

Aus der Klinik für Innere Medizin I  
des Clemenshospitals  
Akademisches Lehrkrankenhaus  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster  
- Chefarzt Prof. Dr. med. P. Baumgart -

**Applanationstonometrie zur nichtinvasiven kontinuierlichen  
Blutdruckmessung: Vergleich mit der Fingerlichtplethysmographie bei der  
Kipptisch-Orthostase Testung und Anwendbarkeit für die ergometrische  
Blutdruckmessung**

INAUGURAL DISSERTATION  
zur  
Erlangung des doctor medicinae  
der medizinischen Fakultät der  
Westfälischen Wilhelms Universität Münster

vorgelegt von:

Lammers, Dirk  
aus Münster

2005

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms  
Universität Münster

Dekan: Univ. Prof. Dr. med. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ. Prof. Dr. med. S. Nikol

2. Berichterstatter: Prof. Dr. med. P. Baumgart

Tag der mündlichen Prüfung: 29.08.2005

Aus der Klinik für Innere Medizin I  
des Clemenshospitals  
Akademisches Lehrkrankenhaus  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster  
- Chefarzt Prof. Dr. med. P. Baumgart -  
Referent: Univ. Prof. Dr. med. S. Nikol  
Koreferent: Prof. Dr. med. P. Baumgart

## Zusammenfassung

### **Applanationstonometrie zur nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessung: Vergleich mit der Fingerlichtplethysmographie bei der Kipptisch-Orthostase Testung und Anwendbarkeit für die ergometrische Blutdruckmessung**

Lammers, Dirk

Für die Dokumentation kurzfristiger Blutdruckänderungen unter klinischen Testbedingungen bieten sich nichtinvasive Blutdruckmessverfahren an. Hier wird die Anwendbarkeit und die Messgenauigkeit der Applanationstonometrie mit der Fingerlichtplethysmographie während der Kipptisch-Orthostase Testung verglichen und die Nutzbarkeit der Applanationstonometrie für die ergometrische Blutdruckmessung geprüft.

31 Patienten (10 männl., 21 weibl., mittleres Alter 59 Jahre) mit unklarer Synkope oder Kollaps wurden einem Kipptisch Orthostase Test unterzogen (15 min liegend, 30 min in 80° aufrechter Position). Während des Tests erhielt der Patient kontinuierliches beat-to-beat Blutdruckmonitoring durch Colin CBM 7000® am einen und Ohmeda Finapres® am anderen Arm. Die Seiten wurden in randomisierter Reihenfolge gewechselt. Gleichzeitig wurden Referenzmessungen mittels automatischer oszillometrischer Oberarmmanschette im Abstand von 5 Minuten durchgeführt. Die Messergebnisse der beiden Geräte wurden mit diesen Referenzwerten verglichen. Bei 22 weiteren Patienten (13 männl., 9 weibl., mittleres Alter 56 Jahre) wurden aufgrund klinischer Indikation Belastungs-EKG's auf einem Liegefahrradergometer durchgeführt. Die applanationstonometrischen Ergebnisse wurden mit in einminütigen Abständen gemessenen auskultatorischen Oberarmblutdruckmessungen am kontralateralen Arm verglichen.

Während des Kipptisch Orthostase Tests war die mittlere Abweichung zwischen den Messungen der Applanationstonometrie und den Referenzwerten sehr gering (Mittelwert  $\pm$ SD  $-0,41 \pm 8,5$  mmHg systolisch und  $-1,31 \pm 9,5$  mmHg diastolisch). Insbesondere beim systolischen Blutdruck war die Abweichung vom Referenzblutdruck bei der Fingerlichtplethysmographie höher (mittlere Differenz der Abweichung  $5,7 \pm 16,1$  mmHg,  $p < 0,001$ ). Während der Belastungs-EKG's waren die Abweichungen vom Referenzblutdruck wesentlich höher ( $-5,9 \pm 24,2$  mmHg,  $p < 0,01$ ). Im Bereich höherer Belastungsstufen waren die Messungen aufgrund von Bewegungsartefakten häufig nicht möglich.

Die Applanationstonometrie mittels Colin CBM 7000® eignet sich sehr gut für das Blutdruckmonitoring im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests und ist dem lichtplethysmographischen Verfahren überlegen. Für das Belastungs-EKG ist die Applanationstonometrie noch nicht klinisch nutzbar.

Tag der mündlichen Prüfung: 29.08.2005

## Inhaltsverzeichnis

I. EINLEITUNG .....	1
1.1 Nichtinvasive Blutdruckmessung zur Synkopendiagnostik.....	2
1.1.1 Der Kipptisch Orthostase Test.....	3
1.1.1.1 Prinzip des Kipptisch Tests .....	4
1.1.1.2 Testvoraussetzungen .....	4
1.1.1.3 Methodik des Tests .....	5
1.1.1.4 Interpretation der Ergebnisse .....	6
1.1.2 Problem des Blutdruckmonitorings .....	6
1.2 Nichtinvasive Blutdruckmessung zum Belastungs-EKG .....	8
1.3 Ziel der Studie .....	9
II. MATERIAL UND METHODEN .....	10
2.1 Patienten.....	10
2.1.1 Kipptisch Orthostase Test .....	10
2.1.2 Fahrradergometrie.....	12
2.2 Die Applanationstonometrie als Verfahren zur kontinuierlichen Blutdruckmessung.....	14
2.3 Die Photoplethysmographie .....	16
2.4 Versuchsanordnung .....	19
2.4.1 Kipptisch Orthostase Test .....	19
2.4.2 Fahrradergometrie.....	22
2.5 Statistik .....	24
2.6 Daten- und Textverarbeitung .....	24

III. ERGEBNISSE .....	25
3.1 Kipptisch Orthostase Test .....	25
3.1.1 Ergebnisse der tonometrischen Blutdruckmessung.....	25
3.1.2 Praktikabilität .....	27
3.1.3 Ergebnisse der plethysmographischen Blutdruckmessung .....	29
3.1.4 Unterschiede zwischen den Differenzen .....	31
3.1.5 Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die Messwertdifferenzen .....	32
3.1.6 Einfluss des Geschlechtes auf die Messwertdifferenzen.....	34
3.1.7 Einfluss der Blutdruckhöhe auf die Messwertdifferenzen .....	35
3.1.8 Unterschiede im Bereich niedriger Blutdruckwerte .....	36
3.2 Die Fahrradergometrie .....	38
3.2.1 Angaben zum Untersuchungsablauf.....	38
3.2.2 Ergebnisse der Blutdruckmessungen .....	38
3.2.3 Praktikabilität .....	39
3.2.4 Unterschiede zwischen den Differenzen .....	40
3.2.5 Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die Messwertdifferenzen .....	41
3.2.6 Einfluss des Geschlechts auf die Messwertdifferenzen.....	42
3.2.7 Einfluss des systolischen und diastolischen Blutdruckes auf die Messwertdifferenzen .....	42
IV. DISKUSSION .....	44
4.1 Methodische Voraussetzungen.....	44
4.1.1 Physiologische Unterschiede von Blutdruckwerten .....	44
4.1.2 Oszillometrie als Referenzmessung .....	45
4.1.3 Fehlmessungen .....	46
4.1.3.1 Kipptisch-Orthostase Test .....	46
4.1.3.2 Fahrradergometrie.....	47
4.1.3.3 Dokumentationspflicht .....	48

4.2 Messgenauigkeit des Colin CBM 7000®.....	49
4.2.1 Kipptisch Orthostase Test .....	49
4.2.2 Fahrradergometrie.....	54
4.2.3 Vergleich mit Ohmeda Finapres®.....	57
4.3 Prädiktive Faktoren für Messwertabweichungen.....	62
4.3.1 Kipptisch Orthostase Test .....	62
4.3.2 Fahrradergometrie.....	64
V.LITERATUR .....	65
VI. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS .....	73
VII. DANKSAGUNG.....	74
VIII. LEBENS LAUF .....	75

## **I. EINLEITUNG**

Die kontinuierliche Schlag zu Schlag Blutdruckmessung ist ein Messverfahren, das in vielen Bereichen der Medizin Anwendung findet. Insbesondere in der perioperativen Anästhesie und Intensivmedizin ist die invasive intraarterielle Druckmessung ein etabliertes und unverzichtbares Verfahren, um kurzfristige Blutdruckabfälle oder –anstiege zu erfassen. Es handelt sich hierbei jedoch um ein Verfahren, das aufgrund seiner Invasivität auch die Möglichkeit gewisser Komplikationen wie zum Beispiel von Infektionen oder thromboembolischer Ereignisse mit sich bringt<sup>78 47</sup>. Außerdem ist auch diese Technik, obwohl als Goldstandard für die Erfassung des arteriellen Blutdruckes angesehen, nicht frei von möglichen Fehlerquellen<sup>7</sup>. Aus diesem Grund haben seit einigen Jahren auch nichtinvasive Methoden zur kontinuierlichen Erfassung des Blutdruckes Anwendung in verschiedenen Einsatzbereichen gefunden. Besonders im Bereich diagnostischer Verfahren, bei denen die arterielle Punktion als ein unverhältnismäßiges und zu aufwendiges Mittel erscheint, kommen sie zum Einsatz. Hierzu zählt unter anderem der Kipptisch Orthostase Test im Rahmen der Synkopenagnostik. Aber auch im Bereich der ambulanten 24 Stunden Blutdruckmessung, psychiatrischer Testverfahren oder bei Belastungstests und im Schlaflabor finden solche Verfahren Anwendung.

Die Methoden, nach denen diese Blutdruckwerte auf nichtinvasive Art und Weise ermittelt werden, unterscheiden sich grundsätzlich voneinander und sind in den letzten Jahren kontinuierlich verändert worden, um ihre Anwenderfreundlichkeit und ihre Messgenauigkeit zu verbessern.



### **1.1 Nichtinvasive Blutdruckmessung zur Synkoperdiagnostik**

Die Synkope ist definiert als ein plötzlicher spontan reversibler Bewusstseinsverlust mit Verlust des Tonus der Haltemuskulatur. Pathophysiologisch liegt ihr ein kurzfristiger Abfall oder eine Unterbrechung des cerebralen Blutflusses zugrunde, der durch verschiedene Mechanismen ausgelöst sein kann<sup>48</sup>. Hierbei kommt es zu extrem kurzfristigen Blutdruckabfällen, die sich im weiteren ebenso rasch wieder normalisieren und mittels einer konventionellen Blutdruckmessung mittels Oberarmmanschette nicht oder nur in seltenen Ausnahmefällen zu erfassen wären. Nur ein kontinuierliches Monitoring des Blutdruckes von Schlag zu Schlag kann also Auskunft über das Geschehen unmittelbar vor oder während einer Synkope geben und besitzt eine diagnostische Aussagekraft<sup>10</sup>.

Die Diagnostik bei stattgehabten Synkopen ist schwierig, je nach Autor bleiben 13-41 % auch nach eingehender Untersuchung ungeklärt<sup>56</sup>. Als wertvollstes diagnostisches Mittel muss die gründliche Anamnese und klinische Untersuchung angesehen werden. Das Vorliegen einer kardialen Grunderkrankung z.B. erhöht die Wahrscheinlichkeit von Arrhythmien als Auslöser erheblich und hat sich als prognostisch ungünstig herausgestellt<sup>60</sup>. Weitere Diagnostische Mittel sind EKG, Labor, Echokardiographie, Duplexsonographie der hirnversorgenden Gefäße, 24h EKG bzw. Loop Memory EKG, EEG, Schädel CT sowie bei besonderem Verdacht auf zugrundeliegende Arrhythmien eine invasive elektrophysiologische Untersuchung.

Bei Verdacht auf eine neurokardiogen bedingte Synkope ist seit den 90er Jahren der Kipptisch Orthostase Test ein häufig angewendetes diagnostisches Mittel.

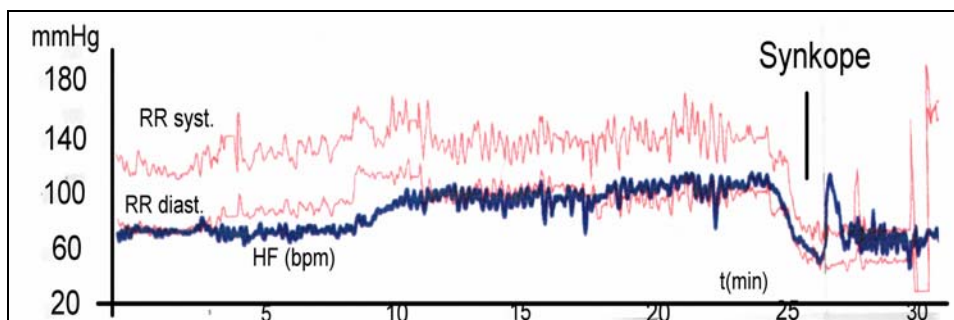
### 1.1.1 Der Kipptisch Orthostase Test

Zur Untersuchung der pathophysiologischen Grundlagen orthostatischer Regulationsmechanismen ist der Kipptisch Orthostase Test bereits seit den 40er Jahren des vergangenen Jahrhunderts bekannt<sup>37</sup>.

In der zweiten Hälfte der 80er Jahre kam er dann als Untersuchungsmethode im Rahmen der Diagnostik ungeklärter Synkopen zum klinischen Einsatz. Es konnte gezeigt werden, dass im Rahmen von Kipptisch Tests vasovagale Reaktionen bei Patienten mit unklaren Synkopen signifikant häufiger auftraten als bei gesunden Probanden (67% im Vergleich zu 10% in der Kontrollgruppe)<sup>52</sup>. Die Aussagekraft der Untersuchung wurde jedoch limitiert durch die hohe Zahl an falsch positiven Untersuchungen. Es stellte sich heraus, dass die Spezifität des Tests steigt, wenn auf eine intravaskuläre Instrumentierung verzichtet wurde, da allein durch den Punktionsschmerz vasovagale Reaktionen ausgelöst werden können und so falsch positive Testergebnisse entstehen<sup>69</sup>. Die Notwendigkeit eines kontinuierlichen Blutdruckmonitorings ist jedoch unumstritten, da ein innerhalb von Sekunden entstehender Blutdruckabfall der Diagnostik sonst entgehen würde<sup>10</sup>. Aus diesem Grund kamen die Methoden der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessung wie die Fingerlichtplethysmographie und die Applanationstonometrie verstärkt zum Einsatz.

### 1.1.1.1 Prinzip des Kipptisch Tests

Der Test ist ein Provokationsversuch, der darauf abzielt, den Probanden einem maximalen orthostatischen Stress auszusetzen und so eine Synkope unter Testbedingungen auszulösen. Im Anschluss an eine gewisse Ruhephase in horizontaler Position wird der Patient in eine 60-80° aufrechte Lage gebracht und verbleibt dort für mindestens 30 Minuten oder bis zum Auftreten einer Synkope. Während des Tests ist eine kontinuierliche EKG Aufzeichnung sowie eine Blutdruckaufzeichnung erforderlich. Um die Sensitivität der Untersuchung zu erhöhen werden häufig Provokationsversuche mit Medikamenten wie Isoprenalin oder Nitroglycerin bei zuvor negativen Testergebnissen angeschlossen<sup>2 75</sup>.



*Abbildung 1: Neurokardiogene Synkope während eines Kipptisch Orthostase Tests*

### 1.1.1.2 Testvoraussetzungen

Als Voraussetzung für den Test sollte der Patient halbnüchtern sein (Nahrungskarenz für ca. 4-5 Stunden), der Raum, in dem die Untersuchung stattfindet, sollte ruhig und ohne störende äußere Einflüsse sowie leicht abgedunkelt sein. Ein Defibrillator sowie weitere Notfallmedikamente und Intubationsset müssen in unmittelbarer Nähe greifbar sein. Kontraindikationen für den Test sind koronare Hauptstammstenosen, Herzinsuffizienz NYHA III oder IV, kritische Mitralklappenstenose sowie hochgradige Stenosen an den hirnversorgenden Arterien. Potentiell Orthostase induzierende Medi-

kamente wie z. B.  $\beta$ -Blocker oder Nitrate sollten für mindestens 24 Stunden vor der Untersuchung pausiert sein, es sei denn sie werden als Auslöser für die Synkope angesehen.

### 1.1.1.3 Methodik des Tests

Die Protokolle, nach denen die Untersuchung durchgeführt wird, variieren teilweise ganz erheblich von Klinik zu Klinik ebenso wie das technische Equipment zur Erfassung der zu untersuchenden Parameter Herzfrequenz und Blutdruck. Sowohl vom American College of Cardiology als auch von europäischen Autoren gibt es jedoch Empfehlungen zur Durchführung eines Kipptisch Orthostase Tests<sup>5 51</sup>, die deutsche Gesellschaft für Kardiologie hat 1999 eine Richtlinie zur Durchführung des Tests herausgegeben<sup>10</sup>. Es besteht Konsensus bezüglich der Tatsache, dass ein kontinuierliches Schlag zu Schlag Blutdruckmonitoring für die korrekte Durchführung unerlässlich ist. Der Kipptisch selbst sollte mit einer Fußplatte sowie Haltevorrichtungen zur Sicherung des Patienten ausgestattet sein sowie einen raschen Wechsel von der liegenden in die aufrechte Position ermöglichen. Die Empfehlungen für den Winkel, in dem der Patient in aufrechter Lage positioniert sein sollte variieren zwischen 60 und 80 Grad<sup>10 26 8</sup>. Eine 90° senkrechte Lagerung ist nicht sinnvoll, da sie für den Patienten unangenehm ist und eine verstärkte aber unerwünschte Muskelaktivität der Beine erforderlich macht, um die Körperhaltung aufrechtzuerhalten.

Bevor der Patient in die aufrechte Position gebracht wird, sollte eine Ruhephase in horizontaler Lage für ca. 10 Minuten vorausgegangen sein. Es hat sich herausgestellt, dass mit zunehmender Dauer des Verweilens in aufrechter Stellung die Sensitivität steigt, so dass eine Mindestuntersuchungsdauer von 30 Minuten sinnvoll erscheint<sup>26 8</sup>, die deutsche Gesellschaft für Kardiologie empfiehlt eine Zeitspanne von 45 Minuten<sup>10</sup>. Abbruchkriterien für den Test sind das Auftreten einer Synkope sowie das Erreichen der maximalen Untersuchungs-

dauer, nicht jedoch eine asymptotische Hypotension oder Bradykardie.

#### 1.1.1.4 Interpretation der Ergebnisse

Im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests ausgelöste sogenannte neurokardiogene Synkopen können eingeteilt werden in den cardioinhibitorischen Typ (charakterisiert durch reinen Herzfrequenzabfall), den vasodepressorischen Typ (reiner Blutdruckabfall bei gleichbleibender Frequenz) und den Mischtyp. Eine weitere Form der autonomen Dysfunktion, die „Postural Orthostatic Tachycardia Syndrome“ (POTS) genannt wird, wird in den letzten Jahren in der Literatur beschrieben und ist durch eine persistierende Tachykardie in aufrechter Position mit einer Frequenz von 120/min oder höher verbunden mit Symptomen wie Müdigkeit, Schwindel oder Präsynkope gekennzeichnet<sup>34</sup>.

