

Ralf Schüler

**Neue methodische Ansätze zur Objektivierung
von Diagnostik und Therapiekontrolle bei
venösen Insuffizienzen der unteren Extremitäten**

Dissertation
zur Erlangung des akademischen Grades
Doktoringenieur

Neue methodische Ansätze zur Objektivierung von Diagnostik und Therapiekontrolle bei venösen Insuffizienzen der unteren Extremitäten

Vorgelegt der Fakultät für Informatik und Automatisierung
der Technischen Universität Ilmenau

von Dipl.-Ing. Ralf Schüler
geboren am 17.02.1966 in Schalkau

Berichterstatter:

Eingereicht am:

Verteidigt am:

Für meine Frauen Ragna, Ricarda und Tabitha

Vorwort

Die vorliegende Arbeit entstand im Rahmen der langjährigen Neu- und Weiterentwicklung eines kommerziellen angiologisch/phlebologischen Meßsystems. Sie konzentriert sich dabei vorwiegend auf die methodischen Entwicklungen zum Muskelpumpentest bzw. zur Licht-Reflexions-Rheographie. Parallel hierzu wurde u. a. die Venen-Verschluß-Plethysmographie und die Pulswellenanalyse weiterentwickelt.

Zum praktischen Einsatz der methodischen Neuerungen war zusätzlich die Entwicklung und Implementierung verschiedener Algorithmen zur Biosignalanalyse bzw -verarbeitung notwendig. Da diese jedoch der Verschwiegenheitspflicht unterliegen, fanden sie keinen Zugang zu dieser Arbeit.

Die Entwicklung eines umfangreichen Meßsystems ist immer eine Kollektivleistung. Deshalb gilt an dieser Stelle mein Dank meinen Kollegen in der medis. Medizinische Meßtechnik GmbH Ilmenau.

Insbesondere möchte ich mich bei Herrn Marcus Krellig, der die hardwareseitige Konstruktion und die Firmwareimplementierung übernahm, bei Herrn Olaf Posdzech, der die Grundlagen für die sehr gute Impedanzmeßtechnik schuf, und bei Herrn Dr. Olaf Solbrig, der sowohl in technischer als auch in methodischer Hinsicht ständig als wertvoller Diskussionspartner zur Verfügung stand, herzlich bedanken.

Prof. Dr.-Ing. habil. Günter Henning danke ich für die Bereitschaft zur wissenschaftlichen Betreuung.

Natürlich möchte ich mich auch bei allen bedanken, die diese Arbeit zur Kontrolle gelesen haben.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung	13
2. Problemanalyse	16
2.1. Methodische Grundlagen der Untersuchungstechnologie	16
2.2. Stand der Technik bei der Licht-Reflexions-Rheographie (LRR)	18
2.3. Einordnung der LRR zu anderen apparativen Verfahren	23
2.4. Problemstellung	26
3. Alternative Meßverfahren	30
3.1. Nomenklatur	30
3.2. Modell des Auffüllvorganges	31
3.3. Meßort	39
3.4. Anforderungen an ein entsprechendes Meßverfahren	39
3.5. Vergleich der bekannten plethysmographischen Verfahren	41
4. Impedanz-Plethysmographie	44
4.1. Beschreibung des Meßverfahrens	44
4.2. Voraussetzungen für die Anwendung der IPG beim Muskelpumpentest . .	46
4.3. Herleitung einer geeigneten Elektrodenanordnung	47
4.4. Praktischer Test	50
4.5. Messen durch Kompressionsstrümpfe hindurch	56
4.6. Zusammenfassung und Schlußfolgerungen	57
5. Technische Weiterentwicklung der LRR	59
5.1. Spezielle Anforderungen an ein Meßverfahren für die Messung mit Kom- pressionsstrümpfen	59
5.2. Analyse der LRR	61
5.3. Neues Kompensationsverfahren	72
5.4. Praktische Messung durch Kompressionsstrümpfe hindurch	75
6. LRR zur Therapiekontrolle bei Kompressionsstrümpfen	76
6.1. Zielstellung der Untersuchung	76
6.2. Wirkungsprinzip von Kompressionsstrümpfen	77
6.3. Material und Methode der praktischen Studie	82

Inhaltsverzeichnis

6.4. Ergebnisse der praktischen Erprobung	85
6.5. Diskussion und Schlußfolgerungen	88
7. Praktische Umsetzung und Ausblick	91
8. Zusammenfassung	93
A. Praktische Durchführung der LRR	98
Literaturverzeichnis	100

Abbildungsverzeichnis

2.1. Verlauf des Venendruckes vor, während und nach Aktivität der Muskel- pumpe und daraus ermittelte Parameter	17
2.2. Prinzip der LRR	18
2.3. Typischer LRR-Sensor mit mehreren LED	19
2.4. Tiefenempfindlichkeit des Sensors bei unterschiedlichem LED-Photodi- oden-Abstand	19
2.5. Prinzipschaltung eines LRR-Gerätes	22
3.1. Strömungsmechanisches Modell des Auffüllvorgangs und zugehöriges elek- trisches Ersatzschaltbild	32
3.2. Tonus, Compliance und Ruhedruck der Venen	33
3.3. Simulationsergebnisse aus Gleichung 3.7	35
4.1. Prinzip der Impedanz-Plethysmographie	44
4.2. Abhängigkeit der Grundimpedanz vom Abstand zwischen Strom- und Meßelektrode	49
4.3. Empfohlene Elektrodenposition	50
4.4. Vergleich LRR und Impedanz: Gesunder Proband	52
4.5. Der gleiche Proband bei (zu) kalter Umgebung	52
4.6. Vergleich LRR und Impedanz: Leichte Insuffizienz	54
4.7. Vergleich LRR und Impedanz: Erhöhte Hautdurchblutung	55
4.8. Vergleich LRR und Impedanz: Hochgradige Insuffizienz	55
4.9. Elektrodenankopplung durch den Strumpf	57
5.1. Schichtenmodell zur Modellierung der LRR	61
5.2. Prinzipschaltung unter Berücksichtigung der Rauschquellen	69
5.3. Prinzipschaltung eines mikroprozessorbasierten LRR-Gerätes	72
5.4. Neuer LRR-Sensor	74
6.1. Typische Besserung mit Kompressionsstrumpf	86
6.2. Nahezu eine Normalisierung erreicht	87
6.3. Vergleich mit operierter Seite	89
A.1. Position des Patienten und typische Sensorlage bei der LRR	98

A.2. Typischer Kurvenverlauf bei der LRR und die Einteilung in Insuffizienz-
klassen 99

Tabellenverzeichnis

2.1. Tabellarischer Vergleich von Untersuchungstechnologien zur Diagnose venöser Insuffizienzen	27
6.1. Andruck der verschiedenen Kompressionsklassen im Fesselbereich [249] . .	78
6.2. Hämodynamische Verbesserungen nach Insuffizienzgrad	85

Abkürzungsverzeichnis

CVI	chronisch venöse Insuffizienz
DGP	Deutsche Gesellschaft für Phlebologie
DMS	Dehnungsmeßstreifen-Plethysmographie
IPG	Impedanzplethysmographie
LED	Light-Emitter-Diode, Halbleiterbauelement, das nahezu monochromatisches Licht aussenden kann; hier lichtaussendendes Bauteil im LRR-Sensor
LRR	Licht-Reflexions-Rheographie
OVP	Optische-Verschluß-Plethysmographie; VVP mit einem LRR-Sensor als Volumendetektor
SGP	Strain gauge plethysmography; engl. für Dehnungsmeßstreifen-Plethysmographie
VVP	Venen-Verschluß-Plethysmographie

Symbolverzeichnis

a_S	der Wirkungsgrad der Leuchtdioden des LRR-Sensors ($a_S = \frac{W_S}{I_S}$)
a_E	der Wirkungsgrad des Empfängers im LRR-Sensor
A	vom Blut im venösen Hautplexus unter dem LRR-Sensor optisch dämpfend bedeckte Fläche
B	Arbeitsbereich des LRR-Gerätes; Verhältnis von minimaler und maximaler optischer Kopplung zwischen den Leuchtdioden und dem Photoempfänger des Sensors
C	Compliance der Venen
C_H	Compliance der Hautvenolen
C	Eichfaktor nach Gleichung 5.14 (Seite 67)
d	durchschnittlicher Gefäßdurchmesser im Hautplexus
D_B	der (zeitlich variable) Dämpfungsfaktor der Blutgefäßschicht
D_P	der Dämpfungsfaktor der Pigmentschicht
F	der optische Koppelfaktor zwischen Leuchtdioden und Photoempfänger des LRR-Sensors
I_A	arterieller Einstrom
I_R	pathologischer Reflux aufgrund defekter Venenklappen
I_S	der (gepulste) Betriebsstrom der Leuchtdioden des LRR-Sensors
K	im Kapitel 4 der Proportionalitätsfaktor zwischen der relativen Impedanzänderung und der relativen Blutvolumenänderung
k	die Anzahl der meist in Reihe geschalteten Leuchtdioden im LRR-Sensor
K_1	der Faktor, der beschreibt, welcher Anteil des von den Leuchtdioden ausgesendeten Lichtes aufgrund von Streuungs- und Reflexionseffekten in der Hautschicht oberhalb der Blutgefäßschicht zum Photoempfänger gelangt
K_2	der Faktor, der entsprechend K_1 die Lichtmenge beschreibt, die aus der Hautschicht unterhalb der Blutgefäßschicht stammt
l	gesamte Länge der Gefäße unter dem LRR-Sensor
p	momentaner Venendruck
p_0	Venendruck zu Beginn der Auffüllphase
p_a	arterieller Mitteldruck
p_H	hydrostatischer Druck
Q	durchschnittliche Querschnittsfläche der Gefäße im Hautplexus
R_{ins}	Flußwiderstand der Transportvenen in distaler Richtung aufgrund defekter Venenklappen

R_S	peripherer Gefäßwiderstand
R_{SH}	peripherer Gefäßwiderstand zwischen den hautversorgenden Arterien und dem venösen Hautplexus
R_V	Strömungswiderstand der Verbindungsvenen zwischen dem Hautplexus und den großen Transportvenen
t	Zeit
t_E	Entleerungszeit beim Tielflagerungsversuch nach [21]
t_F	Auffüllzeitzeit beim Tielflagerungsversuch nach [21]
V	das Volumen des meßtechnisch erfaßten Extremitätenabschnittes
ΔV	die Änderung im Blutvolumen des erfaßten Meßabschnittes
$\frac{\Delta V}{V}$	die relative Blutvolumenänderung
V	in den Gefäßen unter dem LRR-Sensor enthaltene Blutmenge (Kapitel 5)
V_E	der Verstärkungsfaktor des Empfängerpfades
W_E	die durch den Photoempfänger aufgenommene Lichtmenge, welche von den Leuchtdioden ausgesendet wurde (ohne Umgebungslichtanteil)
W_S	die Lichtmenge, die von den Leuchtdioden ausgesendet wird
Z	die Grundimpedanz (fester Gleichanteil der Impedanz)
ΔZ	die gemessene Änderung der Impedanz

1. Einleitung

Venenerkrankungen gehören zumindest in den Industrieländern zu den häufigsten Krankheitsbildern. So konnte beispielsweise in der sogenannten Baseler Studie (Zusammenfassung siehe [129]) bei der Altersgruppe der 25–32jährigen in 26 % und bei den 66–74jährigen in 74 % der Fälle Varizen nachgewiesen werden.

Gegenüber anderen Organen, wie auch gegenüber den anderen Gefäßtypen, hat das Venensystem aufgrund seiner Funktion einige Spezifika, die für die typischen Erkrankungen und deren chronischen Verlauf bedeutsam sind. Die Ausprägung des Venensystems ist weniger genetisch vorbestimmt, sondern richtet sich nach den hämodynamischen Erfordernissen. So ändert sich die Ausprägung der peripheren Venen vorgeburtlich und im Kindesalter noch beträchtlich, wobei die wechselnden Anforderungen der Hämodynamik die anatomische Anpassung der Venen stimulieren. Dies ist die Ursache für den interindividuell großen Variantenreichtum bei der anatomischen Ausbildung der Venen [128]. Diese hämodynamische Anpassungsfähigkeit ist im Erwachsenenalter eingeschränkt weiter vorhanden. Dem ist es zu verdanken, daß auch schwere hämodynamische Erkrankungen wie akute Phlebothrombosen nicht direkt (wohl aber über die Gefahr einer Lungenembolie) lebensbedrohlich werden, da sich schnell Kollateralen - Ersatzblutbahnen - bilden können. Die Anpassungsfähigkeit des peripheren venösen Systems hat allerdings auch ihren Preis. Hämodynamisch belastende Lebensumstände, wie langes Stehen und Sitzen, wirken sich ebenfalls auf das Venensystem aus und provozieren mit fortschreitendem Lebensalter schleichende anatomisch morphologische Veränderungen, die schließlich in einer chronischen Venenerkrankung münden.

Wenn auch die meisten Erkrankungen des peripheren Venensystems nicht direkt lebensbedrohend sind, so stellt deren meist chronischer Verlauf eine deutliche Einschränkung der Lebensqualität der betroffenen Patienten dar und ist ein nicht unerheblicher Kostenfaktor für das Gesundheitswesen. Einer möglichst frühzeitigen Diagnose und einer folgerichtigen und effizienten Behandlung kommt aus diesen Gründen eine besondere Bedeutung zu.

Sowohl für die rechtzeitige Erkennung von Erkrankungen als auch für die Kontrolle einer Therapie sind entsprechende apparative medizinische Meßmethoden notwendig. Im Verständnis des Autors dienen solche apparative Methoden nicht der Ablösung der klassischen ärztlichen Diagnostik mittels Inspektion, Palpation und den verschiedenen manuellen Tests. Vielmehr soll die Gerätetechnik dem Arzt frühzeitig Vorgänge und Veränderungen aufzeigen, die anders nicht erkennbar wären. Aufgrund der weiten Verbreitung

venöser Erkrankungen sind hier vor allem gut verfügbare und einfach zu handhabende Methoden gefragt. Die Fortschritte in der Elektronik und Computertechnik ermöglichen auch bei der hierbei relevanten apparativen phlebologischen Diagnostik eine deutliche qualitative Weiterentwicklung.

Technische Verbesserungen wie die Erhöhung der Empfindlichkeit und des Signal-Rauschabstandes sowie die drastische Steigerung der Eigenintelligenz der Meßgeräte durch Verwendung von leistungsfähigen Prozessoren schaffen die Voraussetzung für methodisch neue bzw. erweiterte Anwendungsgebiete herkömmlicher medizintechnischer Meßverfahren. Dieser Umstand ist eine essentielle Voraussetzung und zugleich wesentliche Motivation für diese Arbeit.

Eine der Standardmethoden in der Phlebologie ist die Licht-Reflexions-Rheographie (LRR) geworden. Sie wird vorwiegend als erster Diagnoseschritt bei venösen Insuffizienzen (Screening) eingesetzt und ist entsprechend anerkannt und weit verbreitet. Die in letzter Zeit deutlich gewachsene Zahl an Ärzten, die diese Methode anwenden, ist ein Ausdruck für die praktische Bedeutung der Methode. Die Deutsche Gesellschaft für Phlebologie hat für die LRR eine eigene Leitlinie definiert [185].

Die LRR ist ein optoelektronisches Meßverfahren, das auf der Abhängigkeit des Lichtreflexionsvermögens der Haut von der Blutfüllung der Hautvenen und -venolen beruht. Diagnostisch macht man sich dabei zunutze, daß die Blutfüllung der Hautgefäße mit dem Druck in den tieferen Venen korrespondiert (nähere Analyse hierzu in Kapitel 3.2).

Die Licht-Reflexions-Rheographie ist ein einfach anzuwendendes Verfahren, das den Patienten nicht belastet. Das ist ein Hauptgrund für die weite Verbreitung der Methode. Aber aus der Tatsache, daß meßtechnisch die Füllung der tieferen Venen über die Messung der Hautdurchblutung erfaßt wird, ergeben sich prinzipielle Nachteile. So ist die arterielle Durchblutung der Haut aufgrund ihrer Funktion als Temperaturregulator physiologisch sehr variabel und beeinflußt das Meßergebnis der LRR. Bei forcierter arterieller Hautdurchblutung erhält man bei der LRR eine Tendenz zu falschpositiven Resultaten. D. h. aufgrund innerhalb normaler physiologischer Grenzen erhöhter Hautdurchblutung erhält man mit der LRR Ergebnisse, die nicht von den typischen Meßwerten bei leichtgradigen venösen Insuffizienzen unterscheidbar sind. In diesen Fällen muß dann - so sie überhaupt als falschpositiv erkannt werden - zu einer wesentlich aufwendigeren Diagnostik (Ultraschall-Doppler) bzw. zu einer invasiven Methode (Phlebodynamometrie) ausgewichen werden. Diese Probleme sind bekannt und prinzipiell durch das Meßprinzip bedingt.

Ziel dieser Arbeit ist es deshalb, das optische Meßprinzip der LRR durch eine andere Meßmethode zu ergänzen bzw. zu substituieren, um diese prinzipiellen Nachteile zu umgehen. Aus dem Anforderungsprofil für eine entsprechende Meßmethode (z.B. Nichtinvasivität, einfache Handhabung auch bei einem Bewegungsversuch) erscheint die Impedanzplethysmographie geeignet. Hier wurden in letzter Zeit große technische Fortschritte bei der Anwendung zur Venen-Verschluß-Plethysmographie

gemacht (siehe auch andere Veröffentlichungen des Autors [198,199,200]). Die Impedanzplethysmographie wird deshalb in dieser Arbeit hinsichtlich ihrer Eignung als Ersatz für die LRR methodisch weiterentwickelt und praktisch eingeführt.

Bei venösen Insuffizienzen ist die Kompressionstherapie (in der Regel das Tragen entsprechender industriell gefertigter Kompressionsstrümpfe) die Therapie der Wahl. Die Auswahl der individuell passenden Strümpfe erfolgt bisher nach Standardrichtlinien in Bezug auf die Kompressionsklasse und nach der Vermessung der Extremität hinsichtlich der Größe. Es existiert kein praktisch anwendbares objektives Kriterium für die Erfassung der hämodynamischen Wirksamkeit des jeweils ausgewählten Kompressionsstrumpfes. Da aber die tatsächliche Kompressionswirkung nicht nur von der Kompressionsklasse, sondern auch von der Dehnung des Strumpfes (Größe) abhängt, kann die individuelle hämodynamische Wirkung nicht vorhergesagt werden. Kann man die Paßform durch entsprechend gründliches Vermessen der Extremität und Probieren mehrerer Typen und Modelle noch geeignet auswählen, stellt sich die erreichte hämodynamische Verbesserung frühestens nach einer Woche anhand der Symptomatik heraus. Ist die hämodynamische Wirkung des Kompressionsstrumpfes ungenügend und bringt er nicht die erwartete Erleichterung für den Patienten, muß ein neuer Strumpf angemessen werden, und der alte ist unbrauchbar. In der Praxis geschieht das in der Regel - sowohl aus ökonomischen Erwägungen als auch aus mangelnder Beratung - nicht, und die Patienten verzichten oft einfach auf das Tragen der Strümpfe. Deutsche Schätzungen besagen, daß die Krankenkassen jährlich rund 60 Millionen DM praktisch vergeblich aufwenden (nicht wirkende bzw. nicht getragene Kompressionsstrümpfe zuzüglich der abschätzbaren Folgekosten), weil viele Strümpfe nicht richtig angepaßt sind [52]. Ein einfaches objektives Meßmittel zur Überprüfung der Wirksamkeit der Kompressionsstrümpfe kann die Versorgung der Patienten hier stark verbessern und den Therapieerfolg sichern.

