kriterien zutrafen, wurden zunächst sowohl mündlich als auch schriftlich über die Studie aufgeklärt. Stimmt die Patienten einer

Teilnahme zu, so gaben sie ihr schriftliches Einverständnis auf einer vorgefertigten Einverständniserklärung. Da die Messmethode nicht invasiv ist und in vorangegangenen Studien gezeigt wurde, dass durch die Messungen keinerlei bleibende Hautschäden, wie Hämatome oder Nekrosen, verursacht werden (Szmuk et al., 2008; Saugel et al., 2012), durften mit Zustimmung der Ethikkommission auch sedierte Patienten in die Studie eingeschlossen werden. Bei diesen Patienten wurde, entweder sobald ein gesetzlicher Betreuer bestimmt worden war oder nach Wiedererlangen der Einwilligungsfähigkeit der Patienten selbst, rückwirkend um Zustimmung gebeten (Langwieser et al., 2015).

Bevor mit der eigentlichen Datenaufzeichnung begonnen werden konnte, wurde der Blutdruck mittels Oszillometrie an beiden Oberarmen bestimmt, um auszuschließen, dass der Blutdruck zwischen beiden Armen variiert. Dies könnte zum Beispiel bei einer Stenose der Arteria Subclavia der Fall sein. Falls die Blutdruckdifferenz zwischen den beiden Oberarmen mehr als 10mmHg betrug, wurde der Patient deshalb wieder von der Studie ausgeschlossen (Langwieser et al., 2015).

## 2.2 Datenaufzeichnung

Bei dieser Studie wurde der Blutdruck mittels des TL-200pro Gerätes von Tensys Medical Inc. gemessen. Die Vergleichswerte stammten von einem kontralateralen Radialiskatheter.

Bevor die Messvorrichtung aufgebaut wurde, wurde Blut aus dem arteriellen Katheter entnommen und eine Blutgasanalyse durchgeführt.

Außerdem wurden drei weitere Vorkehrungen für die Studienmessungen getroffen:

Erstens wurde der Druckabnehmer des arteriellen Katheters auf phlebostatischem Niveau positioniert, um zu verhindern, dass die Messung des arteriellen Katheters aufgrund einer Position des Druckabnehmers oberhalb oder unterhalb der Herzhöhe zu niedrige bzw. zu hohe Messwerte ergibt. Hierfür wurde der Schnittpunkt der mittleren Axillarlinie mit einer imaginären Linie entlang der 4. Rippe des Patienten ermittelt. Eine parallel zum Boden verlaufende Ebene durch den Schnittpunkt der beiden Linien stellt das phlebostatische Niveau dar (Quaal, 1993).

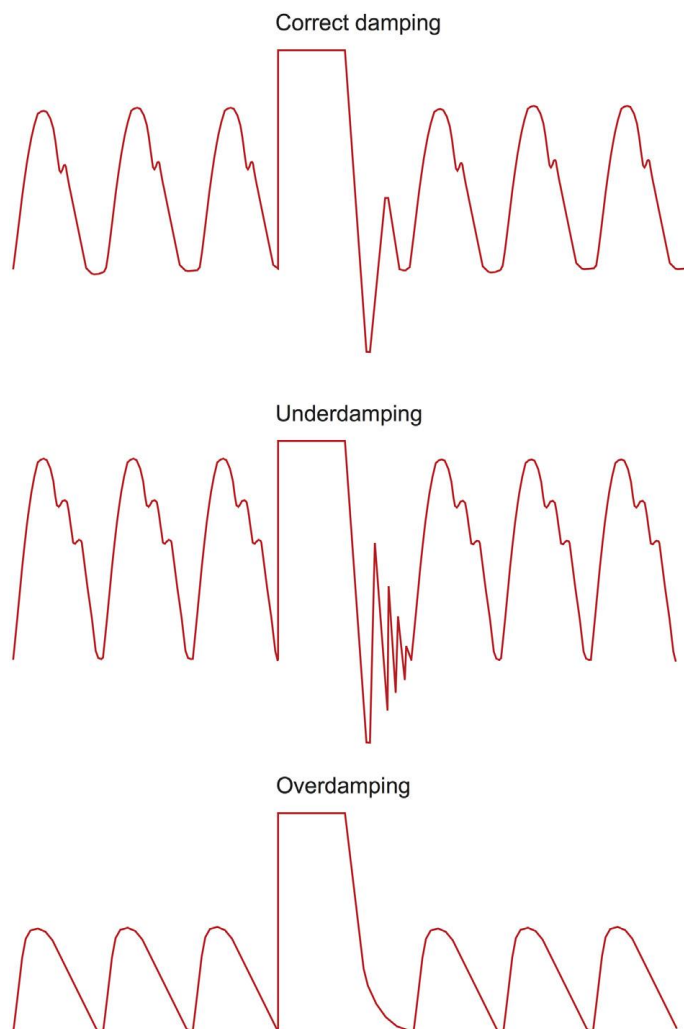
Als zweites wurde der zentrale Venendruck des Patienten erhoben, indem der zentrale Venenkatheter mit dem Druckabnehmer verbunden wurde und nach einem Nullabgleich der aktuelle zentrale Venendruck vom Monitor abgelesen wurde.

Zu guter Letzt wurde mittels Fast-Flush-Test, auch Square-Wave-Test genannt, anschließend die Dämpfung des arteriellen Systems überprüft. Durch eine Über- oder Unterdämpfung des Kathetersystems kann sich die natürliche Schwingung des Systems ändern, wodurch die Messung verfälscht werden würde. Bei einer zu geringen Dämpfung des Systems, welche zum Beispiel bei Hypothermie oder zu steifen Kathetern auftreten kann, können falsch hohe systolische Werte gemessen werden. Ist das Kathetersystem zum Beispiel durch Luftblasen, einen Knick oder Blutkoagel überdämpft, so können falsch niedrige systolische und falsch hohe diastolische Werte auftreten (Deltex Medical, 2017; Quaal, 1993).

Für den Fast-Flush-Test wird der arterielle Katheter mit hohem Druck wenige Sekunden gespült und die Spülung dann schlagartig beendet. Der Monitor zeigt nach Beendigung der Spülung eine für die im Messsystem vorherrschende Dämpfung charakteristische Kurvenform an (Quaal, 1993):



- a) Correct damping: Bei einer idealen Dämpfung des Kathetersystems sieht man einen schnellen, negativen Ausschlag der Druckkurve unterhalb der Nulllinie bevor die Kurve wieder in eine normale arterielle Druckkurve zurückkehrt.
- b) Underdamping: Bei einem unterdämpften System beschreibt die Druckkurve schnelle, weite Schwankungen um die Nulllinie.
- c) Overdamping: Ist das System überdämpft, so schneidet die Druckkurve nach dem Anspülen des Katheters die Nulllinie nicht. Oft kann keine dikrotische Kerbe der Druckkurve erkannt werden und die Druckkurve kehrt nur träge zu ihrer ursprünglichen Konfiguration zurück.



**Abbildung 5: Fast-Flush-Test**

**Quelle: Measurement of blood pressure (Saugel et al., 2014a)**

**Mit freundlicher Genehmigung von Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology**

Zeigte der Fast-Flush-Test eine Über- oder Unterdämpfung des Systems an, so wurde zunächst versucht den Fehler zu beheben, bevor mit dem Aufbau der eigentlichen Messvorrichtung begonnen wurde.

Nachdem alle Vorbereitungen getroffen worden waren, konnte schließlich die Messvorrichtung der Studie mit dem TL-200pro Gerät aufgebaut werden. Hierfür benötigte man die zugehörige Unterarmschiene, ein sogenanntes Bracelet, einen sogenannten Locator und den T-Line-Monitor. Um die Messvorrichtung am Patientenhandgelenk anzubringen, wurde wie folgt vorgegangen. Zunächst wurde am kontralateralen Arm des Katheters das Handgelenk durch die zugehörige Handgelenksschiene überstreckt, sodass die Radialarterie einfacher zu ertasten war (Abbildung 6). Anschließend wurde der Radialispuls getastet und der Verlauf der Arterie markiert (Abbildung 7).



**Abbildung 6: Schrittweiser Aufbau Nr. 1**

**Überstrecktes Handgelenk  
Eigene Abbildung**



**Abbildung 7: Schrittweiser Aufbau Nr. 2**

**Markierte Radialarterie  
Eigene Abbildung**

Entsprechend der Markierungen auf dem sogenannten Locator wurde dieser auf den Patientenarm aufgeklebt (Abbildung 8). Nun wurde das TL-200pro Bracelet gemäß dem

Handbuch auf den Locator aufgesetzt und um das Handgelenk geschlossen (Abbildung 9). Das Kabel der T-Line wurde schließlich mit dem T-Line eigenem Monitor verbunden.



**Abbildung 8: schrittweiser Aufbau Nr. 3**

**Anbringen des Locators  
Eigene Abbildung**



**Abbildung 9: schrittweiser Aufbau Nr. 4**

**Bracelet  
Eigene Abbildung**

Wenn möglich, wurde die Hand des Patienten mit der T-Line, wie zuvor der Druckabnehmer der Arterie, im phlebostatischen Niveau ausgerichtet. War dies zum Beispiel durch die Position des Patienten nicht möglich, wurde die Differenz zwischen der T-Line und dem Druckabnehmer der Arterie später am T-Line-Monitor angegeben, sodass die Differenz in die Messung miteinberechnet werden konnte. Nach dem Starten des Monitors und der Angabe der Größe und des Gewichts des Patienten sucht das Gerät mit Hilfe der oben beschriebenen, integrierten Motoren durch Medial-Lateral- und Auf-Ab-Bewegungen die optimale Applanationsposition. Nach etwa 35 Sekunden werden bereits die vorläufige Herzfrequenz und die vorläufigen Blutdruckwerte durch Konturen der Ziffernwerte dargestellt. Etwa 90 Sekunden später hat sich das Gerät vollständig kalibriert und zeigt nun die endgültigen Messwerte durch ausgefüllte Ziffern an. Um die Blutdruckkurven der invasiven und der nicht-invasiven Messung besser vergleichen und gemeinsam aufzeichnen

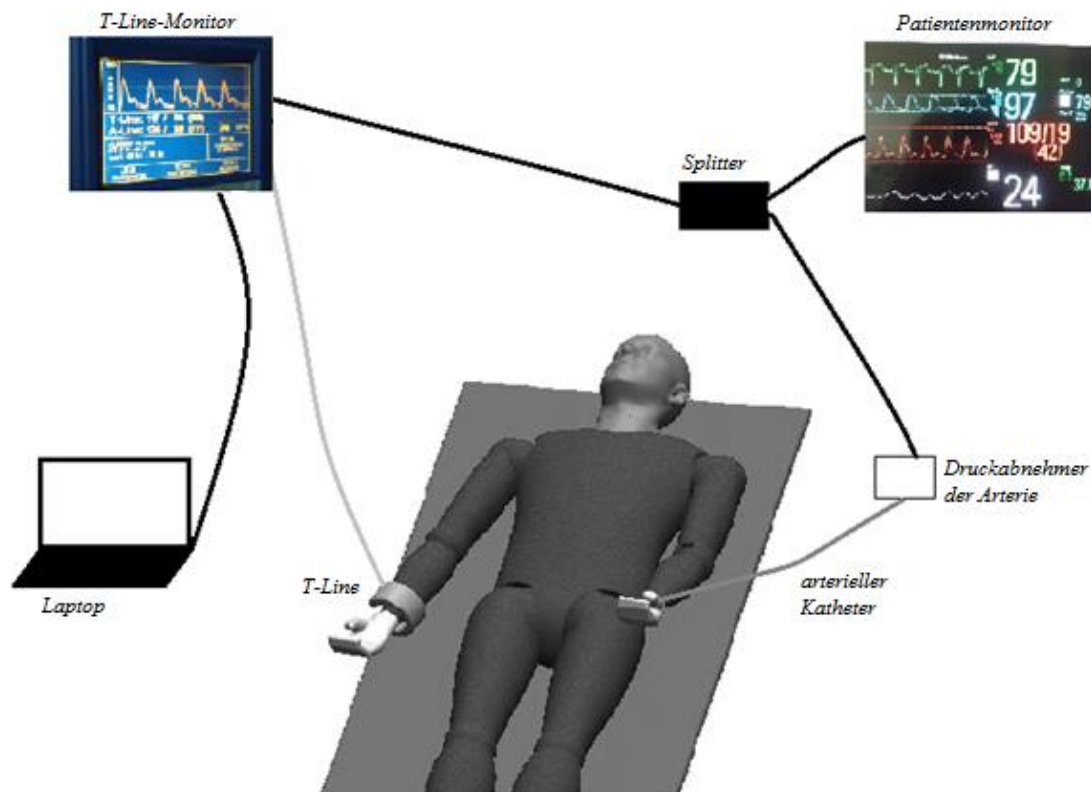
zu können, wurden zwischen dem Druckabnehmer des arteriellen Katheters und dem Patientenmonitor ein sogenannter Splitter zwischengeschaltet (vgl. Abbildung 10). Mit dieser Vorrichtung wurde die invasiv ermittelte Blutdruckkurve nun nicht nur auf dem Patientenmonitor, sondern auch auf dem T-Line-Monitor abgebildet. Somit war es möglich sowohl die invasive als auch die nicht-invasive Messung parallel aufzuzeichnen.

Um die T-Line-Messung und die Messung des arteriellen Katheters auf denselben Atmosphärendruck zu eichen, wurde vor den Messungen auf beiden Monitoren gleichzeitig ein Nullabgleich durchgeführt, wobei der arterielle Katheter zur Atmosphäre hin geöffnet sein musste. Anschließend überprüfte man, ob auf dem T-Line-Monitor zwei arterielle Blutdruckkurven angezeigt wurden. Falls eine der beiden Kurven deutlich von der wie oben beschriebenen, typischen Konfiguration einer arteriellen Blutdruckmessung abwich, wurde versucht die beiden Messungen zu optimieren. So konnte zum Beispiel der arterielle Katheter nochmals angespült werden, falls die invasiv ermittelte Kurve verbessert werden sollte oder die Hand mit der T-Line konnte neu gelagert werden, falls die nicht-invasive Kurve von der typischen Konfiguration abwich.

Als letztes wurde ein Laptop mit dem T-Line-Monitor verbunden, sodass die parallel gemessenen Blutdruckwerte auf diesen übertragen und dort mit Hilfe der Software Logfile Reader, welche freundlicherweise von Tensys Medical zur Verfügung gestellt worden war, aufgezeichnet werden konnten.