#### **1.1.2 Problem des Blutdruckmonitorings**

Um o.g. Differentialdiagnosen der neurokardiogenen Synkope sicher voneinander abgrenzen zu können, ist ein kontinuierliches Blutdruck- und Herzfrequenzmonitoring sowie eine durchgehende Dokumentation der erfassten Parameter unerlässlich. Wie bereits erwähnt, hat sich herausgestellt, dass die invasive arterielle Blutdruckmessung vermehrt zu falsch positiven Ergebnissen führt<sup>69</sup>. Als Ursache hierfür wird eine durch den Punktionsschmerz hervorgerufene vagale Reaktion diskutiert. Eine nichtinvasive möglichst schmerzarme und den Patienten wenig beeinträchtigende Untersuchungsmethode ist also erforderlich.

Die oszillometrische bzw. sphygmomanometrische manuelle oder automatische Messung mittels Oberarmmanschette liefert zwar als nichtinvasives Messverfahren im Vergleich zum Goldstandard der arteriellen Blutdruckmessung ebenfalls vergleichbare und valide Messergebnisse<sup>62</sup>, die geforderte Kontinuität der Messung ist jedoch

nicht gewährleistet, und rasche Blutdruckabfälle können der Diagnostik somit entgehen. Aus diesem Grund wird in den Richtlinien der deutschen Gesellschaft für Kardiologie ausdrücklich eine Schlag zu Schlag Registrierung des Blutdruckes gefordert. Als Messmethode wird insbesondere die Fingerplethysmographie erwähnt, da die Übereinstimmung der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessungen mit invasiv registrierten Blutdruckmessungen gut belegt sei<sup>10</sup>. Dies ist in der Literatur jedoch nicht vollständig unumstritten. Letztlich nicht erklärbare Abweichungen von invasiv ermittelten Referenzwerten haben eine Einführung des Verfahrens in die Anästhesie und operative Intensivmedizin verhindert<sup>67, 81</sup>.

Aus diesem Grund wäre die Einführung eines anderen nichtinvasiven Messverfahrens zur kontinuierlichen Ermittlung der Blutdruckwerte mit höherer Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit als die Fingerphotoplethysmographie sinnvoll.

## **1.2 Nichtinvasive Blutdruckmessung zum Belastungs-EKG**

Das Belastungs-EKG ist Teil der kardiovaskulären Funktionsdiagnostik und seit vielen Jahrzehnten im klinischen Bereich etabliert<sup>57</sup>. Wie beim Kipptisch Orthostase Test existieren auch für das Belastungs-EKG allgemein verbindliche Richtlinien sowohl zur Indikationsstellung als auch zu seiner Durchführung. Angelehnt an die 1997 herausgegebenen „Guidelines for Exercise Testing“ der American Heart Association<sup>1</sup> hat die deutsche Gesellschaft für Kardiologie im April 2001 die aktuellen Leitlinien zu Ergometrie herausgegeben<sup>83</sup>.

Klassische Indikation des Belastungs-EKG's ist die Diagnostik der Koronaren Herzkrankheit also die Abklärung thorakaler Schmerzen. Auch beim Vorliegen mehrerer kardiovaskulärer Risikofaktoren ohne typische Beschwerden ist eine Untersuchung sinnvoll.

Aber auch beim Hypertoniker kann zur Einstellung des Blutdruckverhaltens unter Belastung relevant sein.

Belastungs-EKG's werden in der Regel auf einem Fahrradergometer in liegender oder sitzender Position oder auf einem Laufband durchgeführt. Ein 12-Kanal-EKG mit der Möglichkeit der kontinuierlichen Monitorüberwachung muss angelegt sein; die Möglichkeit der Blutdruckmessung muss bestehen, in der Regel wird diese diskontinuierlich in ein- bis zweiminütigen Abständen durchgeführt.

Ein kontinuierliches Blutdruckmonitoring während einer Belastungsuntersuchung ist zurzeit nur auf invasive Art und Weise mittels arterieller Punktion möglich und wird deshalb nur innerhalb klinischer Studien eingesetzt. Wünschenswert wäre es, wenn für das Belastungs-EKG ebenfalls eine Möglichkeit der nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdrucküberwachung bestünde.

### **1.3 Ziel der Studie**

Die vorliegende Studie bezieht sich auf Patienten, die sich nach entsprechender Indikationsstellung zum einen einem Kipptisch Orthostase Test oder zum anderen einem Belastungs-EKG unterzogen haben.

Ziel der Studie ist:

1. Die Prüfung der Praktikabilität und Messgenauigkeit des Colin CBM 7000®, das die Applanations Tonometrie als Messverfahren zur kontinuierlichen Schlag zu Schlag Blutdruckmessung benutzt, in der klinischen Situation des Kipptisch Orthostase Tests sowie des Belastungs- EKGs.
2. Der Vergleich des Colin CBM 7000® mit Ohmeda Finapres®, das die Finger Photoplethysmographie als Messverfahren benutzt, im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests bezüglich seiner Genauigkeit im Vergleich mit einem Referenzblutdruck.



## II. MATERIAL UND METHODEN

### 2.1 Patienten

#### 2.1.1 Kipptisch Orthostase Test

Die Untersuchung erfolgte an Patienten, die eine unklare Synkope oder ein anderes Kollapsereignis erlitten haben, und bei denen im Rahmen der Diagnostik die Indikation zu einem Kipptisch Orthostase Test gestellt worden war. Kein Patient erhielt die Orthostasetestung ausschließlich wegen dieser Studie.

Insgesamt wurden die Untersuchungsergebnisse von 31 Patienten (10 Männern, 21 Frauen) im mittleren Alter von 58,7 (19-86) Jahren ausgewertet. Die Standardabweichung betrug 22,6 Jahre.

		ALTER (Jahre)	GRÖÖE (cm)	Gewicht (kg)
<b>N</b>	<b>Gültig</b>	<b>31</b>	<b>31</b>	<b>31</b>
	<b>Fehlend</b>	<b>0</b>	<b>0</b>	<b>0</b>
<b>Mittelwert</b>		<b>58,7</b>	<b>170,1</b>	<b>69,3</b>
<b>Standardabweichung</b>		<b>22,6</b>	<b>9,7</b>	<b>15,2</b>
<b>Minimum</b>		<b>19</b>	<b>148,0</b>	<b>46,0</b>
<b>Maximum</b>		<b>86</b>	<b>192,0</b>	<b>103,0</b>

*Tabelle 1: Patientenkollektiv beim Kipptisch Orthostase Test*

Die Datenerfassung erfolgte über einen Zeitraum von 3 Monaten zwischen Mai und August 2001. Die Patienten befanden sich in stationärer oder ambulanter Behandlung in der Klinik für Innere Medizin I des Clemenshospitals in Münster und hatten sich mit der Untersuchung auch unter Testbedingungen nach Aufklärung durch den Untersucher einverstanden erklärt. Die einzelnen Indikationen zur Kipptisch Untersuchung sind in Tabelle 2 aufgeführt.

<b>Indikation</b>	<b>Anzahl</b>
Schwindel	7
Rez. Synkopen	13
V.a. TIA/Kollaps	5
Orthostase	4
Drop attack	2

*Tabelle 2: Indikationen zur Kipptisch Untersuchung*

Tabelle 3 gibt eine Auflistung der Begleiterkrankungen der untersuchten Patienten an.

<b>Begleiterkrankung</b>	<b>Anzahl</b>
Hypertonie	15
Varikosis	10
Hypercholesterinämie	6
Nikotinabusus	6
KHK	5
Cerebrovask. Insuffizienz	4

*Tabelle 3: Begleiterkrankungen der untersuchten Patienten*

11 Patienten (35,5%) waren medikamentös mit Antihypertensiva eingestellt, 3 davon nahmen einen Betablocker.

Am Untersuchungstag wurde die Betablockergabe oder die Gabe vasodilatatorisch wirkender Substanzen pausiert, es sei denn sie wurden als Auslöser für die eingetretene Synkope angesehen.

### 2.1.2 Fahrradergometrie

Im zweiten Teil der Studie wurden Patienten untersucht, bei denen im Rahmen der kardiovaskulären Diagnostik die Indikation zu einem Belastungs-EKG gestellt worden war. Eine Liste der Indikationen ist in Tabelle 4 dargestellt.

Indikation	Anzahl
Unklarer Thoraxschmerz	13
Cardiovaskuläres Hochrisikosyndrom	4
Rhythmuskontrolle bei Vorhofflimmern	4
Präoperative Diagnostik	1
<b>Gesamt</b>	<b>22</b>

*Tabelle 4: Indikationen zum Belastungs-EKG*

Es wurden insgesamt 22 Patienten (13 männlich, 9 weiblich) im mittleren Alter von 56 Jahren (21- 86) einbezogen. Die Standardabweichung betrug 13,9 Jahre.

	ALTER (Jahre)	GRÖÖE (cm)	GEWICHT (kg)
<b>Mittelwert</b>	55,9	171,6	74,7
<b>Standardabweichung</b>	13,9	8,5	14,1
<b>Minimum</b>	21	158	50
<b>Maximum</b>	86	186	109

*Tabelle 5: Patientenkollektiv bei der Fahrradergometrie*

17 Patienten erhielten zum Zeitpunkt der Untersuchung eine Begleitmedikation. Die Gabe von Betablockern wurde am Untersuchungstag pausiert, es sei denn die Indikation zur Untersuchung bestand in der Rhythmuskontrolle unter Betablockern.

<b>Medikamentengruppe</b>	<b>Anzahl der behandelten Patienten</b>
ASS	7
ACE-Hemmer	5
Betablocker	8
Calciumantagonisten	4
Diuretika	8
Antiarrhythmika	3
Andere	11

*Tabelle 6: Begleitmedikation beim Belastungs-EKG*

Kein Patient erhielt die Ergometrie ausschließlich wegen dieser Studie.

## 2.2 Die Applanationstonometrie als Verfahren zur kontinuierlichen Blutdruckmessung

Das Prinzip der Applanationstonometrie basiert auf der Kompression einer oberflächlich gelegenen Arterie (A. radialis) gegen eine widerstandsfähige, unflexible Oberfläche (distaler Radiusknochen). Zu diesem Zwecke wird ein Handgelenkssensor mittels eines Luftkissens so stark gegen die Haut gepresst, dass es zu einer partiellen Kompression (Applanation) der darunter liegenden Arterie kommt. Durch die Glättung der arteriellen Oberfläche stehen die Spannkraften innerhalb der Gefäßwand senkrecht zu den Drücken, die zum einen innerhalb der Arterie herrschen und zum anderen durch das Luftkissen des Sensors aufgebaut werden <sup>21</sup>. Hierdurch wird der intraarterielle Druck mit großer Genauigkeit durch die Haut übertragen und kann hier mittels eines Druckumwandlers (Piezo-Elements) in arterielle Druckkurven transformiert und somit aufgezeichnet werden (Abb.2) <sup>20</sup>.

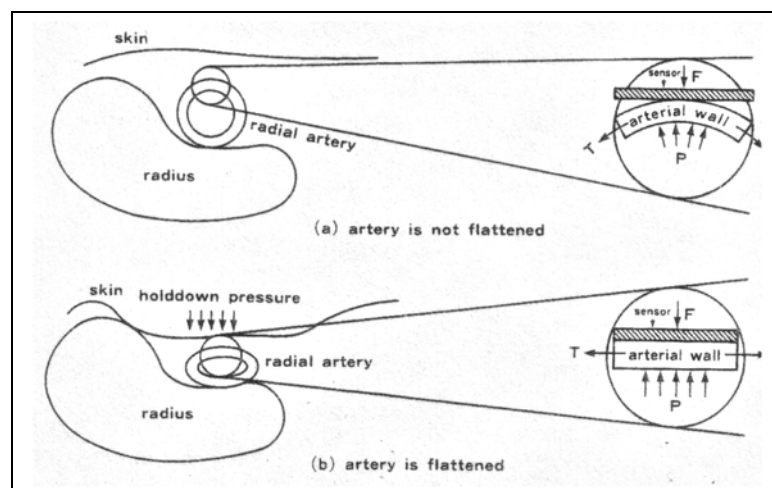


Abbildung 2: schematische Darstellung des Messprinzips der arteriellen Tonometrie. (a): Die Arterie ist nicht komprimiert. (b): Die Arterie ist komprimiert.  $F$  = Auf das Segment der Arterie einwirkende Kraft.  $P$  = Durch Blutdruck entstehende Kraft.  $T$  = Wandspannung der Arterie <sup>50</sup>.

Die korrekte Platzierung eines einzelnen Piezo Elementes über der jeweiligen Arterie kann in der Praxis sehr schwierig sein. Aus diesem Grund besteht der Sensor aus mehreren nebeneinanderliegenden Elementen, die gleichzeitige Druckmessungen vornehmen (Abb. 3).

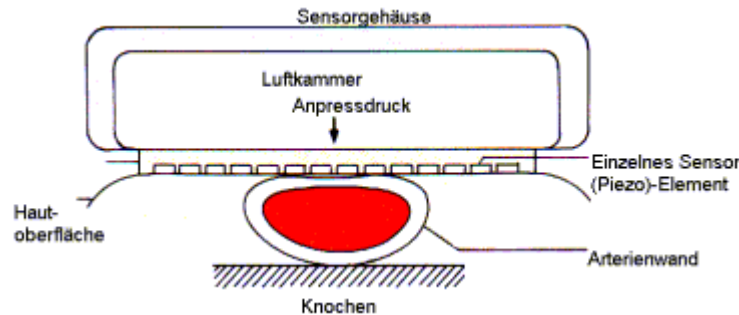


Abbildung 3: Aufbau der Sensoreinheit des Tonometrieerätes

Durch einen Computer werden die einzelnen ankommenden Signale analysiert, das der korrekt platzierten Messeinheit herausgefiltert und zur Ermittlung des Blutdruckes verwendet.

Um eine quantitative Angabe der Blutdruckwerte zu ermöglichen, ist zumindest eine Referenzmessung mittels einer Oberarmmanschette erforderlich, welche im Colin CBM 7000® oszillometrisch erfolgt. In der Regel werden solche oszillometrischen Messungen zur Kalibrierung der tonometrisch ermittelten Werte in regelmäßigen Abständen durchgeführt, um die Genauigkeit zu erhöhen.

Das Prinzip der arteriellen Tonometrie ist bereit seit Anfang der sechziger Jahre des vergangenen Jahrhunderts bekannt<sup>72</sup>. Zu Beginn der neunziger Jahre fand sie im Bereich der Anästhesie bei Patienten unter Narkose erstmals praktische Anwendung. Im Vergleich mit der invasiven intraarteriellen Druckmessung zeigte sich hier eine ausreichende Messgenauigkeit und Reproduzierbarkeit auch im Bereich niedriger Blutdruckwerte<sup>50 49</sup>. Andere Autoren fanden im Weiteren eine geringere Genauigkeit insbesondere beim Ausbleiben regelmäßiger oszillometrischer Referenzmessungen<sup>11 79</sup>, so dass die Anwendung im operativen Bereich umstritten bleibt.

Für die Kipptisch Orthostase Tests zur Synkopendiagnostik ist die Tonometrie attraktiv, da es sich um ein wie in den Richtlinien gefordertes nichtinvasives kontinuierliches Messverfahren handelt.

### **2.3 Die Photoplethysmographie**

Das Prinzip der Finger-Photoplethysmographie wurde erstmals 1973 von dem tschechischen Wissenschaftler Dr. Jan Peñáz in Dresden vorgestellt<sup>68</sup>. Wessling et al. entwickelten daraus ein Gerät zur nichtinvasiven kontinuierlichen Blutdruckmessung<sup>84 85</sup>. Von der Niederländischen Firma TNO wurden dann 1976 erstmals Prototypen für den kommerziellen Gebrauch der Technik erstellt und bald darauf als Finapres© Blutdruckmessgerät (Abkürzung für „Finger arterial pressure“) vertrieben. Dieses Gerät wurde in der hiesigen Untersuchung als Vergleichsgerät benutzt.

Die Meßmethode beruht auf der Tatsache, dass, wenn das Volumen einer Arterie in ihrem nicht druckbelasteten Ausgangsdurchmesser fixiert ist, der Druck innerhalb und außerhalb der Arterie als gleich zu betrachten sind. Der extraarterielle Druck ist dann eine indirekte Maßeinheit für den intraarteriellen Druck. Diese Tatsache war seit längerer Zeit bekannt, es bereitete aber Schwierigkeiten, das Volumen der Arterie mit ausreichender Präzision konstant zu halten. Peñáz löste dieses Problem, indem er das arterielle Volumen photoelektrisch maß und dann mittels einer aufblasbaren Fingermanschette, die mit einer elektropneumatischen Steuerung versehen war, konstant hielt. Diese Methode war vom Volumen des Fingers selbst unabhängig und somit interindividuell übertragbar.

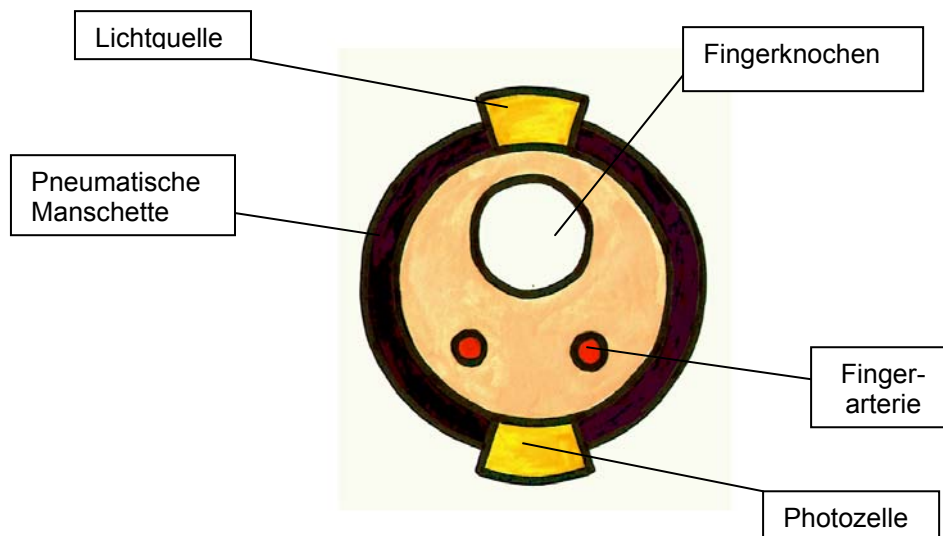
Mittels eines computergesteuerten Algorithmus ermittelt das Gerät den nicht druckbelasteten Ausgangsdurchmesser des Fingers und kann dann indirekte Blutdruckmessungen vornehmen. Diese initiale Kalibrierung hat ebenso wie die korrekte Platzierung der Fingermanschette entscheidenden Einfluss auf die im weiteren ermittelten Blutdruckwerte<sup>54</sup>. Sie kann in regelmäßigen Abständen wiederholt werden.