Die LRR ist hinsichtlich ihrer diagnostischen Wertigkeit wie auch ihrer praktischen Handhabbarkeit gut geeignet, um die hämodynamische Wirksamkeit von Kompressionsstrümpfen zu beurteilen. Um dies praktisch zu ermöglichen, muß ein Weg gefunden werden, die LRR (oder ein ähnliches Verfahren) bei angezogenem Kompressionsstrumpf durchzuführen. **Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist es deshalb, ein Meßverfahren zu entwickeln, das eine Messung bei angezogenem Kompressionsstrumpf gestattet.** Um dies zu erreichen, werden sowohl alternative Meßverfahren untersucht sowie die LRR hinsichtlich dieser Anforderung weiterentwickelt.

Die vorliegende Arbeit kann aufgrund ihrer medizintechnischen Ausrichtung und des Umfangs keine abschließende diagnostische Bewertung der sich neu ergebenden medizinischen Möglichkeiten liefern. Sie behandelt vorwiegend die technischen und methodischen Aspekte der Untersuchungsverfahren. Eine solche Bewertung muß medizinischen Studien vorbehalten bleiben, für die hier die Grundlagen geschaffen werden.

2. Problemanalyse

2.1. Methodische Grundlagen der Untersuchungstechnologie

Die Venen der unteren Extremitäten erfüllen physiologisch zwei verschiedene Funktionen im Organismus. Zum einen transportieren sie das Blut aus den Extremitäten zum Herzen zurück, zum anderen funktionieren sie durch ihre Dehnbarkeit und Größe als Volumenregulator. Dementsprechend haben die Venen gegenüber den Arterien auch einen anderen anatomischen Aufbau: Sie sind großkalibriger, dehnbarer und haben zum Teil als Ventile funktionierende Klappen.

Im Stehen oder Sitzen lastet auf den Venen der unteren Extremitäten der hydrostatische Druck der Blutsäule. Im Stehen ist so im Knöchelbereich ein Venendruck von 80–95 mmHg vorhanden. Der Bluttransport ist prinzipiell auch entgegen diesem hydrostatischen Druck gewährleistet. Jedoch versacken aufgrund der Dehnbarkeit der Venen relativ große Blutmengen in den Beinen, was zu einem verminderten Blutangebot für das Herz führt. Weiter ist aufgrund des hohen Venendruckes eine große Druckdifferenz zwischen Venen und Interstitium vorhanden, die zu einer vermehrten Abfiltration von Flüssigkeit aus den Venen und zu einer chronischen Schädigung der Mikrozirkulation führt. Damit die aufrechte Körperhaltung für den Menschen eine übliche Position sein kann, gibt es durch die Muskelpumpe einen Transportmechanismus, der im Normalfall zu einer Venendruckabsenkung in den Venen führt.

Die Funktion der Muskelpumpe

Kontrahieren die (Waden-) Muskeln (Muskelsystole), werden die tiefen Venen zusammengedrückt und deren Blut nach proximal¹ gepreßt. Die Venenklappen verhindern, daß das Blut auch nach distal und in die oberflächlichen Venen fließen kann. Erschlaffen die Muskeln (Muskeldiastole), wird das Blut von den oberflächlichen Venen aufgrund des hierbei entstehenden Druckgefälles in die tiefen Venen abgeführt. Venenklappen sorgen hierbei dafür, daß das Blut in der Muskelsystole nur in proximaler Richtung und in der Muskeldiastole nicht wieder in distaler Richtung zurückfließen kann.

¹Richtung am Körper: zum Herzen hin; das Gegenteil ist distal

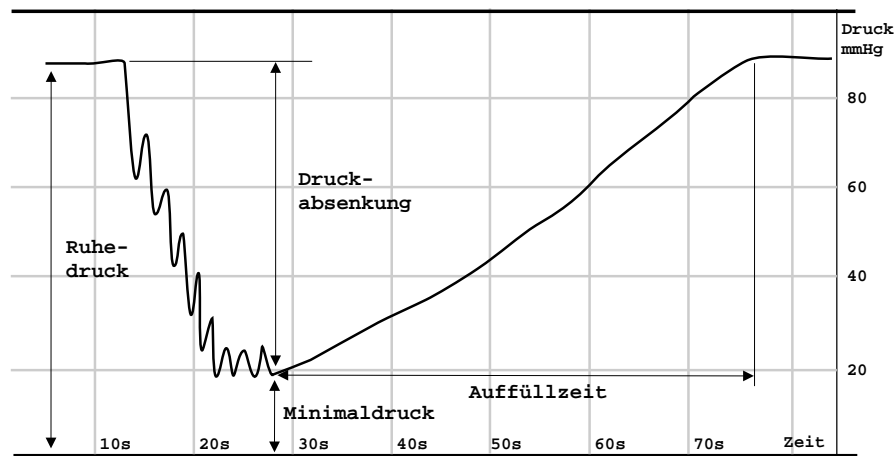


Abb. 2.1.: Verlauf des Venendruckes vor, während und nach Aktivität der Muskelpumpe und daraus ermittelte Parameter

Hieraus ist ersichtlich, wie wichtig die Funktion der Venenklappen ist. Sind die Klappen in verschiedenen Venen defekt, führt das zu einer Beeinträchtigung der Muskelpumpe (siehe auch Abschnitt 6.2). Die Konsequenzen sind eine ständige Drucküberlastung der peripheren Venen (Symptome: Schädigung der Mikrozirkulation mit Ulzera-Bildung, Schwellung der Beine durch Ödembildung) und, bedingt durch das Versacken des Blutes in den Beinen, eine beeinträchtigte Volumenregulation (Symptome: Kreislaufbeschwerden). Das ausgeprägte Krankheitsbild wird chronisch venöse Insuffizienz (CVI) genannt.

Die Funktion der Muskelpumpe und der Venenklappen kann mit einem Arbeitsversuch überprüft und quantifiziert werden. Dabei stellt oder setzt sich der Proband in aufrechter Körperhaltung hin. Der Venendruck in den unteren Extremitäten steigt dabei auf seine hydrostatisch bestimmte Größe. Wird die Muskelpumpe durch eine entsprechende Übung (Zehenstände, Laufen/Treten auf der Stelle, Kniebeugen, Dorsalflexionen - siehe auch Anhang A) aktiviert, sinkt der Venendruck schrittweise bis zu einem konstanten unteren Niveau ab. Nach Beendigung der Übung steigt der Venendruck wieder auf seinen Ausgangswert an. Bei gesunden Probanden erfolgt dies ausschließlich durch den Zufluß des Blutes über die arterielle Blutversorgung und dauert oftmals länger als eine Minute.

Bei nicht vollständig schließenden Venenklappen ist zum einen die Funktion der Muskelpumpe beeinträchtigt: Die durch die Übung erreichbare Druckabsenkung ist signifikant geringer. Zum anderen erfolgt nach der Übung ein retrograder Rückstrom, der die Wiederauffüllung der Venen stark beschleunigt. Die Zeit vom Beenden der Übung bis zum Erreichen des Ausgangsdruckes (Wiederauffüllzeit) beträgt oftmals weniger als 10s.

Aus physiologischer und pathophysiologischer Sicht ist dabei der Venendruck bzw. dessen Verlauf die diagnostisch relevante Zielgröße [151, 166, 165, 200]. Dieser kann mittels Phlebodynamometrie (siehe auch Abschnitt 2.3.1) direkt - allerdings nur auf invasivem

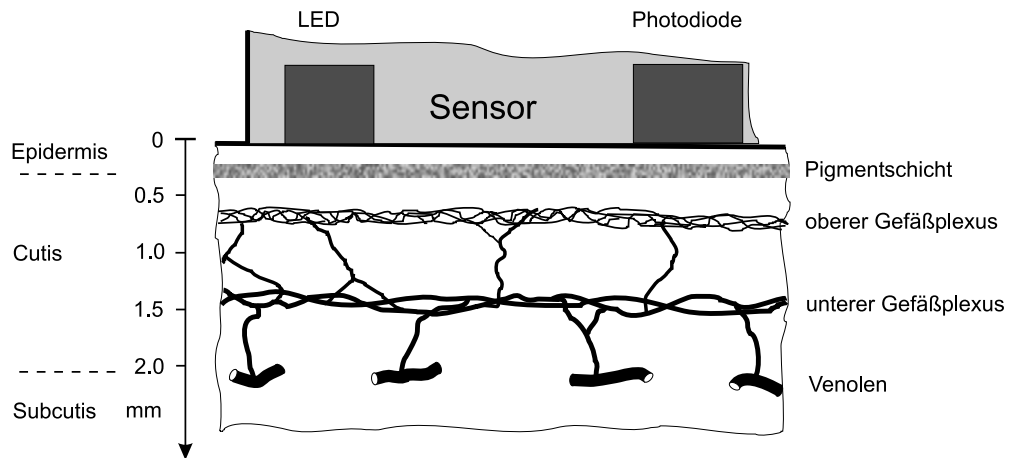


Abb. 2.2.: Prinzip der LRR

Weg - gemessen werden. Ein entsprechender mittels Phlebodynamometrie erfaßter Venendruckverlauf ist in Abbildung 2.1 dargestellt.

Die Licht-Reflexions-Rheographie (LRR) ist ein diagnostisches Verfahren, bei dem der Venendruckverlauf einer entsprechenden Übung nichtinvasiv auf indirektem Weg aufgezeichnet und zur Diagnose einer venösen Insuffizienz sowie zur Abschätzung deren Schweregrades benutzt wird. Da der Venendruck hierbei nicht direkt gemessen werden kann, beschränkt man sich auf die Messung und Auswertung des zeitlichen Verlaufes einer dem Venendruck proportionalen Größe: der Blutfüllung des venösen Hautplexus. Der Ablauf einer LRR-Untersuchung und deren Auswertung ist im Anhang A detailliert beschrieben.

2.2. Stand der Technik bei der Licht-Reflexions-Rheographie (LRR)

Die Licht-Reflexions-Rheographie beruht auf drei wesentlichen Grundprinzipien:

1. Der Druck im venösen Plexus der Haut und damit die Füllung der Hautvenolen korrespondiert mit dem Druck in den großen Venen (peripherer Venendruck). Ist dort der Druck entsprechend hoch, ist eine größere Blutmenge im venösen Plexus der Haut vorhanden als bei niedrigem peripheren Venendruck.
2. Das Lichtreflexionsvermögen der Haut hängt wenigstens in einigen Spektralbereichen vom Füllungszustand des venösen Hautplexus ab. Da Blut Licht wesentlich stärker absorbiert als das Hautgewebe, erscheint die Haut bei vermehrter Blutfülle dunkler.

- Wie bereits im Kapitel 2.1 beschrieben, ist die Zeit, die zum Wiederauffüllen des durch die Bewegung abgepumpten Blutes benötigt wird, direkt proportional zum Schweregrad der venösen Insuffizienz. D.h. je kürzer die Wiederauffüllzeit ist, desto höhergradig ist die Insuffizienz.

Bei der LRR besteht somit meßtechnisch die Aufgabe, das Lichtabsorbptionsvermögen der Haut vor, während und nach einer Arbeitsprovokation zu erfassen. Hierfür hat sich die Verwendung eines Sensors bewährt, wie er in den Abbildungen 2.2 und 2.3 dargestellt ist. Leuchtdioden senden dabei Licht in die Haut, das dort sofort diffus gestreut wird. Ein Teil des Lichtes wird im Gewebe zum Sensor zurück reflektiert und dort von einem Photoempfänger (üblicherweise eine Photodiode) detektiert. Die Menge dieses Lichtes ist dabei indirekt abhängig vom Absorbptionsvermögen der Haut. Je größer die Menge des im venösen Hautplexus befindlichen Blutes ist, desto weniger Licht gelangt zum Photoempfänger.

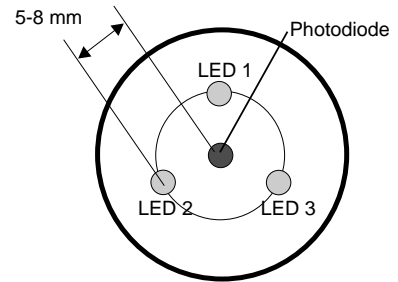


Abb. 2.3.: Typischer LRR-Sensor mit mehreren LED

Dieses Prinzip wurde historisch zunächst dazu verwendet, um die Pulsation der Arterien bzw. Arteriolen zu erfassen. Diese Methode wird Photoplethysmographie genannt und auch gegenwärtig zur Diagnostik arterieller Erkrankungen benutzt (näheres wird vom Autor hierzu in [200] ausgeführt). Eine besondere Variante der Photoplethysmographie ist die Messung der arteriellen Sauerstoffsättigung durch die Verwendung mehrerer unterschiedlicher Lichtwellenlängen (Pulsoxymetrie). Bei der Photoplethysmographie sind zwei verschiedene Arten von Sensoren gebräuchlich, Durchlichtsensoren und die aus Abbildung 2.3 ersichtlichen Reflexionssensoren. Bei den Durchlichtsensoren befinden sich die Leuchtdioden gegenüber der Photodiode, und die Extremität (typisch der Finger oder das Ohrfläppchen) wird vollständig durchleuchtet. Die arterielle Pulsation - sowohl im Durchlicht als auch im Reflexionsverfahren - läßt sich jedoch nur an dafür geeigneten Hautstellen messen:

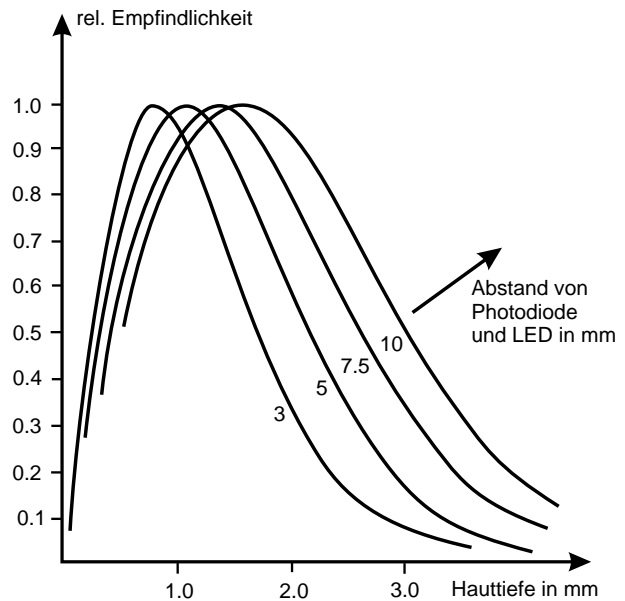


Abb. 2.4.: Tiefenempfindlichkeit des Sensors bei unterschiedlichem LED-Photodioden-Abstand

bei Haut mit vielen arteriovenösen Anastomosen (Reflexionsverfahren) bzw. wenn die Extremität durchleuchtet werden kann (Durchlichtverfahren). Dies sind die Finger und Zehen sowie Regionen am Kopf bzw. im Gesicht. Bei der typischen Meßstelle für die LRR am Unterschenkel ist dagegen kaum eine arterielle Pulsation meßbar. Prinzipiell sind jedoch immer die Signalanteile der Arterien und die der Venen überlagert. Da die Frequenzbereiche der arteriellen und venösen Komponenten unterschiedlich sind (arterielle Pulsation 0.2 bis 25 Hz, venöse Änderungen \approx 0.1 Hz), ist eine Trennung durch eine entsprechende Filterung möglich, zumal der jeweils gewünschte Signalanteil meßstellenspezifisch immer den größeren Anteil stellt.

An den geometrischen Aufbau des LRR-Sensors werden einige Anforderungen gestellt:

- Es sollte ein möglichst großes Hautareal erfaßt werden, um örtlich unterschiedlich dichte Stellen im venösen Hautplexus auszugleichen.
- Der Sensor muß sich für Messungen am Unterschenkel eignen. Hierfür kommen prinzipiell nur Reflexionssensoren in Betracht. Das Durchlichtverfahren ist ungeeignet.
- Die LEDs müssen ihr Licht so in die Haut einstrahlen, daß direkte Oberflächenreflexionen zum Photoempfänger vermieden werden. Auch weitere optisch trennende Maßnahmen zwischen LEDs und Photoempfänger sind sinnvoll (z. B. Trennwände).
- Es wurde herausgefunden, daß die Tiefenempfindlichkeit der am Photoempfänger registrierten Lichtmenge bezüglich der Blutvolumenänderungen eine Funktion des Abstandes von Photoempfänger und LED ist [25, 221]. In Abbildung 2.4 ist die entsprechende Funktion dargestellt. Die größte Empfindlichkeit sollte dabei in der Tiefe vorhanden sein, in der die Gefäße des venösen Hautplexus vorhanden sind.
- Die Leuchtdioden müssen unter den ungünstigsten Umständen (worst case) eine ausreichende Helligkeit am Photoempfänger garantieren. Dies kann durch den Einsatz mehrerer in Reihe geschalteter Leuchtdioden erreicht werden.

Unter Berücksichtigung dieser Kriterien sind derzeit übliche Sensoren mit drei oder vier Leuchtdioden aufgebaut, die kreisförmig in einem Winkel von 120° bzw. 90° um einen Photoempfänger angeordnet sind. Der Abstand zwischen dem Photoempfänger und den Leuchtdioden beträgt jeweils ca. 5.5 mm.

Um die Fremdlichtabhängigkeit des Sensors zu reduzieren, werden die Leuchtdioden gepulst mit einer Frequenz von einigen Kilohertz bis einigen zehn Kilohertz betrieben. Nach dem Photoempfänger befindet sich ein Hochpaßfilter, der den gepulsten Signalanteil vom Gleichanteil (Tageslicht, Glühlampenlicht) bzw. von niederfrequenten Netzfrequenzeinstrahlungen (Leuchtstofflampen) trennt. Durch die Verwendung eines auf die Wellenlänge der Leuchtdioden abgestimmten Tageslichtsperrfilters kann die Fremdlichtabhängigkeit noch weiter gesenkt und vor allem die Gefahr einer Übersteuerung des Photoempfängers reduziert werden. Die gepulste Arbeitsweise der Leuchtdioden hat noch weitere positive

Effekte. So kann die Helligkeit der Leuchtdioden durch eine Erhöhung des Ansteuerstromes erhöht werden, da die thermische Belastung bei gepulstem Betrieb im Mittel niedriger ist. Durch die Senkung der thermischen Verlustleistung wird weiterhin eine deutliche Erwärmung und damit eine Stimulation der Durchblutung der Haut durch die Leuchtdioden verhindert.

Eine weitere technologische Randbedingung ist die Verwendung einer geeigneten Wellenlänge für die LEDs und den Photoempfänger. Verschiedene Untersuchungen haben gezeigt (Zusammenfassung siehe [221]), daß die optischen Eigenschaften von Melanin (Pigmentfarbstoff in der Haut), dem Hautgewebe selbst sowie von sauerstoffgesättigtem und -ungesättigtem Blut von der Wellenlänge des verwendeten Lichtes abhängen. Für die Anwendung zur LRR muß die Wellenlänge nach folgenden Zielfunktionen ausgewählt werden. Dabei muß auch beachtet werden, daß sich technologisch bedingt nur Leuchtdioden bestimmter Wellenlängen fertigen lassen.