Sobald alle technischen Voraussetzungen geschaffen waren, wurde die Messung gestartet und auf dem Laptop aufgezeichnet. Pro Patient wurden jeweils drei 10-Minuten-Intervalle, also insgesamt 30 Minuten, gemessen.

Der vollständige Messaufbau ist schematisch in Abbildung 10 dargestellt.



#### Abbildung 10: schematische Übersicht des Messaufbaus

Die schematische Abbildung zeigt den Aufbau der Messvorrichtung mit der T-Line am rechten und dem arteriellen Katheter am linken Arm des Patienten. Über den sogenannten Splitter ist die Messung des Katheters sowohl auf dem Patientenmonitor als auch auf dem T-Line-Monitor zu sehen. Die Messungen werden auf dem mit dem T-Line-Monitor verbundenen Laptop aufgezeichnet und gespeichert. **Eigene Abbildung**

Zusätzlich zu den Blutdruckkurven wurden von jedem Patienten das Geschlecht, das Alter, die Größe und das Gewicht aus der Patientenakte übernommen. Die Patientenakte wurde auch dazu verwendet, verschiedene klinische Scores zu errechnen. Der Acute Physiology And Chronic Health Evaluation II (APACHE) Score wurde von den ersten 24 Stunden auf der Station ermittelt, der Simplified Acute Physiology (SAPS) Score und der Sequential Organ Failure Assessment (SOFA) Score wurden jeweils für den Tag der Messung errechnet (Anhang b und c). Mit Hilfe der errechneten Scores kann schließlich die Schwere der Erkrankung und das Risiko zu Versterben für die einzelnen Patienten anhand ihrer klinischen Situation abgeschätzt werden.

Wiesen die Arme der Patienten Ödeme auf, so wurde dies im Messprotokoll vermerkt. Auch die Herzfrequenz, der Herzrhythmus und eventuell vorhandene, kardiovaskulär-wirksame Medikamente des Patienten wurden darin protokolliert (Anhang a). Als letztes wurden noch das Ergebnis der Blutgasanalyse, die Beatmungsform und eventuelle

kardiovaskuläre Risikofaktoren festgehalten. Das alles diente dazu, am Ende eventuelle Subgruppen bilden zu können.

### **2.3 Datenanalyse**

Die Patientencharakteristika aus den Patientenkurven und die Ergebnisse der verschiedenen klinischen Scores fasste man in einer Excel-Tabelle zusammen. Danach wurden für qualitative Daten die absolute und die relative Häufigkeit, und für quantitative Daten der Median mit entsprechendem 25-75% Interquartilsabstand errechnet (Langwieser et al., 2015).

Auch die Schlag-für-Schlag paarweise aufgezeichneten Blutdruckmesswerte der T-Line und des arteriellen Katheters wurden in eine Tabelle eingefügt, wobei bei jeder Messung die ersten 8 Schläge entfernt wurden, da am Anfang jeder Messung eventuell noch fehlerhafte Messwerte von der T-Line aufgezeichnet werden können.

Bevor die aufgezeichneten Daten ausgewertet werden konnten, wurden alle Kurven auf offensichtliche Artefakte hin gesichtet. Solche Artefakte waren zum Beispiel durch aktive oder passive Bewegung des Studienarms oder Spülen der Arterie entstanden und zeichneten sich beispielsweise durch Druckdifferenzen über 50mmHg zwischen zwei Herzschlägen oder negative Blutdruckwerte aus. Die entsprechenden Episoden wurden vor der Datenauswertung herausgefiltert (Langwieser et al., 2015).

Im Anschluss wurden bei allen Messungen immer 10 Herzschläge zu einem Messintervall zusammengefasst. Analog besitzen auch alle handelsüblichen Blutdruckmonitore einen Algorithmus, um die aufgezeichneten Werte nach bestimmten Intervalleinheiten zu mitteln, denn sonst würde zum Beispiel bei einer Extrasystole mit insuffizienter Kammerfüllung ein deutlich zu niedriger Blutdruck gemessen werden und dies womöglich einen Alarm im System auslösen. Das Anzeigen des Blutdruckes pro Herzaktion wäre also durchaus impraktikabel und eine Mittelung der Werte ist somit klinisch nachvollziehbar. Diese Mittelung führte in der Studie dazu, dass nicht jeder einzelne Blutdruckmesswert der T-Line mit dem entsprechenden Messwert des arteriellen Katheters verglichen wurde, sondern immer die jeweiligen 10-Herzschlag-Episoden einander gegenüber gestellt wurden (Langwieser et al., 2015).

Um die Genauigkeit und Präzision der Applanationstonometrie im Vergleich zum arteriellen Katheter zu analysieren, wurde mit den gemittelten 10-Herzschlag-Episoden eine Bland-Altman-Analyse für mehrfache Messungen an einem Individuum durchgeführt (Bland & Altman, 1999; Bland & Altman, 2007). Für die Analyse wurde zunächst die Druckdifferenz zwischen dem jeweiligen nicht-invasiv und dem zugehörigen invasiv ermittelten 10-Herzschlag-Intervalls errechnet:

$$\text{Druckdifferenz} = \text{Druck (nicht-invasiv)} - \text{Druck (invasiv)}$$

Außerdem wurden die jeweiligen Mittelwerte der zusammengehörigen nicht-invasiv und invasiv gemessenen 10-Herzschlag-Episoden ermittelt:

$$\text{Mittelwert} = \frac{\text{Druck(nicht - invasiv)} + \text{Druck(invasiv)}}{2}$$

Zur Veranschaulichung trug man die Mittelwerte der von beiden Messmethoden ermittelten Blutdrücke gegen die Druckdifferenzen in einem Diagramm auf. Ein solches Diagramm wurde jeweils für den arteriellen Mitteldruck, den systolischen und den diastolischen Blutdruck aus allen 10-Herzschlag-Intervallen erstellt.

Für eine bessere Anschaulichkeit wurden zusätzlich die mittlere Differenz und die untere und obere 95%-Übereinstimmungsgrenze als dicke Linien in die Diagramme eingezeichnet. Hierfür wurde der die mittlere Differenz mit der Formel

$$\text{mittlere Differenz} = \frac{\text{Summe der Druckdifferenzen}}{\text{Anzahl der Druckdifferenzen}}$$

und die Standardabweichung mit der Formel

$$\text{Standardabweichung} = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x(i) - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

berechnet. Schließlich ergeben sich die obere und untere 95%-Übereinstimmungsgrenze wie folgt:

$$95\% - \text{Intervall} = \text{mittlere Differenz} \pm 1,96 * \text{Standardabweichung}$$

Mittels gemischten Modellen wurden potenziell nichtkonstante Beziehungen zwischen der mittleren Differenz und den Mittelwerten abgeschätzt. Die Ergebnisse dieser Abschätzung wurden als dünne Linien in die Diagramme eingetragen.

Des Weiteren wurde der prozentuale Fehler mit folgender Formel berechnet:

$$\text{Prozentualer Fehler} = \frac{2 * \text{Standardabweichung}}{\text{Mittelwert der Messungen}}$$

Die statistische Auswertung der Ergebnisse erfolgte mit IBM SPSS Statistics 22 der „SPSS Inc., Chicago, IL, USA“ und dem Softwarepaket R der „R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria“ (Langwieser et al., 2015).



## **3 Ergebnisse**

### **3.1 Patienten**

Von den insgesamt 41 Patienten, die in die Studie aufgenommen worden waren, zogen jeweils zwei Patienten ihre Einverständniserklärung zurück beziehungsweise bewegten den Studienarm in zu großen Maßen und wurden deshalb nachträglich aus der Studie herausgenommen. Bei sieben weiteren Patienten konnte kein gültiges Blutdrucksignal mit der T-Line gefunden werden konnte.

Letztendlich wurden somit Blutdruckaufzeichnungen von 30 Patienten, 21 davon Männer, ausgewertet (Langwieser et al., 2015). Das mittlere Alter der Patienten betrug 69 Jahre. Durchschnittlich waren die Studienteilnehmer 171cm groß und wogen 75kg. Dies entspricht im Mittel einem Body-Mass-Index von  $25,65\text{kg/m}^2$  und beschreibt ein leichtes Übergewicht des durchschnittlichen Studienpatienten. Auch weitere kardiovaskuläre Risikofaktoren waren unter den Studienpatienten weit verbreitet. So wiesen von den insgesamt 30 Studienteilnehmern 67% eine arterielle Hypertension, 50% eine Fettstoffwechselstörung und 23% Diabetes mellitus auf. 20% der Patienten waren Raucher. Die Häufigkeit der kardiovaskulären Risikofaktoren unter den Studienteilnehmern spiegelt sich auch in der Tatsache wider, dass die Hälfte der Patienten aufgrund eines Myokardinfarkts, eines kardiogenen Schocks bzw. nach kardiopulmonaler Reanimation auf der Intensivstation in Behandlung waren. 19 Studienpatienten waren im Sinusrhythmus, während weitere 6 Patienten eine absolute Arrhythmie bei Vorhofflimmern und 5 einen Schrittmacherrhythmus aufwiesen. Zum Zeitpunkt der Studie waren 19 der 30 Patienten beatmungspflichtig, 17 Patienten standen unter dem Einfluss sedierender Medikamente wie Propofol und Midazolam und insgesamt 17 Patienten benötigten eine kreislaufstabilisierende Medikation, davon 7 mit Norepinephrin und 10 mit Epinephrin.

Eine detailliertere Aufschlüsselung über die Patientencharakteristika, den Grund der Intensivbehandlung, und ihre klinische Situation am Tag des Studieneinschlusses bietet Tabelle 1 (Langwieser et al., 2015).

**Tabelle 1: Patientencharakteristika**

---

Demographische Daten und klinische Charakteristika (am Tag der Studienmessungen)	
Alter (Jahren)	69 (60-77)
Geschlecht, männlich, n (%)	21 (70)
Größe (cm)	171 (168-178)
Gewicht (kg)	75 (70-86)
Gerätebeatmung, n (%)	19 (63)
Norepinephrin-Therapie	7 (23)
Norepinephrin-Dosis [ $\mu\text{g}/(\text{kg min})$ ]	0,29 (0,03-0,45)
Epinephrin-Therapie, n (%)	10 (33)
Epinephrin- Dosis [ $\mu\text{g}/(\text{kg min})$ ]	0,13 (0,09-0,21)
Propofol- oder Midazolam-Therapie, n (%)	17 (57)
Fentanyl-Therapie, n (%)	18 (60)
Acute physiology and chronic health evaluation II score (Punkte)	25 (18-30)
Simplified acute physiology score II (Punkte)	23 (14-31)
Sequential organ failure assessment score (Punkte)	10 (6-12)
Herzrhythmus	
Sinusrhythmus, n (%)	19 (63)
Vorhofflimmern, n (%)	6 (20)
Schrittmacher, n (%)	5 (17)
Grund der Intensivbehandlung	
Myokardinfarkt/ kardiogener Schock/ kardiopulmonale Reanimation, n (%)	15 (50)
Sepsis nichtpulmonaler Genese, n (%)	4 (13)
Pneumonie/ respiratorische Insuffizienz/ Sepsis pulmonaler Genese, n (%)	8 (27)
Andere, n (%)	3 (10)
Kardiovaskuläre Risikofaktoren	
Arterielle Hypertension, n (%)	20 (67)
Diabetes mellitus, n (%)	7 (23)
Dyslipoproteinämie, n (%)	15 (50)
Rauchen, n (%)	6 (20)

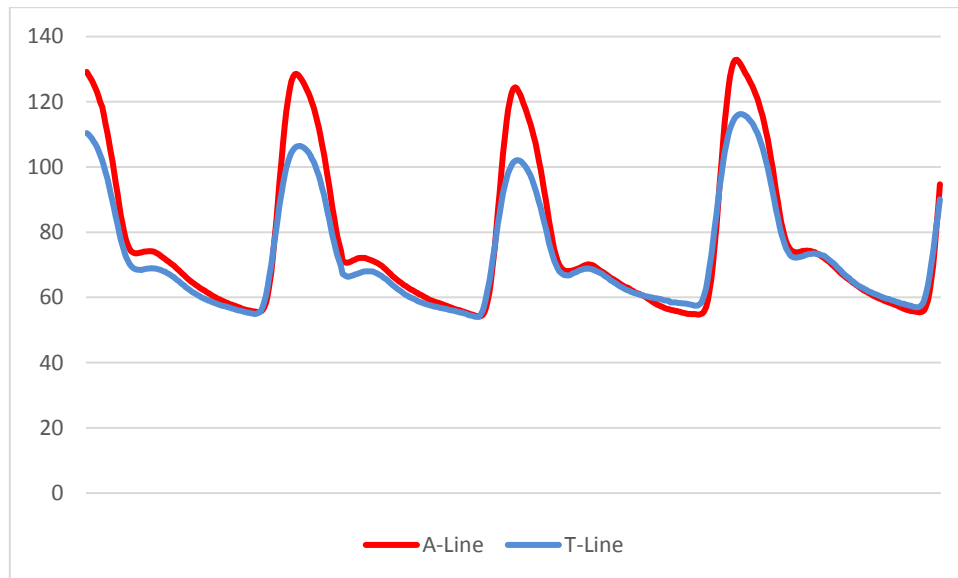
---

**Quelle: Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit (Langwieser et al., 2015)**

**Mit freundlicher Genehmigung von Springer**

### 3.2 Arterielle Blutdruckmessungen

Abbildung 11 zeigt beispielhaft jeweils eine aufgezeichnete Druckkurve mittels arteriellem Katheter und mittels T-Line.



**Abbildung 11: Beispielhafter Vergleich einer invasiv ermittelten (rote Kurve) und mittels Applanationstonometrie ermittelten (blaue Kurve) Blutdruckkurve**  
Eigene Abbildung

Insgesamt wurden jeweils mittels radialarterieller Applanationstonometrie und mittels radialarteriellen Katheters für 79.304 Herzschläge ein mittlerer, ein systolischer und ein diastolischer Blutdruckwert aufgezeichnet. 5.864 Herzschläge (7% aller aufgezeichneten Werte) wurden aufgrund offensichtlicher Artefakte vor der endgültigen Analyse herausgenommen. Diese offensichtlichen Artefakte waren zum Beispiel auf das Spülen des arteriellen Katheters oder auf Bewegungen des Studienarms zurückzuführen. Die Messwerte der übrigen 73.440 Herzschläge wurden wie oben beschrieben zu 10-Schlag-Intervallen zusammengefasst, sodass letztendlich 7.304 dieser 10-Schlag-Intervalle ausgewertet wurden.