Auch bei der Finger Photoplethysmographie werden durch das Gerät Druckkurven erstellt, die auf verschiedene Weise aufgezeichnet werden können. Die Tatsache, dass sich diese Druckkurven in ihrer

Form von intrabrachial gemessenen Druckkurven unterscheiden, ist physiologisch und auf den unterschiedlichen Durchmesser der Arterie zurückzuführen<sup>35</sup>.

Zur Ermittlung valider systemischer Blutdruckwerte muss zu Beginn einer Aufzeichnung eine korrekte Kalibrierung des Gerätes erfolgen und sich der Finger mit dem Cuff zu jeder Zeit in Herzhöhe befinden, um hydrostatisch bedingte Druckunterschiede auszuschließen.

Außerdem hat sich gezeigt, dass eine korrekte Platzierung des Cuffs über dem Mittelglied des Fingers zum Erhalt aussagekräftiger Messergebnisse unerlässlich ist.



*Abbildung 4: Schematische Darstellung des Prinzips der Photoplethysmographie. Querschnitt durch einen Finger mit anliegender pneumatischer Manschette und darin enthaltener Photozelle und Lichtquelle. Durch konstant gehaltenes Volumen entsprechen die Druckschwankungen innerhalb der Arterie den Schwankungen im umgebenden Gewebe.*



Ihre Anwendung findet die Methode der Finger Photoplethysmographie im Bereich der physiologischen Forschung, der cardiovascularen Diagnostik, der Schlaf- und Sportmedizin sowie der Verhaltensforschung und Psychotherapie.

## **2.4 Versuchsanordnung**

### **2.4.1 Kipptisch Orthostase Test**

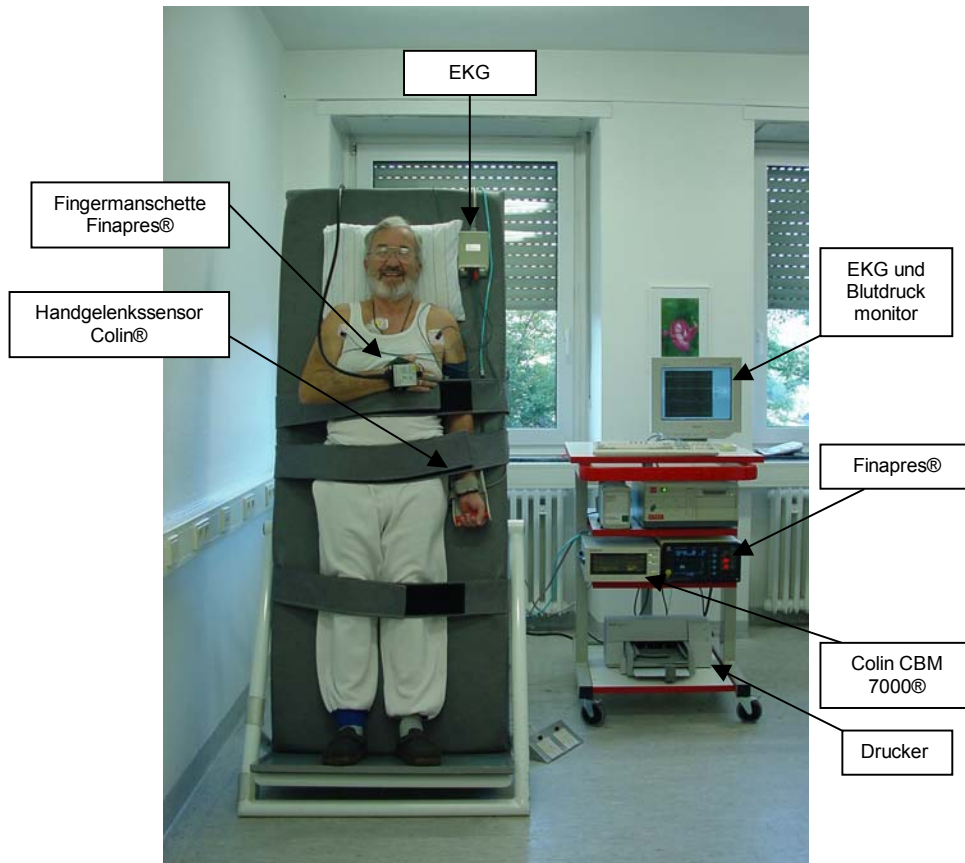
Vor Beginn der Untersuchung wurde bei jedem Patienten auf konventionell auskultatorische Weise der Blutdruck an beiden Armen gemessen. Eine Blutdruckdifferenz von mehr als 20 mmHg systolisch oder mehr als 10 mmHg diastolisch galt als Ausschlusskriterium für die Studie. In Tabelle 7 sind die mittleren gemessenen Blutdruckdifferenzen zwischen beiden Armen angegeben.

	<b>Systolische Inter-Arm RR Differenz (mmHg)</b>	<b>Diastolische Inter-Arm RR Differenz (mmHg)</b>
<b>Mittelwert</b>	4,8387	3,2258
<b>Standardabweichung</b>	4,9132	4,3872
<b>Minimum</b>	0	0
<b>Maximum</b>	15,0	10,0

*Tabelle 7: Blutdruckdifferenzen zwischen re. und li. Arm*

Nach Fixierung des Pat. auf dem Kipptisch mittels Klettgurten wurde an einem Arm die Colin CBM 7000® am anderen Arm die Ohmeda Finapres® Blutdruckmessung angelegt. Bei jedem neuen Patienten wurden die Seiten in randomisierter Reihenfolge gewechselt, so dass durch den Versuchsaufbau bedingte Messdifferenzen ausgeschlossen werden konnten.

Der Patient wurde zunächst in die liegende Position gebracht und verblieb dort für mindestens 15 Minuten. Abbildung 5 zeigt die Versuchsanordnung.



*Abbildung 5: Versuchsanordnung des Kipptisch Orthostase Tests*

Während der gesamten Untersuchung erhielt der Patient ein EKG Monitoring (XYZ-Ableitungen nach Frank).

Beide Messsensoreinheiten wurden nach Angaben des Herstellers dem Patienten angelegt. Das Handgelenk, an dem der Tonometrie-Sensor angebracht war, wurde zusätzlich durch eine Kunststoffschale fixiert (Abb. 6).



*Abb.6: Handgelenkssensor*

Die Auto-Kalibrierung des Colin CBM 7000® erfolgte mittels einer automatischen oszillometrischen Oberarm Manschettenmessung, die im Abstand von 5 Minuten regelmäßig erfolgte. Auch die in der Fi-

napres® Einheit enthaltene Selbstkalibrierungsautomatik wurde auf einen Zeitabstand von 5 Minuten eingestellt. Die Ergebnisse der Oberarmmanschettenmessungen wurden handschriftlich dokumentiert und dienten als Referenzblutdruck. Die von Colin CBM 7000® und Ohmeda Finapres® ermittelten Werte wurden mit diesen Messungen verglichen.

Nach Komplettierung des Versuchsaufbaus wurde die Dokumentation gestartet und der Kipptisch in eine 80° aufrechte Position gebracht. Um den Finapres® Fingerplethysmographen in Herzhöhe zu halten, wurde die Hand vor der Brust des Patienten fixiert. Die Position des Colin® Handgelenkssensors verblieb unverändert an der Seite des Patienten, es wurde jedoch eine erneute manuelle Auto-Kalibrierung mittels oszillometrischer Oberarm-Manschettenmessung am ipsilateralen Arm durchgeführt.

Der Patient verblieb nun in der aufrechten Position für 30 Minuten oder bis zu Auftreten einer Synkope. Danach wurde der Kipptisch wieder in die horizontale Position gebracht. Nach ca. 1 Minute erfolgte eine abschließende Referenzmessung, die erneut dokumentiert wurde, woraufhin der Versuch beendet und die Dokumentation abgebrochen wurde.

### 2.4.2 Fahrradergometrie

Auch im Rahmen der Fahrradergometrie wurden vor Versuchsbeginn zunächst an beiden Armen auf konventionelle Weise Blutdruckmessungen vorgenommen und Patienten mit einer Differenz über 20 mmHg systolisch oder 15 mmHg diastolisch ausgeschlossen. Die mittleren Differenzen sind in Tabelle 8 wiedergegeben.

Die Belastung erfolgte auf einem Liegefahrradergometer. Dem Patienten wurde ein 12 Kanal EKG mit der Möglichkeit der Monitorüberwachung angelegt. Zusätzlich wurden die XYZ- Ableitungen nach Frank des Colin Predictor® angelegt, da softwarebedingt eine Aufzeichnung der tonometrisch gemessenen Blutdruckwerte ohne gleichzeitiges EKG Monitoring nicht erfolgen kann.

	<b>Systolische Inter-Arm RR-Differenz (mmHg)</b>	<b>Diastolische Inter-Arm RR-Differenz (mmHg)</b>
<b>Mittelwert</b>	6,8	8,2
<b>Standardabweichung</b>	4,3	5,5
<b>Minimum</b>	0	0
<b>Maximum</b>	18	15

*Tabelle 8: Blutdruckdifferenzen vor Versuchsbeginn*

Der Colin® Handgelenkssensor wurde nach Angaben des Herstellers fixiert, am anderen Arm erfolgte eine konventionell auskultatorische Blutdruckmessung durch eine/n in dieser Technik erfahrene/n Mitarbeiter/in. Die Seiten der jeweiligen Meßmethode wurden erneut in randomisierter Reihenfolge gewechselt.

Nach Aufzeichnung von Ausgangs-EKG und Blutdruck erfolgte dann eine individuell abgestimmte Belastung mit Anfangsbelastung von 25 oder 50 Watt und Steigerungen um 25 Watt alle 2 Minuten.

Jede Minute erfolgte eine auskultatorische Oberarmmessung, dessen Ergebnis handschriftlich notiert wurde und als Referenzblutdruck

galt. Die zu diesem Zeitpunkt vorliegenden tonometrischen Blutdruckwerte wurden ebenfalls notiert und mit den Referenzwerten verglichen. Bei fehlender Angabe von Messwerten aufgrund von Geräteproblemen oder Bewegungsartefakten wurde kein Wert notiert.

Nach Erreichen der maximalen Belastungsherzfrequenz von 220/min abzüglich des Lebensalters des Patienten in Jahren oder nach Auftreten eines der in den Leitlinien der deutschen Gesellschaft für Kardiologie festgelegten Abbruchkriterien wurde die Belastung beendet. Es erfolgten weitere Messungen in einminütigen Abständen während einer Nachbeobachtungsphase von 5 Minuten.

Danach wurde ein abschließender Referenzblutdruck ermittelt und der Versuch beendet.

## **2.5 Statistik**

Für die einzelnen systolischen und diastolischen Messwerte werden zunächst die Mittelwerte mit Standardabweichungen angegeben. Zur teststatistischen Analyse des Materials werden der t-Test für verbundene und unverbundene Stichproben sowie die Korrelationsanalyse nach Pearson verwendet. Auf die jeweilige Anwendung wird an den entsprechenden Stellen verwiesen. Bei allen Testrechnungen ist die Statistische Unsicherheit (Signifikanz)  $p$  angegeben, die mit dem Verwerfen der getesteten Hypothese verbunden ist. Ab  $p < 0,05$  wird eine Hypothese als widerlegt angesehen.

## **2.6 Daten- und Textverarbeitung**

Die Aufzeichnung der Rohdaten erfolgte zunächst mittels eines Datenerfassungsprogramms für das Colin CBM 7000® in Verbindung mit dem Predictor® System entwickelt von der Firma *Dr. Kaiser Medizintechnik*, Bad Hersfeld.

Zur Tabellenkalkulation sowie zum Zwecke der graphischen Präsentation wurden die Programme *SPSS 10.0 for Windows*, *MS Excel* und *MS Power Point* benutzt.

Zur Textverarbeitung wurde *MS Word 2000* eingesetzt.

### **III. ERGEBNISSE**

#### **3.1 Kipptisch Orthostase Test**

Die durchschnittliche Untersuchungs- und somit Aufzeichnungsdauer gemessener Blutdruckwerte beim Kipptisch Orthostase Test betrug 36,17 min (Min. 21 min, Max. 46,2 min). Während dieser Zeit wurden insgesamt 62196 systolische und diastolische Blutdruckpaare sowohl für das Colin CBM 7000® als auch für Ohmeda Finapres® ermittelt. Zusätzlich wurden 245 oszillometrisch gemessene Referenzblutdruckwerte aufgezeichnet.

Von den 31 Patienten erlitten 5 während der Untersuchung eine Synkope nach einer durchschnittlichen Stehdauer von 22 Minuten. Einmal wurde die Untersuchung auf Wunsch des Patienten aufgrund von Schmerzen in den Beinen nach 20 Minuten vorzeitig beendet.

##### **3.1.1 Ergebnisse der tonometrischen Blutdruckmessung**

Der mittlere systolische Blutdruck aller gemessenen applanationstonometrischen Werte lag bei 131,4 mmHg, die Standardabweichung betrug 18,9 mmHg. Der mittlere diastolische Blutdruck lag bei 72,0 mmHg, die Standardabweichung betrug 13,7 mmHg. Ein Überblick über die Messergebnisse jedes einzelnen Patienten ist in Tabelle 8 wiedergegeben.

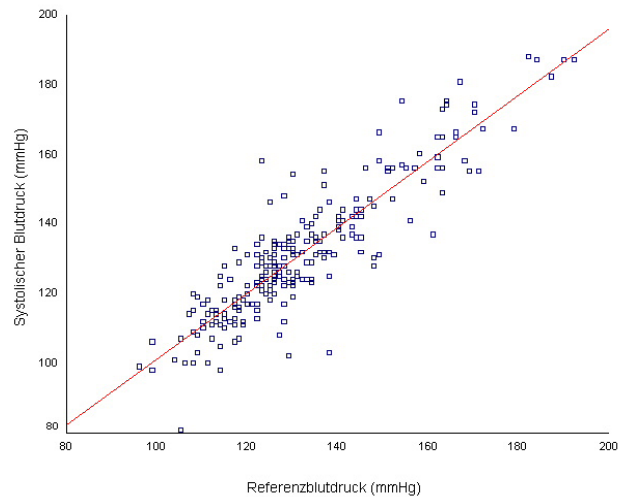
Der mittlere systolische Referenzblutdruck lag bei 131,8 mmHg, die Standardabweichung betrug 17,9 mmHg. Der mittlere diastolische Referenzblutdruck lag bei 73,3 mmHg, die Standardabweichung betrug 11,2 mmHg.

Die Korrelation zwischen den tonometrisch ermittelten und den Referenzblutdruckwerten war hochsignifikant. Der Korrelationskoeffizient

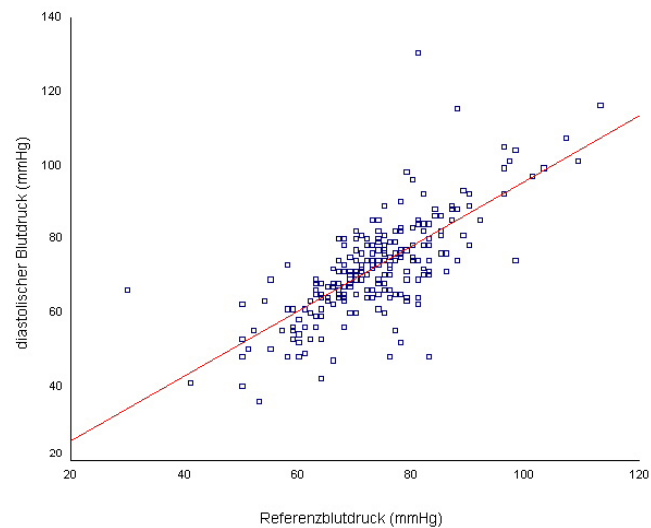


für die systolischen Werte beträgt  $r = 0,89$  mit  $p < 0,001$ . Für den diastolischen Blutdruck gilt  $r = 0,74$  mit  $p < 0,001$ .

In Abbildung 7 und 8 sind die Mittelwerte der systolischen bzw. diastolischen Messwerte des Colin CBM 7000® gegen die Referenzmessungen aufgetragen.



*Abbildung 7: Korrelation zwischen den systolischen applanationstonometrischen Messungen und den Referenzmessungen*



*Abbildung 8: Korrelation zwischen den diastolischen applanationstonometrischen Messungen und den Referenzmessungen*

### 3.1.2 Praktikabilität

Beim Colin CBM 7000® musste einmal ein kompletter Geräteneu-start unmittelbar nach dem Übergang vom Liegen ins Stehen durchgeführt werden, da es aufgrund von Bewegung des Handgelenks zu einer Unterbrechung der Aufzeichnung gekommen war.

Die in Tabelle 9 angegebenen 568 fehlenden Werte entstanden zum größten Teil durch die Unterbrechung der Aufzeichnung für ca. 20 Sekunden im Rahmen der Neukalibrierung beim Übergang von der liegenden in die aufrechte Position. Bei Fall Nr. 4 mit allein 355 fehlenden Werten handelt es sich um oben genannten Patienten, bei dem aufgrund von Bewegungsartefakten ein kompletter Neustart erfolgen musste.

In einem Fall war zwar eine korrekte tonometrische und plethysmographische Messung möglich, konnte jedoch nicht dokumentiert werden. Die Ermittlung der Herzfrequenz erfolgt bei der verwendeten Software über die R-Zacke des aufgezeichneten EKGs. In diesem Fall lag ein Linksschenkelblock vor, der verbreiterte QRS-Komplex konnte nicht als einzelne Herzaktion erkannt werden, die angegebenen Werte stimmten mit der Realität nicht überein.

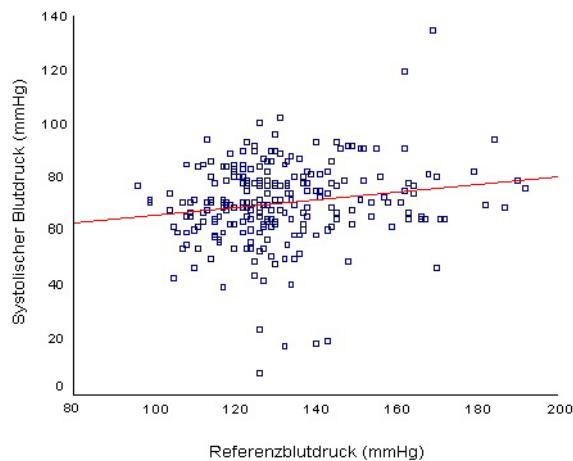
Beim Ohmeda Finapres® musste die Fingermanschette insgesamt 18 mal neu angelegt werden, da im Anschluss an eine Auto-Kalibrierung keine Pulskurve mehr ermittelt werden konnte, davon insgesamt maximal 3 mal beim selben Patienten. Hierdurch erklären sich auch die in Tabelle 10 angegebenen 1544 fehlenden Werte.