- Die Haut sowie die Melaninschicht müssen transparent genug sein, um von ausreichend Licht durchdrungen zu werden. Da vor allem die Dämpfung durch das Melanin zu kürzeren Wellenlängen hin stark zunimmt, erscheint eine längere Wellenlänge geeigneter.
- Bei sehr langen Wellenlängen ($\lambda > 1500$ nm) nimmt die optische Dämpfung der Haut stark zu. Diese Wellenlängen sind deshalb ungeeignet.
- Um ein möglichst deutliches blutfüllungsabhängiges Signal zu erhalten, sollten sich die Absorptionskoeffizienten (bzw. die Remissionskoeffizienten) von Haut und Blut möglichst weit unterscheiden.
- Da das interessierende Signal nicht von der Sauerstoffsättigung des Blutes beeinflusst werden soll, muß eine Wellenlänge gewählt werden, in der der Remissionskoeffizient von sauerstoffgesättigtem und -ungesättigtem Blut in etwa gleich ist (isobestischer Punkt bzw. Bereich).

Diese Kriterien werden zusammen am besten in einem Wellenlängenbereich zwischen 870 und 1000 nm erfüllt (siehe auch [221] und [27]). Dies ist der nahe Infrarotbereich, für den Leuchtdioden mit den Wellenlängen von 890 und 950 nm verfügbar sind.

Ein weiteres Problem bei der Erfassung des sich ändernden Lichtreflexionsvermögens der Haut ist die unterschiedliche optische Dämpfung der Haut. Diese wird hauptsächlich durch die Pigmentierung (Melanin) bestimmt und ist interindividuell sehr verschieden, ändert sich aber auch intraindividuell zwischen verschiedenen Hautstellen sowie generell innerhalb längerer zeitlicher Perioden (zwischen Sommer und Winter). Die Pigmente befinden sich in der obersten Hautschicht (siehe Abb. 2.2) und wirken somit als ein optisches Filter zwischen dem LRR-Sensor und dem venösen Plexus. Als Resultat erhält man ein Signal, dessen Amplitude bei gleichen venösen Druckänderungen in Abhängigkeit von der Ausprägung der Pigmentierung sehr unterschiedlich ist. Deshalb bewirkt

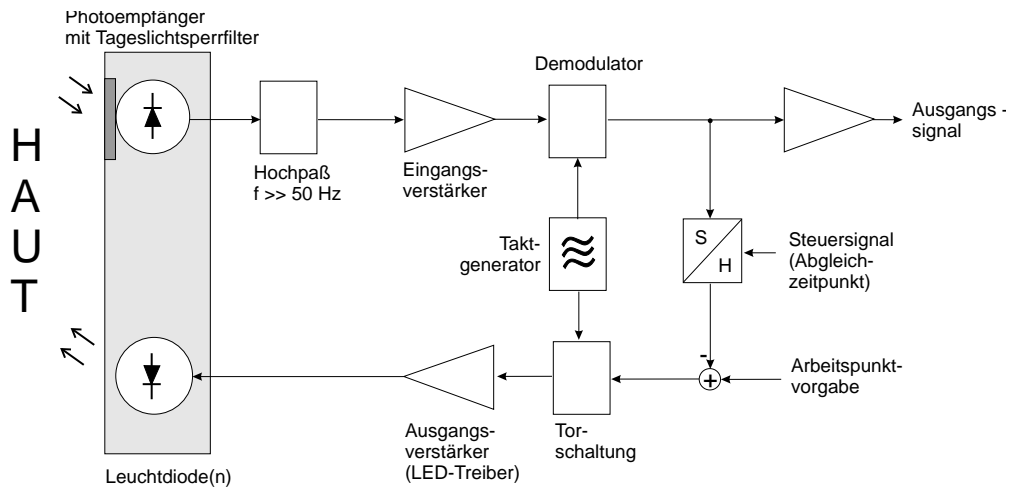


Abb. 2.5.: Prinzipschaltung eines LRR-Gerätes

der Einfluß der Pigmentierung eine meßtechnisch ungünstige wechselnde Größenordnung der Signalamplitude.

Zur Kompensation des Einflusses der Pigmentschicht wird seit einiger Zeit in den LRR-Geräten eine Regelschleife implementiert. Eine entsprechende Anordnung ist in Abb. 2.5 skizziert. Der Grundgedanke des Kompensationsverfahrens besteht darin, vor Beginn der eigentlichen Messung die Helligkeit der Leuchtdioden so einzuregeln, daß am Photoempfänger stets die gleiche Lichtintensität gemessen wird. So erhält man am Ausgang der Meßschaltung ein Signal, das die Änderungen des blutfüllungsbedingten Lichtreflexionsvermögens der Haut unabhängig vom Pigmentierungsgrad widerspiegelt. Das Ausgangssignal hat somit einen feststehenden Eichfaktor in % Lichtänderung relativ zur Anfangsintensität. Weitere Einzelheiten zu diesem Kompensationsverfahren können dem entsprechenden Patent [33] entnommen werden.

Der Erfinder dieses Verfahrens, Prof. Blažek, bezeichnete diese Version der LRR als digitale Photoplethysmographie (D-PPG). Zuweilen wird auch der Begriff quantitative Photoplethysmographie verwendet. Auch wenn dieses Kompensationsverfahren mittlerweile zu einer Standardtechnik geworden ist, schließt sich der Verfasser den neuen Bezeichnungen nicht an, da der Begriff Photoplethysmographie (PPG) historisch bereits mit der arteriellen photometrischen Pulsmessung verbunden ist. Wenn in dieser Arbeit der Begriff Licht-Reflexions-Rheographie (LRR) verwendet wird, so ist damit die Messung des Reflexionsvermögens aufgrund *venöser* Blutdruckänderungen gemeint, während der Begriff Photoplethysmographie (PPG) für die Messung der *arteriellen* Pulsation steht.

In der Regel wird zur Diagnostik nur die Wiederauffüllzeit benutzt (näheres siehe Anlage A). Über die Auswertung der Amplitude der LRR-Kurve, also die Amplitudendifferenz zwischen den Niveaus unmittelbar vor und nach dem Bewegungsprogramm, herrscht in der Literatur eine uneinheitliche Meinung. Während die Erfinder des obengenannten

Kompensationsprinzips diese Amplitude der LRR als quasi adäquat der Venendruckabsenkung ansehen, werden diese in den Richtlinien der Gesellschaft für Phlebologie nicht berücksichtigt [185]. Eigene Untersuchungen an gesunden Probanden ergaben eine große Streuung der Amplituden sowohl zwischen verschiedenen Probanden als auch bei einem Verschieben des Sensors an einem Proband. Typische Werte für die Amplitudenänderung liegen zwischen 2 und 12 %. Bei unveränderter Sensorlage lag die intraindividuelle Streuung nahezu immer unter 1 % und war damit vergleichsweise gering. Aus diesen widersprüchlichen Meinungen resultiert ein entsprechender Klärungsbedarf. Experimentelle Ansätze konnten in der Literatur bisher keine Klärung bringen. Deshalb wird im Kapitel 5.2 ein theoretischer Ansatz erarbeitet.

Zur Einordnung der diagnostischen Stellung der LRR innerhalb der phlebologischen Diagnostik werden im nächsten Abschnitt die wichtigsten ergänzenden bzw. alternativen Verfahren zur Diagnose venöser Insuffizienzen kurz dargestellt.

2.3. Einordnung der LRR zu anderen apparativen Verfahren

2.3.1. Phlebodynamometrie

Als Phlebodynamometrie bezeichnet man die invasive Messung des Venendruckes bzw. dessen Verlaufes bei bestimmten Bewegungsprogrammen. Das in Kapitel 2.1 vorgestellte Meßprinzip wird hierbei direkt meßtechnisch umgesetzt.

Zur Messung des Venendruckes wird eine Vene am Fußrücken oder im Knöchelbereich punktiert. Die Infusionslösung (physiologische Kochsalzlösung) dient als Übertragungsmedium, das den Druck in der punktierten Vene mit einem an der Infusionsleitung angebrachten Druckwandler meßbar macht.

Der diagnostisch aussagekräftigste Parameter der Phlebodynamometrie ist die durch die Bewegungsübung erreichbare Druckabsenkung. Diese ist sehr gut reproduzierbar und steht in direktem Zusammenhang zum Schweregrad einer venösen Insuffizienz. Die analog zur LRR ermittelte Auffüllzeit wird als weicher Parameter bezeichnet, da diese mit dem arteriellen Einstrom schwankt.

Die LRR hat die Phlebodynamometrie hinsichtlich der Anwendungszahlen stark verdrängt [149], konnte sie aber bis heute noch nicht ganz ersetzen. Die Phlebodynamometrie kommt vorwiegend zum Einsatz:

- wenn die Ergebnisse der LRR für eine sichere Bewertung zu sehr streuen oder nicht in das klinische Bild einzuordnen sind,
- wenn gutachterliche Fragen eine sichere Bewertung des Schweregrades einer venösen Insuffizienz erfordern,

- um vor operativen Eingriffen deren hämodynamischen Erfolg möglichst sicher vorherzusagen oder
- um bei Drainagestörungen (schlecht rekanalisierte Thrombosen oder bei einem Beckenvenensporn) deren hämodynamischen Schweregrad festzustellen und so die Indikation für eine eventuelle Operation zu begründen.

Die Phlebodynamometrie ist eine Methode, die sich im Rahmen einer Stufendiagnostik direkt an die LRR anschließt.

Eine detaillierte Beschreibung der Phlebodynamometrie wurde vom Autor in [200] vorgenommen.

2.3.2. Ultraschall-Dopplerverfahren

Beim Ultraschall-Dopplerverfahren² wird mit Hilfe des Dopplereffekts die Blutströmung in einzelnen Gefäßen bestimmt. Speziell bei der venösen Diagnostik benutzt man entsprechende Geräte zur Detektion pathologischer Flußrichtungen unter bestimmten Provokationen (mechanischer Druck auf Teile der Extremität oder dem Unterbauch, Valsalva-Manöver).

Gefäßdoppler sind ein nahezu universelles diagnostisches Werkzeug in der Phlebologie, benötigen aber ebenfalls einen erfahrenen Untersucher. Zur Quantifizierung pathologischer Veränderungen sind sie in der Regel nicht geeignet.

2.3.3. Ultraschall-Duplexverfahren

Beim Ultraschall-Duplexverfahren wird die bildgebende Ultraschalltechnik mit dem Dopplerverfahren zur Messung einer Blutströmung kombiniert. Es ist mit Hilfe des bildgebenden Teiles möglich, die Anatomie zu bewerten und die Dopplermessung gezielt anhand der anatomischen Daten durchzuführen.

Das Duplexverfahren ist nichtinvasiv und dennoch diagnostisch sehr mächtig. Es eignet sich sowohl zur Diagnostik venöser Abflußbehinderungen als auch zur Differenzialdiagnostik venöser Insuffizienzen. Die technische Entwicklung der letzten Jahre führte zu einer Reduktion des Preises für derartige Geräte, so daß diese inzwischen relativ gut verfügbar und dadurch zu einer Standardmethode in der Angiologie geworden sind.

Dennoch ist auch das Duplexverfahren keine Universalmethode. Zum einen sind die Geräte nur in spezialisierten Praxen bzw. Kliniken verfügbar und erfordern zudem einen sehr geübten Untersucher. Zum anderen hat eine venöse Strömungsmessung mit Ultraschall meist nur einen qualitativen Charakter, da im wesentlichen pathologische Flußrichtungen diagnostiziert werden. Es gibt zwar bereits Ansätze, über eine Quantifizierung

²Ultraschallgeräte, die nur zur Erfassung der Blutströmung benutzt werden, bezeichnet man oft einfach als „Gefäßdoppler“ bzw. auch nur als „Doppler“.

mittels der Messung von Strömungsgeschwindigkeit und Gefäßdurchmesser quantitative Bewertungen zu treffen, funktionelle Meßmethoden wie die Venen-Verschluß-Plethysmographie und die LRR bzw. die Phlebodynamometrie sind hier aber hinsichtlich der Genauigkeit wie auch des Aufwandes deutlich im Vorteil.

2.3.4. Tieflagerungsversuch

In [102, 179, 96] wird zur Diagnose venöser Insuffizienzen der sogenannte Tieflagerungsversuch vorgestellt bzw. benutzt. Dabei werden die Beine des Patienten zunächst hochgelagert, um das Venensystem zu leeren. Dann richtet sich der Patient plötzlich auf und läßt die Beine im Sitzen frei herunterhängen. Bei venengesunden Probanden müssen die schließenden Venenklappen ein Versacken des Blutes in die Beine verhindern, und die Auffüllung erfolgt wie bei der LRR nur über den arteriellen Zufluß. Bei insuffizienten Venenklappen ist dabei analog zur LRR eine deutlich beschleunigte Auffüllung feststellbar.

Der Tieflagerungsversuch hat eine sehr große Ähnlichkeit mit der LRR. Der Unterschied besteht methodisch in der Art der Entleerung des Venensystems. Bei der LRR erfolgt diese aktiv über die Muskelpumpe, beim Tieflagerungsversuch passiv über eine definierte hydrostatische Druckdifferenz.

Meßtechnisch sind die verwendeten Meßverfahren unterschiedlich. In [102, 179] wird die Impedanzplethysmographie, in [96] die Luftmanschettenplethysmographie verwendet.

Der Tieflagerungsversuch hat gegenüber der LRR folgende methodische Nachteile:

1. Die LRR erfaßt gleichzeitig die Funktion der physiologisch sehr wichtigen Muskelpumpe.
2. Das Aufrichten des Patienten kann nicht beliebig schnell geschehen, so daß sich hinsichtlich des Beginns der Auffüllphase eine gewisse Unschärfe ergibt. Dies ist besonders bei schweren venösen Insuffizienzen von Nachteil, wenn die Auffüllzeit nur noch wenige Sekunden beträgt.

Das Argument, daß beim Tieflagerungsversuch der Patient keine aktive Übung machen muß und dies vor allem bei älteren Patienten gegenüber der LRR von Vorteil wäre, verkehrt sich auch in das Gegenteil: Ein schnelles Aufrichten ist diesen Patienten dann meist auch nicht zumutbar.

Methodisch von Vorteil könnte sich aber beim Tieflagerungsversuch erweisen, daß von definierten Druckverhältnissen sowohl zu Beginn als auch zum Ende der Auffüllphase ausgegangen werden kann. Hier liegen noch Reserven bei der diagnostischen Auswertung dieses Versuches - z.B. zur Bestimmung des venösen Tonus.

In [21] wird eine interessante Variation des Tieflagerungsversuches vorgestellt. Dabei werden die Beine aus der liegenden Position zunächst angehoben und die Zeit t_E bis zur

Entleerung gemessen. Anschließend richtet sich der Patient auf, und wie beim üblichen Tieflagerungsversuch wird die Auffüllzeit t_F bestimmt. Bei Venengesunden soll $t_F \approx 1.6 \cdot t_E$; bei Insuffizienz dagegen $t_F \approx t_E$ sein. Eine simultane Messung über einen LRR-Sensor mit rotem (680 nm) und infrarotem (950 nm) Licht soll zudem den Unterschied zwischen venösem Abfluß und arteriellem Zufluß unterscheidbar machen.

Beide Varianten des Tieflagerungsversuches sind heute in der klinischen Praxis praktisch unbedeutend. Aber zumindest von der neueren Variante mit simultaner Rot-/Infrarotmessung könnten in Zukunft interessante Ergebnisse zu erwarten sein.

2.3.5. Stellung der LRR innerhalb dieses Methodenspektrums

Gegenüber den im vorhergehenden Kapitel vorgestellten Methoden kann die LRR durch die folgenden Merkmale charakterisiert werden:

- Die LRR liefert als funktionsdiagnostische Methode quantifizierbare Parameter für die venöse Hämodynamik.
- Beim direkten Vergleich mit der Phlebodynamometrie ist die LRR in Bezug auf die Aussagefähigkeit und Genauigkeit deutlich unterlegen, jedoch als nichtinvasive Methode hinsichtlich der Indikationsstellung zur Anwendung bedeutend unproblematischer.
- Die LRR ist nichtinvasiv, beliebig wiederholbar sowie unkompliziert in der Durchführung und braucht deshalb nicht vom Arzt selbst durchgeführt zu werden. Sie kann innerhalb einer spezialisierten Praxis zahlreich angewandt werden, da sie nur verhältnismäßig wenig Ressourcen bindet. Da in Relation zur Duplex- bzw. Dopplersonographie sowohl die Durchführung als auch die Auswertung nicht an spezielles vertieftes Fachwissen gebunden ist, eignet sich die LRR auch als phlebologische Basisdiagnostik für einen breiten Kreis nichtspezialisierter Ärzte.

Die LRR ist somit im Methodenspektrum der apparativen phlebologischen Diagnostik eindeutig als Methode der Vorfelddiagnostik positioniert und kann dort derzeit nicht effektiv durch eine alternative Methode ersetzt werden. Bei der großen epidemiologischen Bedeutung, die den Venenerkrankungen zukommt, ist eine gute Vorfelddiagnostik sowohl ein entscheidender Gewinn für den Patienten als auch ein bedeutender Faktor bei der Kostenkontrolle der Krankenkassen.

2.4. Problemstellung

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß mit der LRR ein ausgereiftes Verfahren zur funktionsdiagnostischen Beurteilung der Venenklappenfunktion in den unteren Extremitäten zur Verfügung steht. Es ist nichtinvasiv und sowohl gerätetechnisch als auch in der Anwendung relativ einfach.

	Phlebodynamometrie	Doppler	Duplex	Tiefklärungsver-such	LRR
Durchführung; Aufwand	durch Arzt oder speziell geschultes medizinisches Personal	durch erfahrenen Arzt	durch sehr erfahrenen Arzt; großer Schu- lungsaufwand	durch AssistentIn; einfach	durch eingewiesenes Personal; sehr einfach und schnell
Verfügbarkeit / Verbreitung	nur in (verhältnismäßig wenigen) spezialisierten Praxen	bei nahezu jeden phlebologisch tätigen Arzt	nur in spezialisierten Zentren	kaum anzutreffen	sehr gut verfügbar, auch für Screening in Apotheken und Sanitätshäusern
Reproduzierbar- keit / diagn. Wertigkeit	sehr hoch	hoch	hoch	es liegen nur geringe Erfahrungen vor	weniger gut (siehe auch Abschnitte 2.1 und 2.3.5)
Quantitative Aussage	ja, sehr gut	nein	nein, bzw. sehr begrenzt	ja	ja
Lokalisation insuff. Abschnitte	nein	ja	ja	nein	nein
Patientenbela- stung	hoch, da invasiv	gering	gering	gering	gering

Tabelle 2.1.: Tabellarischer Vergleich von Untersuchungstechnologien zur Diagnose venöser Insuffizienzen

1. Zielstellung

Trotzdem existieren prinzipielle Einschränkungen (siehe auch Leitlinie der DGP [185]), die den Einsatz wesentlich aufwendiger bzw. invasiver Verfahren notwendig machen oder gar zu einer nichterkannten Fehldiagnose führen. Der wesentliche Nachteil besteht darin, daß die zur Diagnose benutzte Wiederauffüllzeit sehr stark vom arteriellen Einstrom und vor allem von der arteriellen Durchblutung der Haut abhängt. Besonders die Hautdurchblutung ist sehr variabel, so daß bei forcierter Hautdurchblutung bereits leicht pathologische Auffüllzeiten von unter 25 s ermittelt werden. Eine Abschätzung der Schwere der Insuffizienz ist deshalb ebenfalls nur vage möglich. Dies ist ein generelles, bekanntes und physiologisch bedingtes Problem des Meßverfahrens und auch durch technische Weiterentwicklungen bei der LRR nicht zu lösen. Ansätze mit einem in den Sensor integrierten Temperaturfühler zur Abschätzung der Durchblutung [47] haben sich nicht als zuverlässig erwiesen.