Eine Übersicht der Ergebnisse der Blutdruckmessungen mittels radialarterieller Applanationstonometrie und mittels radialarteriellen Katheters sind in Tabelle 2 als Mittelwert  $\pm$  Standardabweichung dargestellt.

**Tabelle 2: Übersicht über die Ergebnisse der statistischen Auswertung**

	Radialarterielle Applanations- tonometrie (mmHg)	Radial- arterieller Katheter (mmHg)	Bias ± Stan- dardabwe- ichung der Diffe- renzen (mmHg)	95% Überein- stim-mungs- grenzen (mmHg)	Prozentualer Fehler (%)
Diastole	61 ± 10	57 ± 9	+4 ± 7	-9 bis +17	23
Mitteldruck	77 ± 11	75 ± 10	+2 ± 6	-10 bis +14	17
Systole	108 ± 18	114 ± 19	-6 ± 11	-28 bis +15	20

**Quelle: Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit (Langwieser et al., 2015)**

**Mit freundlicher Genehmigung von Springer**

Wie im Kapitel „2.3 Datenanalyse“ beschrieben, wurde die Bland-Altman-Analyse jeweils getrennt für die diastolischen, mittleren und systolischen Drücke durchgeführt. Dafür wurde der Mittelwert der von beiden Messmethoden ermittelten Blutdrücke gegen die Differenz der Blutdrücke aufgetragen. In jedem dieser Plots wurde zudem der Mittelwert, die 95% Übereinstimmungsgrenzen, die nicht-konstanten Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen der invasiv und nicht-invasiv ermittelten Blutdruckwerte sowie die dazugehörigen 95%-Konfidenzintervalle dargestellt.

### 3.2.1 Diastolische Blutdruckwerte

Für die diastolischen Blutdruckwerte ergab die Bland-Altman-Analyse zwischen der Applanationstonometrie und der invasiven Kathetermessung eine mittlere Differenz  $\pm$  Standardabweichung von  $+4 \pm 7$  mmHg und ein 95%-Übereinstimmungsintervall zwischen  $-9$  und  $+17$  mmHg. Der prozentuale Fehler betrug für die diastolischen Blutdruckwerte 23%. Im Mittel hatte die Applanationstonometrie einen diastolischen Blutdruck von 61 mmHg (Standardabweichung 10 mmHg) und der Katheter einen diastolischen Blutdruck von 57 mmHg (Standardabweichung 9 mmHg) gemessen.

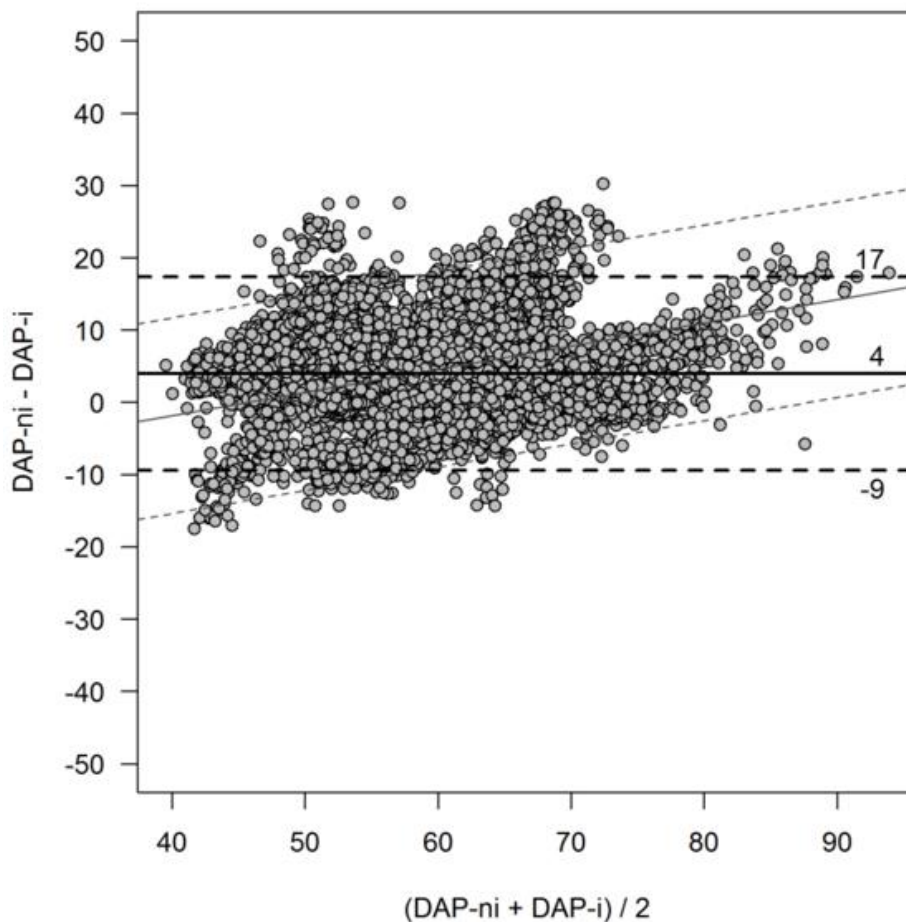


Abbildung 12: Bland-Altman Plot der diastolischen Blutdruckwerte

DAP-ni: nicht-invasiv ermittelter diastolischer Blutdruck

DAP-i: invasiv ermittelter diastolischer Blutdruck

Durchgezogene Linie: Mittelwert

Gestrichelte Linien: 95%-Übereinstimmungsgrenzen

Dünne, durchgezogene Linie: nicht-konstante Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen

Dünne, gestrichelte Linien: 95%-Konfidenzintervall der nichtkonstanten Beziehungen

Mit freundlicher Genehmigung von Springer

Quelle: Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit (Langwieser et al., 2015)

### 3.2.2 Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks

Der Vergleich der mittleren Blutdruckwerte der nicht-invasiven Messungen mittels Applanationstonometrie und der invasiven Messungen mittels Katheter ergaben eine mittlere Differenz  $\pm$  Standardabweichung von  $+2 \pm 6$  mmHg mit einem 95%-Übereinstimmungsintervall von -10 bis +14 mmHg sowie einen prozentualen Fehler von 17%. Hierbei waren durchschnittlich Mittelwerte von 77 mmHg (Standardabweichung 11 mmHg) mittels Applanationstonometrie und Mittelwerte von 75 mmHg (Standardabweichung 10 mmHg) mittels arteriellem Katheter beobachtet worden.

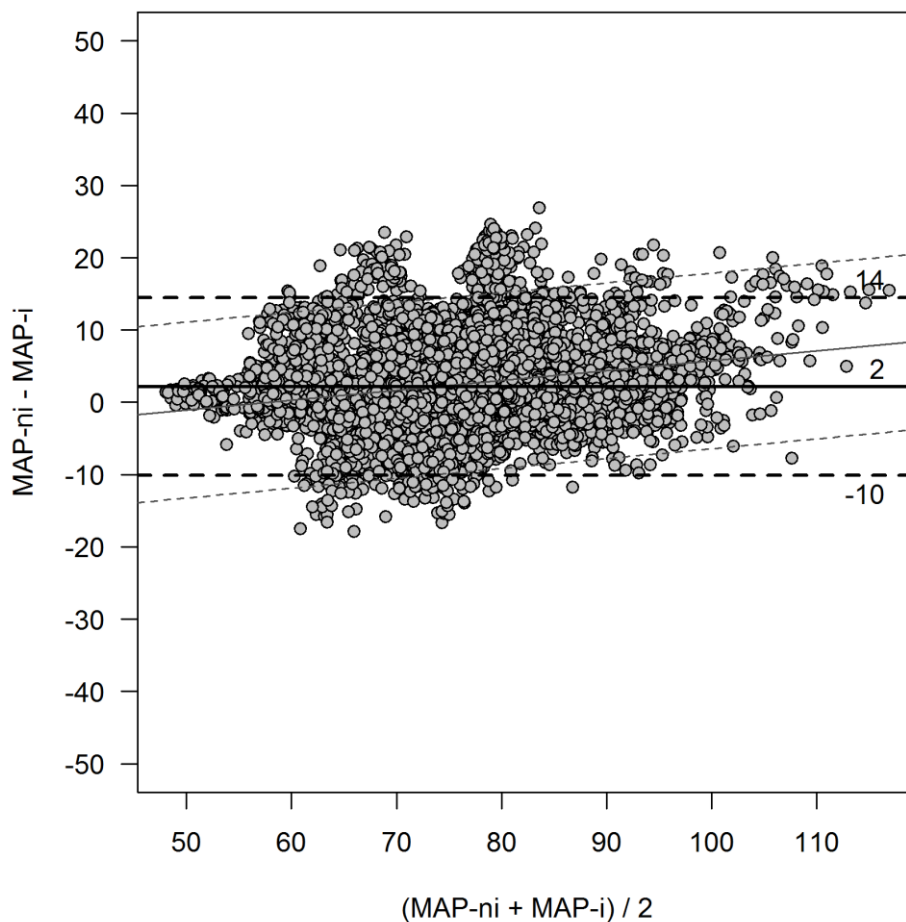


Abbildung 13: Bland-Altman Plot der Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks

MAP-ni: nicht-invasiv ermittelter, mittlerer arterieller Blutdruck

MAP-i: invasiv ermittelter, mittlerer arterieller Blutdruck

Durchgezogene Linie: Mittelwert

Gestrichelte Linien: 95%-Übereinstimmungsgrenzen

Dünne, durchgezogene Linie: nicht-konstante Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen

Dünne, gestrichelte Linien: 95%-Konfidenzintervall der nichtkonstanten Beziehungen

Mit freundlicher Genehmigung von Springer

Quelle: Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit (Langwieser et al., 2015)

### 3.2.3 Systolische Blutdruckwerte

Für die systolischen Blutdrücke zeigte sich ein durchschnittlicher Wert von 108mmHg (Standardabweichung 18mmHg) bei der nicht-invasiven und 114mmHg (Standardabweichung 19mmHg) bei der invasiven Messung. Durch die Bland-Altman-Analyse wurde eine mittlere Differenz  $\pm$  Standardabweichung von  $-6 \pm 11$ mmHg mit 95%-Übereinstimmungsintervall zwischen  $-28$  und  $+15$ mmHg ermittelt. Der prozentuale Fehler der systolischen Messwerte lag bei 20%.

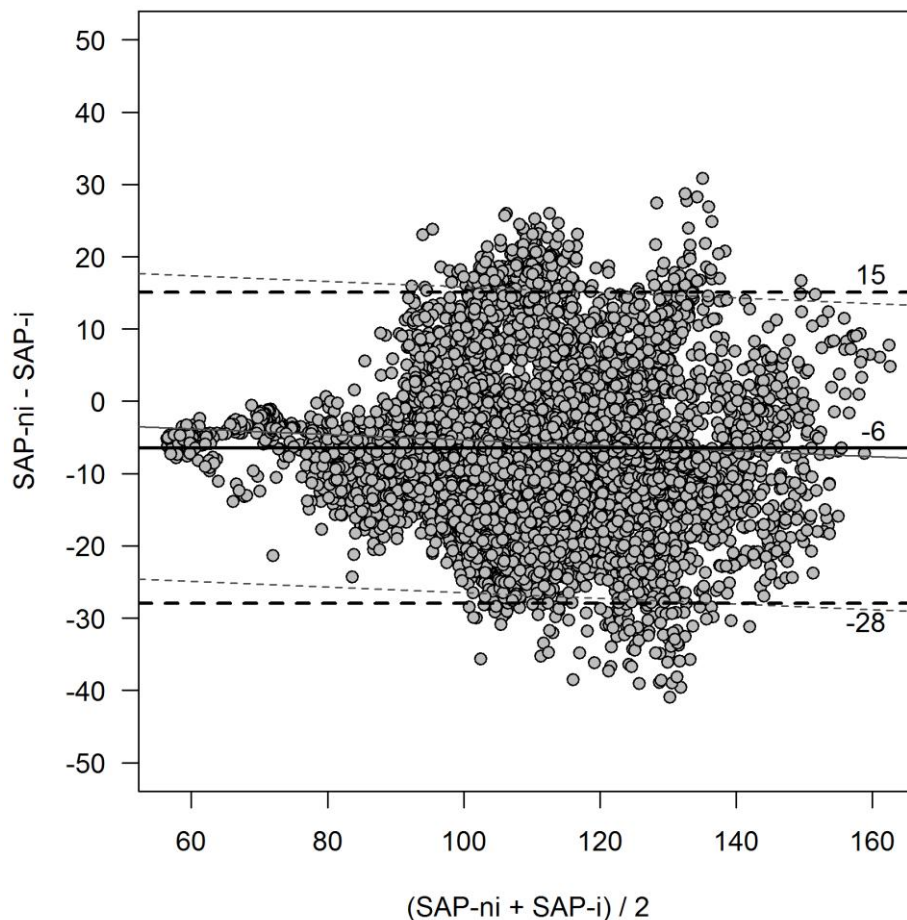


Abbildung 14: Bland-Altman Plot der systolischen Blutdruckwerte

SAP-ni: nicht-invasiv ermittelter systolischer Blutdruck

SAP-i: invasiv ermittelter systolischer Blutdruck

Durchgezogene Linie: Mittelwert

Gestrichelte Linien: 95%-Übereinstimmungsgrenzen

Dünne, durchgezogene Linie: nicht-konstante Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen

Dünne, gestrichelte Linien: 95%-Konfidenzintervall der nichtkonstanten Beziehungen

Mit freundlicher Genehmigung von Springer

Quelle: Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit (Langwieser et al., 2015)