Pat. Nr.	Systolischer Mittelwert (mmHg)	SD (mmHg)	Diastolischer Mittelwert (mmHg)	SD (mmHg)	Fehlende Werte
1	132,56	12,79	89,26	11,95	0
2	156,0	9,56	74,21	6,38	0
3	125,53	7,51	82,19	6,88	26
4	131,61	20,83	73,22	15,66	355
5	177,16	16,03	103,84	13,18	25
6	141,37	14,96	70,75	14,62	0
7	122,15	11,46	72,24	11,47	0
8	164,16	11,96	71,96	8,77	0
9	116,94	15,79	67,96	12,43	0
10	125,11	20,15	74,98	16,20	0
11	125,15	12,69	70,35	9,67	0
12	140,16	15,63	78,97	10,89	0
13	132,49	9,40	72,04	8,27	0
14	125,75	13,29	70,93	9,11	0
15	103,87	9,67	69,79	5,08	0
16	130,32	9,78	75,96	10,08	0
17	148,62	37,90	77,80	27,38	56
18	117,06	22,02	46,06	21,68	25
19	114,75	14,72	52,43	12,57	29
20	130,43	11,00	63,95	7,83	0
21	129,55	28,82	81,83	21,10	0
22	123,73	8,86	68,08	8,07	0
23	125,28	12,46	74,66	7,17	0
24	138,59	25,57	76,05	11,87	0
25	120,45	25,31	80,58	20,75	26
26	102,74	5,87	58,43	3,60	0
27	141,87	20,51	80,60	15,08	0
28	124,38	13,88	79,79	12,69	0
29	120,52	24,42	74,65	21,20	26
30	122,16	11,19	75,19	8,16	0
31	130,58	12,23	71,90	9,44	0
Ge- samt	<b>131,4</b>	<b>18,9</b>	<b>72,0</b>	<b>13,7</b>	<b>568</b>

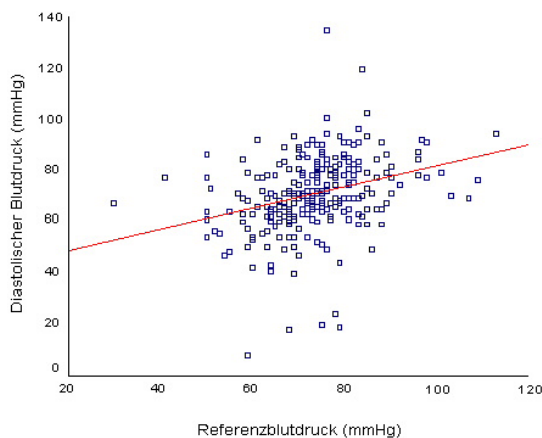
*Tabelle 9: Mittlere Blutdruckwerte des Colin CBM 7000® bei 31 Patienten unter dem Kipptisch Orthostase Test*

### 3.1.3 Ergebnisse der plethysmographischen Blutdruckmessung

Der mittlere systolische Blutdruck aller gemessenen plethysmographischen Blutdruckwerte lag bei 125,7 mmHg, die Standardabweichung betrug 21,3 mmHg. Der mittlere diastolische Blutdruck lag bei 70,7 mmHg, die Standardabweichung betrug 15,0 mmHg. Tabelle 9 zeigt die Messergebnisse jedes einzelnen Patienten an. Auch zwischen den plethysmographisch ermittelten Blutdruckwerten und den Referenzmessungen besteht eine signifikante Korrelation. Die Korrelationskoeffizienten betragen  $r = 0,676$  mit  $p < 0,001$  für die systolischen bzw.  $r = 0,309$  mit  $p < 0,001$  für die diastolischen Messungen (vgl. Abb. 9 und 10).



*Abbildung 9: Korrelation zwischen den systolischen plethysmographischen Messungen und den Referenzmessungen*



*Abbildung 10: Korrelation zwischen den diastolischen plethysmographischen Messungen und den Referenzmessungen*

Pat. Nr.	Systolischer Mittelwert (mmHg)	SD (mmHg)	Diastolischer Mittelwert (mmHg)	SD (mmHg)	Fehlende Werte
1	105,99	16,99	74,72	13,90	0
2	162,00	12,42	91,56	9,35	0
3	128,07	16,23	88,15	11,84	84
4	133,27	14,31	72,93	11,41	291
5	157,52	21,39	76,97	11,39	30
6	111,71	16,82	76,09	12,41	23
7	134,33	10,47	92,17	9,47	41
8	156,81	21,06	74,34	11,44	198
9	97,02	24,57	59,32	10,15	68
10	125,31	16,36	72,46	9,54	31
11	119,57	18,23	70,38	7,34	41
12	131,39	18,67	67,12	9,86	30
13	146,81	16,76	75,93	12,05	42
14	122,38	17,41	73,33	10,05	42
15	105,52	8,42	68,31	5,41	0
16	126,79	14,22	69,00	7,02	31
17	142,00	23,70	71,89	8,29	34
18	107,43	17,61	58,14	10,60	53
19	100,98	13,11	57,22	7,64	40
20	109,30	16,79	35,72	20,00	35
21	119,28	17,96	78,42	14,01	31
22	90,77	10,74	61,04	9,00	32
23	108,71	15,14	67,10	11,84	20
24	136,84	30,90	71,18	11,35	21
25	112,91	22,10	69,08	13,24	16
26	98,50	5,51	14,51	3,39	0
27	126,85	13,95	59,86	6,67	148
28	120,63	12,03	78,01	8,57	31
29	125,58	22,05	76,67	14,48	45
30	99,14	19,41	69,90	17,65	55
31	124,68	20,14	89,22	14,77	31
<b>Ge- samt</b>	<b>125,7</b>	<b>21,3</b>	<b>70,7</b>	<b>15,0</b>	<b>1544</b>

*Tabelle 10: Mittlere Blutdruckwerte des Ohmeda Finapres® bei 31 Patienten unter dem Kipptisch Orthostase Test*

### 3.1.4 Unterschiede zwischen den Differenzen

Die mittlere Differenz vom systolischen Referenzblutdruck beträgt für die tonometrische Messung  $-0,41 \pm 8,5$  mmHg, für die plethysmographische Messung  $-6,11 \pm 16,0$  mmHg. Beim diastolischen Blutdruck beträgt die Differenz  $-1,31 \pm 9,5$  mmHg für die Tonometrie sowie  $-2,60 \pm 15,7$  mmHg für die Plethysmographie.

In den Abbildungen 11 und 12 sind die Abweichungen vom Referenzblutdruck dargestellt.

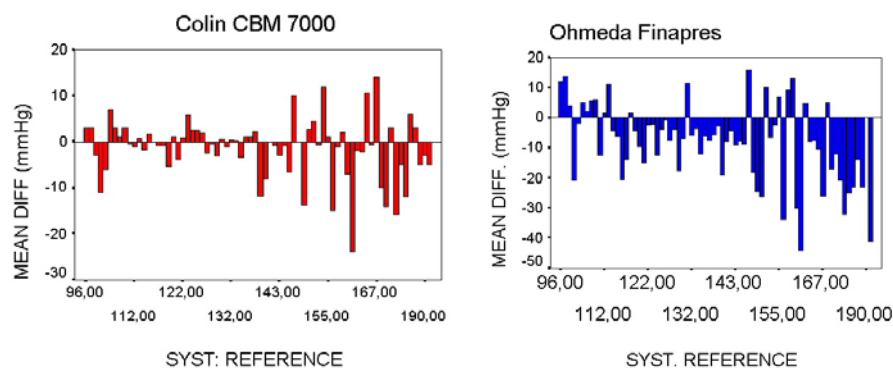


Abbildung 11: Systolische Abweichungen vom Referenzblutdruck

Hier wird ersichtlich, dass das Colin CBM 7000® im Bereich niedriger Blutdruckwerte eine hohe Messgenauigkeit zeigt, wohingegen das Ohmeda Finapres® dazu tendiert, den wahren Blutdruck zu unterschätzen. Außerdem sind die Spannweiten der Abweichungen für das Finapres®-Gerät deutlich höher.

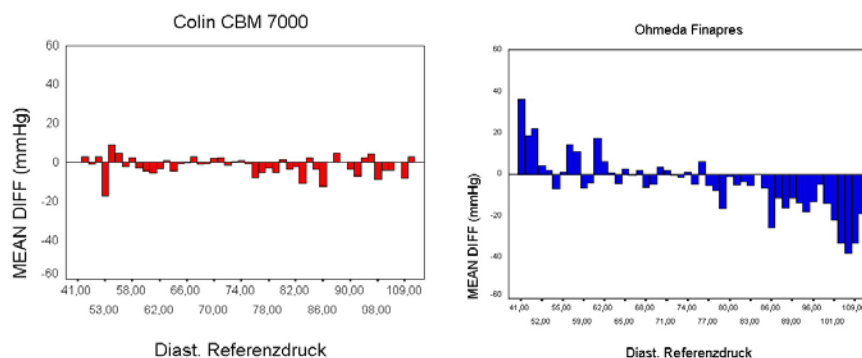


Abbildung 12: Diastolische Abweichungen vom Referenzdruck

Bei den diastolischen Blutdruckwerten zeigt das Colin CBM 7000® eine hohe Messgenauigkeit sowohl im Bereich der hohen als auch der niedrigen Werte. Das Ohmeda Finapres® tendiert dazu, den niedrigen diastolischen Blutdruck zu über- und den hohen diastolischen Blutdruck zu unterschätzen.

Es stellt sich nun die Frage, ob sich diese Differenzen statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Anwendung findet der t-Test für verbundene Stichproben<sup>36 9</sup>. Die Ergebnisse sind in Tabelle 11 dargestellt.

	Mittelwert (mmHg)	SD (mmHg)	Signifikanz
<b>Systo- lisch</b>	5,7	16,1	0,001
<b>Diasto- lisch</b>	1,25	15,9	0,223

*Tabelle 11: Unterschiede zwischen den Abweichungen vom Referenzblutdruck bei Colin CBM 7000® und Ohmeda Finapres®*

Im Bereich der systolischen Blutdruckwerte sind die Abweichungen vom Referenzblutdruck für die Tonometrie statistisch signifikant geringer als für die Plethysmographie. Im Bereich der diastolischen Werte besteht keine statistische Signifikanz.

### **3.1.5 Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die Messwertdifferenzen**

Fraglich ist, ob Lebensalter, Körpergröße oder Körpergewicht einen Einfluss auf die Differenzen vom Referenzblutdruck haben. Hierzu werden die einzelnen Korrelationskoeffizienten nach Pearson im Bezug auf den absoluten Wert der Differenz berechnet. Es wird nicht berücksichtigt, ob die Abweichung den tatsächlichen Blutdruckwert

über- oder unterschätzt. Die Ergebnisse der Berechnung für die tonometrischen Messungen sind in Tabelle 12 und 13 dargestellt.

	N	Korrelation	Signifikanz
ALTER	245	0,157	< 0,05
GRÖSSE	245	0,139	<0,05
GEWICHT	245	0,001	n.s.

*Tabelle 12: Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die systolischen Blutdruckdifferenzen bei der Tonometrie (n.s.= nicht signifikant)*

	N	Korrelation	Signifikanz
ALTER	245	0,096	n.s.
GRÖSSE	245	0,066	n.s.
GEWICHT	245	0,053	n.s.

*Tabelle 13: Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die diastolischen Blutdruckdifferenzen bei der Tonometrie (n.s = nicht signifikant)*

Es zeigt sich ein signifikanter Einfluss des Lebensalters des Patienten sowie seiner Körpergröße auf die systolischen Blutdruckdifferenzen. Je älter und je größer also der Patient ist um so größer ist die Abweichung der systolischen Blutdruckwerte vom Referenzdruck.

Für die plethysmographischen Messungen sind die Ergebnisse in den Tabellen 14 und 15 dargestellt. Hier zeigt sich wie bei der Tonometrie ebenfalls ein signifikanter Einfluss von Alter und Körpergröße auf die systolischen Abweichungen vom Referenzblutdruck. Das Signifikanzniveau ist hier mit  $p < 0,01$  noch höher als bei der Tonometrie.

Im Bereich der diastolischen Blutdruckwerte bestehen keine signifikanten Korrelationen zwischen den getesteten Größen.



	N	Korrelation	Signifi- kanz
ALTER	245	0,190	< 0,01
GRÖSSE	245	0,237	< 0,01
GEWICHT	245	0,112	n.s.

*Tabelle 14: Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die systolischen RR-Differenzen bei der Plethysmographie (n.s. = nicht signifikant)*

	N	Korrelation	Signifi- kanz
ALTER	245	0,099	n.s.
GRÖSSE	245	0,091	n.s.
GEWICHT	245	0,143	n.s.

*Tabelle 15: Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die diastolischen RR-Differenzen bei der Plethysmographie (n.s. = nicht signifikant)*

### 3.1.6 Einfluss des Geschlechtes auf die Messwertdifferenzen

Im folgenden wird der Einfluss des Geschlechts auf die Abweichung vom Referenzblutdruck geprüft. Anwendung findet der t-Test für unverbundene Stichproben (Student's test).

Bei der Tonometrie kann kein signifikanter Unterschied zwischen Männern und Frauen bezüglich der Messwertabweichungen im systolischen (Männer  $0,29 \pm 8,12$  mmHg, Frauen  $-0,72 \pm 8,62$  mmHg) und im diastolischen Bereich (Männer  $-1,79 \pm 7,46$  mmHg, Frauen  $-1,15 \pm 8,90$  mmHg) festgestellt werden.

Die plethysmographischen Messwerte zeigen jedoch sowohl im Bereich der systolischen (Männer  $-0,67 \pm 14,96$  mmHg, Frauen  $-8,47 \pm 15,99$  mmHg,  $p < 0,01$ ) als auch der diastolischen (Männer  $+0,81 \pm$

12,33 mmHg, Frauen  $-4,07 \pm 16,82$  mmHg,  $p < 0,05$ ) Abweichungen einen signifikanten Unterschied. Als Konsequenz ergibt sich, dass bei der Plethysmographie die Unterschätzung des tatsächlichen Blutdruckes bei Frauen größer ist als bei Männern.

### 3.1.7 Einfluss der Blutdruckhöhe auf die Messwertdifferenzen

Das Ausmaß der Abweichung vom Referenzdruck könnte abhängig von der Höhe des jeweiligen Blutdruckes sein. Die Ergebnisse der Prüfung des Korrelationskoeffizienten nach Pearson sind in Tabelle 16 dargestellt.

		N	Korrelation	Signifikanz
Colin®	systolisch	245	,059	n.s.
	diastolisch	245	-,157	< 0,05
Finapres®	systolisch	245	-,276	< 0,01
	diastolisch	245	-,230	< 0,01

*Tabelle 16: Einfluss der Blutdruckhöhe auf die systolischen und diastolischen Blutdruckdifferenzen bei der Tonometrie und bei der Plethysmographie (n.s.= nicht signifikant)*

Dies bedeutet für die tonometrischen Messungen, dass der systolische im Gegensatz zum diastolischen Blutdruck keinen Einfluss auf die Höhe der Abweichung vom Referenzblutdruck hat.

Für die Fingerplethysmographie gilt, dass die Abweichung vom Referenzdruck mit der Höhe sowohl des systolischen als auch des diastolischen Blutdruckes steigt.

### 3.1.8 Unterschiede im Bereich niedriger Blutdruckwerte

Insbesondere für die Zwecke des Kipptisch Orthostase Tests ist es wichtig, dass eine kontinuierliche Blutdruckmessung auch und vor al-

lem im Bereich niedriger Blutdruckwerte, also während einer Synkope, genaue und zuverlässige Messergebnisse liefert. Im folgenden soll getestet werden, ob in dieser Studie zwischen dem Colin CBM 7000® und dem Ohmeda Finapres® Unterschiede bestehen. Niedrige Blutdruckwerte wurden definiert als  $< 120$  mmHg systolisch und/oder  $< 65$  mmHg diastolisch.

Im Bereich niedriger Blutdruckwerte lag der Mittelwert bei der Tonometrie bei  $111,80 \pm 8,81$  mmHg systolisch und  $57,17 \pm 8,26$  mmHg diastolisch. Die Werte für die Plethysmographie betragen  $109,28 \pm 14,75$  mmHg systolisch und  $62,70 \pm 14,21$  mmHg diastolisch.

Die mittleren Referenzwerte lagen bei  $112,07 \pm 5,39$  mmHg systolisch und  $57,95 \pm 6,71$  mmHg diastolisch.

Zum Vergleich der Mittelwerte im Hinblick auf statistische Signifikanz findet der t-Test für verbundene Stichproben Anwendung. Die Ergebnisse für die systolischen und diastolischen Messungen sind in den Tabellen 17 und 18 dargestellt.

	<b>Mittelwert (mmHg)</b>	<b>Standardabweichung (mmHg)</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Colin CBM 7000®</b>	-0,26	7,43	n.s.
<b>Ohmeda Fi- napres®</b>	-2,79	15,35	n.s.

*Tabelle 17: Differenzen vom Referenzblutdruck im Bereich niedriger systolischer Blutdruckwerte <120 mmHg (n.s. = nicht signifikant)*

	<b>Mittelwert (mmHg)</b>	<b>Standardabweichung (mmHg)</b>	<b>Signifikanz</b>
<b>Colin CBM 7000®</b>	-0,79	7,43	n.s.
<b>Ohmeda Fi- napres®</b>	4,74	16,45	<0,05

*Tabelle 18: Differenzen vom Referenzblutdruck im Bereich niedriger diastolischer Blutdruckwerte <65 mmHg (n.s. = nicht signifikant)*

Es zeigt sich, dass im Bereich niedriger diastolischer Blutdruckwerte für das Ohmeda Finapres® eine signifikante Abweichung nach oben besteht, das Gerät überschätzt den niedrigen diastolischen Blutdruck. Für die anderen Mittelwerte bestehen keine statistisch signifikanten Abweichungen.