Ein Ausweg ist hier aus prinzipieller Sicht nur über die Verwendung eines anderen physikalischen Meßverfahrens möglich, das

- nicht wesentlich schwieriger als die LRR sein darf,
- preiswert und gut verfügbar sein sollte und
- nicht von der Variabilität der Hautdurchblutung beeinflusst wird und somit gegenüber der LRR falschpositive Diagnosen verhindert und eine bessere Reproduzierbarkeit bietet.

Die Erarbeitung einer entsprechenden Methode ist ein Ziel der vorliegenden Arbeit.

Mit der von der Venen-Verschluß-Plethysmographie bekannten Impedanzplethysmographie konnte, wie im folgenden gezeigt wird, eine geeignete Methode gefunden werden. Nach notwendigen methodischen Verbesserungen konnte mit nur geringem Mehraufwand dieser prinzipielle Nachteil der LRR umgangen werden.

2. Zielstellung

Die LRR wird im wesentlichen zur Erkennung venöser Insuffizienzen eingesetzt, deren konventionelle Behandlung das Tragen eines entsprechenden individuell passenden Kompressionsstrumpfes darstellt (siehe Leitlinie der DGP zum medizinischen Kompressionsstrumpf [249]). Es gab bisher keine Methode, mit der die Wirksamkeit der verordneten Kompressionsstrümpfe routinemäßig überprüft und die Strümpfe dementsprechend ausgewählt werden konnten. Aufgrund ihrer Verbreitung, der funktionsdiagnostischen Aussagekraft und einfachen Anwendung wäre die LRR hierfür die Methode der Wahl.

Es ist deshalb ein weiteres Ziel dieser Arbeit, die LRR hinsichtlich dieser Anwendung weiterzuentwickeln oder hierfür eine passende alternative Methode bereitzustellen.

Im Kapitel 5 wird dazu die LRR methodisch weiterentwickelt, so daß eine Messung durch Kompressionsstrümpfe hindurch möglich wird.

3. Alternative Meßverfahren

Wie im Kapitel 2.1 beschrieben, ist aus physiologischer Sicht der Verlauf des Venendrucks die diagnostisch relevante Zielgröße. Dieser kann nur invasiv erfaßt werden. Es gibt aber mehrere nichtinvasive Meßverfahren, die Änderungen im Blutvolumen der Extremität erfassen (plethysmographische Verfahren). Da diese plethysmographischen Verfahren die Blutvolumenänderungen im gesamten Extremitätenquerschnitt erfassen, sind sie im Gegensatz zur LRR unabhängig von der Hautdurchblutung und könnten den Nachteil der LRR - falschpositive Resultate bei erhöhter arterieller Hautdurchblutung - beseitigen.

In diesem Kapitel sollen theoretisch die potentiellen Eigenschaften einer Messung mit einem plethysmographischen Meßverfahren hergeleitet und gegenüber der LRR sowie der direkten Venendruckmessung abgegrenzt werden. Schließlich sind die Anforderungen an ein geeignetes plethysmographisches Meßverfahren zu definieren.

3.1. Nomenklatur

Bereits bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie sieht man, daß die gleiche Untersuchung mit unterschiedlichen Meßverfahren durchgeführt werden kann. In der medizinischen Literatur ist es nicht üblich, zwischen Untersuchungstechnologie und dem zugrundeliegenden Meßverfahren zu unterscheiden. So wird im deutschen Raum bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie oft implizit die Dehnungsmeßstreifen- (DMS-) Methode vorausgesetzt, im amerikanischen Sprachraum dagegen oft die Impedanzplethysmographie. Da mit der Einführung einer weiteren Meßmethode für die LRR die gleiche inkonsistente Nomenklatur droht, halte ich es für angebracht, bei der apparativen Diagnostik prinzipiell zwischen Untersuchungstechnologie und zugrundeliegendem Meßverfahren zu unterscheiden:

1. Eine **Untersuchungstechnologie** im Sinne der medizinischen Diagnostik ist die Art und Weise der Durchführung und Bewertung bestimmter anatomischer und physiologischer Zustände bzw. deren Veränderungen mit dem Ziel der Auffindung bzw. Bewertung pathologischer Zustände. Zur Untersuchungstechnologie gehören die Vorschriften zur Patientenlagerung, der Strategie der Durchführung der Messung, die Regeln zur Vermessung und Interpretation der erhaltenen Meßergebnisse. Die der Messung zugrundeliegende physikalische Methode zur Erfassung der gesuchten physiologischen Größen ist dagegen hierbei ausgenommen.

2. Ein **Meßverfahren** ist dagegen die Methodik zur Erfassung und Darstellung einer physiologischen Größe. Das Meßverfahren nimmt dabei in der Regel eine Wandlung der physiologischen Größe in eine unmittelbar meßbare physikalische Größe vor.

Nach dieser Nomenklatur ist die Venen-Verschluß-Plethysmographie unabhängig vom verwendeten Meßverfahren wie der DMS-Plethysmographie oder der Impedanzplethysmographie. Eine solche Vorgehensweise schafft die Voraussetzung für eine Vereinheitlichung der Methodik, eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse und auch für die Einführung neuer Meßverfahren.

Bei der LRR sind mit der in dieser Arbeit vorgenommenen Einführung einer alternativen Meßmethode die Verhältnisse ähnlich wie bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie. Deshalb wird hier vorgeschlagen, die Untersuchungstechnologie in Anlehnung an das diagnostischen Ziel **Muskelpumpentest** zu nennen und den Begriff „LRR“ als das zugrundeliegende Meßverfahren zu spezifizieren. Damit ist begrifflich der Weg frei, diese Untersuchungstechnologie mit mehreren Meßverfahren zu koppeln.

3.2. Modell des Auffüllvorganges

Die grundlegenden physiologischen Vorgänge in der Auffüllphase des Muskelpumpentests sollen nachfolgend in einem strömungsmechanischen Modell dargestellt werden. Diese Modellbildung erfolgt mit dem Ziel, die wesentlichen physiologischen Zusammenhänge transparent darzustellen, um die Interpretation der Meßergebnisse unter dem Gesichtspunkt der Anwendung eines plethysmographischen Meßverfahrens zu erleichtern. Dieses Modell gilt gleichermaßen für den Muskelpumpentest als auch für den passiven Tieflagerungsversuch.

Abbildung 3.1 zeigt die schematische Darstellung des Modells und das dazugehörige elektrische Ersatzschaltbild.

Durch die Übung bzw. die vorhergehende Hochlagerung haben sich die Venen entleert, und der Venendruck ist auf einen bestimmten Ausgangsdruck p_0 gefallen. Nach dem Ende der Muskelpumpenaktivität (bzw. nach Tieflagerung der Extremität) erfolgt eine Auffüllung der Venen aufgrund des arteriellen Zustromes I_A und zusätzlich bei venöser Insuffizienz durch den pathologischen venösen Rückstrom I_R .

Der arterielle Einstrom ist abhängig von der arteriovenösen Druckdifferenz und dem peripheren Gefäßwiderstand R_S .

$$I_A = \frac{p_a - p}{R_S} \quad (3.1)$$

p_a ist hierbei der arterielle Mitteldruck und p der momentane Venendruck.

Der arterielle Einstrom ist sehr variabel und verschiedenen autoregulativen Einflüssen ausgesetzt, wobei man zwei prinzipielle Wege der Regelung unterscheiden kann:

- durch die Höhe des (zentralen) arteriellen Blutdrucks und

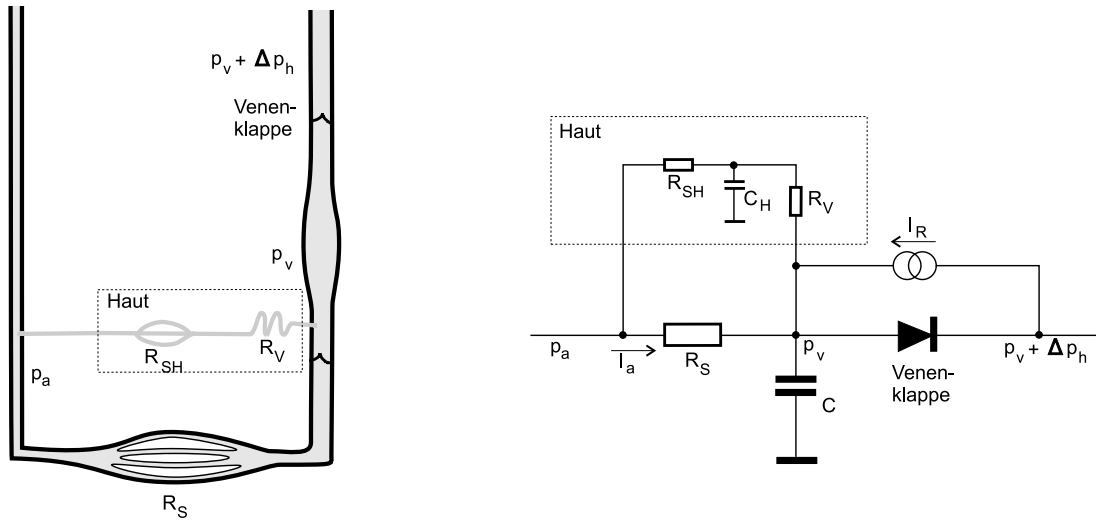


Abb. 3.1.: Strömungsmechanisches Modell des Auffüllvorgangs und zugehöriges elektrisches Ersatzschaltbild

- durch den peripheren Widerstand, d. h. durch die Eng- bzw. Weitstellung der präkapillaren Gefäße.

Die Regelung der arteriellen Durchblutung hat zwei wesentliche Ziele:

- die Versorgung des Gewebes mit Sauerstoff unter wechselnden Bedingungen sowie
- als ein mögliches Stellglied die Einstellung eines geeigneten Arbeitspunktes für den gesamten Kreislauf (Blutdruckregulation).

Man muß also bei der Bewertung von Messungen beachten, daß bei verschiedenen Messungen sowohl interindividuell als auch intraindividuell ein deutlich verschiedener arterieller Einstrom vorliegen kann.

Die Antriebskraft des pathologischen retrograden Rückstromes ist dagegen die hydrostatische Druckdifferenz. Wenn die Venenklappen nicht richtig schließen, liegt nur ein endlicher Flußwiderstand R_{ins} innerhalb der proximal verlaufenden Venen vor. Deshalb kann sich ein retrograder Blutfluß ausbilden:

$$I_R = \frac{\Delta p_H}{R_{ins}} \quad (3.2)$$

Im Gegensatz zum arteriellen Einstrom ist der pathologische Rückstrom in erster Näherung nicht vom aktuellen Venendruck, sondern nur von der hydrostatischen Druckdifferenz abhängig. I_R läßt sich somit im Modell auch als Konstantstromquelle modellieren.

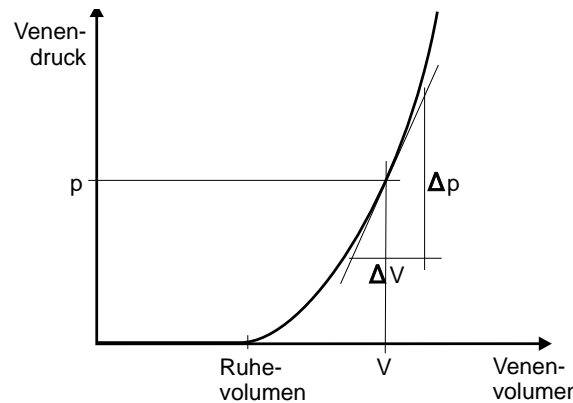


Abb. 3.2.: Tonus, Compliance und Ruhelvolumen der Venen

In der Realität kommt es jedoch zu einer unterschiedlich starken Venendrucksenkung durch die Bewegung, so daß diese Annahme nur eine grobe Annäherung sein kann.

Durch den arteriellen Zustrom und ggf. durch den pathologischen Rückstrom kommt es zu einer Volumen- und somit zu einer Venendruckzunahme:

$$\dot{p} = \frac{I_A + I_R}{C} \quad (3.3)$$

C ist hierbei die Druck-Volumenbeziehung.

Da der Venendruck und die plethysmographisch erfaßte Venenblutvolumenänderungen direkt über C verknüpft sind, verdient diese Volumen-Druck-Beziehung in den Venen eine genauere Betrachtung.

Die Venen enthalten den größten Anteil am Gesamtblutvolumen. Sie sind deshalb entsprechend großkalibrig. Das Venenvolumen bei entspannter Gefäßwand (Venendruck ist Null) wird Ruhelvolumen genannt. Steigt das Blutvolumen in den Venen an, erhöht sich der Druck zunächst nur wenig, da die Venenwände (noch) sehr elastisch sind. Je weiter diese aber gedehnt werden, desto mehr kollagene Fasern werden angespannt, und die Venenwände werden steifer. Dieses Verhalten resultiert in einer stark nichtlinearen Druck-Volumen-Beziehung, wie sie in Abbildung 3.2 dargestellt wird. Die Druck-Volumen-Beziehung V/p nennt man venöser Tonus. Das differentielle Verhalten $\Delta V/\Delta p$ wird dagegen als venöse Compliance bezeichnet. Die Compliance ist abhängig vom vorliegenden Druck. Deshalb kann ein konkreter Wert immer nur unter der Angabe des Bezugsdruckes ermittelt werden.

Aus der Funktion der Venen als Blutvolumenregulator resultiert die starke Veränderlichkeit dieser Druck-Volumen-Beziehung. Über eine sympatische Erregung der glatten Muskulatur der Venenwände kann beispielsweise die Wandspannung aktiv beeinflußt werden. Die Venen können so bei gleichem Druck unterschiedliche Volumina enthalten. Neben der sympatischen Reizung gibt es auch humorale und chemische Einflüsse.

3. Alternative Meßverfahren

Da im betrachteten Anwendungsfall der Venendruck immer deutlich größer Null ist, ist C die Compliance. Diese wird im Modell zunächst als eine Konstante betrachtet. Die Veränderlichkeit wird später gesondert diskutiert.

Zusammen mit Gleichung 3.1 kann man nun schreiben:

$$\dot{p} \cdot C = \frac{p_a - p}{R_S} + I_R \quad (3.4)$$

Daraus ergibt sich folgende Normalform einer Differentialgleichung:

$$\dot{p} + \frac{1}{C \cdot R_S} \cdot p = \frac{p_a}{C \cdot R_S} + \frac{I_R}{C} \quad (3.5)$$

Mit dem Exponentialansatz (nach der Lagrange-Methode) ergibt sich die Lösung

$$p = K \cdot e^{-\frac{t}{R_S \cdot C}} + p_a + R_S \cdot I_R \quad (3.6)$$

Die Konstante K kann schließlich aus der Anfangsbedingung $p(t = 0) = p_0$ ermittelt werden, und man erhält für den zeitlichen Verlauf des Venendruckes in der Auffüllphase folgende Beziehung:

$$p(t) = p_a + R_S \cdot I_R - (p_a + R_S \cdot I_R - p_0) \cdot e^{-\frac{t}{R_S \cdot C}} \quad (3.7)$$

Für $I_R = 0$ geht diese Gleichung in die aus der Elektrotechnik bekannte Beziehung zur Aufladung eines Kondensators über.

Die Füllung kann sich aber nicht bis zu ihrem Grenzwert bei $t \rightarrow \infty$ fortsetzen, da das Herz ständig Blut aus dem venösen Kreislauf abpumpt. Wie im Abschnitt 2.1 hergeleitet, steigt der Venendruck bis auf einen Wert, der sich aus dem hydrostatischen Druckunterschied zum hydrostatischen Indifferenzpunkt und der strömungsbedingten Druckdifferenz ergibt. Ist dieser Druck erreicht, öffnen die Venenklappen (die Diode im Ersatzschaltbild), und es erfolgt wieder ein Blutfluß in proximaler Richtung.

Der Druckverlauf bei der Phlebodynamometrie entspricht also einem Segment einer Exponentialfunktion. Die Grenzen dieses Segmentes werden vom während der Übung erreichten Minimaldruck und dem sich im normalen Ruhekreislauf einstellenden Gleichgewicht des peripheren Venendruckes definiert. Durch die Begrenzung der Exponentialfunktion ist ein entsprechender Knick im Kurvenverlauf beobachtbar, wenn der proximale Bluttransport wieder einsetzt. Der exponentielle Druckverlauf wird jedoch durch die druckabhängige Compliance etwas verzerrt.

Der pathologische Rückfluß I_R verändert die Grenzwerte der Exponentialfunktion - nicht aber deren Zeitkonstante - und verschiebt das meßbare Segment dieser Funktion in den Teil mit dem stärkeren Anstieg. Dadurch erfolgt die Auffüllung schneller, und die Auffüllkurve erscheint weniger gekrümmt. Der Knickpunkt (obere Begrenzung) läßt sich dadurch in der Regel besser ausmachen.

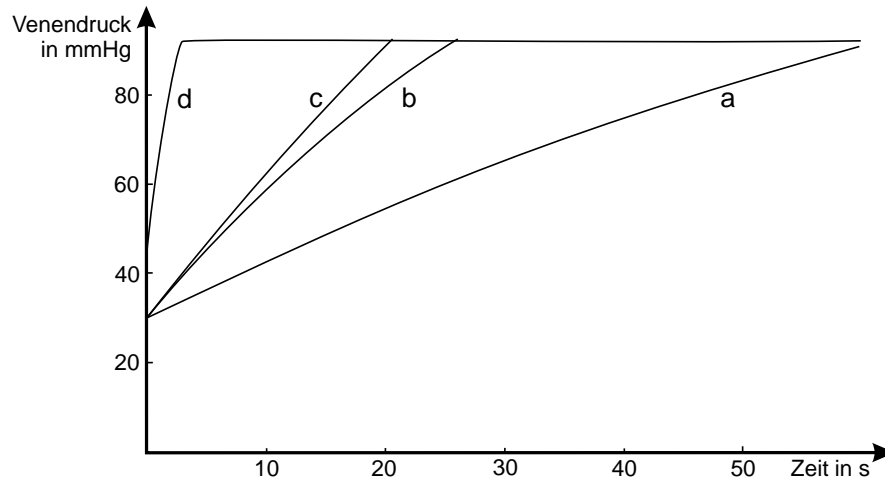


Abb. 3.3.: Simulationsergebnisse aus Gleichung 3.7

Abbildung 3.3 zeigt die Simulationsergebnisse aus der hergeleiteten Beziehung. Dabei ist *a)* eine normale Auffüllkurve, bei *b)* ist der arterielle Einstrom stark erhöht. *c)* zeigt eine leichte Insuffizienz (bei normalem arteriellen Einstrom) und schließlich *d)* eine hochgradige Insuffizienz.