### **3.3 Patienten mit intraaortaler Ballonpumpe**

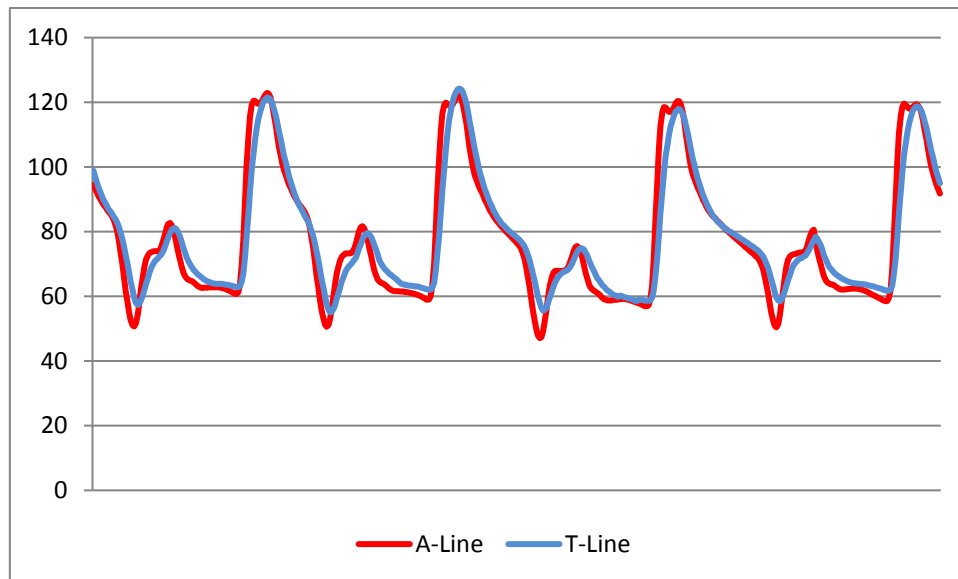
Zusätzlich zu den oben beschriebenen Messungen wurden auf der kardiologischen Intensivstation des Klinikums rechts der Isar im Rahmen der Studie noch weitere vergleichende Messungen zwischen arteriellen Kathetern und der Applanationstonometrie bei Patienten mit einer intraaortalen Ballonpumpe, kurz IABP, aufgezeichnet. Die IABP ist ein Gerät, das bei Patienten im kardiogenen Schock, zum Beispiel nach Myokardinfarkt, eingesetzt werden kann, wenn andere Maßnahmen wie Medikamente und Beatmung nicht ausreichend sind. Dabei wird ein Ballonkatheter über eine periphere Arterie in die Aorta descendens retrograd eingeführt. Getriggert durch das EKG oder den im Gefäß vorherrschenden Druck kann der Ballon synchron zur Diastole aufgeblasen werden. So unterstützt der Ballon die Durchblutung der Koronarien in der Diastole. Synchron zur Systole sinkt der Druck im Ballon und die anderen Organe können durchblutet werden (Parissis et al., 2016).

In diesem Zusammenhang muss ergänzt werden, dass eine kurz vor dem Untersuchungszeitraum erschienene prospektive randomisierte Studie keinen Nutzen für den Einsatz der IABP im kardiogenen Schock zeigen konnte und diese deshalb nicht mehr routinemäßig empfohlen wird. Da der Einsatz perkutaner Unterstützungssysteme im kardiogenen Schock weiterhin als vielversprechender Therapieansatz gilt und auch die IABP in speziellen Situationen wie mechanische Infarktkomplikationen weiterhin ihre Indikation besitzt, soll hier die Blutdruckmessung mittels radialarterieller Applanationstonometrie bei Patienten mit IABP exemplarisch für 5 Patienten beschrieben werden (Thiele et al., 2012; Langwieser, Ibrahim & Laugwitz, 2017).

Die Anwendung einer IAPB erzeugt auf dem Patientenmonitor eine in ihrer Konfiguration zur normalen Blutdruckkurve andersartige Druckkurve, denn der endsystolische Druck fällt durch die Deflation des Ballons ab, wohingegen der enddiastolische Druck in den Gefäßen durch das Aufblasen des Ballons steigt. Deshalb war es von Interesse, die Blutdruckmessung mittels Applanationstonometrie auch bei Patienten zu testen, die an eine IABP angeschlossen worden waren.

Eine typische Druckkurve einer Messung bei Patienten mit IABP ist in Abbildung 15 dargestellt.





**Abbildung 15: Beispielhafter Vergleich einer invasiv ermittelten (rote Kurve) und mittels Applanations-tonometrie ermittelten (blaue Kurve) Blutdruckkurve bei Patienten mit intraaortaler Ballon-pumpe**  
Eigene Abbildung

Die Messungen Blutdruckmessungen bei Patienten mit IABP ergaben folgende Werte:

**Tabelle 3: Übersicht aller Ergebnisse der statistischen Auswertung für Patienten mit IABP**

	Radialarterielle Applanations-tonometrie (mmHg)	Radialarte-rieller Ka-theter (mmHg)	Bias ± Stan-dardabwei-chung der Dif-ferenzen (mmHg)	95% Übereinstim-mungs-grenzen (mmHg)	Prozentua-ler Fehler (%)
Diastole	65 ± 14	57 ± 17	-6 ± 9	-27 bis +16	29
Mitteldruck	80 ± 11	79 ± 10	0 ± 6	-11 bis +12	15
Systole	98 ± 15	104 ± 12	+8 ± 11	-9 bis +25	22

**Eigene Tabelle**

Damit sind die Ergebnisse der Messungen bei Patienten mit IABP ähnlich genau der Messungen bei Patienten ohne IABP. Auch die vom Monitor angezeigte Druckkurve bei Patienten mit IABP schien subjektiv vergleichbar mit der des arteriellen Katheters zu sein.

In Analogie zu den Patienten ohne IABP wurden schließlich auch für die Patienten mit IABP Bland-Altman-Analysen erstellt und die Ergebnisse graphisch in Diagrammen dargestellt.

### 3.3.1 Diastolische Blutdruckwerte für Patienten mit IABP

Der Vergleich der diastolischen Blutdruckwerte ergab für Patienten mit IABP eine mittlere Differenz von -6, eine Standardabweichung von 9mmHg, ein 95%-Übereinstimmungsintervall von -27 bis +16 sowie einen prozentualen Fehler von 29%. Der durchschnittlich gemessene diastolische Blutdruck bei diesen Patienten lag mittels Applanationstonometrie bei 65mmHg (Standardabweichung 14mmHg) und mittels arteriellem Katheter bei 57mmHg (Standardabweichung 17mmHg).

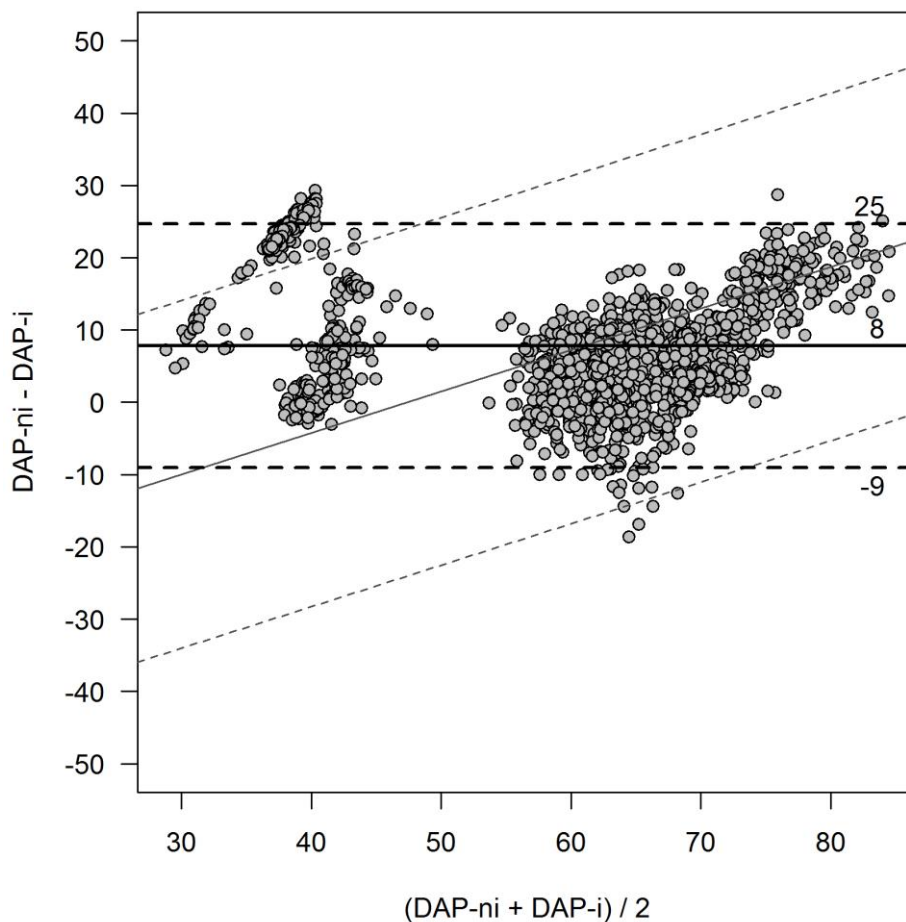


Abbildung 16: Bland-Altman Plot der diastolischen Blutdruckwerte der Patienten mit IABP

DAP-ni: nicht-invasiv ermittelter diastolischer Blutdruck

DAP-i: invasiv ermittelter diastolischer Blutdruck

Durchgezogene Linie: Mittelwert

Gestrichelte Linien: 95%-Übereinstimmungsgrenzen

Dünne, durchgezogene Linie: nicht-konstante Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen

Dünne, gestrichelte Linien: 95%-Konfidenzintervall der nichtkonstanten Beziehungen

Eigene Abbildung

### 3.3.2 Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks für Patienten mit IABP

Aus einem durchschnittlichen Mitteldruck von 80mmHg (Standardabweichung 11mmHg) bei der nicht-invasiven Messung bzw. 79mmHg (Standardabweichung 10mmHg) bei der invasiven Messung ergab sich durch die Bland-Altman-Analyse eine mittlere Differenz  $\pm$  Standardabweichung von  $0 \pm 6$ mmHg und ein 95%-Übereinstimmungsintervall von -11 bis +12mmHg bei Patienten mit IABP. Der prozentuale Fehler des arteriellen Mitteldrucks betrug bei diesen Patienten 15%.

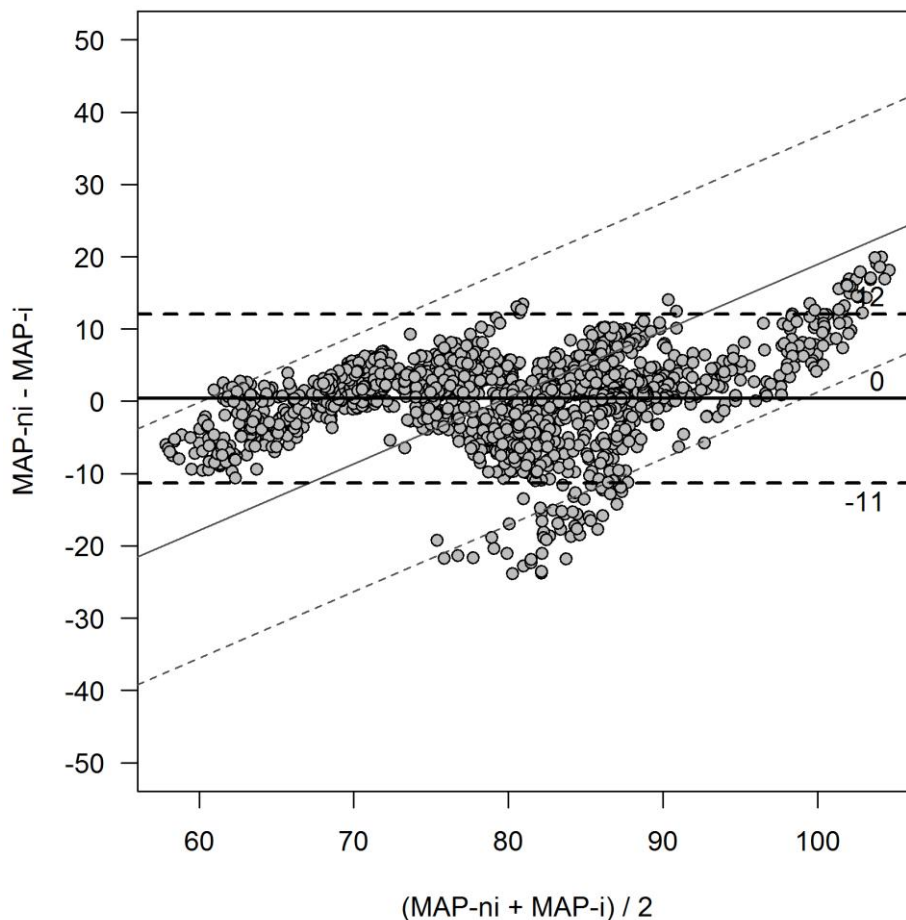


Abbildung 17: Bland-Altman Plot der Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks der Patienten mit IABP

MAP-ni: nicht-invasiv ermittelter, mittlerer arterieller Blutdruck

MAP-i: invasiv ermittelter, mittlerer arterieller Blutdruck

Durchgezogene Linie: Mittelwert

Gestrichelte Linien: 95%-Übereinstimmungsgrenzen

Dünne, durchgezogene Linie: nicht-konstante Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen

Dünne, gestrichelte Linien: 95%-Konfidenzintervall der nichtkonstanten Beziehungen

Eigene Abbildung

### 3.3.3 Systolische Blutdruckwerte für Patienten mit IABP

Die mittlere Differenz der systolischen Blutdruckwerte betrug für Patienten mit IABP +8mmHg bei einer Standardabweichung von 11mmHg. Es zeigte sich ein 95%-Übereinstimmungsintervall von -9 bis +25mmHg bei einem prozentualen Fehler von 22%. Im Mittel lagen die systolischen Blutdruckwerte der Patienten mit IABP gemessen durch die Appplanationstonometrie bei 95mmHg (Standardabweichung 15mmHg) und invasiv gemessen bei 104mmHg (Standardabweichung 12mmHg).