## **3.2 Die Fahrradergometrie**

### **3.2.1 Angaben zum Untersuchungsablauf**

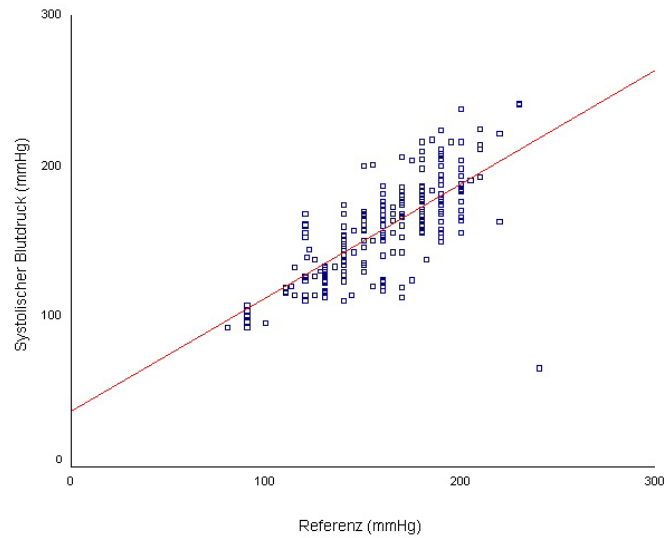
Bei der Fahrradergometrie betrug die mittlere Aufzeichnungs- und somit Untersuchungsdauer 10,90 min. Dies bezieht sowohl die Belastungs- als auch die Erholungsphase ein. Während dieses Zeitraumes erfolgte die Aufzeichnung von insgesamt 261 Blutdruckpaaren aus tonometrisch und auskultatorisch gemessenen Werten. In keiner der Untersuchungen traten signifikante ST-Strecken-senkungen auf. Alle Belastungen wurden aufgrund muskulärer oder respiratorischer Erschöpfung abgebrochen. Die mittlere maximale Belastungsstufe aller Patienten betrug 96,5 W.

### **3.2.2 Ergebnisse der Blutdruckmessungen**

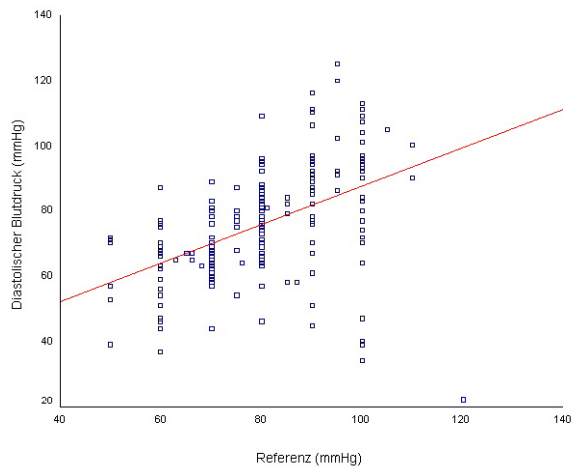
Der mittlere mittels Colin CBM 7000® ermittelte systolische Blutdruck lag bei 157,45 mmHg, die Standardabweichung lag bei 29,15 mmHg. Der mittlere diastolische Blutdruck lag bei 76,49 mmHg, die Standardabweichung betrug 15,77 mmHg.

Die mittleren systolischen von Hand ermittelten Referenzdruckwerte lagen systolisch bei 163,39 mmHg, die Standardabweichung betrug 30,35 mmHg. Für die diastolischen Werte gilt ein Mittelwert von 82,52 mmHg mit einer Standardabweichung von 13,83 mmHg.

Die Korrelation zwischen den einzelnen Blutdruckwerten war hochsignifikant. Der Korrelationskoeffizient betrug  $r = 0,67$  mit  $p < 0,001$  für die systolischen und  $r = 0,43$  mit  $p < 0,001$  für die diastolischen Werte. In Abbildung 13 und 14 sind die Mittelwerte der tonometrischen Messungen gegen die Referenzwerte aufgetragen.



*Abbildung 13: Korrelation zwischen den systolischen tonometrischen Messungen und den Referenzmessungen*



*Abbildung 14: Korrelation zwischen den diastolischen tonometrischen Messungen und den Referenzmessungen*

### 3.2.3 Praktikabilität

Bei 13 Patienten war im Verlauf der Untersuchung mindestens einmal eine Neuanlage des Handgelenkssensors erforderlich, da das Gerät keine Messwerte mehr anzeigte. Hierdurch kam es zu einer erheblichen Anzahl von fehlenden Werten für das Colin CBM 7000®.

Dies war aufgrund von Bewegungsartefakten insbesondere im Bereich höherer Belastungsstufen der Fall. Einen Überblick hierüber gibt Tabelle 19.

	N	Fehlmessungen
Referenz	261	6
Colin CBM 7000®	261	34

*Tabelle 19: Fehlende Werte durch Bewegungsartefakte*

Die Fehlmessungen bei den konventionell auskultatorischen Messungen kommen durch nicht mehr wahrnehmbare Korotkkoff Geräusche ebenfalls im Bereich höherer Belastungsstufen zustande. Diese traten insbesondere bei adipösen Patienten mit hohen Oberarmumfängen auf.

### 3.2.4 Unterschiede zwischen den Differenzen

Die mittlere Differenz vom systolischen Referenzblutdruck beträgt  $-5,94$  mmHg, die Standardabweichung liegt bei  $24,19$  mmHg. Beim diastolischen Blutdruck beträgt die mittlere Differenz  $-6,03$  mmHg, die Standardabweichung liegt hier bei  $15,86$  mmHg.

Es stellt sich die Frage, ob diese Differenzen statistisch signifikant sind. Anwendung findet hier der t-Test für verbundene Stichproben. Die Ergebnisse sind in Tabelle 20 dargestellt.

	Mittelwert (mmHg)	SD (mmHg)	T	Signifikanz
Systolisch	-5,94	24,19	-3,9	< 0,01
diastolisch	-6,03	15,86	-6,1	<0,01

*Tabelle 20: Differenzen vom Referenzblutdruck*

Es zeigt sich also, dass sowohl im Bereich der systolischen als auch der diastolischen Blutdrücke die Referenzwerte vom Colin CBM 7000® statistisch signifikant unterschätzt werden.

### 3.2.5 Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die Messwertdifferenzen

Im Folgenden wird geprüft, ob Lebensalter, Körpergröße oder Gewicht des Patienten einen Einfluss auf die Abweichungen vom Referenzblutdruck haben. Hierzu werden die Korrelationskoeffizienten nach Pearson errechnet. Die Ergebnisse sind in Tabelle 21 und 22 dargestellt.

	N	Korrelation	Signifikanz
ALTER	261	0,012	n.s.
GRÖÙE	261	0,073	n.s.
GEWICHT	261	0,11	n.s.

*Tabelle 21: Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die systolischen Abweichungen vom Referenzblutdruck (n.s.= nicht signifikant)*

	N	Korrelation	Signifikanz
ALTER	261	0,017	n.s.
GRÖÙE	261	0,234	< 0,01.
GEWICHT	261	0,04	n.s.

*Tabelle 22: Einfluss von Alter, Größe und Gewicht auf die diastolischen Abweichungen vom Referenzblutdruck (n.s.= nicht signifikant)*

Auffällig ist, dass lediglich ein statistisch signifikanter Einfluss der Größe auf die diastolische Abweichungen vom Referenzdruck besteht. Für alle übrigen geprüften Parameter besteht keine Signifikanz.



### 3.2.6 Einfluss des Geschlechts auf die Messwertdifferenzen

Für das Geschlecht des Patienten besteht kein statistisch signifikanter Einfluss sowohl auf die systolischen als auch auf die diastolischen Abweichungen vom Referenzblutdruck. Bei Männern betragen die mittleren Abweichungen  $-5,48 \pm 21,06$  mmHg systolisch und  $-4,00 \pm 12,38$  mmHg diastolisch (n=168), bei Frauen liegen sie bei  $-6,90 \pm 29,20$  mmHg systolisch und  $-10,50 \pm 21,83$  mmHg (n=93).

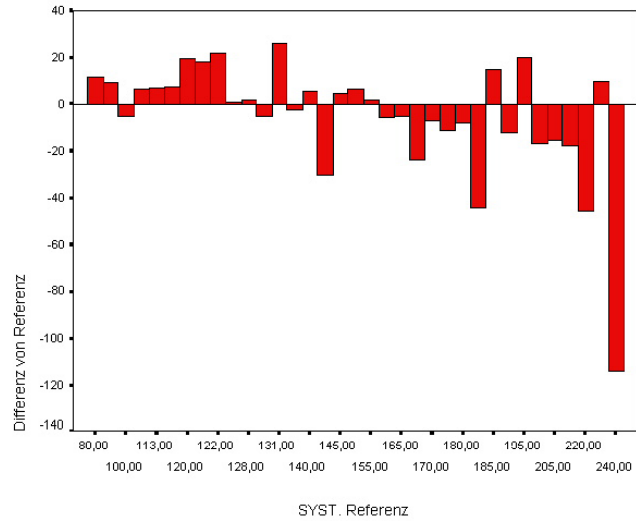
### 3.2.7 Einfluss des systolischen und diastolischen Blutdruckes auf die Messwertdifferenzen

Es wird geprüft, ob die Höhe der Abweichung vom Referenzdruck mit der Blutdruckhöhe korreliert. Tabelle 23 zeigt die Ergebnisse an.

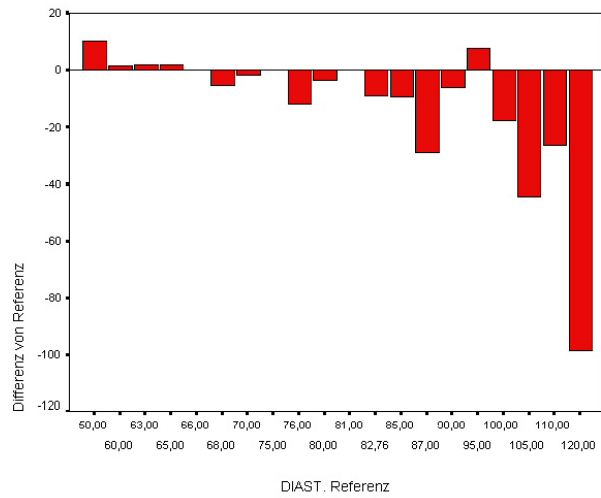
	n	Korrelation	Signifikanz
Systolisch	261	0,36	< 0,01
Diastolisch	261	0,59	< 0,01

*Tabelle 23: Einfluss der systolischen und diastolischen Blutdruckhöhe auf das Ausmaß der Abweichung vom Referenzblutdruck*

Dies bedeutet, dass je höher der systolische und/oder der diastolische Blutdruck ist desto größer wird auch die Abweichung vom Referenzblutdruck. Eine graphische Abbildung dieser Tatsache findet sich in Abbildung 15 und 16.



*Abbildung 15: systolische Abweichungen vom Referenzblutdruck bei der Ergometrie*



*Abbildung 16: diastolische Abweichungen vom Referenzdruck bei der Ergometrie*

## **IV. DISKUSSION**

### **4.1 Methodische Voraussetzungen**

#### **4.1.1 Physiologische Unterschiede von Blutdruckwerten**

Die in dieser Studie erhobenen Daten zeigen, dass die mittels der Finger-Photoplethysmographie ermittelten Blutdruckwerte im systolischen Bereich im Mittel um 6,1 mmHg vom oszillometrisch gemessenen Referenzwert nach unten hin abweichen. Bei den diastolischen Messungen ist die Abweichung geringer, sie beträgt lediglich – 2,6 mmHg. Auch unter physiologischen Bedingungen ist ein Unterschied zwischen den Drücken in einer großen Arterie und einem peripheren Gefäß wie z. B. der Fingerarterie zu erwarten<sup>65 64 16</sup>. Aufgrund des Summationseffektes ankommender und reflektierter Pulswellen kommt es im Bereich peripherer Arterien zu einem Anstieg des systolischen Blutdruckes und zu einem Abfall des diastolischen Druckes um ca. 6 mmHg. Zieht man diese Annahme mit in Betracht, so muss man davon ausgehen, dass der wahre diastolische Blutdruck im Bereich der Fingerarterie durch das Finapres® Gerät sogar um ca. 3,5 mmHg überschätzt wird. Allerdings ist diese Abweichung in hohem Maße vom individuellen Gefäßstatus des Patienten und somit von seinem Alter abhängig<sup>65</sup>.

Die tonometrisch ermittelten Blutdruckwerte weichen im systolischen Bereich kaum von den oszillometrischen Referenzmessungen ab. Allerdings sind hier auch physiologisch wesentlich geringere Unterschiede zu erwarten, da es sich mit der Arteria radialis um ein im Vergleich zur Fingerarterie wesentlich weiter proximal gelegenes und kaliberstärkeres Gefäß handelt.

Möglicherweise ist hier ein Vorteil der Tonometrie gegenüber der Plethysmographie zu sehen.

#### 4.1.2 Oszillometrie als Referenzmessung

Im Gegensatz zu dieser Studie wird in den meisten anderen Untersuchungen sowohl die Tonometrie als auch die Plethysmographie mit invasiv gemessenen arteriellen Blutdruckwerten verglichen<sup>50 79 81 42 23 15 77</sup>. In den hier vorgenommenen Untersuchungen dient als Referenz im ersten Teil eine automatische oszillometrische im zweiten eine konventionell auskultatorische Methode nach Riva-Rocci und Korotkoff.

Anlauf stellt fest, dass mit der Methode nach Riva-Rocci und Korotkoff der systolische Blutdruck in der Regel um wenige mmHg zu niedrig, der diastolische Blutdruck im Mittel relativ genau gegenüber dem intraarteriellen Druck bestimmt wird<sup>3</sup>.

Mögliche Messfehlerquellen<sup>6 59</sup> der Methode sind durch sorgfältige Überprüfung und Messung durch einen erfahrenen Untersucher vermieden worden. Limitiert werden diese Sorgfaltsmaßnahmen jedoch durch die allgemeine Situation, in der die Messung stattfindet, nämlich das Belastungs-EKG. Hier kommt es durch den Einfluss von Störfaktoren wie Lärm und Bewegung zu einer erheblichen Einschränkung der Beurteilbarkeit von Blutdruckmessungen<sup>55 86</sup>. Dies gilt jedoch gleichermaßen für alle in dieser Untersuchung angewandten Verfahren. Eine Vergleichbarkeit mit invasiv arteriell gemessenen Blutdruckwerten ist somit gegeben.

Gleiches gilt für die oszillometrischen Referenzmessungen im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests. Eine große Anzahl von Studien in der Vergangenheit hat eine sehr gute Übereinstimmung oszillometrisch gemessener Blutdruckwerte mit intraarteriellen Referenzmessungen für die verschiedensten Geräte ergeben<sup>74 58 62 30</sup>. Eine Vergleichbarkeit ist somit auch hier gegeben.

### 4.1.3 Fehlmessungen

Die Praktikabilität eines kontinuierlichen Blutdruckmessgerätes hängt nicht allein von seiner Messgenauigkeit sondern auch von seiner Zuverlässigkeit in der täglichen Handhabung ab. Hier ist es insbesondere wichtig, wie häufig es zu Fehlmessungen infolge von möglicherweise geräteunabhängigen äußeren Umständen wie z. B. Bewegungsartefakten kommt.

Andere Autoren beschränken sich bei der Prüfung im wesentlichen auf die Messgenauigkeit und Präzision eines Gerätes, Fehlmessungen werden in der Regel ausgeschlossen<sup>15 79</sup>. In vielen Studien sind durch Bewegungsartefakte verursachte Fehlmessungen von vornherein als unwahrscheinlich anzusehen, da die Versuchsreihen bei Patienten in Vollnarkose während einer Operation erfolgten<sup>11 15 50 79</sup>. Gerade für die tonometrischen Messungen ist es allerdings zwingend erforderlich, dass das Handgelenk, an dem die Messung vorgenommen wird, zu jeder Zeit in einer Position fixiert bleibt<sup>20 21</sup>. Durch Verschieben der Piezo Elemente auf einem in der Sensoreinheit integrierten Schlitten sowie den Einsatz von insgesamt 30 einzelnen Piezo Elementen kann das Colin CBM 7000® zwar eine nicht vollständig korrekte Platzierung der Einheit über der Arterie korrigieren, dies ist allerdings nur bis zu einem gewissen Maß möglich. Der Schlitten hat nach Angaben des Herstellers einen Bewegungsspielraum von insgesamt 1 cm.

#### 4.1.3.1 Kipptisch-Othostase Test

Sato et al. , die 1993 einen Vorläufer des hier verwendeten Colin CBM 7000® mit invasiv gemessenen Blutdruckwerten verglichen, erwähnen, dass im Ruhezustand keine Readjustierung des Gerätes erforderlich war, jedoch während eines Valsalva Manövers und eines Kipptisch Tests insgesamt fünfmal aufgrund eines vom Gerät abgegebenen Alarms eine Rekalibrierung durchgeführt werden musste<sup>77</sup>. Es handelte sich um gesunde Probanden, deren Altersdurchschnitt deutlich unter dem in dieser Studie vorliegenden Patientengut liegt

(Mittleres Alter 42,3 Jahre). Auch in dieser Studie, in der das mittlere Alter der Patienten mit 59 Jahren für den Kipptisch Orthostase Test und 56 Jahren für die Fahrradergometrie deutlich höher liegt, traten jedoch im Versuchsteil der Kipptischuntersuchungen nur sehr wenige Fehlmessungen verursacht durch Bewegungsartefakte auf. Lediglich einmal war eine Neukalibrierung erforderlich. Es ist also was die Anfälligkeit für Artefakte anbelangt für das Colin CBM 7000® im Rahmen eines Kipptisch Orthostase Tests von einer guten Anwendbarkeit auszugehen.

#### 4.1.3.2 Fahrradergometrie

Bei der Fahrradergometrie kam es im Gegensatz dazu zu einer ganz erheblichen Anzahl von Fehlmessungen verursacht durch Bewegungsartefakte. Insbesondere im Bereich hoher Belastungsstufen konnten häufig keine Blutdruckwerte dokumentiert werden. Die Anzahl der Fehlmessungen weicht auch statistisch signifikant von der Anzahl der in der Messung nach Riva-Rocci und Korotchkoff aufgetretenen Fehlern ab.

Eine erhöhte Anzahl von Fehlmessungen bei hohen Belastungsstufen ist in der Literatur auch für die konventionell auskultatorische Methode beschrieben. Diese sind zum einen auf durch die sich bewegenden Patienten verursachten Artefakte und die erhöhte Lautstärke zurückzuführen<sup>55 31 46</sup>, beruhen zum anderen aber auch auf einer Widersprüchlichkeit der Korotchkoff Kriterien selbst, die eine Bestimmung des diastolischen Blutdruckes schwierig machen<sup>46 53</sup>. Aufgrund dieser Problematik wurden in der Vergangenheit automatische Blutdruckmessgeräte entwickelt, um die Zuverlässigkeit der Messungen zu erhöhen. Diese basieren zum einen auf einer Triggerung der Korotchkoff Töne durch die R-Zacken des EKGs<sup>29</sup>, zum anderen auf einer akustischen Verstärkung der Korotchkoff Töne selbst<sup>46</sup>. Diese wurden unter Zuhilfenahme mikroprozessorgestützter Auswertung weiterentwickelt<sup>66</sup>, weiterhin bereitet die Bestimmung des diastolischen

Blutdruckes jedoch Probleme<sup>33</sup>. Die automatischen Blutdruckmessgeräte erreichen aus diesem Grund nach wie vor nicht die Zuverlässigkeit der konventionellen Sphygmomanometrie. Auch das Colin CBM 7000® ist dieser Methode in dieser Hinsicht unterlegen.