Der Venendruck kann aber nur mittels der Phlebodynamometrie direkt gemessen werden. Alle plethysmographischen Verfahren und letztendlich auch die LRR erfassen das Venenvolumen, das über die Compliance und das Ruhenvolumen mit dem Venendruck gekoppelt ist. Beide Parameter können sich infolge lokaler als auch sympathisch-zentraler Kreislaufregulationsvorgänge kurzfristig ändern. Insbesondere durch die prinzipbedingte Provokation (Arbeitsversuch oder orthostatische Lageänderung) sind hierbei entsprechende Reaktionen wahrscheinlich, die sich meßtechnisch als eine Verschiebung des Ruhenvolumens nach der Messung gegenüber dem Ausgangswert äußern. Man kann häufig beobachten, daß bei der LRR nach der Auffüllphase der Ausgangspegel nicht mehr ganz erreicht wird (Tonusverkleinerung, vermutlich infolge Abkühlung der Haut). Bei der Impedanzplethysmographie findet man, wie im Kapitel 4.4.2 noch gezeigt wird, nach der Auffüllphase oft einen deutlich höherliegenden Pegel als vor Beginn der Übung. Während bei der Phlebodynamometrie die Auffüllzeit vom Ende der Übung bis zum Erreichen des Ausgangsdruckes gemessen wird, ist dies deshalb bei volumensensitiven Verfahren nicht zulässig. Anstelle dessen sollte immer der erwähnte Knickpunkt gesucht werden, ab dem das Volumen nicht weiter ansteigt.

Abschätzen des realen Verlaufes der Volumenkurven

Das Modell weicht in einem Detail von der Realität ab: Die Compliance C ist druckabhängig und bei niedrigerem Venendruck deutlich größer als bei höherem.

Betrachtet man Gleichung 3.7, so kann man feststellen, daß die druckabhängige Compliance C die Zeitkonstante der Auffüllfunktion in Abhängigkeit vom Druck ändert. Dies verzerrt die Exponentialfunktion. Bei niedrigem Venendruck - am Anfang der Auffüllphase - erfolgt deshalb die Druckzunahme etwas langsamer, als man vom Modell her erwarten würde.

Dieser Effekt ist jedoch nur beim Vergleich phlebodynamischer Messungen mit den Modellaussagen von Bedeutung. Bei allen volumensensitiven Meßverfahren (LRR, Impedanzplethysmographie) dominiert die direkte Abhängigkeit des Venenvolumens vom Venendruck über die Compliance:

$$\Delta V = C \cdot \Delta p$$

Die Volumenzunahme am Anfang der Auffüllung (kleiner Druck, daher großes C) erfolgt deutlich schneller als die phlebodynamisch meßbare Druckzunahme. Gegen Ende der Auffüllung kehren sich diese Verhältnisse um.

Erweiterung des Modells auf die Hautdurchblutung

Bei der LRR wird ausschließlich die Ausdehnung der Venen des Hautplexus erfaßt. Diese sind über entsprechende Verbindungsvenen mit den großen Oberflächenvenen verbunden. Dies kann im Modell entsprechend dargestellt werden (siehe Abbildung 3.1). R_{SH} ist der periphere Gefäßwiderstand zwischen den hautversorgenden Arterien und dem venösen Hautplexus des Meßabschnittes. Dieser steuert die arterielle Durchblutung der Haut und ist unter normalen Bedingungen bereits mindestens um den Faktor 10 variabler als der periphere Gefäßwiderstand [56]. C_H ist die Compliance der Hautvenolen. Aufgrund des geringen Volumens der Hautgefäße ist dieser absolut sehr viel kleiner als der Tonus der größeren Venen. Zwischen den Hautgefäßen und den bei der Phlebodynamometrie erfaßten größeren Venen besteht eine Verbindung über zunächst kleinkalibrige Venen. Deshalb hat der Strömungswiderstand R_V dieser Verbindungsvenen eine nicht vernachlässigbare Größenordnung.

Die Auffüllung in den Hautvenen erfolgt über den arteriellen Zustrom der hautversorgenden Gefäße und läßt sich unter der Bedingung, daß über R_V kein Blutfluß erfolgt, analog zu Gleichung 3.7 wie folgt ausdrücken:

$$p_H(t) = p_a + (p_a - p_0) \cdot e^{-\frac{t}{R_{SH}C_H}} \quad (3.8)$$

Unter physiologischen Idealbedingungen kann man davon ausgehen, daß eine gleichmäßige Durchblutung aller Organe und deshalb die Auffüllung der Haut simultan zur Auffüllung der großen Gefäße erfolgt. Die Durchblutung der Haut ist jedoch aufgrund ihrer Funktion als Temperaturregulator sehr variabel, weshalb unter realen Bedingungen die Zeitkonstante dieser Auffüllfunktion deutlich größer oder kleiner als die Zeitkonstante aus Gleichung 3.7 sein kann. Hierdurch kommt es zu einer Druckdifferenz zwischen den Hautvenolen und den großen Venen, die einen entsprechenden Ausgleichsfluß über R_V hervorruft.

Erfolgt die Füllung der Haut langsamer als die der großen Venen, kommt es zu einem Blutfluß aus den großen Venen in die Haut. Da die Kapazität der großen Venen wesentlich größer als die der kleinen Hautvenolen ist, genügt bereits ein sehr kleiner Ausgleichsfluß und somit eine sehr kleine Druckdifferenz, um die Füllung in den kleinen Venen deutlich zu steigern. Es kommt zu einem sehr schnellen Druckausgleich, so daß der Hautvenendruck nahezu simultan dem Druck in den großen Venen folgt.

Erfolgt im Gegensatz dazu die Füllung der Hautvenen schneller als die der großen Venen, stellt sich ein Ausgleichsfluß zu den großen Venen hin ein. Dieser kann jedoch aufgrund seiner geringen absoluten Größenordnung die Füllung der großen Venen nicht nennenswert beeinflussen. Da über R_V jedoch ein beträchtlicher Druckabfall existieren muß, kommt es zu einer schnelleren Auffüllung der Hautgefäße als bei den großen Venen.

In der praktischen Anwendung hat dieses unterschiedliche Verhalten folgende Konsequenzen:

1. Die Änderungen im Venendruck der großen Venen übertragen sich unmittelbar - wenn auch durch R_V und C_H gedämpft - auf den venösen Gefäßplexus der Haut. Dies ist eine der Grundlagen der LRR.
2. Bei venöser Insuffizienz erfolgt die Füllung der großen Venen relativ schnell. Die Füllung des venösen Hautplexus erfolgt hierbei nahezu synchron mit der forcierten Füllung der großen Venen.
3. Bei langsamer Füllung der großen Venen (keine Insuffizienz) kann die Füllung des Hautplexus trotzdem schneller erfolgen, wenn die arterielle Durchblutung der Haut gegenüber der Durchblutung der Extremität gesteigert ist. Bedingt durch den forcierten arteriellen Zustrom baut sich über R_V eine deutliche Druckdifferenz auf, was zu einer Dissoziation von Hautvenendruck und Venendruck der großen Venen führt. Die Auffüllzeit bei der LRR ist deshalb kürzer als bei der Phlebodynamometrie. Die Auffüllzeit tendiert dadurch fälschlicherweise zu Werten, die für geringgradige venöse Insuffizienzen typisch sind. Diese allgemein bekannte Eigenschaft der LRR wird durch das Modell theoretisch begründet.
4. Aus meßtechnischer Sicht besteht bei der Phlebodynamometrie die Notwendigkeit, die großen Druckschwankungen während der Bewegung mit einem Filter (Tiefpaß) zu dämpfen. Sonst könnte während der Bewegung keine Druckabsenkung beurteilt werden. Bei der LRR besteht die Notwendigkeit einer zusätzlichen Filterung der abgeleiteten Signale dagegen nicht. Wie im Modell zu erkennen, bildet die Kombination aus R_V und C_H einen „natürlichen“ Filter.

3.2.1. Schlußfolgerungen für den Muskelpumpentest

Aus den Modellvorstellungen und den zugrundeliegenden physiologischen Grundlagen lassen sich folgende Schlußfolgerungen für die Durchführung und Auswertung des Muskelpumpentestes ableiten:

Auswertung der Amplitude: Bei der Phlebodynamometrie ist die maximale Druckabsenkung einer der aussagekräftigsten Parameter für die Beurteilung des Schweregrades einer Insuffizienz. Es wäre deshalb ein Gewinn, diesen Parameter auch bei den nichtinvasiven Verfahren ableiten zu können. Allerdings arbeiten bisher nichtinvasive Verfahren plethysmographisch, d.h. sie messen das Blutvolumen anstelle des Druckes. Druck und Volumen sind im Venensystem über den Venentonus direkt verknüpft. Eine verminderte Druckabsenkung kann so an einer verminderten Volumenabsenkung gemessen werden. Der Venentonus kann aber interindividuell stark verschieden sein und sich zudem regulatorisch stark ändern. Aus dieser Sicht muß deshalb mit einer schlechten Reproduzierbarkeit gerechnet werden.

Eine geringe Volumenabsenkung bei der LRR kann zwei Ursachen haben, die nicht differenzierbar sind:

- eine geringe Druckabsenkung (infolge Insuffizienz) oder
- eine geringe Compliance (wünschenswert)

Aus dieser Sicht ist eine Auswertung der Volumenabschöpfung bei diesem Arbeitsversuch (LRR) zur individuellen Diagnostik nicht geeignet.

Ein plethysmographisches Ersatzverfahren für die LRR braucht deshalb keine quantifizierbaren Amplituden zu liefern.

Beim Tieflagerungsversuch erscheint dagegen die Bestimmung der Compliance durch die quantifizierbare Erfassung der Volumenabschöpfung erfolgversprechend, da hier von einer festen hydrostatischen Druckdifferenz ausgegangen werden kann.

Auffüllzeit: Bei den Zeitparametern ist es bedeutungslos, ob meßtechnisch der Venendruck oder das Venenvolumen erfaßt wird. Da sich aber regulatorisch während der Messung der Venentonus ändern kann, darf die Bestimmung des Endes der Auffüllphase nicht an die Amplitude des Signales gekoppelt werden, wie dies bei der Phlebodynamometrie üblich ist. Es muß daher im Kurvenverlauf der Punkt gesucht werden, ab dem das Signal nicht mehr weiter ansteigt.

Meßverfahren: Aus pathophysiologischer Sicht ist ein Verfahren anzustreben, daß unabhängig von der Hautdurchblutung Änderungen im relativen Blutvolumen erfaßt. Hierdurch werden falschpositive Resultate bei erhöhter Hautdurchblutung verhindert.

Untersuchungsablauf: Im Sinne einer guten Reproduzierbarkeit der Meßergebnisse müssen bei der Durchführung der Messungen alle Umstände beachtet werden, die

eine regulatorische Änderung des venösen Tonus und des peripheren Widerstandes hervorrufen. Dies sind primär Temperaturreize (Umgebungstemperatur im Untersuchungsraum) und körperliche Arbeit (Ruhepausen beachten).

3.3. Meßort

Bei der Wahl eines geeigneten Meßortes müssen folgende anatomische und physiologische Gegebenheiten in den unteren Extremitäten beachtet werden:

1. Die Wadenmuskulatur ist stark mit Muskelvenen durchsetzt. Die Ursache dafür ist die potentiell starke Durchblutung der Muskeln als Arbeitsorgan. Die Sammelvenen in den Muskeln wirken jedoch nicht als Transportvenen, die das Blut nach proximal abführen, sondern sammeln das Blut und führen es den Leitvenen zu. Da plethysmographische Verfahren die summarische Blutvolumenänderung in der Extremität erfassen, können Blutumverteilungsvorgänge in den Muskelvenen leicht die Blutvolumenänderungen in den Transportvenen (und den angrenzenden Sammelvenen) überdecken.

Da aber meßtechnisch die Blutvolumenänderungen in den Leitvenen von Interesse sind, muß für plethysmographische Messungen ein muskelarmer Extremitätenabschnitt gewählt werden.

2. Bei insuffizienten Venen läuft das Blut aufgrund des hydrostatischen Druckgefälles in distale Richtung (pathologischer Reflux). Distal gelegene Extremitätenabschnitte füllen sich deshalb zuerst wieder auf. Bei weiter proximal gelegenen Gefäßen kann deshalb die Auffüllung bei Insuffizienz sogar länger dauern als bei gesunder Hämodynamik. Dies wurde durch Großmann [96] auch experimentell nachgewiesen.

Aus diesem Grund muß ein geeigneter Meßabschnitt an der distalen Extremitätenseite liegen.

Hinsichtlich dieser Überlegungen erstrecken sich geeignete Meßabschnitte vom Mittelfuß bis zum muskelarmen Unterschenkelabschnitt kurz oberhalb des Knöchels. Messungen in der Wadenmitte, wie diese zuweilen in der Literatur vorgestellt wurden (z. B. bei einem Kompressionstest in [6]), sind ungeeignet.

3.4. Anforderungen an ein entsprechendes Meßverfahren

In den Kapiteln 2 und 3.2 wurde herausgearbeitet, daß zur Beseitigung prinzipieller methodischer Probleme bei der LRR auf ein Meßverfahren ausgewichen werden sollte, das die Blutvolumenänderungen aller Venen und nicht nur der Hautvenen erfaßt. Die LRR besticht durch ihre sehr einfache und unkomplizierte Anwendung. Dies kann

nach dem derzeitigen Stand der Technik mit keinem anderen Verfahren erreicht werden. Aufgrunddessen ordnet sich ein alternatives Verfahren zwischen LRR und der invasiven Phlebodynamometrie ein. Die potentiellen Anwender sind demnach Phlebologen, die auch weiterführende Venendiagnostik betreiben.

Entsprechend dieser Positionierung werden folgende Anforderungen an ein die LRR ersetzendes Verfahren gestellt:

- Zielgröße ist die Änderung des venösen Blutvolumens in den großen Transportvenen. Die Messungen sollen beliebig oft wiederholt werden können. Invasive oder den Patienten belastende Methoden sind deshalb nicht zulässig.
- Die meßtechnische Auflösung muß mindestens 1% der zu erwartenden Gesamtänderung betragen, um den Volumenverlauf hinreichend fein darstellen zu können (siehe auch weiter unten). Da der Venentonus sehr variabel ist (siehe Ausführungen im Kapitel 3.2), erscheint eine Auswertung der Amplituden nicht sinnvoll. An die Genauigkeit des Meßverfahrens werden deshalb keine besonderen Anforderungen gestellt.
- Das Meßverfahren muß rückwirkungsfrei arbeiten, d.h. durch die Messung dürfen die entsprechenden physiologischen Größen nicht beeinflusst werden.
- Das Meßverfahren muß für den Einsatz bei einer typischen Arbeitsstimulation (Dorsalflexionen analog zur LRR, Zehenstände, Kniebeugen oder Treten auf der Stelle analog zur Phlebodynamometrie) geeignet sein.
- Die Messung muß einfach durchführbar sein. Dies bestimmt wesentlich die Akzeptanz des Verfahrens beim Nutzer. Aufgrund der zeitlichen Belastung für den Arzt soll die Messung voll delegierbar, d.h. auf die AssistentIn übertragbar, sein.
- Die Meßtechnik muß kostengünstig verfügbar sein. Die materiellen Aufwendungen sollten nicht wesentlich größer als für ein LRR-Gerät sein. Beim derzeitigen Kostendruck im Gesundheitswesen ist für diese diagnostische Anwendung eine kostenmäßig aufwendige Technik praktisch nicht durchsetzbar. Durch die Doppler- und Duplexsonographie existieren zudem bereits teure und zeitlich aufwendigere Methoden. Idealerweise ist diese Messung mit bereits vorhandener plethysmographischer Meßtechnik (Venen-Verschluß-Plethysmographen) möglich.

Potentiell geeignete Meßverfahren sind die bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie eingesetzten plethysmographischen Verfahren:

- Dehnungsmeßstreifen-Plethysmographie (DMS-Plethysmographie),
- Impedanzplethysmographie (IPG) und
- Plethysmographie mit luftgefüllten Manschetten.

Ein weiteres potentiell geeignetes plethysmographisches Verfahren ist die Wasserplethysmographie, die speziell für ähnliche Anwendungen wie den Muskelpumpentest als Fußvolumetrie bezeichnet wird.

Gegenüber der Venen-Verschluß-Plethysmographie gibt es beim Muskelpumpentest einige Besonderheiten, die für das eingesetzte Meßverfahren von Bedeutung sind:

1. Der **Meßabschnitt** muß, wie im Kapitel 3.3 begründet, möglichst distal liegen und eine Erfassung der Volumenänderungen in den großen Transportvenen ermöglichen. Bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie wird dagegen meist die muskelreiche Wadenmitte als Meßort benutzt.
2. Während bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie der Patient ruhig liegt, muß er sich beim Muskelpumpentest bewegen. Das Meßverfahren muß also bei einem derartigen **Arbeitsversuch** anwendbar sein.
3. Die phlebodynamisch gemessene Druckabsenkung beträgt bei einem Gefäßgesunden zwischen 50 und 70 mmHg. Der typische Wertebereich für die venöse Compliance liegt zwischen 0.02–0.035 %/mmHg¹. Somit ergibt sich nach einer worst-case-Betrachtung ein Amplitudenbereich beim Gefäßgesunden von 1–2.45 %. Dieser Bereich ist deutlich kleiner als bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie. Deshalb muß ein Meßverfahren beim Muskelpumpentest typischerweise eine größere **Auflösung** haben. Man kann in diesem Zusammenhang davon ausgehen, daß etwa ein hundertstel der Maximalauslenkung aufgelöst werden sollte (1 % von 1 ml/100 ml = 0.01 ml/100 ml).²

Im Kapitel 3.5 werden die potentiell geeigneten Verfahren hinsichtlich ihrer Anwendung beim Muskelpumpentest analysiert und gegenübergestellt.

3.5. Vergleich der bekannten plethysmographischen Verfahren

Anwendungen beim Muskelpumpentest sind bereits von den plethysmographischen Verfahren Dehnungsmeßsteifen-Plethysmographie, Luftmanschetten-Plethysmographie und Fußvolumetrie bekannt. Diese Verfahren werden deshalb zunächst hinsichtlich ihrer Eignung näher betrachtet.

¹Die Einheiten zur Volumenbestimmung sind meist auf das Gesamtgewebevolumen bezogen: % \equiv ml Blut pro 100 ml Gewebe.

Die Compliance kann man venenverschlußplethysmographisch mit dem vom Autor entwickelten Untersuchungsablauf (siehe [200]) bestimmen.

²Die Volumenpulsation der Arterien hat ungefähr eine Amplitude von ca. 0.5–1 ‰. Bei hinreichender Auflösung müßte daher im Meßsignal die Volumenpulsation deutlich sichtbar sein.

3.5.1. Dehnungsmeßstreifen-Plethysmographie

Die bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie (VVP) traditionell in Europa vorherrschende Methode ist die Dehnungsmeßstreifen-Plethysmographie, im englischen auch Strain-Gauge-Plethysmographie (SGP) genannt. Das Prinzip dieser Methode besteht in der Annahme, daß sich eine Änderung im Blutvolumen in der Änderung des gesamten Extremitätenquerschnitts äußert. Die Änderung des Extremitätenquerschnitts wiederum geht mit einer Änderung im Extremitätenumfang einher, die mit einem Dehnungsmeßstreifen (DMS) registriert wird.

Für die Anwendung beim Muskelpumpentest gibt es bereits einige Ansatzpunkte. Der DMS wird dabei am Fuß befestigt, da eine Anbringung oberhalb des Knöchels wegen der Dislokationsgefahr während der Bewegung nur sehr schwer möglich ist. Damit der Patient den DMS nicht einklemmt, steht er auf einem sogenannten Zehenstandsbrett, das eine Aussparung für den DMS hat. Diese Methode wird zwar seit einiger Zeit kommerziell angeboten³, hat sich allerdings, wahrscheinlich aufgrund des beträchtlichen Aufwandes und der methodischen Probleme, nicht durchsetzen können. Befragungen einiger Ärzte, die diese Methode probiert haben, untermauern diese Einschätzung.