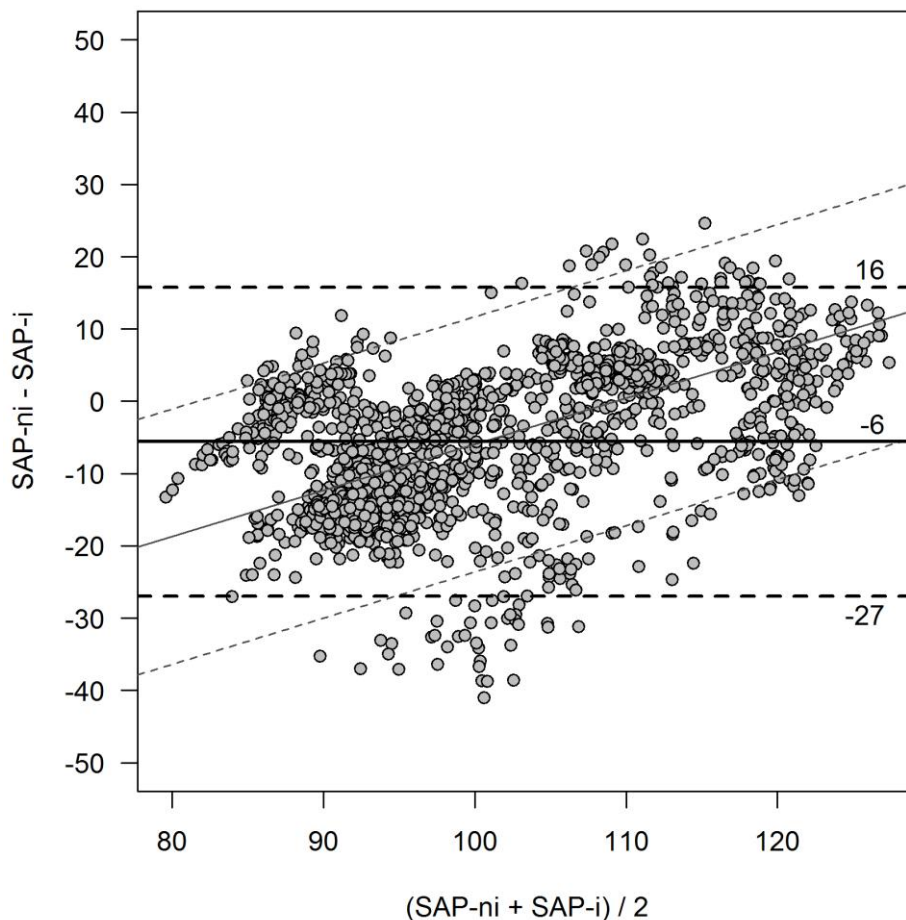


Abbildung 18: Bland-Altman Plot der systolischen Blutdruckwerte der Patienten mit IABP

SAP-ni: nicht-invasiv ermittelter systolischer Blutdruck

SAP-i: invasiv ermittelter systolischer Blutdruck

Durchgezogene Linie: Mittelwert

Gestrichelte Linien: 95%-Übereinstimmungsgrenzen

Dünne, durchgezogene Linie: nicht-konstante Beziehungen zwischen den mittleren Differenzen

Dünne, gestrichelte Linien: 95%-Konfidenzintervall der nichtkonstanten Beziehungen

Eigene Abbildung

## **4 Diskussion**

### **4.1 Ziel der Studie**

Diese Studie sollte darüber Aufschluss geben, ob die radialarterielle Applanationstonometrie zur Blutdruckmessung bei kardiologischen Intensivpatienten eine vergleichbare Genauigkeit und Präzision wie ein radialarterieller Katheter aufweist. Dazu sollten jeweils drei 10-minütige Messungen des T-Line 200pro Gerätes mit den entsprechenden Messungen eines kontralateralen Katheters in der Radialarterie verglichen werden. Auf Grund der Ergebnisse der Studie kann eine klinisch akzeptable Genauigkeit und Präzision des T-Line200pro Gerätes bei kardiologischen Intensivpatienten angenommen werden.

### **4.2 Diskussion der Ergebnisse**

Da es bis dato noch keine standardisierten Richtlinien darüber gibt, wie sehr die Werte eines neuen kontinuierlichen, nicht-invasiven Blutdruckmessgeräts im Vergleich zur invasiven Messung abweichen darf um noch als klinisch akzeptabel genau zu sein, fällt es oftmals nicht leicht die gefundenen Messwerte einzuschätzen. In früheren Studien wurde manchmal zur Einordnung der Ergebnisse die Vorgabe der "Association for the Advancement of Medical Instrumentation" (AAMI) für automatische Sphygmomanometer herangezogen. Diese Vorgabe besagt, dass bei einem neuen automatischen Sphygmomanometer im Vergleich zur invasiven Messung der Bias nicht mehr als 5mmHg und die Standardabweichung nicht mehr als 8mmHg betragen darf (ANSI/AAMI/ISO 81060-2:2013, ). Überträgt man diese Vorgaben auf die Applanationstonometrie, so erfüllt das T-Line Gerät in der aktuellen Studie für diastolische und mittlere Blutdruckwerte diese Richtlinien, weist jedoch bei den systolischen Blutdruckwerten sowohl ein zu hohes Bias als auch eine zu hohe Standardabweichung auf.

Eine weitere Möglichkeit, die gefundenen Ergebnisse einzuordnen, besteht natürlich auch darin, sie mit den Ergebnissen älterer Studien zu vergleichen. Wie oben schon erwähnt, gibt es eine Reihe von Studien, die die verschiedenen T-Line Modelle in unterschiedlichen klinischen Situationen hinsichtlich der Messgenauigkeit und Präzision im Vergleich zu einem arteriellen Katheter ausgewertet haben. Diese Studien sollen im Folgenden kurz zusammengefasst werden und schließlich deren Ergebnisse mit denen der aktuellen Studie verglichen werden.

2006 wurde das T-Line TL-100 Gerät durch Janelle et al. bei 25 chirurgischen Patienten unter Allgemeinanästhesie mit einem radialarteriellen Katheter auf der kontralateralen Seite verglichen (Janelle & Gravenstein, 2006). Zwei Jahre später untersuchten Szmuk et al. die Messgenauigkeit des TL-100 Gerät wiederum bei 25 Patienten unter Allgemeinanästhesie, jedoch dieses Mal bei induzierter Hypotonie (Szmuk et al., 2008). Auch das Nachfolgerät TL-200 wurde bei chirurgischen Patienten getestet. 2012 verglichen Dueck et al. bei 19 chirurgischen Patienten die Werte der TL-200 mit denen eines kontralateralen Katheters in der Radialarterie (Dueck et al., 2012). In den Jahren 2012 (Saugel et al., 2012) und 2013 (Saugel et al., 2013) veröffentlichten Saugel et al. zwei Studien, die sowohl die TL-200 als auch das Nachfolgemodell TL-200pro bei internistischen Intensivpatienten testeten. Allerdings wurde die T-Line bei diesen beiden Studien gegen femoralarterielle Katheter getestet, was zu einer größeren Differenz der Vergleichswerte führen kann, denn die arterielle Pulsdruckkurve verändert sich wie zuvor beschrieben im Verlauf des arteriellen Gefäßbaumes durch Reflexionen und ist somit an verschiedenen Stellen des Gefäßbaumes unterschiedlich ausgeprägt. Auch Meidert et al. untersuchten 2013 die Messgenauigkeit der TL-200pro gegenüber eines femoralarteriellen Katheters bei internistischen Intensivpatienten, jedoch in dieser Studie speziell bei Patienten mit Multiorganversagen (Meidert et al., 2013). Sowohl die TL-200 als auch die TL-200pro wurden schließlich 2014 durch Meidert et al. bei 24 internistischen Intensivpatienten auch gegen Messungen einer kontralateralen Radialarterie geprüft (Meidert et al., 2014).

Bei all diesen Studien wurde die T-Line von den Autoren als prinzipiell klinisch anwendbar befunden. Wie die Tabellen 4 bis 6 zeigen, sind die Messwerte der aktuellen Studie im Großen und Ganzen vergleichbar mit denen der vorangegangenen Studien.

Etwaige Abweichungen der Studienergebnisse untereinander lassen sich zum Beispiel durch das unterschiedliche Patientengut und die verschiedenen Lagen des arteriellen Katheters als Standard des Vergleiches erklären.

**Tabelle 4: Vergleich der ermittelten diastolischen Blutdruckwerte in den verschiedenen Studien**

	Langwieser, Prechtl 2015 (Langwieser et al., 2015)	Janelle 2006 (Janelle et al., 2006)	Szmuk 2008 (Szmuk et al., 2008)	Dueck 2012 (Dueck et al., 2012)	Saugel 2012 (Saugel et al., 2012)	Saugel 2013 (Saugel et al., 2013)	Meidert 2013 (Meidert et al., 2013)	Meidert 2014 (Meidert et al., 2014)
arterielle Applanations-tonometrie (mmHg)	61 ± 10	58,9 ± 13,8	58,6 ± 10,0	63 ± 14	64,1 ± 11,1	64,5 ± 9,6	69,3 ± 12,0	68 ± 11
Arterieller Katheter (mmHg)	57 ± 9 (ra-dial)	56,7 ± 12,5 (radial)	57,1 ± 10,7 (radial)	61 ± 13 (ra-dial)	58,9 ± 9,5 (femoral)	60,1 ± 8,8 (femoral)	64,4 ± 10,8 (femoral)	63 ± 13 (radial)
Bias ± Standardabweichung der Differenzen (mmHg)	+4 ± 7	+2,3 ± 6,9	+1,6 ± 5,6	+1,7 ± 6,2	+5,22 ± 9,55	+4,36 ± 6,64	+4,9 ± 7,0	+5 ± 7
95% Konfidenzintervall (mmHg)	-9 bis +17	-11,2 * bis +15,8 *	-9,4 * bis +12,6 *	-10,5 * bis +13,9 *	-13,5 bis +23,94	-8,66 bis +17,38	-8,8 bis +18,6	-9 bis +19
Prozentualer Fehler (%)	23	24 *	19 *	20 *	31	21	21	22

**Diese Tabelle stellt die Ergebnisse für diastolische Blutdruckwerte aus verschiedenen Studien, welche die T-Line mit einem arteriellen Katheter (radial bzw. femoral) verglichen, gegenüber. Die aktuelle Studie wird als erste aufgeführt, alle anderen Studien sind chronologisch hinzugefügt.**

**\*: Mit \* gekennzeichnete Werte sind nicht explizit in der jeweiligen Publikation erwähnt, sondern wurden mittels der unter 2.3 erörterten Formeln errechnet.**

**Eigene Tabelle**

**Tabelle 5: Vergleich der ermittelten mittleren Blutdruckwerte in den verschiedenen Studien**

	Langwieser, Prechtl 2015 (Langwieser et al., 2015)	Janelle 2006 (Janelle et al., 2006)	Szmuk 2008 (Szmuk et al., 2008)	Dueck 2012 (Dueck et al., 2012)	Saugel 2012 (Saugel et al., 2012)	Saugel 2013 (Saugel et al., 2013)	Meidert 2013 (Meidert et al., 2013)	Meidert 2014 (Meidert et al., 2014)
arterielle Applanations-tonometrie (mmHg)	77 ± 11	76,6 ± 14,5	72,8 ± 12,3	81 ± 16	82,4 ± 12,0	83,0 ± 11,4	86,8 ± 14,5	88 ± 13
Arterieller Katheter (mmHg)	75 ± 10 (radial)	74,9 ± 14,7 (radial)	71,2 ± 13,3 (radial)	79 ± 15 (radial)	82,0 ± 10,1 (femoral)	82,3 ± 11,3 (femoral)	85,8 ± 14,5 (femoral)	86 ± 15 (radial)
Bias ± Standardabweichung der Differenzen (mmHg)	+2 ± 6	+1,7 ± 5,3	+1,6 ± 5,3	+2,3 ± 5,9	+0,47 ± 8,67	+0,72 ± 5,15	+1,0 ± 5,5	+2 ± 6
95% Konfidenzintervall (mmHg)	-10 bis +14	- 8,7 * bis +12,1 *	-8,8 * bis +12,0 *	- 9,3 * bis +13,9 *	-16,53 bis +17,46	-9,37 bis +10,82	-9,9 bis 11,8	-11 bis +15
Prozentualer Fehler (%)	17	14 *	15 *	15 *	21	12	13	15

Diese Tabelle stellt die Ergebnisse für Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks aus verschiedenen Studien, welche die T-Line mit einem arteriellen Katheter (radial bzw. femoral) verglichen, gegenüber. Die aktuelle Studie wird als erste aufgeführt, alle anderen Studien sind chronologisch hinzugefügt.

\*: Mit \* gekennzeichnete Werte sind nicht explizit in der jeweiligen Publikation erwähnt, sondern wurden mittels der unter 2.3 erörterten Formeln errechnet.

Eigene Tabelle



**Tabelle 6: Vergleich der ermittelten systolischen Blutdruckwerte in den verschiedenen Studien**

	Langwieser, Prechtl 2015 (Langwieser et al., 2015)	Janelle 2006 (Janelle et al., 2006)	Szmuk 2008 (Szmuk et al., 2008)	Dueck 2012 (Dueck et al., 2012)	Saugel 2012 (Saugel et al., 2012)	Saugel 2013 (Saugel et al., 2013)	Meidert 2013 (Meidert et al., 2013)	Meidert 2014 (Meidert et al., 2014)
arterielle Applanations- tonometrie (mmHg)	108 ± 18	110,2 ± 20,7	98,3 ± 16,9	111 ± 20	119,7 ± 20,4	122,2 ± 16,6	123,8 ± 24,0	130 ± 18
Arterieller Katheter (mmHg)	114 ± 19 (radial)	108,4 ± 21,8 (radial)	98,3 ± 18,2 (radial)	109 ± 20 (radial)	128,7 ± 15,1 (femoral)	123,6 ± 17,8 (femoral)	127,2 ± 21,7 (femoral)	133 ± 20 (radial)
Bias ± Standardabweichung der Differenzen (mmHg)	-6 ± 11	+1,7 ± 7,0	0 ± 7,9	+2,3 ± 7,8	-9,01 ± 14,52	-1,39 ± 8,85	-3,3 ± 11,2	-3 ± 15
95% Konfidenzintervall (mmHg)	-28 bis +15	- 12,0 * bis +15,4 *	-15,5 * bis +15,5 *	- 9,3 * bis +13,9 *	-37,47 bis +19,45	-18,74 bis + 15,96	-25,3 bis +18,6	-33 bis +27
Prozentualer Fehler (%)	20	13 *	16 *	14 *	23	14	18	23

Diese Tabelle stellt die Ergebnisse für systolische Blutdruckwerte aus verschiedenen Studien, welche die T-Line mit einem arteriellen Katheter (radial bzw. femoral) verglichen, gegenüber. Die aktuelle Studie wird als erste aufgeführt, alle anderen Studien sind chronologisch hinzugefügt.

\*: Mit \* gekennzeichnete Werte sind nicht explizit in der jeweiligen Publikation erwähnt, sondern wurden mittels der unter 2.3 erörterten Formeln errechnet.