#### 4.1.3.3 Dokumentationspflicht

Problematisch war in unserer Studie die Auswertung der tonometrisch ermittelten Daten eines Patienten mit Linksschenkelblock. Hier ist zu erwähnen, dass das Colin CBM 7000® auch in diesem Fall regelrecht ermittelte Blutdruckwerte aufzeichnete, die tonometrische Messung an sich also nicht behindert war. Lediglich die Aufzeichnung durch die von uns verwendete Software war nicht möglich. Damit kann der Dokumentationspflicht in diesen Falle nicht in genügendem Maße entsprochen werden, was einen Einfluss auf die Praktikabilität des Colin CBM 7000® hat; eine Fehlmessung im eigentlichen Sinn liegt hier jedoch nicht vor. Laut Angaben des Softwareproduzenten ist diese Problematik aufgrund der in dieser Studie erhobenen Ergebnisse inzwischen beseitigt worden.

## **4.2 Messgenauigkeit des Colin CBM 7000®**

### **4.2.1 Kipptisch Orthostase Test**

Die Abweichungen der Messergebnisse des Colin CBM 7000® vom Referenzblutdruck im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests sind sehr gering. Sie betragen für die systolischen Werte  $-0,41 \pm 8,5$  mmHg, für die diastolischen Werte liegen sie bei  $-1,31 \pm 9,5$  mmHg. Ein Überblick über die Ergebnisse anderer Autoren von Vergleichen eines tonometrischen Messverfahrens mit einer Referenzmessung ist in Tabelle 24 dargestellt.

1991 legten Kemmotsu et al.<sup>50</sup> eine erste umfassende Studie zu diesem Thema vor, in der eine hervorragende Übereinstimmung der tonometrisch ermittelten Werte mit den Referenzwerten festgestellt wurde. Es handelte sich hier um 60 Patienten im Alter von 8-82 Jahren, die im Rahmen einer Narkose eine kontinuierliche arterielle Blutdruckmessung benötigten. Die ermittelten Unterschiede zu den Referenzen befinden sich im Rahmen der von der AAMI (Association for the Advancement of Medical Instrumentation) geforderten maximalen Abweichung von  $\pm 5$  mmHg oder weniger mit einer Standardabweichung von 8 mmHg oder weniger<sup>4</sup>. Ein Einfluss des Alters der Patienten, des Geschlechts oder auch der Höhe des systolischen oder diastolischen Blutdruckes konnte nicht festgestellt werden. Als Konsequenz wurde der Methode eine Eignung als Ersatz zur invasiven arteriellen Blutdruckmessung im Rahmen der Anästhesie zugesprochen und die Ausweitung ihres Einsatzes auch auf die Intensivmedizin angeregt. Einschränkend wurde hinzugefügt, dass eine korrekte Platzierung des Sensors über der Arterie schwierig sein kann, durch apparative Verbesserungen, insbesondere der Verwendung mehrerer Druckaufnehmer, aber bereits deutlich erleichtert seien.



Autor	BP Bias syst. (mmHg)	SD (mmHg)	BP Bias diast. (mmHg)	SD (mmHg)
Burkhardt <sup>15</sup>	-4,99	19,46	-0,96	15,63
Sato <sup>77</sup>	-5,6	5,2	-2,4	5,8
Kemmotsu <sup>50</sup>	-0,89	5,8	-0,41	5,2
Weiss <sup>11</sup>	-5,8	14,2	+7,8	8,3
Diese Studie	-0,41	8,5	-1,31	9,5

*Tabelle 24: Vergleich der Messergebnisse des Colin CBM 7000® mit den Ergebnissen anderer Autoren. BP Bias: Abweichung vom jeweiligen Referenzblutdruck; SD: Standardabweichung*

Diese Ergebnisse konnten Kemmotsu et al. in einer weiteren Studie aus demselben Jahr 1991 bestätigen<sup>49</sup>, in der 28 Patienten unter ähnlichen Grundvoraussetzungen aber während einer Operation, in der die Induktion einer kontrollierten Hypotension mittels Nitroglycerin erforderlich war untersucht wurden. Die Differenzen wurden separat für die prähypotensive, die hypotensive und die Erholungsphase ausgewertet. Die Abweichungen vom Referenzdruck in der Phase der Hypotension betragen  $+1,4 \pm 5,9$  mmHg für die systolischen und  $-2,1 \pm 5,8$  mmHg für die diastolischen Werte, was ebenfalls im Einklang mit den AAMI Kriterien liegt. Hieraus folgern die Autoren eine Eignung der Methode auch im Bereich kritisch niedriger Blutdruckwerte.

Burkhardt et al. veröffentlichten eine Studie, in der die Abweichungen vom Referenzdruck wesentlich höher waren als bei Kemmotsu<sup>15</sup>. Insbesondere die Standardabweichungen lagen hier deutlich höher, nach Angaben der Autoren verursacht durch eine erhebliche Anzahl episodenhafter Abweichungen bei vom Aspekt her ähnlicher Form der arteriellen Druckkurve. Limitiert werden die Ergebnisse dieser Studie sicherlich durch die mit 10 Patienten deutlich geringere Fallzahl. Zusätzlich wurde ca. ein Drittel der aufgezeichneten Daten nicht zur Analyse benutzt sondern verworfen aufgrund des Ausfalls einer der beiden Messungen (z.B. während der Kalibrierung), von Artefak-

ten oder einer nicht plausiblen Druckkurve. Hier kommt offensichtlich die Problematik der Artefakte erstmalig zum Tragen. Burkhardt et al. halten die Tonometrie aus diesem Grunde als Ersatz für die invasive arterielle Blutdruckmessung nicht für geeignet sondern sehen ihren Sinn eher in der kontinuierlichen Ergänzung zu anderen diskontinuierlichen nichtinvasiven Blutdruckmessverfahren.

Sato et al. testeten eine Weiterentwicklung des von Kemmotsu benutzten Tonometriegerätes erstmals auch unter den Bedingungen eines Kipptisch Orthostase Tests<sup>77</sup>. Die Studie bestand aus 30 Probanden, von denen 20 ohne wesentliche Vorerkrankungen und 10 Hypertoniker waren. Der Altersdurchschnitt lag mit 42,3 Jahren ebenfalls wesentlich unter dem unserer Studie. Das Gerät wurde unter Ruhebedingungen, während eines Valsalva Manövers und während des Kipptisch Tests auf Abweichungen vom Referenzdruck geprüft. Besonderheit dieser Studie war zusätzlich, dass mit Hilfe der Analyse spektraler Turbulenzen die beiden arteriellen Druckkurven miteinander verglichen wurden.

Im Ergebnis sind die beiden Druckkurven als nahezu identisch zu betrachten mit Ausnahme der frühen systolischen Phase, in der es zu einem verspäteten Anstieg der Kurve bei der Tonometrie kommt. Dies führen die Autoren auf die Tatsache zurück, dass das Drucksignal eben nicht wie vom Hersteller postuliert direkt auf den Druckaufnehmer übertragen wird, sondern zunächst die Barriere der Haut, des Subkutangewebes und der Arterienwand überwinden muss. Eine wesentliche Konsequenz für den klinischen Alltag ergibt sich daraus jedoch nicht.

Die Abweichungen des Tonometriegerätes vom Referenzblutdruck unter Ruhebedingungen und während des Kipptisch Orthostase Tests waren gering und vereinbar mit den AAMI Standards. Während des Valsalva Manövers kam es jedoch zu einer zwar geringen aber statistisch signifikanten Abweichung.

Die Autoren schließen daraus, dass die Methodik für den Kipptisch Orthostase Test geeignet ist, eine perfekte Übereinstimmung mit der

arteriellen Druckkurve jedoch nicht besteht. Sie sehen einen Vorteil der Methode gegenüber der Photoplethysmographie nach Peñaz in der Tatsache, dass bei älteren Patienten mit arteriosklerotisch veränderten Arterien oder bei Patienten mit Raynaud Phänomen eine Volumenänderung des Fingers nicht ausreichend mit der Druckänderung innerhalb der Arterie korrelieren könnte.

Siegel et al. zeigen, dass die Messungsgenauigkeit der Applanations-tonometrie nicht allein durch die Technik selbst zustande kommt. Sie verglichen ein auf der Technik der Tonometrie basierendes Blutdruckmessgerät im Rahmen der Anästhesie mit einer intraarteriellen Messung<sup>79</sup>. In dieser Studie wurden 16 Patienten im mittleren Alter von 54 Jahren untersucht, verglichen wurden lediglich die mittleren Blutdruckwerte, nicht die systolischen oder diastolischen Werte. Der mittlere Blutdruck ist definiert als der Quotient aus dem Flächenintegral unter der aufgezeichneten Druckkurve und der Pulsdauer<sup>73</sup>. Er ist Schwankungen weniger unterworfen als systolischer und diastolischer Blutdruck, da er nicht frequenzabhängig ist. Somit ist eine Übereinstimmung mit den Referenzwerten hier als wahrscheinlicher anzusehen. Außerdem basiert die Kalibrierung des Tonometriegerätes anhand der oszillometrischen Messung auf dem gemessenen arteriellen Mitteldruck.

Die Abweichung vom intraarteriell gemessenen Referenzdruck betrug in dieser Studie  $+1,3 \pm 9,4$  mmHg und erfüllt somit aufgrund der höheren Standardabweichung knapp nicht die AAMI Kriterien. Die Autoren führten an, dass diese Abweichung auf einer *Kombination* aus den Abweichungen des Tonometriegerätes selbst und der Ungenauigkeit der oszillometrischen Kalibrierungsmessung beruht. Wenn man die Abweichung der oszillometrischen Messung herausrechnet, kommt man auf eine Genauigkeit der Tonometrie allein von  $-1,0 \pm 5,6$  mmHg. Diese zusätzliche Abweichung bleibt in unserer Studie unberücksichtigt, da die Oszillometrie als Referenz dient. Siegel et al. schließen daraus, dass die Tonometrie nie genauere Ergebnisse liefern kann als die Oszillometrie und fordern Verbesserun-

gen der Genauigkeit in diesem Bereich. Sie stellen hiermit die Untersuchungsergebnisse von Kemmotsu et al. indirekt in Frage, die ja im Ergebnis eine höhere Genauigkeit als jedes oszillometrische Messverfahren ermittelten. Die Tonometrie sei somit als Ergänzung zur Oszillometrie aber nicht als Ersatz für die intraarterielle Blutdruckmessung zu sehen.

Angaben über die Anfälligkeit des Messverfahrens für Artefakte machen Siegel et al. nicht, Fehlmessungen wurden bei der Auswertung der Daten ausgeschlossen.

In einer 1996 veröffentlichten Arbeit von Weiss et al. wurden ebenfalls im Rahmen der intraoperativen Anästhesie erstmals Hochrisikopatienten mit multiplen insbesondere cardiovascularen Begleiterkrankungen untersucht<sup>11</sup>. Eingeschlossen wurden 22 Patienten im mittleren Alter von 66,3 Jahren also die älteste bislang untersuchte Population. Die Autoren beurteilten die von der AAMI angesetzten Kriterien für die Genauigkeit eines nichtinvasiven Blutdruckmessgerätes als nicht realistisch, da sie für gesunde Probanden unter Ruhebedingungen gelten. Aus diesem Grunde führten sie ein „Ranking“ ein, nach dem eine Abweichung von bis zu 10 mmHg als gut, von 11-15 mmHg als akzeptabel und von > 15 mmHg als schlecht galt. Alle registrierten Werte zusammengenommen ließ sich eine hohe Übereinstimmung der tonometrischen und der invasiven Blutdruckwerte feststellen. Einschränkend fügten die Autoren jedoch hinzu, dass die Spannweite der Abweichungen extrem hoch ist, die Genauigkeit der Methode durch die mittlere Abweichung allein also überschätzt wird. Das schlägt sich in der Tatsache nieder, dass in 26% der von Weiss untersuchten Fälle die von ihm angelegten (im Vergleich zu den offiziellen eher liberalen) Kriterien für die Messgenauigkeit nicht erfüllt wurden. Bei 4 der 22 Patienten wurde die Übereinstimmung mit den Referenzmessungen als schlecht bezeichnet. Die Autoren folgern daraus, dass die Genauigkeit der Tonometrie zwar insgesamt als akzeptabel anzusehen, die individuelle Zuverlässigkeit der einzelnen Messung jedoch zu gering ist. Eine Anwendbarkeit im Rahmen der

Anästhesie wird aus diesem Grunde verneint, häufigere oszillometrische Referenzmessungen werden gefordert.

Einschränkend ist dieser Studie hinzuzufügen, dass es sich um multimorbide Patienten handelte, bei denen intraoperativ auch die Gabe von Katecholaminen oder Vasodilantien erforderlich war und bei denen mitunter Blutverluste von >50% auftraten. Der Einfluss hiervon auf die Messgenauigkeit bleibt unklar.

Bezüglich der Anfälligkeit für Artefakte wird hier lediglich angeführt, dass in mehreren Fällen eine erneute Positionierung des Sensors erforderlich war.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass für die Applanationsstonometrie eine ausreichende Messgenauigkeit besteht, die Kriterien der AAMI werden jedoch nicht in jedem Fall erfüllt. Möglicherweise ist dies auf die Tatsache zurückzuführen, dass sich mit der Oszillometrie als Referenzmessung und der Applanationsstonometrie selbst zwei Messverfahren mit deren Fehlerquellen addieren. Die Anwendbarkeit in der Anästhesie und Intensivmedizin ist deshalb in der Literatur strittig<sup>11</sup>, für den Kipptisch Orthostase Test wird in einer Studie eine im Vergleich zur invasiven Blutdruckmessung vergleichbare Präzision beschrieben.

Die in dieser Studie ermittelten Daten bestätigen dieses Ergebnis. Insbesondere im Bereich niedriger Blutdruckwerte sind die Abweichungen von der Referenz gering ausgeprägt.

#### **4.2.2 Fahrradergometrie**

Die Beurteilung des arteriellen Blutdruckes im Rahmen von Belastungstests liefert als Ergänzung zu elektrokardiographischen Veränderungen zusätzliche Informationen insbesondere über die funktionelle Kapazität des Herzens<sup>57 14</sup>. Ein inadäquater Blutdruckanstieg oder ein Blutdruckabfall unter Belastung zeugen von einem reduzierten kardialen Pumpvermögen oder einer erheblichen Abnahme des peripheren Widerstandes, was zusätzliche Aussagen über das Vor-

liegen einer koronaren Herzerkrankung ermöglicht. Extreme Anstiege des systolischen Blutdruckes unter Belastung werden in Ergänzung dazu als unabhängiger Risikofaktor für erhöhte kardiovaskuläre Mortalität angeführt<sup>25</sup>. Ein adäquates Monitoring des Blutdruckes ist daher für alle Belastungsuntersuchungen obligat und somit Bestandteil der internationalen Leitlinien<sup>1</sup>.

Die in dieser Studie im Bereich der Fahrradergometrie ermittelten Daten unterscheiden sich grundlegend von den Ergebnissen des Kipptisch Orthostase Tests. Zum einen liegen die Differenzen vom Referenzblutdruck mit  $-5,94 \pm 24,2$  mmHg systolisch und  $-6,03 \pm 15,86$  mmHg diastolisch deutlich oberhalb der Ergebnisse unter den Bedingungen des Kipptisch Tests und unterscheiden sich auch statistisch signifikant von der Referenz. Zum anderen liegt hier eine erhebliche Anzahl von durch Artefakt bedingten Fehlmessungen vor, die in 13 % der Fälle gar keine Messergebnisse lieferten. Sowohl die Abweichungen vom Referenzblutdruck als auch die Anzahl der Fehlmessungen sind unter Ruhebedingungen vor Versuchsbeginn sehr gering und nehmen mit steigendem Blutdruck zu. Am ehesten ist dies auf die zunehmende Bewegung des Patienten unter ansteigender Belastung zurückzuführen.

Ungenauigkeiten bei der Erfassung des arteriellen Druckes unter den Bedingungen der Ergometrie sind in der Literatur für alle zu Verfügung stehenden Messverfahren beschrieben. In einem Review-Artikel aus dem Jahr 1997 führten Griffin et al. an, dass als Goldstandard für den systemischen Blutdruck der Druck in der Aorta ascendens gelten sollte<sup>33</sup>. Dieser Druck wird im systolischen Bereich auch vom invasiv gemessenen peripher arteriellen Druck überschätzt. Grund hierfür sind die peripheren Reflexionen der Druckwelle. Im Bereich der mittleren und diastolischen Werte liegt eine ausreichende Messgenauigkeit vor.

Die geeignetsten nichtinvasiven Methoden zur Erfassung des Blutdruckes im Rahmen der Ergometrie sind nach Angaben von Griffin et

al. die manuelle oder die automatische Sphygmomanometrie. Trotzdem werden insbesondere die diastolischen Blutdruckwerte auch durch diese Technik unterschätzt. Die Abweichungen steigen mit zunehmender Belastung an<sup>31 46 86</sup>.

Die automatischen Sphygmomanometer bieten laut Imholz et al. im Vergleich zur konventionell auskultatorischen Methode keine signifikanten Vorteile bezüglich der Messgenauigkeit<sup>44</sup>. In dieser Arbeit wurde auch ein kontinuierliches nichtinvasives Verfahren, nämlich die Photoplethysmographie in Form des Ohmeda Finapres® erprobt und beschrieben.

Bereits 1989 hatten Idema et al. aus der gleichen Arbeitsgruppe das Finapres®-Gerät im Rahmen der Ergometrie getestet<sup>39</sup>. Sie stellten einen überproportional hohen Anstieg der systolischen Blutdruckwerte im Bereich höherer Belastungsstufen im Vergleich zur invasiven Messung fest. Begründet wurde dies erneut mit der Verzerrung der arteriellen Druckwelle im Bereich peripher gelegener Arterien.

Legt man diesen Pathomechanismus zugrunde, müsste die Tonometrie gegenüber der Finger-Photoplethysmographie im Vorteil sein, da hier an einem weiter proximal gelegenen Gefäß gemessen wird und die Abweichung nur im Rahmen der invasiven systolischen Messabweichungen liegen müsste. Früher veröffentlichte Studien zu diesem Thema liegen in der Literatur nicht vor.