Neben der schwierigen Durchführung mit der potentiellen Dislokations- und Einklemmgefahr des DMS ist die erreichbare Auflösung nicht hoch genug, da die Amplitude gegenüber der Venen-Verschluß-Plethysmographie bereits beim Gesunden um den Faktor fünf kleiner ist.

Zusammenfassend kann deshalb festgestellt werden, daß der Einsatz der DMS-Plethysmographie beim Muskelpumpentest prinzipiell möglich, die Handhabbarkeit aber unzureichend ist.

3.5.2. Luftmanschetten-Plethysmographie

Ähnlich wie bei der DMS-Plethysmographie wird auch hier die - durch die Änderung des Blutvolumens induzierte - Änderung des Extremitätenvolumens meßtechnisch erfaßt. Anstelle eines DMS wird aber eine unter einem geringen Vordruck (10 mmHg) stehende pneumatische Manschette als Volumensensor benutzt. Eine Änderung des Extremitätenvolumens bewirkt eine Änderung im Manschettendruck, welche über einen Drucksensor erfaßt und registriert wird.

Großmann [96] führte im Rahmen einer Forschungsarbeit den Muskelpumpentest mit der Luftmanschetten-Plethysmographie durch. Bei einem Arbeitsversuch ist immer die Gefahr einer Dislokation der Meßmanschette gegeben. Zudem kann die Manschette selbst den Patienten beim Bewegungsprogramm behindern. Der praktische Aufwand ist deshalb erheblich und kann nur von versierten Fachkräften bewältigt werden. Dies bestätigt auch eine neuere Publikation, die die Anwendung dieser Methode für den Muskelpumpentest untersuchte [53].

³Phlebotest der Fa. Gutmann

Zusammenfassend kann festgestellt werden, daß der Muskelpumpentest mit der Luftmanschettenplethysmographie durchführbar ist, aber ebenfalls hinsichtlich der Handhabbarkeit für die Praxis unbedeutend ist.

3.5.3. Fußvolumetrie

Wassergefüllte Plethysmographen waren die ersten Geräte, die auf einer plethysmographischen Methode beruhten. Dabei wird die Extremität in einer wassergefüllten Kammer eingeschlossen bzw. in ein Gefäß mit Wasser gestellt. Eine Änderung in der Blutmenge des eingetauchten Extremitätenabschnittes äußert sich in einer entsprechenden Änderung des Extremitätenvolumens. Diese Änderung des Extremitätenvolumens wird durch die Menge des Wassers bestimmt, das hierbei verdrängt wird. Mit diesem Meßverfahren wird - im Gegensatz zu den anderen hier vorgestellten Verfahren - die absolute Blutvolumenänderung bestimmt. Die Anwendung zur Volumendetektion beim Muskelpumpentest wird Fußvolumetrie genannt und gilt unter Laborbedingungen als eine genaue Referenzmethode bei physiologischen bzw. pharmakologischen Studien.

Nachteilig an diesem Meßverfahren ist, daß durch die gute Wärmeleitfähigkeit des Wassers ein erheblicher Temperaturreiz ausgeübt wird. Um diesen zu minimieren, muß die Wassertemperatur so gewählt und konstant gehalten werden, daß die physiologischen Durchblutungsbedingungen möglichst wenig beeinflußt werden. Dies erfordert einen z. T. umfangreichen technischen Aufwand.

Wegen der umständlichen Durchführung und dem relativ großen apparativen Aufwand hat diese Methode keine klinische Bedeutung erlangt und ist für den anvisierten Einsatzzweck ungeeignet.

3.5.4. Schlußfolgerungen

Die Dehnungsmeßstreifen-Plethysmographie und die Luftmanschetten-Plethysmographie stehen schon seit geraumer Zeit für die Anwendung beim Muskelpumpentest zur Verfügung, erfüllen aber hinsichtlich der praktischen Handhabung keinesfalls die Anforderungen an einen klinischen Einsatz. Sie konnten sich deshalb auch in der Praxis nicht durchsetzen.

Eine weitere bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie übliche plethysmographische Methode ist die Impedanzplethysmographie. Diese Methode wurde bisher auch in wissenschaftlichen Untersuchungen noch nicht beim Muskelpumpentest angewendet. Aufgrund der Entwicklung in der Elektronik konnte die Impedanzplethysmographie in letzter Zeit technisch beträchtlich verbessert werden. Deshalb und aufgrund eigener positiver Erfahrungen bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie (siehe auch [198, 199, 200]) erscheint eine nähere Betrachtung und ggf. methodische Weiterentwicklung als erfolgversprechend.

4. Impedanz-Plethysmographie

4.1. Beschreibung des Meßverfahrens

Bei der Impedanzplethysmographie wird ein völlig anderer Ansatz zum Erfassen des sich ändernden Blutvolumens verwendet als bei den im Kapitel 3.5 vorgestellten Verfahren Dehnungsmeßstreifen- und Luftmanschettenplethysmographie. Die Erfassung erfolgt nicht auf mechanischem Weg, sondern über die Messung der Änderung der elektrischen Impedanz der Extremität. Dieses Prinzip geht auf Nybor [170] zurück und wurde für die nichtinvasive Bestimmung des Herzschlagvolumens in den 60er Jahren durch Kubicek im Rahmen einer NASA-Studie enorm weiterentwickelt. Die Anwendungen in der peripheren Durchblutungsdiagnostik ließen nicht auf sich warten. So ist das Patent von Wheeler [244] als Wegbereiter der Venen-Verschluß-Plethysmographie (VVP) zur Thrombosedagnostik mit der Impedanz-Plethysmographie anzusehen.

Zur Messung der elektrischen Impedanz wird über zwei Elektroden (den sogenannten Stromelektroden) ein kleiner höherfrequenter Konstantstrom eingespeist. Dieser verursacht einen der elektrischen Impedanz des dazwischenliegenden Gewebes proportionalen Spannungsabfall. Dieser Spannungsabfall wird mit zwei weiteren Elektroden (den Meßelektroden) gemessen.

Wie auch bei der LRR können bei der Impedanzplethysmographie sowohl Änderungen im arteriellen Blutvolumen (die arterielle Pulswelle) als auch Änderungen im venösen Blutvolumen erfaßt werden. Die arterielle Pulswelle ist dabei um mindestens eine Größenordnung kleiner (typische Amplitude von 1 ‰ der Grundimpedanz des Meßabschnittes) als die Änderungen des venösen Blutvolumens und hat zudem einen anderen Frequenzbereich. Es ist deshalb mit einigen Einschränkungen möglich, die beiden Signalkomponenten voneinander zu trennen. Dies eröffnet die Möglichkeit, mit einem Meßgerät sowohl

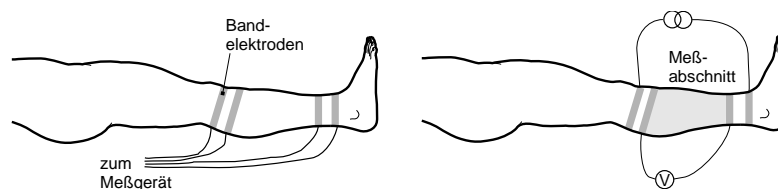


Abb. 4.1.: Prinzip der Impedanz-Plethysmographie

arterielle Erkrankungen als auch Erkrankungen des venösen Systems zu diagnostizieren, was sowohl methodisch als auch wirtschaftlich ein großer Vorteil der IPG gegenüber anderen plethysmographischen Methoden ist. Die methodischen Grundlagen und der Stand der Technik bei der Diagnostik peripherer Gefäßerkrankungen mittels Impedanzplethysmographie wurden vom Autor in [200] dargelegt.

Anhand der erfaßten Impedanzänderungen lassen sich die entsprechenden Blutvolumenänderungen ermitteln:

$$\frac{\Delta V}{V} = -K \cdot \frac{\Delta Z}{Z} \quad (4.1)$$

wobei:

V das Volumen des meßtechnisch erfaßten Extremitätenabschnittes,

ΔV die Änderung im Blutvolumen des erfaßten Meßabschnittes,

$\frac{\Delta V}{V}$ demzufolge die relative Blutvolumenänderung,

Z die sogenannte Grundimpedanz (fester Gleichanteil der Impedanz),

ΔZ die gemessene Änderung der Impedanz und

K ein Proportionalitätsfaktor

ist.

Der Proportionalitätsfaktor K ist abhängig von der Meßfrequenz (Standard nach [162]: 100 kHz) sowie von der anatomischen Zusammensetzung des Meßsegmentes (Muskel-Knochenverhältnis). Eine Herleitung dieser Beziehung kann [7, 162, 6] entnommen werden. Für die Anwendung der Impedanzplethysmographie bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie (Meßort: muskelreiche Mitte der Wade) wurde vom Autor ein Proportionalitätsfaktor von $K \approx 1.0$ ermittelt [200].

In diversen wissenschaftlichen Arbeiten wird die IPG außer zur Venen-Verschluß-Plethysmographie weiterhin zur Messung des arteriellen Einstromes und zur venösen Funktionsdiagnostik mit Tieflagerungsversuch, Kompressionstest und in Kombination mit dem Valsalva-Manöver benutzt, wobei partiell auch ein Einsatz in der klinischen Praxis - wenn auch nur vereinzelt - erfolgte [7, 102, 88, 117, 133, 163, 171, 179, 162, 237, 240, 254, 255].

Da bei der Impedanzplethysmographie die Erfassung der Blutvolumenänderungen auf rein elektronischem Weg - und nicht über zwischengeschaltete mechanische Meßgrößewandler, wie bei den anderen Methoden, siehe Kapitel 3.5 - erfolgt, konnte dieses Meßverfahren von der technologischen Entwicklung in der Elektronik stark profitieren. Viele meßtechnische Beschränkungen in der bei der Impedanzplethysmographie angewendeten Untersuchungstechnologie sind damit nicht mehr gerechtfertigt:

1. Die Eingangswiderstände der Meßverstärker sowie der Innenwiderstand der Stromquelle konnten erhöht werden. Dadurch können jetzt auch Elektroden mit größeren

(bzw. mit zeitlich wechselnden) Übergangsimpedanzen verwendet werden. Insbesondere ist die große Auflagefläche der Bandedelektroden nicht mehr notwendig.

2. Das Signal-Rauschverhältnis wurde stark verbessert. Methodisch ist dies die Voraussetzung zur Verkleinerung des Meßabschnittes. Dieser umfaßt traditionell den gesamten Unterschenkel, was jetzt nicht mehr notwendig ist.

Die gerätetechnische Entwicklung ist also die Voraussetzung für die anstehenden methodischen Verbesserungen des Meßverfahrens.

4.2. Voraussetzungen für die Anwendung der IPG beim Muskelpumpentest

Anknüpfend an die im Kapitel 3.4 hergeleiteten Anforderungen kann die Eignung der Impedanzplethysmographie als Meßmethode für den Muskelpumpentest wie folgt charakterisiert werden.

Meßtechnische Auflösung: Im Kapitel 3.4 wurde eine Auflösung von 0.01 ml Blut/100 ml Gewebe gefordert. Dies entspricht nach Gleichung 4.1 einer aufzulösenden Impedanzänderung von 0.1 ‰. Das auf moderner Impedanzmeßtechnik beruhende Meßgerät rheoscreen compact¹ kann bei einem visuell noch unterscheidbaren Signal-Rauschverhältnis von 3 dB Impedanzänderungen bis unter 0.5 mΩ auflösen [153]. Mit diesem Meßgerät ist die geforderte Auflösung demnach bis hinab zu einer Grundimpedanz von 5 Ω gewährleistet.

Praktische Handhabung: Bandedelektroden erfüllen die Anforderungen hinsichtlich der Handhabung ebensowenig wie Dehnungsmeßstreifen oder Meßmanschetten. Für einen Arbeitsversuch ist die Verwendung von einfach zu applizierenden, selbstklebenden Elektroden anzustreben. Aus diesen Überlegungen heraus erscheinen EKG-Klebelektroden geeignet zu sein, zumal diese auch bereits bei (kardiologischen) Belastungsuntersuchungen eingesetzt werden.

Eignung hinsichtlich des Meßortes: Im Abschnitt 3.3 wurde hergeleitet, daß beim Muskelpumpentest ein distal gelegener Meßort verwendet werden muß. Die Impedanzplethysmographie gestattet prinzipiell die freie Wahl des Meßortes, da die Elektroden - und erst recht die angestrebten EKG-Klebelektroden - frei positioniert werden können.

Notwendige methodische Verbesserungen

Zusammenfassend kann man feststellen, daß die Impedanzplethysmographie gut für die Anwendung beim Muskelpumpentest geeignet ist, wenn

¹medis. GmbH Ilmenau

- die Bandedelektroden durch Elektroden, die für einen Arbeitsversuch geeignet sind, substituiert werden und
- eine geeignete, distal gelegene Elektrodenanordnung gefunden werden kann.

4.3. Herleitung einer geeigneten Elektrodenanordnung

4.3.1. Meßort

Im Kapitel 3.3 wurde dargelegt, daß sich der Meßort für den Muskelpumpentest an der distalen Seite der Extremität befinden muß. Im Gegensatz zur Venen-Verschluß-Plethysmographie kann hier also nur der Mittelfuß und der Unterschenkel unmittelbar oberhalb des Knöchels als Meßabschnitt verwendet werden. Die verbesserte Auflösung der Meßgeräte erlaubt jetzt problemlos, den Meßabschnitt auf wenige cm zu verkleinern. Hinzu kommen bei der Impedanzplethysmographie noch die obligatorischen Abstände beiderseits des Meßabschnitts für die Positionierung der Stromelektroden zur Applizierung des Meßstromes.

Aus diesen Überlegungen heraus ist ein Meßabschnitt ideal, der sich vom Knöchel an ca. 5–10 cm aufwärts erstreckt.

4.3.2. Verwendung von Punktelektroden

Traditionell wurden für die Impedanzplethysmographie Bandedelektroden verwendet (u. a. [117], siehe auch Bild 4.1). Dies erfordert relativ teure Spezialanfertigungen und macht die Handhabung aufwendig. Im vorhergehenden Kapitel wurde bereits begründet, daß für den Muskelpumpentest Elektroden verwendet werden müssen, die für einen solchen Arbeitsversuch geeignet sind.

Allein die Verfügbar- und Handhabbarkeit der Elektroden begründen einen hinreichenden Bedarf, um auch bei den konventionellen IPG-Anwendungen nach einem geeigneten Ersatz zu suchen, zumal die Elektronik eines modernen IPG-Gerätes aufgrund relativ hoher Eingangswiderstände sowie eines hohen Innenwiderstandes der Stromquelle (Daten z. B. in [153]) ohne die große Auflagefläche der Bandedelektroden auskommt. Ein erster Ansatz zur Verwendung von Punktelektroden ist in der Literatur bei Yamamoto [254] zu finden. Er testete die Verwendung von herkömmlichen EKG-Punktelektroden und verglich diese mit den üblichen Bandedelektroden durch Messungen des arteriellen Einstroms. Als Ergebnis fand er eine Eignung der Punktelektroden, wenn der Abstand der jeweiligen Meß- und Stromelektroden größer als der 2.3-fache Radius der Extremität ist. Bei Bandedelektroden braucht dieser Abstand nur so groß wie der einfache Extremitätenradius zu sein. Zudem beobachtete er starke Drifterscheinungen kurz nach Applizieren der Elektroden, die dem sich hier ändernden Elektrodenübergangswiderstand zuzuordnen sind. Er empfiehlt deshalb, nach dem Anlegen der Punktelektroden einige Minuten

zu warten, bevor mit der Messung begonnen wird. Dieses Problem ist aber mittlerweile durch verbesserte Meßtechnik (erhöhte Eingangsimpedanzen) gelöst.

Yamamoto zeigte, daß Punktelektroden prinzipiell geeignet sind. Anknüpfend an diese Erkenntnisse sollen nachfolgend die Randbedingungen geklärt werden, die zur Anwendung beim Muskelpumpentest beachtet werden müssen. EKG-Klebelektroden sind auch in der Ergometrie bewährt und können als geeignet für die Anwendung beim spezifischen Bewegungsprogramm des Muskelpumpentestes angesehen werden.

Yamamoto stellte als das kritische Detail bei der Substitution von Band- durch Punktelektroden heraus, daß ein größerer Abstand von Strom- zu Meßelektroden eingehalten werden muß, um ein homogenes Strömungsfeld im Meßabschnitt zu erzeugen.

Im Unterschied zu den Untersuchungen Yamamotos wird beim Muskelpumpentest ein Meßabschnitt benötigt, der weit distal unmittelbar oberhalb des Knöchels liegt. In proximaler Richtung kann hierbei die Yamamoto-Regel (siehe oben) zum Elektrodenabstand angewandt werden. In distaler Richtung schließt sich unmittelbar das Fußgelenk an, so daß die Untersuchungen von Yamamoto nicht einfach übertragen werden können. Deshalb wurden zum distalen Elektrodenabstand eigene Untersuchungen durchgeführt.

Um die Eignung einer Elektrodenanordnung hinsichtlich der Erzeugung eines homogenen Strömungsfeldes zu überprüfen, gibt es im wesentlichen drei Möglichkeiten:

1. Analog zum Vorgehen von Yamamoto in [254] können die neuen Elektrodenanordnungen mittels praktischer Messungen (arterieller Einstrom, venöse Kapazität) mit bekannten Anordnungen (mit Bandlektroden) verglichen werden. Hierbei ist jedoch mit einer relativ großen Streuung der Meßwerte zu rechnen, so daß prinzipiell ein entsprechend großer Probenumfang notwendig ist. Zudem muß für die beabsichtigte Anwendung eine evaluierte Elektrodenposition existieren, was beim Muskelpumpentest nicht der Fall ist.
2. Das Strömungsfeld kann rechnerisch modelliert werden. Hierzu eignet sich die Methode der finiten Elemente. Die Erfahrungen in [208,209,210] sprechen für die gute Eignung dieser Methode. Allerdings ist diese Modellierung sehr aufwendig.
3. Man kann aber auch davon ausgehen, daß sich zwischen sehr weit entfernten Elektroden ein homogenes Strömungsfeld ausprägt. Wenn - ausgehend von dieser weitmöglichst entfernten Elektrodenposition - die Stromelektroden schrittweise näher an die Meßelektroden gerückt werden, ist so lange ein unverändert homogenes Strömungsfeld zwischen den Meßelektroden vorhanden, wie sich die gemessene Impedanz nicht wesentlich vergrößert (infolge des kleiner werdenden stromdurchflossenen Querschnitts). So kann experimentell der minimale Abstand der Strom- zu den Meßelektroden gefunden werden.