Eigene Tabelle

### **4.3 Limitationen der aktuellen Studie**

Leider konnten in der aktuellen Studie, bedingt durch die geringe Patientenzahl, keine Subgruppen gebildet werden, die zum Beispiel den Einfluss vasoaktiver Medikamente oder Herzrhythmusstörungen auf die Messungen der T-Line gegenüber Messungen des arteriellen Katheters beleuchten hätten können (Langwieser et al., 2015). Gerade in der kardiologischen Intensivmedizin wären die möglichen Einflüsse durch vasoaktive Medikamente oder Herzrhythmusstörungen jedoch von großem Interesse, denn vasoaktive Substanzen wie zum Beispiel Katecholamine und Nitroglycerin werden dort besonders häufig eingesetzt und unter kardiologischen Patienten treten Herzrhythmusstörungen sehr häufig auf.

Auch der Einfluss von hämodynamischer Instabilität konnte in dieser Studie nicht untersucht werden, denn die Patienten waren während der Messungen hämodynamisch stabil. Auch Interventionen, die schnelle hämodynamische Veränderungen hervorrufen hätten können, wurden nicht durchgeführt. So betrug die Differenz der mittleren arteriellen Blutdrücke konsekutiver Messungen  $0,05 \pm 2,64\%$ . Eine Trendanalyse ist folglich aufgrund der Studiendaten nicht möglich (Langwieser et al., 2015). Messungen bei Patienten mit hämodynamischer Instabilität wären aber gerade für die Kardiologie von großem Interesse, denn in diesem Fachgebiet gibt es besonders viele hämodynamisch instabile Patienten. Die Anwendbarkeit der T-Line bei hämodynamisch instabilen Patienten muss somit in weiteren Studien untersucht werden.

Ein weiteres Defizit der aktuellen Studie ist, dass sie nur auf einer Station eines Krankenhauses durchgeführt wurde und somit die gewonnenen Werte nicht ohne weiteres auf andere Stationen oder Krankenhäuser übertragen werden können (Langwieser et al., 2015).

Hinsichtlich der Messungen bei Patienten mit liegender IABP muss erwähnt werden, dass eine kurz vor dem Untersuchungszeitraum erschienene prospektive randomisierte Studie keinen Nutzen für den Einsatz der IABP im kardiogenen Schock zeigen konnte und dementsprechend der Empfehlungsgrad zum Einsatz in den spezifischen Leitlinien herabgestuft wurde (Thiele et al., 2012). Allerdings gilt der Einsatz perkutaner Unterstützungssysteme im kardiogenen Schock weiterhin als vielversprechender Therapieansatz und auch die IABP besitzt in speziellen Situationen weiterhin ihre Indikation.

#### **4.4 Vorteile der T-Line für die Kardiologie**

Kontinuierlich messende, nicht-invasive Blutdruckmessgeräte, wie die T-Line von Tensys Medical, könnten in Zukunft das Patientenmonitoring verbessern. Dies kann für viele Bereiche der Medizin möglich sein, doch gerade in der Kardiologie könnten solche neuen Technologien von großem Vorteil sein. Zwar hat die Blutdrucküberwachung mittels Applanationstonometrie gegenüber einem arteriellen Katheter den Nachteil, dass keine Blutgasanalysen gewonnen werden können, jedoch birgt die Applanationstonometrie durch ihre Nicht-Invasivität auch nicht die Gefahr von katheterassozierten Komplikationen. Obwohl die relative Häufigkeit solcher Komplikationen, wie zum Beispiel Sepsis (0,13%), Pseudoaneurysmen (0,09%), Blutungen (0,53%) und Ischämieschäden durch Thrombosierung der kanülierten Arterie nicht hoch ist (Koyfman, 2017), ist die absolute Häufigkeit der Komplikationen durch die große Anzahl der jährlich gelegte arteriellen Katheter doch beachtlich (Scheer et al., 2002).

Zudem kann ein schon liegender radialarterieller Katheter den Kardiologen bei Patienten mit Myokardinfarkt womöglich davon abhalten eine Perkutane transluminale Koronarangioplastie (PTCA) mit Zugang über die Radialarterie durchzuführen (Langwieser et al., 2015). Wird anstelle des radialarteriellen Zuganges der Zugang über die Femoralarterie gewählt, ist jedoch mit einem höheren Komplikationsrisiko zu rechnen. So treten beim transradialen Vorgehen bei Patienten mit kardiogenem Schock verursacht durch einen Myokardinfarkt nur in rund 6,7% der Fälle schwerwiegende Blutungen und vaskuläre Komplikationen innerhalb von 30 Tagen auf. Im gleichen Zeitfenster werden diese Komplikationen allerdings bei ca. 28% der Patienten mit transfemoralem PTCA-Zugang beobachtet (Iga, Wagatsuma, Yamazaki & Ikeda, 2014). Durch die Senkung des Blutungsrisikos können in Folge auch die Mortalität gesenkt und der Klinikaufenthalt verkürzt werden (Eleid, Rihal, Gulati & Bell, 2013). Der Zugang über die Radialarterie ist deshalb dem über die Femoralarterie zu bevorzugen und sollte nicht durch einen radialarteriellen Katheter zur Blutdruckmessung behindert werden.

Bei Patienten mit Myokardinfarkt ist aber nicht nur der Zugangsweg entscheidend für den Gesundheitszustand und die Prognose, sondern auch die Zeit bis zur Revaskularisierung des myokardialen Gewebes. Wie Hochman et al. belegen konnten, kann die 6-Jahresüberlebensrate bei Patienten mit kardiogenem Schock bei Myokardinfarkt um 67% gesenkt werden, wenn diese möglichst schnell eine Revaskularisierung entweder durch eine PTCA

oder eine Bypass-Operation erhalten (Hochman et al., 2006). Deshalb sollte bei diesen Patienten die Revaskularisierung des Myokardgewebes nach Einlieferung ins Krankenhaus möglichst nicht verzögert werden. Wertvolle Zeit kann hierbei zum Beispiel durch die Anlage eines arteriellen Katheters zur Blutdrucküberwachung verstreichen. Entsprechend der Studie von Janelle et al. werden mit der T-Line nur  $4,7 \pm 2,5$ min benötigt, um erste Blutdruckwerte zu erhalten. Beim arteriellen Katheter dauerte es hingegen mit  $9,3 \pm 9,1$ min beinahe doppelt so lange (Janelle & Gravenstein, 2006). Falls bei einem Patienten mit Myokardinfarkt also kein arterieller Katheter unbedingt erforderlich ist, könnte in Zukunft wertvolle Zeit eingespart werden, indem der Blutdruck mittels Applanationstonometrie überwacht wird. Da die T-Line zudem sehr einfach aufzubauen und zu bedienen ist, könnte das Gerät auch von nichtärztlichem Personal in Betrieb genommen werden und so zusätzliche Zeit für den behandelnden Arzt geschaffen werden (Langwieser et al., 2015).

Des Weiteren gibt es seit neuestem die Möglichkeit mit der T-Line das Herzminutenvolumen und die Schlagvolumenvariation zu ermitteln. Das Herzminutenvolumen ist, wie auch der Blutdruck, ein wichtiger Parameter zur Abschätzung der Sauerstoffversorgung des Gewebes. In einer Machbarkeitsstudie zeigten Saugel et al., dass die T-Line klinisch akzeptable Werte des Herzminutenvolumens im Vergleich zum invasiven PICCO-Verfahren liefern kann (Saugel et al., 2014c). Sowohl bei Patienten nach Herzoperation (Wagner et al., 2015c) als auch bei Patienten nach großen gastrointestinalen Eingriffen (Wagner et al., 2016) konnte mit der T-Line verglichen mit intermittierender pulmonalarterieller Thermodilution grundsätzlich akzeptable Herzminutenvolum-Werte in Studien erzielt werden, allerdings birgt diese Technologie noch Verbesserungsbedarf bevor sie klinisch angewendet werden kann.

#### **4.5 Limitationen der T-Line**

Wie auch schon von G. L. Pressman und P. M. Newgard, den Erfindern der arteriellen Applanationstonometrie, 1963 beschrieben, ist die Sensibilität gegenüber Bewegungen einer der größten Nachteile der Technologie (Pressmann & Newgard, 1963). So mussten auch in dieser Studie zwei Patienten wegen zu starker Bewegung des Studienarms von der Studie ausgeschlossen werden (Langwieser et al., 2015). Des Weiteren wurden auch

Sequenzen mit Bewegungsartefakten aus den aufgezeichneten Blutdruckkurven nicht in die Auswertung miteinbezogen.

Außerdem konnte bei sieben Patienten in dieser Studie kein valides Blutdrucksignal mit der T-Line erzielt werden, was zum Beispiel an einem zu schwach ausgeprägten Puls bei schwachem Blutdruck oder einer zu tief gelegenen Arterie bei starker Ödembildung gelegen haben könnte.

Diese Einschränkungen deuten auf eine begrenzte Anwendbarkeit der T-Line im klinischen Rahmen hin. Weiterentwicklungen des Gerätes könnten eventuell die klinische Anwendbarkeit verbessern. So ist zum Beispiel das sogenannte Bracelet, das den Sensor am Arm des Patienten befestigt, zum jetzigen Zeitpunkt noch relativ groß. Bei Bewegungen des Arms wirken auf das große Bracelet und damit auch auf den daran befestigten Sensor starke Kräfte, die momentan die Messungen der radialarteriellen Applanationstonometrie noch stören. Verbesserungen der Braceletform und -größe könnten deshalb dazu führen, dass die T-Line weniger anfällig gegenüber Bewegungen und somit zuverlässiger in ihren Messungen werden würde (Langwieser et al., 2015).

Auch der zugrundeliegende Algorithmus zur Skalierung der Blutdruckkurve der T-Line sollte noch weiter verbessert werden (Saugel & Reuter, 2014b; Wagner & Saugel, 2015a). So wurden zum Beispiel in einer Studie von Saugel et al. 2013 gezeigt, dass die T-Line dazu tendiert hohe arterielle Blutdruckwerte zu überschätzen und niedrige Blutdruckwerte eher zu unterschätzen (Saugel et al., 2013). In der aktuellen Studie schien vor allem der von der T-Line errechnete systolische Blutdruck noch am stärksten vom invasiv ermittelten Wert abzuweichen, aber auch die Differenz der gefundenen diastolischen Werte war höher als die Differenz der Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks. Dementsprechend ist eine weitere Verbesserung des Algorithmus zur Berechnung der systolischen und diastolischen Blutdruckwerte vor klinischer Anwendung der T-Line notwendig.

## 5 Zusammenfassung

Um eine ausreichende Versorgung des Gewebes mit Sauerstoff und Nährstoffen sicherzustellen und einer eventuellen Minderperfusion entgegenwirken zu können, wird in vielen medizinischen Fachbereichen eine hämodynamische Überwachung der Patienten durchgeführt. Diese hämodynamische Überwachung ist unter anderem auch bei Intensivpatienten ein wichtiger Bestandteil der Diagnostik und Therapie.

Aktuell werden zur hämodynamischen Überwachung von Intensivpatienten entweder die nicht-invasive Oszillometrie mittels Oberarmmanschette oder ein invasiver, radialarterieller Katheter genutzt. Da die Oszillometrie nicht kontinuierlich und dabei relativ ungenau misst und der radialarterielle Katheter durch seine Invasivität Risiken wie Blutungen, Infektionen und/oder Ischämien mit sich bringt, gibt es Bestrebungen neue Blutdruckmessmethoden zu entwickeln, die einerseits kontinuierlich, andererseits aber nicht-invasiv messen können. Eine dieser Methoden könnte die radialarterielle Applanationstonometrie sein, die zum Beispiel von Tensys Medical Inc. in ihren T-Line Geräten verwendet wird.

Mehrere Studien hatten die T-Line in unterschiedlichen klinischen Situationen getestet, wobei allerdings verschiedene Autoren darauf hingewiesen hatten, dass die Messungen durch Versteifung der Gefäßwände verfälscht werden könnten. Da solche Gefäßwandversteifungen bei kardiologischen Patienten gehäuft auftreten, sollte in dieser Studie die Genauigkeit und Präzision der T-Line bei kardiologischen Intensivpatienten untersucht werden. Dazu wurde die T-Line bei 30 Patienten der kardiologischen Intensivstation des Klinikums rechts der Isar, dem Universitätsklinikum der Technischen Universität München, in einer prospektiven Vergleichsstudie gegen einen radialarteriellen Katheter getestet. Insgesamt wurden mit beiden Messmethoden 7.304 gemittelten 10-Herzschlag-Intervallen aufgezeichnet und jeweils der mittlere, der systolische und der diastolische Blutdruck mittels Bland-Altman Analyse für wiederholte Messungen verglichen.

Für die mittlere Differenz  $\pm$  Standardabweichung (95% Übereinstimmungsgrenzen; prozentualer Fehler) zeigten die Vergleichsmessungen zwischen der radialarteriellen Applanationstonometrie und des radialarteriellen Katheters Werte von  $+2 \pm 6$  mmHg (-10 bis +14 mmHg; 17%) für den arteriellen Mitteldruck,  $-6 \pm 11$  mmHg (-28 bis +15 mmHg; 20%) für den systolischen Blutdruck und  $+4 \pm 7$  (-9 bis +17 mmHg, 23%) für den diastolischen

Blutdruck (Langwieser et al., 2015). Diese gefundenen Werte sind in etwa vergleichbar mit den Ergebnissen früherer Studien, die die Messungen von T-Line-Geräte gegen arterielle Kathetermessungen in anderen klinischen Situationen getestet hatten.

Zusammenfassend lässt sich daraus schließen, dass die kontinuierliche nicht-invasive Blutdruckmessung mittels radialarterielle Applanationstonometrie bei kardiologischen Intensivpatienten prinzipiell klinisch akzeptable Werte verglichen mit der invasiven Methode zeigt. Um das T-Line Gerät von Tensys Medical jedoch flächendeckend auf Intensivstationen einsetzen zu können, müssten allerdings noch einige Optimierungen hinsichtlich ihrer Anfälligkeit gegenüber Bewegungsartefakte und bezüglich des Extrapolationsalgorithmus insbesondere für die systolischen Blutdruckwerte vorgenommen werden.

## **6 Danksagungen**

An dieser Stelle möchte ich mich besonders bei meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. Bernd Saugel, unter dessen Leitung ich diese Arbeit durchführen durfte, für seine wissenschaftliche Unterstützung bedanken.