Die Daten unserer Studie zeigen jedoch überraschenderweise eine Unterschätzung des manuell gemessenen Blutdruckes, die mit zunehmender Blutdruckhöhe und somit auch mit zunehmender Belastung ansteigt. Zieht man die Tatsache mit im Betracht, dass auch der manuell gemessene Blutdruck den wahren intraarteriellen Druck um wenige mmHg unterschätzt, so ergibt sich eine noch größere Abweichung. Die Gründe hierfür sind unklar.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Messgenauigkeit der Tonometrie sowohl im Bereich der systolischen als auch der diastolischen Blutdruckwerte unzureichend ist, da die wahren intraar-

teriellen Blutdruckwerte statistisch signifikant unterschätzt werden. Allerdings liefern auch alle anderen Messverfahren unter den schwierigen Bedingungen der Ergometrie keine ausreichend validen Werte insbesondere im Bereich der systolischen Blutdrücke. Bei allen Messverfahren inklusive der Tonometrie steigen die Ungenauigkeiten mit zunehmender Belastung an.

#### 4.2.3 Vergleich mit Ohmeda Finapres®

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen keine statistisch signifikante Abweichung der vom Ohmeda Finapres® ermittelten systolischen und diastolischen Blutdruckwerte von der oszillometrischen Referenzmessung. Im Vergleich mit dem Colin CBM 7000® besteht jedoch eine signifikant höhere Abweichung im Bereich der systolischen Werte (s. Tabelle 11). Die Präzision des Gerätes gemessen in Form der Standardabweichung der Differenz von der Referenz liegt jedoch deutlich über der des Tonometrie Gerätes und erfüllt nicht die Anforderungen der AAMI.

Über die Messgenauigkeit des Ohmeda Finapres® oder seiner Prototypen im Vergleich mit mehreren verschiedenen sowohl invasiven als auch nichtinvasiven Referenzmessungen existieren in der Literatur eine Vielzahl von Studien<sup>40 24 70 45 81 67 87 38</sup>. Die Studien unterscheiden sich wesentlich in der Auswahl und Größe des Patientenkollektivs (junge gesunde Probanden bis multimorbide Intensivpatienten), der klinischen Situation, in der der Vergleich durchgeführt wurde oder auch der Auswahl der untersuchten Parameter. Eine Übersicht über eine Auswahl veröffentlichter Studienergebnisse verschiedener Arbeitsgruppen ist in Tabelle 25 wiedergegeben.

Autor	BP Bias syst. (mmHg)	SD (mmHg)	BP Bias diast. (mmHg)	SD (mmHg)
Silke <sup>80</sup>	-0,8	16,0	-1,6	9,2



Petersen <sup>70</sup>	0,7	11,3	5,7	7,0
Jellema <sup>45</sup>	-6,0	11,0	-12,0	5,0
Imholz <sup>43</sup>	-0,8	11,9	-1,6	8,3
Diese Studie	-6,74	17,5	-2,6	15,7

*Tabelle 25: Vergleich der Messergebnisse des Ohmeda Finapres mit den Ergebnissen anderer Autoren. BP Bias: Abweichung von jeweiligen Referenzblutdruck, SD: Standardabweichung*

Eine Metaanalyse aus dem Jahr 1998 vergleicht die Ergebnisse der Messgenauigkeit der Photoplethysmographie im Vergleich zur invasiven arteriellen Messung von insgesamt 20 verschiedenen Studien mit 449 Patienten<sup>80</sup>. Die Gewichtung der einzelnen Ergebnisse erfolge unter anderem auch nach Qualität der zugrunde liegenden Studie. Silke et al. schließen aus ihren Ergebnissen, dass das Finapres® im Bereich der mittleren und diastolischen Blutdruckwerte zufriedenstellende Messwerte im Vergleich zur Referenzmessung liefert, im Bereich der systolischen Blutdruckwerte die Präzision jedoch schlechter ist. Dies, so vermuten die Autoren, könnte mit den verschiedenen Messorten, an denen die plethysmographische und die arterielle Referenzmessung vorgenommen werden, zusammenhängen. Aufgrund der Veränderung der Druckkurve in der Peripherie abhängig von Herzfrequenz und Pulswellengeschwindigkeit, Reflexion und Streuung der Druckwelle seien unterschiedliche Messergebnisse zwangsläufig. Als Vorschlag zur Verbesserung der Genauigkeit fordern die Autoren eine oszillometrische Referenzmessung zwecks Kalibrierung des plethysmographisch ermittelten Wertes.

Imholz et al. veröffentlichen im selben Jahr einen Review-Artikel, in dem die Ergebnisse der Finapres® Technologie der vorangegangenen 15 Jahre evaluiert und zusammengefasst werden<sup>43</sup>. Die Autoren nehmen Bezug auf insgesamt 43 frühere Studien und fassen deren Ergebnisse ebenfalls zusammen. Im Ergebnis wird auch hier der Technik eine unzureichende Präzision im Bereich der systolischen aber auch der mittleren Blutdruckwerte bescheinigt, was nicht an der

mittleren Abweichung vom Referenzdruck sondern an der zu hohen Standardabweichung liegt. Aus diesem Grund kann die Technik nicht zur Messung absoluter Blutdruckwerte bei einzelnen Patienten herangezogen werden.

Auf der anderen Seite sei die Technik jedoch sehr wohl und mit ausreichender Zuverlässigkeit in der Lage, rasche Veränderungen von Blutdruckwerten zu erfassen, was das Finapres® für die Zwecke des Kipptisch Orthostase Tests oder von Reflextests geeignet erscheinen lässt.

Zur Verbesserung der Messgenauigkeit schlagen auch Imholz et al. vor, eine Kalibrierung mittels oszillometrischer Messung vorzunehmen. Zusätzlich sprechen sie die Möglichkeit der elektronischen Angleichung der im Vergleich zur Armarterie veränderten Pulskurve der Fingerarterie durch Filterung mit Hilfe von speziellen Algorithmen an<sup>13</sup>.

Die Erkenntnisse aus diesen Studien haben als Konsequenz zum einen die Anwendung der Finapres® Technologie im Rahmen der Anästhesie und Intensivmedizin limitiert, da eine ausreichende Präzision für diese Zwecke als nicht gegeben angesehen wird. Aufgrund ihrer guten Fähigkeit, rasche Veränderungen des Blutdruckes zu detektieren, hat sich die nichtinvasive kontinuierliche Blutdruckmessung mittels Finapres® im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests oder von anderen kardiovaskulären Reaktivitäts-Tests z.B. auch im Rahmen psychologischer Untersuchungen etabliert<sup>27</sup>.

Ein direkter Vergleich der Finger-Photoplethysmographie mit der Applanationstonometrie im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests ist in der bisherigen Literatur nur in 2 Studien beschrieben. Nelesen et al. veröffentlichten im Oktober 2002 eine Studie, in der die beiden Technologien während kardiovaskulärer Reaktivitäts-Tests miteinander verglichen werden<sup>61</sup>. Als Referenzmessung dient auch hier eine oszillometrische Oberarmmessung. Allerdings wurden die beiden Geräte hier nicht jeweils am selben Patienten unter den selben Un-

tersuchungsbedingungen getestet sondern jeweils 15 Patienten mit der einen und 15 Patienten mit der anderen Methode untersucht, was die Aussagekraft sicher einschränkt. Im Ergebnis wurde eine im Gegensatz zur Tonometrie signifikante Überschätzung des systolischen Referenzblutdruckes beim Finapres® festgestellt. Zusätzlich traten bei der Photoplethysmographie signifikant häufiger Artefakte auf als bei der Tonometrie. Diese Ergebnisse decken sich mit denen dieser Studie. Auch hier zeigte das Finapres® deutlich mehr Fehlmessungen als das Colin CBM 7000® (1544 für Finapres gegenüber 568 für Colin®, s. Tab. 9 + 10). Auch in dieser Studie unterscheidet sich die systolische Abweichung des Finapres® vom Referenzdruck statistisch signifikant von der des Colin®, allerdings kommt es hier eher zu einer Unterschätzung des Referenzdruckes. Möglicherweise hat dies mit dem unterschiedliche Patientenkollektiv zu tun.

Einen direkten Vergleich zwischen Tonometrie und Fingerphotoplethysmographie stellten Zion et al. 2003 in einer Studie an<sup>88</sup>. Es zeigten sich ähnlich zu unseren Ergebnissen signifikant höhere Blutdruckwerte für die tonometrisch gemessenen Daten als für die plethysmographisch ermittelten Werte. Erklärt wir dies mit den unterschiedlichen Messorten an Handgelenk und Finger. Einschränkend muss hier angemerkt werden, dass lediglich die beiden Methoden miteinander verglichen wurden und keine Referenzmessung erfolgte. Eine Aussage über die absolute Genauigkeit der Messung kann also nicht gemacht werden. Zusätzlich erfolgte die Messung an jungen Probanden ohne wesentliche Begleiterkrankungen in Ruhe und während tiefer Atemexkursionen. Die Praktikabilität im klinischen Alltag (Bewegungsartefakte bei Kipptisch Orthostase Test und Ergometrie, ältere Patienten mit Arteriosklerose) wurde nicht getestet.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass das Ohmeda Finapres® eine für die Zwecke des Kipptisch Orthostase Test ausreichende Messgenauigkeit zeigt. Im Vergleich mit dem Colin CBM 7000® ist es im Bereich der systolischen Blutdruckwerte unterlegen

und zeigt eine höhere Anfälligkeit für Artefakte sowie einer geringere Präzision. Letzteres ist möglicherweise durch eine fehlende Kalibrierung durch eine oszillometrische oder sphygmomanometrische Referenzmessung zu erklären.

Ergänzend ist zu erwähnen, dass das Ohmeda Finapres 2300 wie es in dieser Arbeit verwendet wurde nicht mehr im Handel erhältlich ist. Rücksichtnehmend auf die Forderung der meisten Autoren, die sich mit der Testung der Messgenauigkeit des Gerätes beschäftigt haben, nach einer oszillometrischen Referenzmessung hat es inzwischen Weiterentwicklungen der Technologie gegeben, bei denen eine solche oszillometrische Referenz verwendet wird<sup>32</sup>. Seit dem Jahr 2002 hat die Firma TNO in ihrem neu entwickelten Finometer® ebenfalls eine oszillometrische Referenzmessung in das Messverfahren integriert. Studien, in denen dieses Gerät gegen eine arterielle Referenzmessung getestet wurde, sind bislang nicht veröffentlicht.

### **4.3 Prädiktive Faktoren für Messwertabweichungen**

#### **4.3.1 Kipptisch Orthostase Test**

Die Abweichung der Blutdruckwerte von der Referenzmessung im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests nimmt mit zunehmendem Lebensalter des Patienten zu. Diese Abweichung ist für das Ohmeda Finapres® noch wesentlich ausgeprägter als für das Colin CBM 7000®. Dies deckt sich mit den Erfahrungen von Rongen et al. aus dem Jahre 1995, die das Finapres® mit einer arteriellen Referenzmessung bei 17 gesunden Probanden ohne wesentliche Begleiterkrankungen im Alter von 71 bis 83 Jahren verglichen<sup>76</sup>. Hier wurde unter Ruhebedingungen der systolische Blutdruck um  $16,8 \pm 2,6$  mmHg, der mittlere um  $10,8 \pm 1,5$  mmHg und der diastolische um  $17,5 \pm 1,6$  mmHg unterschätzt. Die Autoren kommen aus diesem Grunde zu dem Schluss, dass das Verfahren zur Messung des absoluten Blutdruckwertes ungeeignet ist. Die Tendenzen der Blutdruckwerte wurden allerdings vom Gerät gut erfasst, was die Technik für die Zwecke des Kipptisch Tests auch bei älteren Probanden geeignet erscheinen lässt.

Als Begründung für dieses Phänomen kommt die Tatsache in Frage, dass sich aufgrund des Elastizitätsverlustes der arteriellen Gefäßwand im Alter und ihrer abnehmenden Compliance die physiologische Differenz zwischen zentralem und peripherem Druck relativiert, da durch eine Zunahme der Pulswellengeschwindigkeit auch weiter zentral gelegene Gefäßabschnitte eine Verstärkung der Druckwelle aufgrund von Druckreflexionen erfahren<sup>63</sup>. Im Bereich der diastolischen Blutdruckwerte fallen diese Differenzen aufgrund der geringeren Pulswellengeschwindigkeit wesentlich geringer aus.

Zusätzlich nimmt im Alter der Druckgradient zwischen zentral und peripher gelegenen Arterien zu. Dies gründet sich auf dem Poiseuille'schen Gesetz, nach dem der Druckgradient mit der Zunahme der Flussgeschwindigkeit oder der Abnahme des durchströmten Lumens

zunimmt<sup>71</sup>. Aufgrund der gleichen pathophysiologischen Grundlage sind ähnliche Abweichungen auch für Patienten mit Hypertonie oder generalisierter Arteriosklerose beschrieben<sup>12</sup>. Diese Tatsache würde auch erklären, warum die Zunahme der Blutdruckdifferenz bei der Tonometrie geringer ausfällt als bei der Finger- Photoplethysmographie, da der Messpunkt an der A. radialis weiter proximal liegt und der Druckabfall somit weniger ausgeprägt ist.

Unter orthostatischem Stress wie beim Kipptisch Orthostase Test kommt es zu einer peripheren Vasokonstriktion<sup>17</sup>. Durch eine weitere Abnahme des arteriellen Durchmessers müsste sich das Druckgefälle zwischen peripherem und zentralen Messpunkt noch verstärken. Dies konnte jedoch in einer Arbeit von Dorlas et al. aus dem Jahr 1985 zunächst nicht nachgewiesen werden<sup>19</sup>. Hier kam es unter peripherer Vasokonstriktion sogar zu einem Anstieg des von Finapres® gemessenen systolischen Blutdruckes um durchschnittlich 9 mmHg. Begründet wurde dies mit der Tatsache, dass durch den Druck der Fingermanschette auf die Fingerarterie eine lokale Vasokonstriktion verhindert würde. Diese These konnte jedoch in darauf folgenden Studien nicht bestätigt werden<sup>41 82</sup>. Ein substantieller Effekt peripherer Vasokonstriktion auf die plethysmographische Messung gilt als vorhanden, führt aber zu falsch niedrigen Blutdruckwerten.

In dieser Arbeit hat sich gezeigt, dass im Bereich niedriger Blutdruckwerte für die Tonometrie keine signifikanten Abweichungen von der Referenzmessung bestehen. Im Gegensatz dazu neigt das Finapres® dazu, den niedrigen diastolischen Blutdruck zu überschätzen. Im Bereich der systolischen Blutdruckwerte gibt es eine ähnliche Tendenz, die Unterschiede sind aber nicht signifikant. Dies hat erhebliche Auswirkungen auf die Praktikabilität des Messverfahrens im Rahmen des Kipptisch Orthostase Tests, ist es doch hier insbesondere wichtig, eine exakte Dokumentation der Blutdruckwerte während einer Synkope zu erhalten. Hier ist, was die Praktikabilität der Methode anbelangt, ein Vorteil bei der Tonometrie zu sehen.

### 4.3.2 Fahrradergometrie

Die bei der Fahrradergometrie ermittelten Differenzen von der Referenzmessung sind statistisch signifikant und insbesondere im Bereich hoher Blutdruckwerte besonders ausgeprägt. Die Tatsache der Blutdruckabhängigkeit der Messgenauigkeit ist allerdings auch für die Methode nach Riva-Rocci und Korotkoff beschrieben<sup>31</sup>. Dies wird allgemein mit dem vermehrten Auftreten von Bewegungsartefakten und der zunehmenden Umgebungslautstärke begründet. Auch plethysmographische Messungen zeigten lediglich eine ausreichend zuverlässige Messgenauigkeit in Ruhe und während niedriger Belastungsstufen<sup>22</sup>.

Äußere unveränderliche Einflussgrößen wie Lebensalter, Größe, Gewicht oder Geschlecht stellen keinen prädiktiven Faktor für die Praktikabilität des Colin CBM 7000® im Rahmen der Fahrradergometrie dar. Es lässt sich feststellen, dass im allgemeinen die Messwertdifferenzen nicht durch klinische Charakteristika vorhergesagt werden können und von verschiedenen nicht voraussagbaren Einflussfaktoren abhängen.

Das Colin CBM 7000® ist daher zur nichtinvasiven Blutdruckmessung im Rahmen der Ergometrie nicht geeignet.