Für diese Arbeit wurde eine entsprechende Untersuchung zur Elektrodenpositions-Validierung nach der 3. Methode durchgeführt. Abbildung 4.2 zeigt die Ergebnisse. Es ist

4. Impedanz-Plethysmographie

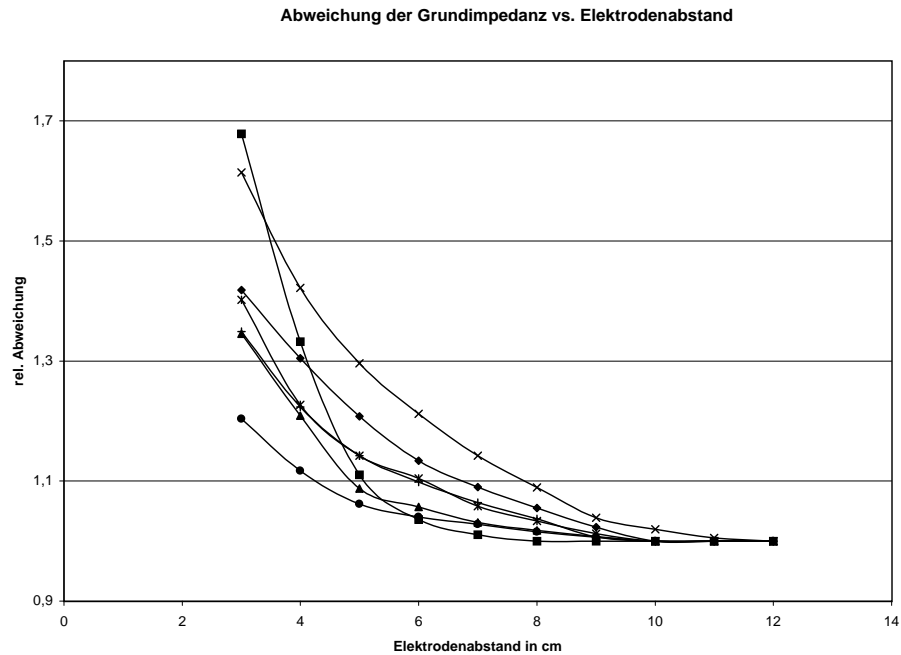


Abb. 4.2.: Abhängigkeit der Grundimpedanz vom Abstand zwischen Strom- und Meßelektrode

ersichtlich, daß erst ab einem Elektrodenabstand von unter 10 cm die Grundimpedanz ansteigt. Man kann deshalb davon ausgehen, daß auch in distaler Richtung ein Abstand von mindestens 10 cm eingehalten werden muß. Die distale Stromelektrode kann deshalb günstig auf dem Fußrücken plziert werden.

4.3.3. Empfohlene Standard-Elektrodenposition

Die in Abbildung 4.3 dargestellte Elektrodenanordnung erfüllt alle hergeleiteten Kriterien hinsichtlich Lage und Zusammensetzung des Meßabschnittes und der notwendigen Elektrodenabstände. Eine Meßelektrode wird dabei unmittelbar oberhalb des Knöchels (max. 2 cm oberhalb der fühlbaren Knöchelmitte) befestigt, die zweite ca. 7–10 cm darüber. Die beiden Stromelektroden werden mindestens 10 cm ober- bzw. unterhalb der entsprechenden Meßelektrode angebracht. Empfehlenswert ist hierbei eine Anordnung der oberen Elektrode im Kniebereich und der unteren Elektrode auf dem Fußrücken unmittelbar hinter dem Zehenansatz.

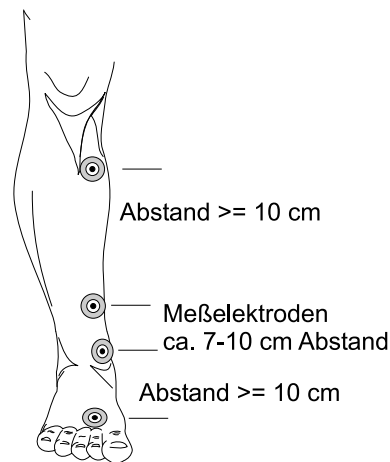


Abb. 4.3.: Empfohlene Elektrodenposition

4.4. Praktischer Test

4.4.1. Zielstellung

In einer Studie sollte abschließend das praktische Verhalten der Impedanzplethysmographie beim Muskelpumpentest untersucht werden. Die Zielstellung lag hierbei in der Gewinnung erster meßtechnischer Erfahrungen, die die Basis einer ggf. nachfolgenden medizinischen Studie bilden können.

Es wurden an neun Probanden Simultanmessungen mit LRR und Impedanzplethysmographie vorgenommen. Davon waren sechs gefäßgesund, zwei hatten leichte Veneninsuffizienzen (sowohl hinsichtlich des Beschwerdebildes als auch aufgrund der Auffüllzeiten der LRR) und eine Patientin eine schwere Veneninsuffizienz infolge postthrombotischem Syndrom. Die Simultanmessungen wurden wie gewöhnliche LRR-Untersuchungen durchgeführt, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse sowie der praktischen Handhabung zu erreichen. Anschließend wurden Simultanmessungen unter Stimulation der Hautdurchblutung durchgeführt.

Bei den Messungen wurde eine Spezialversion der rheoscreen-Software² verwendet, die eine simultane Messung mit mehreren verschiedenen Meßgeräten gestattet.

²Dies ist die Software zur Steuerung, Auswertung und Präsentation der Untersuchungen, die mit dem Meßsystem rheoscreen der Fa. medis durchgeführt werden können. Momentan sind damit folgende Untersuchungsverfahren möglich: Venen-Verschuß-Plethysmographie, Muskelpumpentest, Pulswellenanalyse, systolische Blutdruckmessung, Gefäßdoppler, Phlebodynamometrie. Diese Software wurde vom Autor im Zeitraum von 1993-1999 entwickelt.

4.4.2. Charakteristik des impedanzplethysmographischen Muskelpumpentests

Abbildung 4.4 zeigt eine typische Messung zusammen mit der simultan aufgenommenen LRR-Kurve. Es ist ersichtlich, daß mit beiden Methoden ungefähr die gleiche Auffüllzeit bestimmt wird. Die Welligkeit im Impedanzsignal stellt kein Rauschen dar, sondern ist der im Originalsignal noch sehr gut auflösbare Volumenpuls der Arterien.

Die Messungen zeigen insgesamt ein sehr einheitliches Bild, die Zahl der Messungen rechtfertigen jedoch noch keine statistische Auswertung. Anhand der vorliegenden Messungen können folgende Merkmale der Impedanzplethysmographie gegenüber der LRR festgestellt werden:

- Während der Bewegungsübung treten bei der Impedanzplethysmographie bedeutend größere Bewegungsartefakte auf. Dies ist auch aus der Phlebodynamometrie bekannt und wurde aufgrund der physiologischen Betrachtungen im Kapitel 3.2 erwartet. Eine probeweise Verschiebung des Meßsegmentes zeigte, daß sich die Artefakte in jede Richtung weiter vergrößern. In distaler Richtung ist eine Tendenz zu einem stark erhöhten Ausschlag nach oben zu verzeichnen, während in proximaler Richtung die Amplitude der Artefakte besonders während der Auf- bzw. Abwärtsbewegung stark zunimmt. Diese Artefakte stören aber die Bewertung der Ergebnisse nicht, da die Bewegungsphase selbst nicht ausgewertet wird. Allerdings irritierten die großen Artefakte Nutzer, die die Kurven der LRR gewöhnt waren.
- Die Volumenreduktion durch die Übung betrug zwischen 0.4 und 2.05 ml Blut/100 ml Gewebe. Dies ist ebenfalls die Größenordnung, die bei physiologischen Betrachtungen im Kapitel 3.4 vorhergesagt wurde. Die Volumenreduktion konnte aber innerhalb der Probandengruppe bei zeitlich auseinanderliegenden Messungen nicht reproduziert werden, was auf einen individuell physiologisch sehr variablen Venentonus hindeutet. Dieses Verhalten war prinzipiell ebenfalls aus den physiologischen Betrachtungen vorhersagbar. Die Größenordnung der Tonusänderungen war bisher nicht bekannt. Eine Auswertung der Amplitude zwecks Rückschluß auf die zugehörige Druckabsenkung ist somit nicht (oder nur bei quasi gleichzeitiger Tonusmessung) möglich.
- Die Ruhelinie nach dem Auffüllvorgang lag bei nahezu allen gesunden Probanden oberhalb des Anfangsniveaus. Dies läßt auf eine Kreislaufreaktion schließen, die entweder die Durchblutung steigert (Hyperämie) und/oder den Venentonus senkt. Bei der LRR schwankt die Ruhelage vor und nach dem Auffüllvorgang ebenfalls. Es gibt hier aber nicht den eindeutigen Trend, daß die Ruhelinie nach der Bewegung oberhalb des Ausgangsniveaus liegt. Bei der LRR ist vor allem bei einer niedrigen Umgebungstemperatur ($\leq 22^\circ\text{C}$ bzw. kalter Boden) eine Tendenz zu einer verringerten Ruhelage erkennbar (siehe auch Abbildung 4.5). Dies deckt sich mit der bekannten physiologischen Reaktion der Venen auf Temperaturreize [192]:

4. Impedanz-Plethysmographie

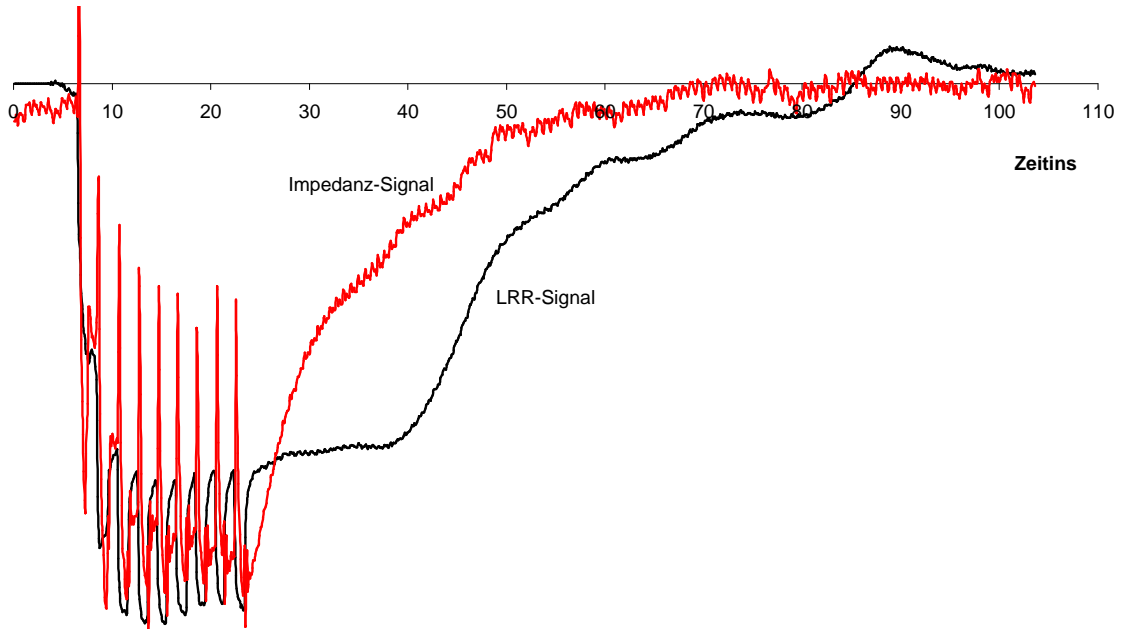


Abb. 4.4.: Vergleich LRR und Impedanz: Gesunder Proband

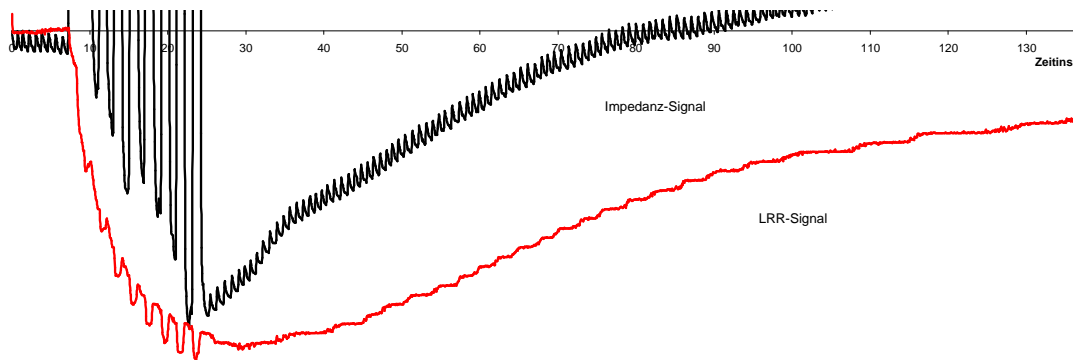


Abb. 4.5.: Der gleiche Proband bei (zu) kalter Umgebung

Die oberflächlichen Venen stellen sich bei Abkühlung enger, wobei vor allem die Hautvenen sehr sensitiv auf Temperaturschwankungen reagieren.

- Die Auffüllkurve unterscheidet sich bei der Impedanzplethysmographie wesentlich von der LRR. Bei der Impedanzplethysmographie kann man sofort nach Ende der Bewegungsübung eine schnelle Wiederauffüllung feststellen, die schnell langsamer wird und allmählich in die Ruhelage übergeht. Der Beginn der Auffüllphase erfolgt dabei sogar mit einem deutlich größeren Anstieg als bei der Phlebodynamometrie. Dies ist dem stark druckabhängigen Venentonus zuzuschreiben, der den exponentiellen Druckverlauf entsprechend verzerrt. Dieses Verhalten wurde im Kapitel 3.2 theoretisch vorhergesagt.
- Ein Knickpunkt für den Übergang in die Ruhelage ist zumindest bei gesunden und leicht insuffizienten Patienten nicht feststellbar. Vermutlich öffnen hier die Venenklappen nicht gemeinsam, sondern es findet eine langsamere Übergangsphase statt. Der stetige Übergang in die Ruhelage hat die praktische Konsequenz, daß sich das Ende der Auffüllzeit visuell nicht exakt bestimmen läßt. Bei der automatischen Auswertung der Kurven muß in jedem Fall diese Eigenart des impedanzplethysmographischen Muskelpumpentestes berücksichtigt werden. Deshalb wurde hierfür ein spezieller Algorithmus entwickelt und in die rheoscreen-Software implementiert. Bei den Simultanmessungen verursacht dieser unterschiedliche Übergang in die Ruhelage jedoch Unterschiede in der Bestimmung der Auffüllzeit von bis zu fünf Sekunden. Bei kürzer werdender Auffüllzeit erfolgt aber die Bestimmung des Endes der Auffüllperiode genauer, so daß sich nur bei den diagnostisch unkritischen sehr langsamen Auffüllphasen Gefäßgesunder diese deutlichen Unterschiede ergeben.

Abbildung 4.6 zeigt eine Simultanmessung bei einer leichten Insuffizienz. Auch hier zeigen LRR und Impedanz den prinzipiell gleichen Verlauf, d. h. mit beiden Methoden wird die gleiche Auffüllzeit bestimmt, und folglich können die gleichen diagnostischen Schlüsse gezogen werden.

4.4.3. Messung unter Normbedingungen und bei forcierter Hautdurchblutung

Bei den Simultanmessungen unter normalen Untersuchungsbedingungen (siehe vorhergehender Abschnitt) mit ausreichender Ruhephase für die Probanden zeigten Impedanzplethysmographie und LRR mit der im vorhergehenden Abschnitt erwähnten Einschränkung der Bestimmung des Auffüllungsendes übereinstimmende Resultate. Die Abweichung der ermittelten Auffüllzeiten betrug durchschnittlich 10 % (ca. 2 s bei einer Auffüllzeit von ca. 20 s bei leichter Veneninsuffizienz und ca. 5 s bei den Gefäßgesunden mit Auffüllzeiten \geq 60 s).

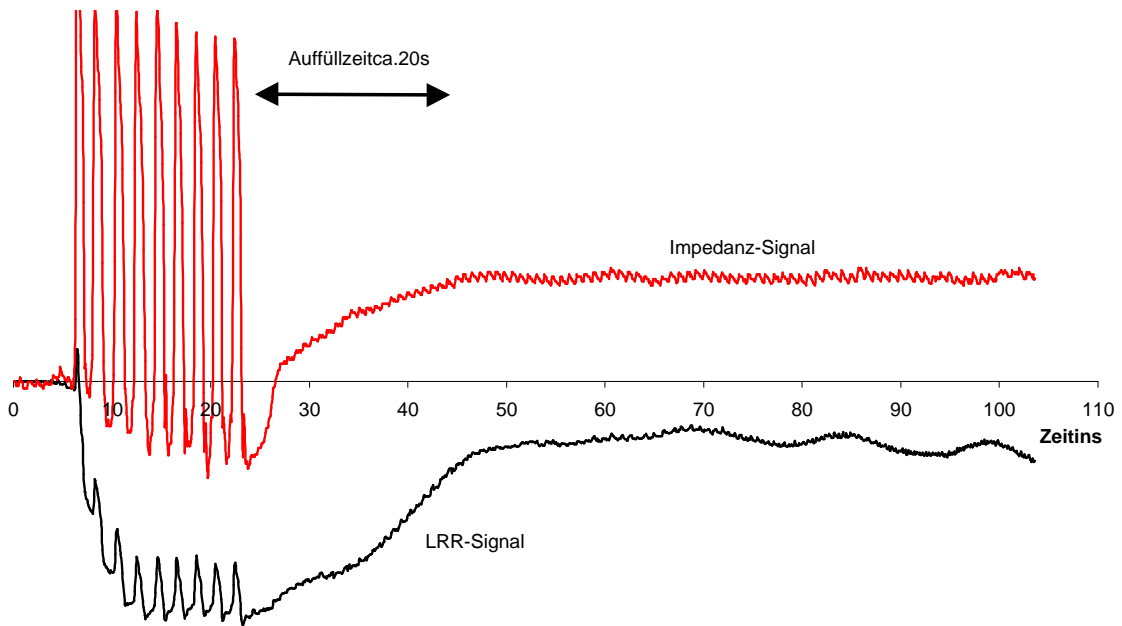


Abb. 4.6.: Vergleich LRR und Impedanz: Leichte Insuffizienz

Dies ändert sich aber völlig, sobald die Messungen unter Bedingungen einer forcierten Hautdurchblutung durchgeführt werden. Im Versuch wurden die Messungen in einem sehr warmen Untersuchungsraum (i 26 °C) nach vorheriger leichter körperlicher Betätigung durchgeführt.

Abbildung 4.7 stellt das typische Ergebnis einer solchen Messung dar. Die LRR-Kurve zeigt eine rasche Wiederauffüllung mit einer Auffüllzeit von ca. 20 s. Dies ist die Grenze zwischen Veneninsuffizienzen der Klasse I und II. Die Impedanzkurve zeigt hingegen keine beschleunigte Auffüllung und klassifiziert den Probanden richtig als venengesund. Dies ist der Beweis, daß die Impedanzplethysmographie diesen prinzipiell bekannten Nachteil der LRR nicht besitzt.

4.4.4. Schwere Insuffizienz

Ein weiterer Fall, bei dem die Ergebnisse der Impedanzplethysmographie nicht mit denen der LRR übereinstimmt, wurde bei hochgradiger Insuffizienz festgestellt. Hier konnte bei der Impedanzplethysmographie kaum eine Volumenabsenkung erreicht werden, und die Auffüllzeit war mit 2 s sehr kurz. Dies entspricht den bekannten phlebodynamometrischen Ergebnissen bei diesem Krankheitsbild des postthrombotischen Syndroms.