Außerdem danke ich meinen beiden Betreuern Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Nicolas Langwieser und Frau Dr. med. Agnes Meidert für ihre unverzüglichen Ratschläge und Hilfestellungen.

Ein großer Dank geht natürlich auch an das Team der kardiologischen Intensivstation des Klinikums Rechts der Isar, das mir eine sehr angenehme und lehrreiche Zeit auf der Station bereitet hat und mir stets helfend zur Seite gestanden hat.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei den freiwillig teilnehmenden Studienpatienten bedanken, die mir ihr Vertrauen geschenkt und somit die Studie und diese Arbeit erst ermöglicht haben.



## 7 Literatur

1. Koyfman, A., 2017 Mai 15.  
Arterial Line Placement. Retrieved from <http://emedicine.medscape.com/article/1999586-overview#showall>.
2. Anast, N.; Olejniczak, M.; Ingrande, J.; Brock-Utne, J. (2016).  
Impact de l'emplacement du brassard pneumatique sur la précision des mesures non invasives de la tension artérielle chez les patients obèses: une étude observationnelle. *Canadian journal of anaesthesia = Journal canadien d'anesthésie* 63:298–306.
3. Anastas, Z. M.; Jimerson, E.; Garolis, S. (2008).  
Comparison of noninvasive blood pressure measurements in patients with atrial fibrillation. *The Journal of cardiovascular nursing* 23:519-24; quiz 525-6.
4. ANSI/AAMI/ISO 81060-2:2013:  
Association for the Advancement of Medical Instrumentation.  
Non-invasive sphygmomanometers -Part 2: Clinical investigation of automated.  
ANSI/AAMI/ISO 81060-2:2013
5. Antonelli, M.; Levy, M.; Andrews, P. J. D.; Chastre, J.; Hudson, L. D.; Manthous, C.; Meduri, G. U.; Moreno, R. P.; Putensen, C.; Stewart, T.; Torres, A. (2007).  
Hemodynamic monitoring in shock and implications for management. International Consensus Conference, Paris, France, 27-28 April 2006. *Intensive care medicine* 33:575–590.
6. Araghi, A.; Bander, J. J.; Guzman, J. A. (2006)  
Arterial blood pressure monitoring in overweight critically ill patients: invasive or noninvasive? *Critical care (London, England)* 10:R64.
7. Bahr, D.; Petzke, J. (1973).  
The Automatic Arterial Tonometer. In *Proceedings of 26th Annual. Proceedings of 26th Annual Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology*, Minneapolis, MN, USA 1973:259.
8. Bahr, D.; Petzke, J. (1980).  
Continuos arterial tonometry. *Essential Noninvasive Monitoring in Anaesthesia*:25.
9. Bland, J. M.; Altman, D. G. (1999)  
Measuring agreement in method comparison studies. *Statistical methods in medical research* 8:135–160.
10. Bland, J. M.; Altman, D. G. (2007).  
Agreement between methods of measurement with multiple observations per individual. *Journal of biopharmaceutical statistics* 17:571–582.
11. Booth, J. (1977).  
A short history of blood pressure measurement. *Proceedings of the Royal Society of Medicine* 70:793–799.

12. Bur, A; Herkner, H.; Vlcek, M.; Woisetschläger, C.; Derhaschnig, U.; Delle Karth, G.; Laggner, A. N.; Hirschl, M. M. (2003).  
Factors influencing the accuracy of oscillometric blood pressure measurement in critically ill patients. *Critical care medicine* 31:793–799.
13. Burchardi, H.; Larsen, R.; Schuster, H.-P; Suter, P. M. (2013).  
*Die Intensivmedizin*. Springer-Verlag.
14. Caramella, J. P.; Bernard, J. M.; Couderc, E.; Berger, J. L.; Desmonts, J. M. (1985).  
La mesure oscillométrique automatique de la pression artérielle reste-t-elle fiable en cas d'hypotension? *Annales françaises d'anesthésie et de réanimation* 4:339–342.
15. Cheng, H.; Lang, D.; Tufanaru, C.; Pearson, A. (2013).  
Measurement accuracy of non-invasively obtained central blood pressure by applanation tonometry: a systematic review and meta-analysis. *International journal of cardiology* 167:1867–1876.
16. Chung, E.; Chen, G.; Alexander, B.; Cannesson, M. (2013)  
Non-invasive continuous blood pressure monitoring: a review of current applications. *Frontiers of medicine* 7:91–101.
17. Deltex Medical (2017)  
Arterial Line Calibration. 2017 May 14.  
Retrieved from: <http://www.deltexmedical.com/education/arterial-line/>.
18. Drzewiecki, G. M.; Melbin, J.; Noordergraaf, A. (1983).  
Arterial tonometry: review and analysis. *Journal of biomechanics* 16:141–152.
19. Dueck, R.; Goedje, O.; Clopton, P. (2012).  
Noninvasive continuous beat-to-beat radial artery pressure via TL-200 applanation tonometry. *Journal of clinical monitoring and computing* 26:75–83.
20. Eleid, M. F.; Rihal, C. S.; Gulati, R.; Bell, M. R. (2013).  
Systematic use of transradial PCI in patients with ST-segment elevation myocardial infarction: a call to "arms". *JACC. Cardiovascular interventions* 6:1145–1148.
21. Hochman, J. S.; Sleeper, L. A.; Webb, J. G.; Dzavik, V.; Buller, C. E.; Aylward, P.; Col, J.; White, H. D. (2006).  
Early revascularization and long-term survival in cardiogenic shock complicating acute myocardial infarction. *JAMA* 295:2511–2515.
22. Iga, A.; Wagatsuma, K.; Yamazaki, J.; Ikeda, T. (2014).  
Transradial versus transfemoral coronary intervention for acute myocardial infarction complicated by cardiogenic shock: is transradial coronary intervention suitable for emergency PCI in high-risk acute myocardial infarction? *The Journal of invasive cardiology* 26:196–202.
23. Imholz, B. P.; Parati, G.; Mancia, G.; Wesseling, K. H. (1992).  
Effects of graded vasoconstriction upon the measurement of finger arterial pressure. *Journal of hypertension* 10:979–984.

24. Imholz, B. P.; Wieling W.; van Montfrans G. A.; Wesseling K. H. (1998).  
Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology. *Cardiovascular research* 38:605–616.
25. Janelle, G. M.; Gravenstein, N. (2006).  
An accuracy evaluation of the T-Line Tensymeter (continuous noninvasive blood pressure management device) versus conventional invasive radial artery monitoring in surgical patients. *Anesthesia and analgesia* 102:484–490.
26. Jeleazcov, C.; Krajcinovic, L.; Münster, T.; Birkholz, T.; Fried, R.; Schüttler, J.; Fechner, J. (2010).  
Precision and accuracy of a new device (CNAPTM) for continuous non-invasive arterial pressure monitoring: assessment during general anaesthesia. *British journal of anaesthesia* 105:264–272.
27. Kim, S.; Lilot, M.; Sidhu, K. S.; Rinehart, J.; Yu, Z.; Canales, C.; Cannesson, M. (2014).  
Accuracy and precision of continuous noninvasive arterial pressure monitoring compared with invasive arterial pressure: a systematic review and meta-analysis. *Anesthesiology* 120:1080–1097.
28. Lambertz, M.; Kraft, M.; Boenick, U. (1997).  
Beurteilung möglicher Messfehler aus sich überlagernden Druckkomponenten bei der invasiven Blutdruckmessung mit externen Druckaufnehmern. *Biomedizinische Technik. Biomedical engineering* 42:249–255.
29. Langwieser, N.; Prechtel, L. M.; Meidert, A. S.; Hapfelmeier, A.; Bradaric, C.; Ibrahim, T.; Laugwitz, K.-L.; Schmid, R. M.; Wagner, J. Y.; Saugel, B. C. (2015).  
Radial artery applanation tonometry for continuous noninvasive arterial blood pressure monitoring in the cardiac intensive care unit. *Clinical research in cardiology : official journal of the German Cardiac Society*.
30. Langwieser, N.; Ibrahim, T.; Laugwitz, K.-L. (2017)  
Kardiogener Schock – perkutane Unterstützungsverfahren. *Aktuel Kardiol* 6:66–71.
31. Ławicka, M.; Małek, A.; Antczak, D.; Wajlonis, A.; Owczuk, R. (2015).  
Non-invasive haemodynamic measurements with Nexfin predict the risk of hypotension following spinal anaesthesia. *Anaesthesiology intensive therapy* 47:303–308.
32. Liu, J.; Cheng, H.-M.; Chen, C.-H.; Sung, S.-H.; Moslehpour, M.; Hahn, J.-O.; Mukkamala, R. (2015).  
Patient-Specific Oscillometric Blood Pressure Measurement. *IEEE transactions on bio-medical engineering*.
33. Martina, J. R.; Westerhof, B. E.; van Goudoever, J.; de Beaumont, E. M. F. H.; Truijen, J.; Kim, Y.-S.; Immink, R. V.; Jöbsis, D. A.; Hollmann, M. W.; Lahpor, J. R.; de Mol, B. A. J. M.; van Lieshout, J. J. (2012).  
Noninvasive continuous arterial blood pressure monitoring with Nexfin®. *Anesthesiology* 116:1092–1103.

34. Maxwell, M.H.; Waks, A.U.; Schroth, P.C.; Karam, M.; Dornfeld, L.P. (1982).  
Error in blood-pressure measurement due to incorrect cuff size in obese patients. *Lancet (London, England)* 2:33–36.
35. Meidert, A. S.; Huber, W.; Hapfelmeier, A.; Schöfthaler, M.; Müller, J. N.; Langwieser, N.; Wagner, J. Y.; Schmid, R. M.; Saugel, B. C. (2013).  
Evaluation of the radial artery applanation tonometry technology for continuous noninvasive blood pressure monitoring compared with central aortic blood pressure measurements in patients with multiple organ dysfunction syndrome. *Journal of critical care* 28:908–912.
36. Meidert, A. S.; Huber, W.; Müller, J. N.; Schöfthaler, M.; Hapfelmeier, A.; Langwieser, N.; Wagner, J. Y.; Eyer, F.; Schmid, R. M.; Saugel, B. (2014).  
Radial artery applanation tonometry for continuous non-invasive arterial pressure monitoring in intensive care unit patients: comparison with invasively assessed radial arterial pressure. *British journal of anaesthesia* 112:521–528.
37. O'Grady, N. P.; Alexander, M.; Burns, L. A.; Dellinger, E. P.; Garland, J.; Heard, S. O.; Lipsett, P. A.; Masur, H.; Mermel, L. A.; Pearson, M. L.; Raad, I. I.; Randolph, A. G.; Rupp, M. E.; Saint, S. (2011).  
Guidelines for the prevention of intravascular catheter-related infections. *American journal of infection control* 39:S1-34.
38. Parissis, H.; Graham, V.; Lampridis, S.; Lau, M.; Hooks, G.; Mhandu, P. C. (2016).  
IABP: history-evolution-pathophysiology-indications: what we need to know. *Journal of cardiothoracic surgery* 11:122.
39. Penáz, J. (1973)  
Photoelectric Measurement of blood pressure, volume and flow in the finger. *Digest of the 10th international conference on medical and biological engineering*.
40. Pressmann, G. L.; Newgard P.M. (1963).  
A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure. *IEEE transactions on bio-medical engineering* 10:73–81.
41. Quaal, S. J. (1993).  
Quality assurance in hemodynamic monitoring. *AACN clinical issues in critical care nursing* 4:197–206.
42. Rockmann, F. (2011).  
*Taschenbuch Monitoring Intensivmedizin. 2., Auflage. MWV Medizinisch Wissenschaftliche Verlagsgesellschaft, Berlin.*
43. Saugel, B. C.; Fassio, F.; Hapfelmeier, A.; Meidert, A. S.; Schmid, R. M.; Huber, W. (2012).  
The T-Line TL-200 system for continuous non-invasive blood pressure measurement in medical intensive care unit patients. *Intensive care medicine* 38:1471–1477.

44. Saugel, B.; Meidert, A. S.; Hapfelmeier, A.; Eyer, F.; Schmid, R.M.; Huber, W. (2013). Non-invasive continuous arterial pressure measurement based on radial artery tonometry in the intensive care unit: a method comparison study using the T-Line TL-200pro device. *British journal of anaesthesia* 111:185–190.
45. Saugel, B.; Dueck, R.; Wagner, J. Y. (2014). Measurement of blood pressure. *Best practice & research. Clinical anaesthesiology* 28:309–322.
46. Saugel, B.; Reuter, D. A. (2014). Are we ready for the age of non-invasive haemodynamic monitoring? *British journal of anaesthesia* 113:340–343.
47. Saugel, B.; Meidert, A. S.; Langwieser, N.; Wagner, J. Y.; Fassio, F.; Hapfelmeier, A.; Pechtl, L. M.; Huber, W.; Schmid, R. M.; Gődje, O. (2014). An autocalibrating algorithm for non-invasive cardiac output determination based on the analysis of an arterial pressure waveform recorded with radial artery applanation tonometry: a proof of concept pilot analysis. *Journal of clinical monitoring and computing* 28:357–362.
48. Scheer, B.; Perel, A.; Pfeiffer, Ulrich J. (2002). Clinical review: complications and risk factors of peripheral arterial catheters used for haemodynamic monitoring in anaesthesia and intensive care medicine. *Critical care (London, England)* 6:199–204.
49. Selle, A.; Figulla, H. R.; Ferrari, M.; Rademacher, W.; Goebel, B.; Hamadanchi, A.; Franz, M.; Schlueter, A.; Lehmann, T.; Lauten, A. (2014). Impact of rapid ventricular pacing during TAVI on microvascular tissue perfusion. *Clinical research in cardiology : official journal of the German Cardiac Society* 103:902–911.
50. Smolle, K.-H.; Schmid, M.; Prettenthaler, H.; Weger, C. (2015). 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. *Anesthesia and analgesia* 121:1508–1516.
51. Smulyan, H.; Safar, M. E. (2011). Blood pressure measurement: retrospective and prospective views. *American journal of hypertension* 24:628–634.
52. Stein, P. D.; Blick, E. F. (1971). Arterial tonometry for the atraumatic measurement of arterial blood pressure. *Journal of applied physiology* 30:593–596.
53. Striebel, H. W. (2015). *Operative Intensivmedizin: Sicherheit in der klinischen Praxis. 2., komplett überarb. und erw. Aufl.* Schattauer, Stuttgart.