## V. LITERATURVERZEICHNIS

- <sup>1</sup> ACC/AHA guidelines for Exercise testing: a report of the American College of Cardiology/American Heart Association Task Force on Practice Guidelines (Committee on Exercise Testing). J Am Coll Cardiol 1997; 30: 260-315
- <sup>2</sup> Almquist A, Goldenberg IF, Milstein S et al. Provocation of bradycardia and hypotension by isoproterenol and upright posture in patients with unexplained syncope. N Engl J Med 320; 1989: 346-51
- <sup>3</sup> Anlauf M: Blutdruckmessung. In: Ganten D, Ritz E (Hrsg.): Lehrbuch der Hypertonie. Schattauer Verlag, Stuttgart 1985; S. 254-67
- <sup>4</sup> Association for the Advancement of Medical Instrumentation. American National Standard for electronic or automated sphygmomanometers. Arlington, VA: AAMI 1992
- <sup>5</sup> Benditt DG, Ferguson DW, Grubb BP, et al. Tilt table testing for assessing syncope. J Am Coll Cardiol 1996; 28: 263-75
- <sup>6</sup> Berger K: Systematische Messfehler bei der Blutdruckmessung mit herkömmlichen Quecksilbermanometern. Biomed Technik 1983; 28: 129-33
- <sup>7</sup> Billiet E, Colardyn F: Technische Grundlagen der Blutdruckmessung und mögliche Fehlerquellen. Anästhesiol Intensivmed Notfallmed Schmerzth. Sonderheft 1 1996; 31: 6-8
- <sup>8</sup> Blanc JJ, Benditt D, Sutton R. eds. Neurally mediated syncope: pathophysiology, investigations and treatment. The Bakken Research Center Series Vol.10. Armonk, New York: Futura, 1996: 79-83
- <sup>9</sup> Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986;i: 307-10
- <sup>10</sup> Block M, Borggreffe M, Goedel-Meinen L, Hohnloser SH, Jung W, Kalusche D, Kuck KH, Meinertz T, Oeff M, Pitschner H: Deutsche Gesellschaft für Kardiologie – Herz- und Kreislaufforschung. Richtlinien für die Durchführung der nichtinvasiven Diagnostik von Rhythmusstörungen. Z Kardiol 88: 51-60 (1999)
- <sup>11</sup> BM Weiss, DR Spahn, H Rahmig, R. Rohling, T. Pasch. Radial artery tonometry: moderately accurate but unpredictable technique of continuous non-invasive arterial pressure measurement. Br J Anaesth 1996; 76: 405-411
- <sup>12</sup> Bos WJW, Imholz BPM, van Goudoever J et al.: The reliability of non-invasive continuous finger blood pressure measurement in



patients with both hypertension and vascular disease. *Am J Hypertens* 1992; 5: 529-35

<sup>13</sup> Bos WJW, van Goudoever J, van Montfrans GA, van den Meiracker AH, Wesseling KH: Reconstruction of brachial artery pressure from noninvasive finger pressure measurements. *Circulation* 1996;94: 1870-75

<sup>14</sup> Braunwald EH. *Heart Disease: A textbook of cardiovascular medicine*, 4<sup>th</sup> edition. WB Saunders Company, 1992. Kap.6, 170-71

<sup>15</sup> Burkhard D, Kinnealey E, Ford-Carleton P, Meyer M, Cooper J: Comparison of arterial tonometry with invasive pressure monitoring (abstract). *Anesthesiology* 77: A479, 1992

<sup>16</sup> Busse R (Hrsg.): *Kreislaufphysiologie*. Thieme Verlag, Stuttgart 1982

<sup>17</sup> Deetjen, Speckmann (Hrsg.): *Physiologie*. Urban & Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore 1992: 334-35

<sup>18</sup> Detrano R, Gianrossi R, Froehlicher V. The diagnostic accuracy of the exercise electrocardiogram: a meta-analysis of 22 years of research. *Prog Cardiovasc Dis*. 1989;32(3): 173-206

<sup>19</sup> Dorlas JC, Nijboer JA, Butijn WT, van der Hoeven GMA, Settels JJ, Wesseling KH: Effects of Peripheral Vasoconstriction on the Blood Pressure in the Finger, Measured Continuously by a New Noninvasive method (The Finapres®). *Anesthesiology* 1985; 62: 342-45

<sup>20</sup> Drzewiecki GM, Melbin J, Noordergraaf A: Arterial Tonometry: Review and analysis. *J Biomech* 16: 141-152, 1983

<sup>21</sup> Eckerle JS. Tonometry, arterial. In: Webster JG, ed. *Encyclopedia of medical devices and instrumentation*. New York: John Wiley & Sons, 1988:2770-6

<sup>22</sup> Eckert S, Horstkotte D: Comparison of Portapres non-invasive blood pressure measurement in the finger with intra-aortic pressure measurement during incremental bicycle exercise. *Blood Press Monit* 2002 Jun; 7(3): 179-83

<sup>23</sup> Epstein RH, Bartkowski RR, Huffnagle S. Continuous Noninvasive Finger Blood Pressure during Controlled Hypotension – A Comparison with intraarterial Pressure. *Anesthesiology* 75: 796-803, 1991

<sup>24</sup> Epstein RH, Huffnagle S, Bartkowski RR: Comparative accuracies of a finger blood pressure monitor and an oscillometric blood pressure monitor. *J Clin Monit* 1991;7: 161-67

- <sup>25</sup> Filipovsky J, Ducimetière P, Safar ME. Prognostic significance of exercise blood pressure and heart rate in middle-aged man. *Hypertens* 20, 1992: 333-39
- <sup>26</sup> Fitzpatrick AP, Theodorakis G, Vardas P. et al. Methodology of head upright tilt table testing in patients with unexplained syncope. *J Am Coll Cardiol* 1991; 17: 125-30
- <sup>27</sup> Gerin W, Pieper C, Pickering TG: Measurement reliability of cardiovascular reactivity change scores: a comparison of intermittent and continuous methods of assessment. *J Psychosom Res*, Vol 37, No.5 1993: 493-501
- <sup>28</sup> Gianrossi R, Detrano R, Mulvihill D, Lehmann K, Dubach P, Colombo A, McArthur D, Froehlicher V. Exercise induced ST depression in the diagnosis of coronary artery disease: a meta-analysis. *Circulation* 1989;80(1): 87-98
- <sup>29</sup> Glasser SP, Ramsey III MR. An automated system for blood pressure detection during exercise. *Circulation* 63(2): 348-53, 1981
- <sup>30</sup> Gorback HS, Quill TJ, Graubert DA: The accuracy of rapid oscillometric blood pressure determination. *Biomed Instrum Technol* 24: 371-74, 1990
- <sup>31</sup> Gould BA, Horrumy RS, Altman DG, Cashman PMM, Raftery EB. Indirect measurement of blood pressure during exercise testing can be misleading. *Br Heart J* 53: 611-15, 1985
- <sup>32</sup> Gratze G, Fortin J, Holler A, Grasenick K, Pfurtscheller G, Wach P, Schönegger J, Kotanko P, Skrabal F: A software package for non-invasive, real-time beat-to-beat monitoring of stroke volume, blood pressure, total peripheral resistance and for assessment of autonomic function. *Comp Biol Med* 29 (1998) 121-142
- <sup>33</sup> Griffin SE, Robergs RA, Heyward VH. Blood pressure measurement during exercise: A review. *Med Sci Sports Exerc* 1997 Jan; 29(1): 149-59
- <sup>34</sup> Grubb BP, Kosinski D, Boehm K, Kip K. The postural orthostatic tachycardia syndrome: a neurocardigenic variant identified during head up tilt table testing. *PACE Pacing Clin Electrophysiol* 1997; 20:2205-2212
- <sup>35</sup> H. Rüddel, I. Curio (Hrsg). Non-invasive continuous blood pressure measurement: methods, evaluations and applications of the vascular unloading technique; Frankfurt, Bern, New York, Paris: Lang, 1991
- <sup>36</sup> Harms V: Biomathematik, Statistik und Dokumentation. Harms Verlag, Kiel, 1992

- <sup>37</sup> Hellebrandt, Franseen. Physiological study of vertical stance in man. *Physiol Rev* 1943; 23; 220-5
- <sup>38</sup> Hirschl MM, Binder M, Herkner H, Bur A, Brunner M, Seidler D, Stühlinger HG, Laggner AN: Accuracy and reliability of noninvasive continuous finger blood pressure measurement in critically ill patients. *Crit Care Med* 1996 Vol.24, No. 10: 1684-89
- <sup>39</sup> Idema RN, van den Meiracker AH, Imholz BP, Man in't Veld AJ, Ritsema van Eck HJ, Schalekamp MA. Comparison of Finapres non-invasive beat-to-beat finger blood pressure with intrabrachial artery pressure during and after bicycle ergometry. *J Hypertens Suppl* 1989 Dec; 7(6): 58-59
- <sup>40</sup> Imholz BPM, Langewouters GJ, van Montfrans GA, Parati G, van Goudoever J, Wesseling KH, Wieling W, Mancia G: Feasibility of ambulatory, continuous, 24-hour finger arterial pressure recording. *Hypertension* 1993 ;21 : 65-73
- <sup>41</sup> Imholz BPM, Parati G, Mancia G, Wesseling KH: Effects of graded vasoconstriction on the measurement of arterial pressure. *J Hypertens* 1992; 10: 979-84
- <sup>42</sup> Imholz BPM, Settels JJ, van der Meiracker AH, Wesseling KH, Wieling W. Non-invasive continuous finger blood pressure measurement during orthostatic stress compared to intra-arterial pressure. *Cardiovasc Res*, 1990, 24, 214-21
- <sup>43</sup> Imholz BPM, Wieling W, van Montfrans GA, Wesseling KH: Fifteen years experience with finger arterial pressure monitoring: assessment of the technology. *Cardiovasc Res* 1998;38: 605-16
- <sup>44</sup> Imholz BPM: Automated blood pressure measurement during ergometric stress testing: Possibilities of Finapres. *Z Kardiol* 85: Suppl 3, 1996: 76-80
- <sup>45</sup> Jellema WT, Imholz BPM, van Goudoever J, Wesseling KH, van Lieshout JJ: Finger arterial versus intra-brachial pressure and continuous cardiac output during head-up tilt testing in healthy subjects. *Clin Sci* 1996;91: 193-200
- <sup>46</sup> Kaijser L: The indirect method of recording blood pressure during exercise – can the diastolic pressure be measured? Editorial. *Clin Physiol* 7: 175-79, 1987
- <sup>47</sup> Kaplan JA: Hemodynamic monitoring. In: Kaplan JA (Hrsg): *Cardiac anesthesia*. Vol 1, 2nd edition, Philadelphia, WB Saunders 1987, 179-85
- <sup>48</sup> Kapoor WN: Syncope. *New Engl J Med* 343, 2000; 25: 1856-62

- <sup>49</sup> Kemmotsu O, Ueda M, Otsuka H, Yamamura T, Okamura A, Ishikawa T, Winter DC, Eckerle JS. Blood pressure measurement by arterial tonometry in controlled hypotension. *Anaesthesia and Analgesia* 1991; 73: 54-58
- <sup>50</sup> Kemmotsu O, Ueda M, Otsuka H, Yamamura T, Winter DC, Eckerle JS. Arterial tonometry for noninvasive continuous blood pressure monitoring during anaesthesia. *Anesthesiology* 1991; 75: 333-340
- <sup>51</sup> Kenny RA, O`Shea D, Parry SW. The Newcastle protocols for head up tilt table testing in the diagnosis of vasovagal syncope, carotid sinus hypersensitivity and related disorders. *Heart* 2000; 83:564-569
- <sup>52</sup> Kenny, Ingram, Bayliss et al., Head-up tilt: a useful test for investigating unexplained syncope. *Lancet* 1986 Jun14 (8494) 1352-55
- <sup>53</sup> Korotkoff NS: Über Methoden zum Studium des Blutdruckes (russ. Org.) *Izvest Imp Voenno Med Akad St Petersburg* 1905; 11: 365-67 (Englische Übersetzung in: *Bull New York Acad Med* 1941; 17: 877)
- <sup>54</sup> Lal SKL et al. Physiological influences on continuous finger and simultaneous intra-arterial blood pressure. *Hypertension* 1995; 26; 307-314
- <sup>55</sup> Lightfoot JT, Tuller B, Williams DF. Ambient noise interferes with auscultatory blood pressure measurement during exercise. *Med Sci Sports Exerc* 1996 Apr; 28(4): 502-08
- <sup>56</sup> Linzer M, Yang EH, Estes NH III, Wang P, Vorperian VR, Kapoor WN: Diagnosing syncope. 1. Value of history, physical examination and electrocardiography: Clinical Efficacy Assessment Project of the American College of Physicians. *Ann Intern Med* 1997; 126:989-96
- <sup>57</sup> Löllgen H, *Kardiopulmonale Funktionsdiagnostik*. Novartis, 3. Auflage, Nürnberg, 2000
- <sup>58</sup> Maniolo TA, Fishel SC, Beattie C, Torres J, Christopherson R, Merrit WT, Whelton PK : Evaluation of the Dinamap continuous blood pressure monitor. *Am J Hypertens* 1: 161S-167S, 1988
- <sup>59</sup> Manning DM, Kuchirka C, Kaminski J: Miscuffing: inappropriate blood pressure cuff application. *Circulation* 1983; 68: 763-66
- <sup>60</sup> Martin TP, Hanusa BH, Kapoor WN. Risk stratification of patients with syncope. *Ann Emerg Med* 1997;29:459-66

- <sup>61</sup> Nelesen RA, Dimsdale JE: Use of radial arterial tonometric continuous blood pressure measurement in cardiovascular reactivity studies. *Blood Press Monit* 2002 Oct; 7(5): 259-63
- <sup>62</sup> Nystrom E, Reid KH, Bennet R, Couture L, Edmonds HL Jr.: A comparison of two automated indirect arterial blood pressure meters with recordings from a radial artery catheter in anesthetized surgical patients. *Anesthesiology* 62: 526-30, 1985
- <sup>63</sup> O'Rourke MF, Blazek JV, Morreels CL, Krovetz LJ: Pressure wave transmission along the human aorta, change with age and in degenerative disease. *Circ Res* 1968; 23: 567-79
- <sup>64</sup> O'Rourke MF, Kelly RP, Avolio AP: *The Arterial Pulse*. Philadelphia, Pa, Lea & Febiger, 1992
- <sup>65</sup> O'Rourke MF: The arterial pulse in health and disease. *Am Heart J* 82: 687-702, 1971
- <sup>66</sup> Ogasawara S, Freedman B, Ram J, Kelly DT. Evaluation of a microprocessor controlled sphygmomanometer for recording of blood pressure during exercise. *Am J Cardiol* 64: 806-08, 1989
- <sup>67</sup> Pace NL, East TD: Simultaneous Comparison of Intraarterial, Oscillometric and Finapres Monitoring During Anesthesia. *Anesth Analg* 1991;73: 213-20
- <sup>68</sup> Penaz J: Photoelectric measurement of blood pressure volume and flow in the finger. *Digest of the International Conference on Medicine and Biological Engineering*. Dresden, Conference Committee of the 10<sup>th</sup> International Conf on Med and Biol Eng, 104, 1973
- <sup>69</sup> Petersen MEV, Williams TR, Gordon C, Chamberlain-Webber R, Sutton R. The normal response to prolonged passive head up tilt testing. *Heart* 2000; 84: 509-14
- <sup>70</sup> Petersen MEV, Williams TR, Sutton R: A comparison of non-invasive continuous finger blood pressure measurement (Finapres) with intra-arterial pressure during prolonged head-up tilt. *Eur Heart J* 1995;16: 1647-54
- <sup>71</sup> Poiseuille JLM: *Recherches sur la force du coeur aortiques*. Dissertationsschrift, Paris 1828
- <sup>72</sup> Pressman GL, Newgard PM. A transducer for the continuous external measurement of arterial blood pressure. *IEEE. Transactions on Biomedical Electronics* 1963; 10: 73-81
- <sup>73</sup> Pschyrembel W (Begr.), Zink C (Bearb.): *Klinisches Wörterbuch*, Walter de Gruyter & Co., 256. Auflage, Berlin 1990

- <sup>74</sup> Ramsey M III: Blood pressure monitoring: Automated oscillometric devices. *J Clin Monit* 7: 56-67, 1991
- <sup>75</sup> Raviele A, Gasparini G, DiPede F et al. Nitroglycerin infusion during upright tilt: a new test for the diagnosis of vasovagal syncope. *Am Heart J* 127; 1994: 103-11
- <sup>76</sup> Rongen GA, Bos WJW, Lenders JWM, van Montfrans GA, van Lier HJJ, van Goudoever J, Wesseling KH, Thien T: Comparison of Intrabrachial and Finger Blood Pressure in Healthy Elderly Volunteers. *Am J Hypertens* 1995; 8: 237-48
- <sup>77</sup> Sato T, Nishinaga M, Kawamoto A, Ozawa T, Takatsuji H: Accuracy of a Continuous Blood Pressure Monitor Based on Arterial Tonometry. *Hypertension* 1993;21:866-874
- <sup>78</sup> Savege TM: Complications of vascular catheterization. In: Taylor TH, Major E (Hrsg.): *Hazards and complications of anesthesia..* Edinburgh, Churchill Livingstone, 1987, 356-78
- <sup>79</sup> Siegel LC, Brock-Utne JG, Brodsky JB. Comparison of arterial tonometry with radial artery catheter measurements of blood pressure in anaesthetized patients. *Anaesthesiology* 1994; 81: 578-584
- <sup>80</sup> Silke B, McAuley D: Accuracy and precision of blood pressure determination with the Finapres: an overview using re-sampling statistics. *J Hum Hypertens* 1998;12: 403-09
- <sup>81</sup> Stokes DN, Clutton Brock T, Patil C, Thompson JM, Hutton P: Comparison of invasive and non invasive measurement of continuous arterial pressure using the Finapres. *Br J Anaesth* 1991; 67: 26-35
- <sup>82</sup> Tanaka H, Thulesius O: Effect of temperature on finger artery pressure evaluated by volume clamp technique: *Clin Physiol* 1993; 13: 535-45
- <sup>83</sup> Trappe HJ, Löllgen H. Leitlinien zur Ergometrie herausgegeben vom Vorstand der deutschen Gesellschaft für Kardiologie – Herz und Kreislaufforschung, bearbeitet im Auftrag der Kommission für klinische Kardiologie. *Z Kardiol* 89; 821-37 (2000)
- <sup>84</sup> Wesseling KH, Settels JJ, van der Hoeven GMA, Nijboer JA, Butijn MWT, Dorlas JC. Effects of peripheral vasoconstriction on the measurement of bloodpressure in the finger. *Cardiovasc Res* 1985; 19: 139-145
- <sup>85</sup> Wessling KH, Settels JJ, de Wit B. The measurement of continuous finger arterial pressure noninvasively in stationary

subjects. In: Schmidt TH, Dembrowski TM, Bluemchen G, Hrsg. Biological and psychological factors in cardiovascular disease, Berlin: Springer-Verlag, 1986: 355-375

<sup>86</sup> White WB, Lund-Johansen P, Omvik P. Assessment of four ambulatory blood pressure monitors and measurements by clinicians versus intra-arterial blood pressure at rest and during exercise. *Am J Cardiol* 65: 60-66, 1990

<sup>87</sup> Wilkes MP, Bennet A, Hall P, Lewis M, Clutton-Brock TH: Comparison of invasive and non-invasive measurement of continuous arterial pressure using the Finapres in patients undergoing spinal anaesthesia for lower segment Caesarian section. *Br J Anaesth* 1994;73: 738-43

<sup>88</sup> Zion AS, Bartels MN, Wecht JM, Sloan RP, Downey JA, De Meersman RE: Evaluation of Blood Pressure and Baroreflex Sensitivity By Radial Artery Tonometry Versus Finger Arteriolar Plethysmography, *Am J Hypertens* 2003; 16: 371-374

**VI. ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS**

Abb.	Abbildung
CT	Computertomographie
DGK	Deutsche Gesellschaft für Kardiologie
diast.	Diastolisch
Diff.	Differenz
EEG	Elektroenzephalogramm
EKG	Elektrokardiogramm
KHK	koronare Herzerkrankung
mmHg	Millimeter Quecksilbersäule
n	Stichprobenumfang
n.s.	nicht signifikant
o.g.	oben genannt
p	statistische Unsicherheit
Pat.	Patienten
r	Korrelationskoeffizient
rez.	Rezidivierend
RR	Blutdruck
s.	siehe
SD	Standardabweichung
syst.	Systolisch
TIA	Transitorisch Ischämische Attacke
V.a.	Verdacht auf
vgl.	vergleiche
WHO	Weltgesundheitsorganisation
z.B.	zum Beispiel
Z.n.	Zustand nach



## **VII. DANKSAGUNG**

Zunächst bedanke ich mich bei Herrn Prof. Dr. med. Baumgart für die Überlassung der Fragestellung und die gute und freundliche Betreuung der Promotionsarbeit. Für Fragen stand er jederzeit zu Verfügung.

Beim Personal des Funktionsbereiches der Klinik für Innere Medizin des Clemenshospitals möchte ich mich für die Unterstützung bei der Durchführung der Testreihen herzlich bedanken.

Besonderer Dank gilt meiner Frau Katja, ohne deren Unterstützung und Beistand dieses Projekt nicht realisierbar gewesen wäre.

**VIII. LEBENSLAUF**

---

---

---

---

---

---

---

---