54. Szmuk, P.; Pivalizza, E.; Warters, R. D.; Ezri, T.; Gebhard, R. (2008).  
An evaluation of the T-Line Tensymeter continuous noninvasive blood pressure device during induced hypotension. *Anaesthesia* 63:307–312.
55. Thiele H.; Zeymer U; Werdan K. (2012).  
Intraaortic balloon support for myocardial infarction with cardiogenic shock. *The New England journal of medicine* 367:1287–1296.
56. van Popele, N M; Bos, W. J.; de Beer, N A; van Der Kuip, D A; Hofman, A.; Grobbee, D. E.; Witteman, J. C. (2000).  
Arterial stiffness as underlying mechanism of disagreement between an oscillometric blood pressure monitor and a sphygmomanometer. *Hypertension* 36:484–488.
57. Wagner, J. Y.; Prantner, J. S.; Meidert, A. S.; Hapfelmeier, A.; Schmid, R. M.; Saugel, B. (2014).  
Noninvasive continuous versus intermittent arterial pressure monitoring: evaluation of the vascular unloading technique (CNAP device) in the emergency department. *Scandinavian journal of trauma, resuscitation and emergency medicine* 22:8.
58. Wagner, J. Y.; Saugel, B. (2015).  
When should we adopt continuous noninvasive hemodynamic monitoring technologies into clinical routine? *Journal of clinical monitoring and computing* 29:1–3.
59. Wagner, J. Y.; Negulescu, I.; Schöfthaler, M.; Hapfelmeier, A.; Meidert, A. S.; Huber, W.; Schmid, R. M.; Saugel, B. (2015).  
Continuous noninvasive arterial pressure measurement using the volume clamp method: an evaluation of the CNAP device in intensive care unit patients. *Journal of clinical monitoring and computing* 29:807–813.
60. Wagner, J. Y.; Sarwari, H.; Schön, G.; Kubik, M.; Kluge, S.; Reichensperner, H.; Reuter, D. A.; Saugel, B. (2015).  
Radial Artery Applanation Tonometry for Continuous Noninvasive Cardiac Output Measurement: A Comparison With Intermittent Pulmonary Artery Thermodilution in Patients After Cardiothoracic Surgery. *Critical care medicine*.
61. Wagner, J. Y.; Langemann, M.; Schön, G.; Kluge, S.; Reuter, D. A.; Saugel, B. (2016).  
Autocalibrating pulse contour analysis based on radial artery applanation tonometry for continuous non-invasive cardiac output monitoring in intensive care unit patients after major gastrointestinal surgery--a prospective method comparison study. *Anaesthesia and intensive care* 44:340–345.
62. Warren, D. K.; Quadir, W. W.; Hollenbeak, C. S.; Elward, A. M.; Cox, M. J.; Fraser, V. J. (2006).  
Attributable cost of catheter-associated bloodstream infections among intensive care patients in a nonteaching hospital. *Critical care medicine* 34:2084–2089.
63. Wax, D. B.; Lin, H.-M.; Leibowitz, A. B. (2011).  
Invasive and concomitant noninvasive intraoperative blood pressure monitoring: observed differences in measurements and associated therapeutic interventions.

## 8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Korotokow-Geräusche und Oszillometrie .....	2
Abbildung 2: Veränderung der arteriellen Druckkurven zur Peripherie hin .....	4
Abbildung 3: Funktionsweise der Volume Clamp Methode im Quer- und Längsschnitt.....	6
Abbildung 4: Funktionsweise der Applanationstonometrie .....	9
Abbildung 5: Fast-Flush-Test.....	14
Abbildung 6: Schrittweiser Aufbau Nr. 1.....	15
Abbildung 7: Schrittweiser Aufbau Nr. 2.....	15
Abbildung 8: schrittweiser Aufbau Nr. 3.....	16
Abbildung 9: schrittweiser Aufbau Nr. 4.....	16
Abbildung 10: schematische Übersicht des Messaufbaus .....	18
Abbildung 11: Beispielhafter Vergleich einer invasiv ermittelten (rote Kurve) und mittels Applanationstonometrie ermittelten (blaue Kurve) Blutdruckkurve .....	24
Abbildung 12: Bland-Altman Plot der diastolischen Blutdruckwerte .....	26
Abbildung 13: Bland-Altman Plot der Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks.....	27
Abbildung 14: Bland-Altman Plot der systolischen Blutdruckwerte .....	28
Abbildung 15: Beispielhafter Vergleich einer invasiv ermittelten (rote Kurve) und mittels Applanationstonometrie ermittelten (blaue Kurve) Blutdruckkurve bei Patienten mit intraaortaler Ballonpumpe .....	30
Abbildung 16: Bland-Altman Plot der diastolischen Blutdruckwerte der Patienten mit IABP .....	31
Abbildung 17: Bland-Altman Plot der Werte des mittleren arteriellen Blutdrucks der Patienten mit IABP .....	32
Abbildung 18: Bland-Altman Plot der systolischen Blutdruckwerte der Patienten mit IABP .....	33

## **9 Anhang**

- a) Messprotokoll (Seiten 56-57)
- b) SAPS- und SOFA-Score (Seite 58)
- c) APACHE II Score Erhebungsbogen (Seite 59)



ID:

Datum:

Uhrzeit:

Patientendaten

Geburtsdatum		Geschlecht	<input type="checkbox"/> männlich <input type="checkbox"/> weiblich
Größe	cm	Gewicht	kg
Aufnahme		Ödeme	sec
RR links	mmHg	RR rechts	mmHg
ZVD	mmHg	Arterie	<input type="checkbox"/> links <input type="checkbox"/> rechts
Level Transducer:	cm		
Herzfrequenz	/min	Herzrhythmus	

Medikamente

PERFUSOREN:				ORALE MEDIKATION:		
Medikament	Dosierung	Geschwindigkeit	Dosierung/h	Medikament	Name	Dosierung
Suprarenin				ACE-Hemmer		
Arterenol						
Dobutamin				AT1-Antagonisten		
Clonidin						
Nitroglycerin				Ca <sup>2+</sup> -Antagonisten		
Fentanyl						
Midazolam				β-Blocker		
Propofol						
Ketamin				Statine		
				Thiazididiuretikum		

Blutgasanalyse

SÄURE-BASE		O <sub>2</sub> -STATUS		ELEKTROLYTE		METABOLTE	
pH		Hct	%	Na <sup>+</sup>	mmol/L	Glu	mg/dl
pCO <sub>2</sub>	mmHg	tHb	g/dl	K <sup>+</sup>	mmol/L		
pO <sub>2</sub>	mmHg	O <sub>2</sub> SAT	%	Ca <sup>2+</sup>	mmol/L		
HCO <sub>3</sub> <sup>-</sup>	mmol/L			Cl <sup>-</sup>	mmol/L		
BE	mmol/L			AnGap	mmol/L		

Beatmung

Beatmungsform	<input type="checkbox"/> druckkontrolliert	<input type="checkbox"/> druckunterstützt	Spontan Art	<input type="checkbox"/> T-Stück	<input type="checkbox"/> feuchte Nase	<input type="checkbox"/> Brille	<input type="checkbox"/> Maske	<input type="checkbox"/> RL
AF			/min	FIO <sub>2</sub>				
V(T)			ml	V (min)				ml
Pmax			mbar	Pmean				mbar
I:E	:			PEEP				mbar

Kardiovaskuläre  
Risikofaktoren

Arterielle Hypertonie	<input type="checkbox"/>	Diabetes mellitus	<input type="checkbox"/>	Dyslipoproteinämie	<input type="checkbox"/>	Nikotinabusus	<input type="checkbox"/>	pAVK	<input type="checkbox"/>
-----------------------	--------------------------	-------------------	--------------------------	--------------------	--------------------------	---------------	--------------------------	------	--------------------------

Bemerkungen

ID:

Datum:

SOFA-SCORE

Punkte:	Wert	0	1	2	3	4	
PaO <sub>2</sub> / FiO <sub>2</sub>		>400	<400	<300	<200 <b>und</b> maschinell beatmet	<100 <b>und</b> maschinell beatmet	
GCS		15	13-14	10-12	6-9	<6	
Thrombozyten 1000/m		>150	100-150	50-99	20-49	<20	
Bilirubin mg/dl		<1,2	1,2-1,9	2,0-5,9	6,0-11,9	>12	
Blutdruck/Katecholamne		MAP >70	MAP <70	Dopa <5 <sup>1</sup> oder Dobutamin (Dosis egal)	Dopa >5 <sup>1</sup> <b>oder</b> Epi ≤ 0,1 <sup>1</sup> <b>oder</b> Nor ≤ 0,1 <sup>1</sup>	Dopa >15 <sup>1</sup> <b>oder</b> Epi >0,1 <sup>1</sup> <b>oder</b> Nor >0,1 <sup>1</sup>	
Krea/Ausscheidung		<1,2	1,2-1,9	2,0-3,4	3,5-4,9 oder <500	>5,0 oder <200	
						<b>Gesamt:</b>	

SAPS-SCORE

Punkte:	Wert	0	1	2	3	4	5	6	7	9	10	11	12	13	
Herzfrequenz [1/min]		70-119		40-69		120-159			>159			<40			
Systolische Druck [mmHg]		100-199		>199			70-99							<70	
Rekt. Temperatur [°C]		<39		>39											
PaO <sub>2</sub> / FiO <sub>2</sub> <sup>2</sup>								>199		100-<200		<100			
Urin [l/24h]		>1,0				0,5-<1,0						<0,5			
Harnstoff [mg/dl]		<28						28-<84			>84				
Leukozyten [100 <sup>3</sup> /mm <sup>3</sup> ]		1,0-<20			>20								<1,0		
Kalium [mmol/l]		3,0-<5,0			>5,0-<3,0										
Natrium [mmol/l]		125-<145	>145				<125								
Bicarbonat [mmol/l]		>20			15-<20			<15							
Bilirubin [mg/dl]		<4				68,4-<102,6				>6					
															Gesamt:

<sup>1</sup>Dosis in µg/kg Körpergewicht/min

<sup>2</sup>nur bei maschineller Beatmung

# APACHE II Score Erhebungsbogen (Deutsch)

NEGATIVSTE WERTE	ERHOEBENE VARIABLEN	ABWEICHUNGEN NACH OBEN					ABWEICHUNGEN NACH UNTEN					Punkte
		+4	+3	+2	+1	+0	+1	+2	+3	+4		
	Temperatur – rektal (°C)	≥ 41°C	39-40,9°C		38,5-38,9°C	36-38,4°C	34-35,9°C	32-33,9°C	30-31,9°C	≤ 29,9°C		
	Mittlerer arterieller Druck (mmHg)	≥ 160	130-159	110-129		70-109		50-69		≤ 49		
	Herzfrequenz HF /min	≥ 180	140-179	110-139		70-109		55-69	40-54	≤ 39		
	Atemfrequenz AF /min <i>Beatmet und nicht beatmet</i>	≥ 50	35-49		25-34	12-24	10-11	6-9		≤ 5		
	Oxygenierung Wenn der FiO2 ≥ 0,5 ist, dann wird die Alveolo-arterielle Sauerstoffdifferenz AaDO2 berücksichtigt <sup>1)</sup> Bei einem FiO2 < 0,5 wird der arterielle Sauerstoffdruck (paCO2 mmHg) berücksichtigt	≥ 500	350-499	200-349		< 200						
	pH arteriell	≥ 7,7	7,6-7,69		7,5-7,59	7,33-7,49		7,25-7,32	7,15-7,24	≤ 7,15		
	Natrium mmol/l	≥ 180	160-179	155-159	150-154	130-149		120-129	111-119	≤ 110		
	Kalium mmol/l	≥ 7	6-6,9		5,5-5,9	3,5-5,4	3-3,4	2,5-2,9		≤ 2,5		
	Kreatinin mg/100ml Bei akuten Nierenversagen Punkte verdoppeln!	≥ 3,5	2-3,4	1,5-1,9		0,6-1,4		< 0,6				
	Hämatokrit %	≥ 60		50-59,9	46-49,9	30-45,9		20-29,9		< 20		
	Leukozyten (x1000)	≥ 40		20-39,9	15-19,9	3-14,9		1-2,9		< 1		
	Glasgow-Coma-Scala (GCS)	Punkte = 15 – aktueller Glasgow-Coma-Score										
											Punkte gesamt:	

<sup>1)</sup>Sie berechnet sich aus  $AaDO_2 \text{ (mmHg)} = p_aO_2 - p_aO_2$  oder wird vom BGA-Gerät zur Verfügung gestellt

<b>Age Points:</b>	≤ 44 Jahre = <b>0 Punkte</b>	45-54 = <b>2 Punkte</b>	55-64 = <b>3 Punkte</b>	65-74 = <b>5 Punkte</b>	≥ 75 = <b>6 Punkte</b>
--------------------	------------------------------	-------------------------	-------------------------	-------------------------	------------------------

Durch Biopsie gesicherte Zirrhose und festgestellter portaler Hochdruck	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
Obere gastrointestinale Blutungen in der Vorgeschichte, ausgehend von einem portalen Hochdruck	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
Vorhergehende Episoden mit hepatischer Insuffizienz/hepatischer Enzephalopathie/hepatischem Koma	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
New York Health Association (NYHA) Class IV	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
Chronische restriktive, obstruktive oder gefäßbedingte Erkrankungen, die mit einer schweren Einschränkung bei leichten Aufgaben einhergehen (z.B. Unfähigkeit Haushalt zu führen)	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
bekannte chronische Hypoxie, Hyperkapnie, sekundäre Polyzystämie, schwere pulmonale Hypertension (>40mmHg) oder Abhängigkeit von Beatmung	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
chronische Dialyse	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
Der Patient hatte eine Therapie, welche die Abwehrkraft gegen Infektionen schwächt (z.B. Immunsuppression, Chemotherapie, Bestrahlung, langfristige oder hochdosierte Steroide)	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
Erkrankungen, die mit einer Immunschwäche einhergehen (z.B. Leukämie, Lymphom, AIDS)	Ja <input type="radio"/>	Nein <input type="radio"/>
Nicht-operierter Patient	bei einem JA 5 Punkte	sonst 0 Punkte
Postoperativer Patient nach Notfall-OP	bei einem JA 5 Punkte	sonst 0 Punkte
Postoperativer Patient nach Elektiv-OP	bei einem JA 2 Punkte	sonst 0 Punkte

<b>APACHE II Score:</b>	+	+	=
-------------------------	---	---	---