Im LRR-Signal kann dagegen eine längere Auffüllzeit von 5 s beobachtet werden. Die Ursache dafür ist der Strömungswiderstand der Verbindungsvenen zwischen Hautplexus und den großen Venen (R_{SH} im Modell in Abbildung 3.1 auf Seite 32). Zusammen mit

4. Impedanz-Plethysmographie

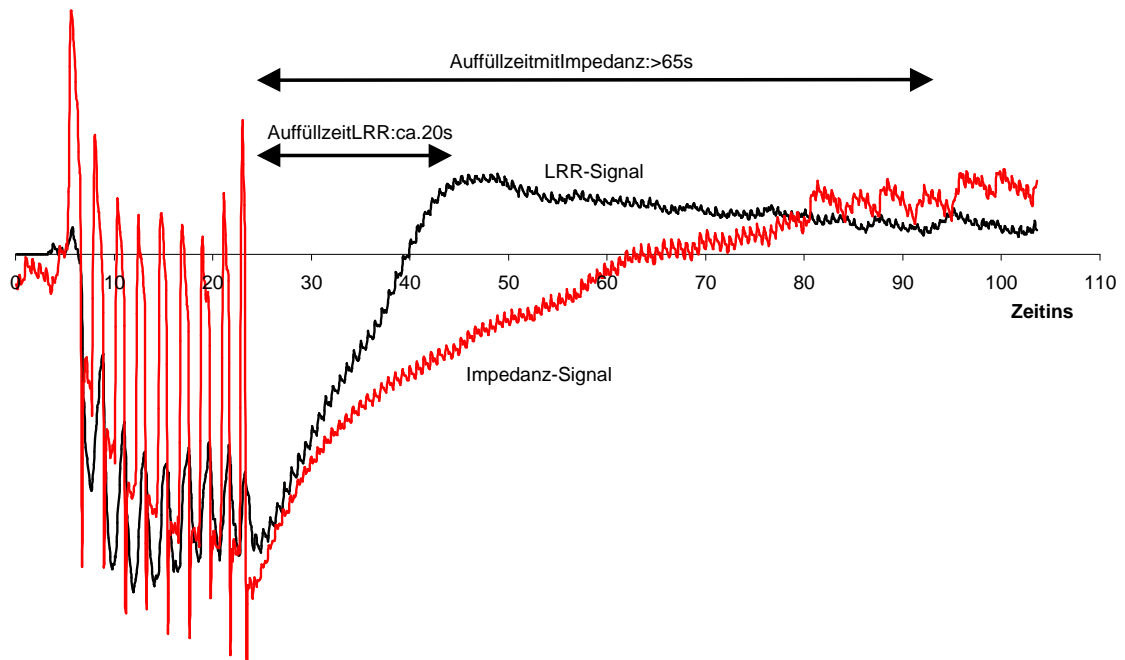


Abb. 4.7.: Vergleich LRR und Impedanz: Erhöhte Hautdurchblutung

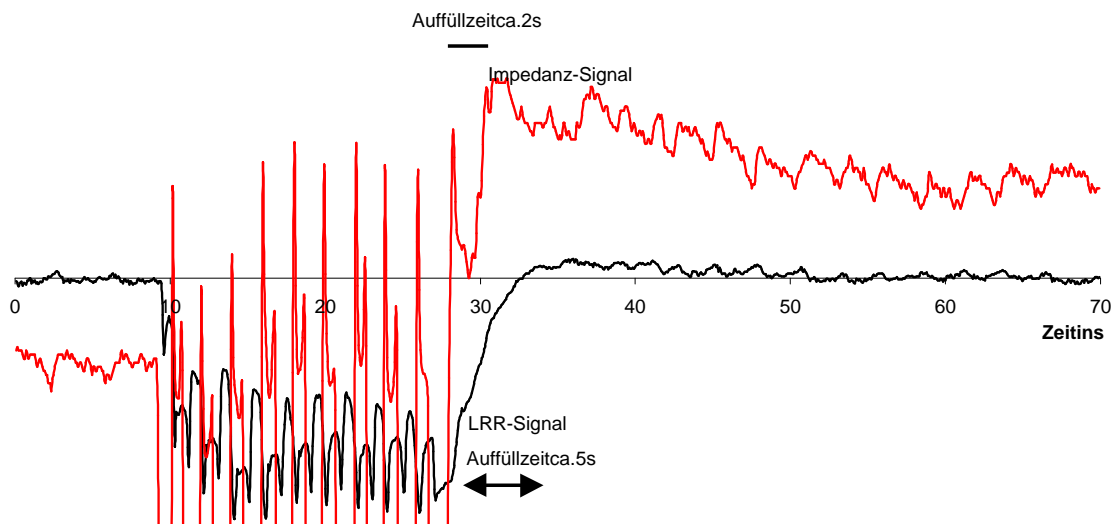


Abb. 4.8.: Vergleich LRR und Impedanz: Hochgradige Insuffizienz

der Compliance des Hautplexus (C_H) bildet dieser einen Tiefpaß, der schnelle Ausgleichsvorgänge dämpft. Dieser ist auch dafür verantwortlich, daß die Änderungen während der Übung im LRR-Signal deutlich kleiner sind als bei der Impedanzplethysmographie oder auch der Phlebodynamometrie.

4.4.5. Praktische Handhabung

Zur Anwendung der Impedanzplethysmographie ist das Aufkleben von vier Elektroden je Extremität sowie das Verbinden dieser Elektroden mit den entsprechenden Kabeln des Meßgerätes notwendig. Gegenüber der LRR - ein Sensor mit fest angeschlossenem Kabel - ist dies ein merklicher Mehraufwand.

Es hat sich gezeigt, daß die Bewegungsübung (hier Dorsalflexionen) gegenüber der LRR sorgfältiger durchgeführt werden muß, um eine maximale Volumenreduzierung zu erreichen. Dies erfordert eine gründlichere Anleitung des Patienten und eine entsprechende Kontrolle während der Übung.

Insgesamt ist die Durchführung des Muskelpumpentestes mit Impedanzplethysmographie merklich aufwendiger als bei der LRR und erfordert einen geschulteren Untersucher. Sie ist deshalb aus dieser - für den nichtspezialisierten Anwender oft entscheidenden - Sicht trotz der sicheren Diagnostik nicht geeignet, die LRR in der Vorfelddiagnostik abzulösen. Dieser Nachteil ist jedoch in spezialisierteren Praxen weit weniger von Bedeutung.

4.5. Messen durch Kompressionsstrümpfe hindurch

Als Vorgriff auf die zweite Aufgabenstellung dieser Arbeit, der Entwicklung eines Meßverfahrens zur Messung mit angezogenem Kompressionsstrumpf, wurde die Impedanzplethysmographie für diese Anwendung untersucht.

Um mittels Impedanzplethysmographie an Patienten zu messen, die einen Kompressionsstrumpf tragen, gibt es zwei Alternativen,

- die Positionierung der Elektroden unter dem Kompressionsstrumpf oder
- die Messung durch den Kompressionsstrumpf hindurch.

Für die Positionierung der Elektroden unter dem Kompressionsstrumpf besteht die Möglichkeit der Verwendung von Einmalelektroden mit flach abgehenden, fest angebrachten Elektrodenzuleitungen. Die Schwierigkeit besteht hierbei in der Führung der Elektrodenleitungen nach außen. Dies gelingt praktisch nur bei Kniestrümpfen (proximale Wegführung der Kabel) und bei Strümpfen mit offenen Fußspitzen (distale Wegführung). Unter dieser Einschränkung ist eine Messung mit Kompressionsstrumpf möglich. Die Elektroden sind aber unverhältnismäßig teuer.

Da Kompressionsstrümpfe eine maschenartige Struktur haben, ist es prinzipiell möglich, durch ein geeignetes Koppelmedium eine elektrische Ankopplung der Elektroden durch das Strumpfgewebe hindurch herzustellen. Gut geeignet ist hierfür Elektrodenpaste. Allerdings muß der Strumpf nach dem Messen gereinigt werden, was praktisch nicht durchsetzbar ist. Deshalb wurde nach einem sauberen Koppelmedium gesucht. Da die Messung mit einer Meßfrequenz von 100 kHz erfolgt, genügt auch eine Flüssigkeit mit einem geringen Anteil an freien Ionen. Versuche ergaben, daß hierfür auch gewöhnliches Leitungswasser ausreicht.

Dazu wird der Strumpf an den Auflagestellen der Elektroden - hierfür eignen sich vorteilhaft Edelstahlelektroden zur mehrmaligen Verwendung - gründlich durchfeuchtet. Es zeigte sich, daß die Meßstelle während der Messung zum Austrocknen neigt, insbesondere wenn die Elektroden etwas verrutschen. Das Austrocknen wird deshalb durch eine zusätzliche Umhüllung der Stahlelektroden mit Vliesstoff verhindert, der einen hinreichenden Wasserspeicher bildet. Bei stark saugendem Strumpfgewebe (Mikrofaser) ergibt auch eine Ankopplung mit Ultraschall-Gel, von dem der Strumpf leicht gereinigt werden kann, einen sicheren elektrischen Kontakt. Die Befestigung der Stahlelektroden erfolgt mit textilen Gummibändern, die auch auf den Strümpfen gut haften, ohne dabei einzuschnüren.

Die Impedanzplethysmographie ist auf diese Weise prinzipiell geeignet, um Messungen mit angezogenen Kompressionsstrümpfen durchzuführen, wenn auch der praktische Aufwand für eine breite Anwendung zu hoch scheint.

Weitere Versuche zeigten, daß sich dieses Verfahren auch zur Venen-Verschluß-Plethysmographie mit Kompressionsstrümpfen eignet.

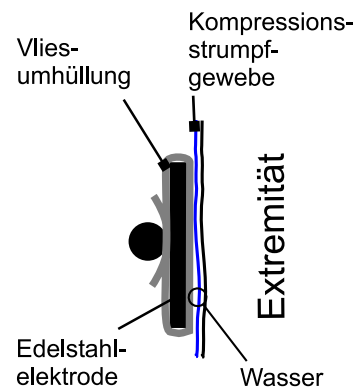


Abb. 4.9.: Elektrodenan-Kopplung durch den Strumpf

4.6. Zusammenfassung und Schlußfolgerungen

Bei der Meßtechnik zur Impedanzplethysmographie wurden in den vergangenen Jahren große Fortschritte gemacht. Diese und die reichhaltigen praktischen Erfahrungen bei der Venen-Verschluß-Plethysmographie ließen diese Meßmethode als gut geeignet zur Anwendung beim Muskelpumpentest erscheinen. Für die praktische Anwendung mußten aber die üblichen Bandedektroden durch handlichere EKG-Klebelektroden substituiert und ein geeigneter Meßabschnitt gefunden werden. Mit der in Abbildung 4.3 gezeigten Anordnung ist dies gelungen.

Die praktischen Messungen belegen, daß die LRR und die Impedanzplethysmographie unter normalen Bedingungen (d.h. keine höhergradige Hautdurchblutung) die gleichen Auffüllzeiten liefern. Dies war auch zu erwarten. Allerdings ist bei der Impedanzplethys-

mographie das Ende der Auffüllphase weniger deutlich abgegrenzt, so daß sich hieraus bei Venengesunden bei der Ermittlung der Auffüllzeit eine Unsicherheit von mehreren Sekunden ergibt.

Bei forcierter Hautdurchblutung ergeben Messungen mit LRR fälschlicherweise pathologische Werte. Dies ist ein bekannter Nachteil, der durch die Anwendung der Impedanzplethysmographie umgangen werden kann. Praktische Messungen haben dies bestätigt. Methodisch wurde also durch die Einführung der Impedanzplethysmographie beim Muskelpumpentest das gesteckte Ziel voll erreicht.

Weitere Unterschiede zwischen LRR und Impedanzplethysmographie wurden bei schweren Insuffizienzen gefunden. Auch diese Unterschiede werden durch das strömungsmechanische Modell erklärt, zeigen jedoch, daß die Impedanzplethysmographie und die LRR im - pathophysiologisch oftmals wichtigen - Detail andere physiologische Vorgänge messen. Zudem könnte mit der neuen Meßmethode durch die Einführung neuer Parameter und anderer Untersuchungsbedingungen (z.B. im Stehen) noch bessere diagnostische Aussagen erzielt werden. Vor einer breiten klinischen Anwendung der Impedanzplethysmographie sind deshalb weitere Studien, insbesondere bei verschiedenen Venenerkrankungen, notwendig und zugleich lohnenswert. Hierfür wurde mit dieser Arbeit der Weg geebnet.

In der praktischen Anwendung gestaltet sich die Impedanzplethysmographie aufwendiger als die LRR. Da die LRR auch aufgrund ihrer sehr einfachen Anwendbarkeit eine große Verbreitung gefunden hat, ist die Impedanzplethysmographie nicht geeignet, die LRR in der Vorfelddiagnostik auf breiter Basis abzulösen.

Zusammenfassend ergibt sich deshalb als Zielgruppe für den Muskelpumpentest mit Impedanzplethysmographie die spezialisierte phlebologische Praxis, die in Zweifelsfällen eine sichere Diagnostik erwartet. Da diese Praxen auch in der Regel Anwender der Venen-Verschluß-Plethysmographie sind, ergibt sich hinsichtlich der Meßtechnik kein Mehraufwand, da beide Untersuchungen mit dem gleichen Gerät durchgeführt werden können. In diesem Segment ist eine relativ schnelle Verbreitung dieser Methode vorstellbar und diagnostisch wünschenswert.

Es wurde erläutert, daß die Impedanzplethysmographie auch eine Messung durch Kompressionsstrümpfe hindurch erlaubt. Die praktische Handhabung entspricht aber noch nicht den Anforderungen, die eine weitverbreitete Messung bei der Kompressionsstrumpfabgabe ermöglichen würden.

5. Technische Weiterentwicklung der LRR zur Messung mit Kompressionsstrümpfen

5.1. Spezielle Anforderungen an ein Meßverfahren für die Messung mit Kompressionsstrümpfen

Kompressionsstrümpfe werden in der Regel in einem Sanitätshaus von hierfür geschultem Personal in der Größe angemessen und entsprechend an die Patienten abgegeben. Eine Meßmethode zur Therapiekontrolle muß an dieser Stelle ansetzen. Die durch den Kompressionsstrumpf erreichte hämodynamische Verbesserung muß sich im Zuge der Anprobe des Strumpfes objektiv ermitteln lassen.

Die hierfür geeignete Methode muß deshalb zusätzlich zu den im Kapitel 3.4 hergeleiteten Kriterien weitere erfüllen:

- Die Methode muß auf nichtinvasivem Weg die Erfassung der hämodynamischen Änderungen ermöglichen, die sich infolge des Tragens des Kompressionsstrumpfes ergeben.
- Die Methode muß sehr einfach zu handhaben sein. Weder die Durchführung noch die Auswertung darf die tieferen medizinischen und anatomischen Kenntnisse eines Arztes voraussetzen.

Die Abhängigkeit des Meßverfahrens vom arteriellen Einstrom ist hier weniger interessant, da die entsprechenden Patienten ausnahmslos venöse Insuffizienzen haben. Im Kapitel 3.2 wurde hergeleitet, daß sich bei venösen Insuffizienzen die variable arterielle Hautdurchblutung nicht störend auswirkt, da die Insuffizienz zu einer schnelleren Auffüllung der Venen führt. Aus dieser Sicht ist auch die LRR uneingeschränkt geeignet.

Die hämodynamische Wirkung von Kompressionsstrümpfen kann bisher meßtechnisch nur durch duplex- und dopplersonographische Messungen der Strömungsgeschwindigkeit (und mit dem Duplex zusätzlich die Verringerung des Gefäßdurchmessers) nachgewiesen werden [50, 68]. Beide Methoden erfordern sehr erfahrene Untersucher und erfassen

zudem nicht die hierbei essentielle Funktion der Muskelpumpe. Deshalb sind sie für das spezifizierte Anwendungsgebiet nicht geeignet.

Der Muskelpumpentest würde alle in diesem Kapitel hergeleiteten Anforderungen erfüllen, sofern eine Meßmethode gefunden werden kann, die auf einfachem Weg eine Messung bei angezogenem Kompressionsstrumpf erlaubt.

Im Kapitel 4.5 wurde aufgezeigt, daß es mit der Impedanzplethysmographie möglich ist, den Muskelpumpentest mit angezogenen Kompressionsstrümpfen durchzuführen. Allerdings erreicht die Handhabung nicht die Einfachheit, die für eine weite Verbreitung auch bei den medizinisch weniger ausgebildeten Sanitätshäusern und Apotheken notwendig ist.

Auch die anderen im Abschnitt 3.5 vorgestellten plethysmographischen Verfahren scheiden bereits aus Gründen der Handhabbarkeit aus.

Andererseits wäre seitens der Handhabung, der Verbreitung der Methode sowie der Akzeptanz eine Benutzung der LRR zur Therapiekontrolle bei Kompressionsstrümpfen die beste Wahl. Auch hier gibt es wie bei der Impedanzplethysmographie prinzipiell die Möglichkeit, den Sensor unter dem Strumpf anzubringen oder durch den Strumpf hindurch zu messen.

Da der Sensor eine merkliche Dicke hat, würde er beim Anbringen unter dem Strumpf wie eine Komresse wirken und die Haut unter dem Sensor weitgehend blutleer pressen. Außerdem bestünde weiterhin das Problem der Wegführung der Zuleitung wie bei den Impedanzelektroden. Diese Variante scheidet daher aus.

Kompressionsstrümpfe sind zwar in der Regel blickdicht ausgeführt, haben aber eine maschenartige Struktur. So wurde die Messung durch den Kompressionsstrumpf hindurch getestet. Es zeigte sich, daß die maschenartige Struktur relativ viel Hautfläche abdeckt, aber dennoch einen sicheren Lichtdurchtritt gewährleistet. Mit einem herkömmlichen LRR-Gerät gelang bei hinreichend gedehntem Strumpf eine sichere Messung. Um dies bei jedem möglichen Fall (verschiedene Strumpfmaterialien und -stärken, zusätzlich dunkle Haut, geringe Dehnung des Strumpfes) zu gewährleisten und trotzdem noch Messungen auf bloßer Haut durchführen zu können, sind jedoch weitere meßtechnische Maßnahmen zur Erweiterung des Arbeitsbereiches notwendig.

Unter Arbeitsbereich des LRR-Gerätes soll hierbei das Ausmaß an unterschiedlichen optisch dämpfenden und reflektierenden Eigenschaften des Meßobjektes verstanden werden, innerhalb dessen das LRR-Gerät noch normgerecht arbeiten kann.

Um diesen Ansatz weiter zu verfolgen und einen Weg zur Vergrößerung des Arbeitsbereiches zu finden, wird im nächsten Kapitel zunächst die Methode in dieser Hinsicht näher analysiert.

5.2. Analyse der LRR

5.2.1. Modell der Lichtreflexion in der Haut

Für die Analyse der LRR ist es notwendig, die relevanten optischen Verhältnisse in einem entsprechenden Modell zusammenzufassen. Dabei wird von der Beschreibung des Standes der Technik im Kapitel 2.2 ausgegangen.

In der Literatur sind bereits einige Versuche zu einer Modellbildung bei der LRR zu finden (z. B. [221]). Diese erfolgten jedoch mit einer anderen Zielstellung (z. B. der quantitativen Beschreibung der optischen Eigenschaften verschiedener Hautschichten) und können deshalb hier nicht übernommen werden.

Im Bild 2.2 auf Seite 18 ist schematisch der Aufbau der menschlichen Haut dargestellt. Es ist deutlich zu erkennen, daß die Haut aus verschiedenen Schichten besteht, die unterschiedliche optische Eigenschaften besitzen. Ausgehend von diesem typischen Aufbau wird zur Modellbildung die Haut als eine Abfolge verschiedener, jeweils optisch einheitlicher Schichten abstrahiert.

Jede dieser Schichten hat entsprechende optische Kennwerte, die sich aus dem Grad der reflektierten Lichtmenge bzw. aus dem Anteil des Lichtes ergeben, das von der jeweiligen Schicht zum Photoempfänger gelangt. Der Aufbau dieses Schichtenmodells ist in Abbildung 5.1 wiedergegeben.

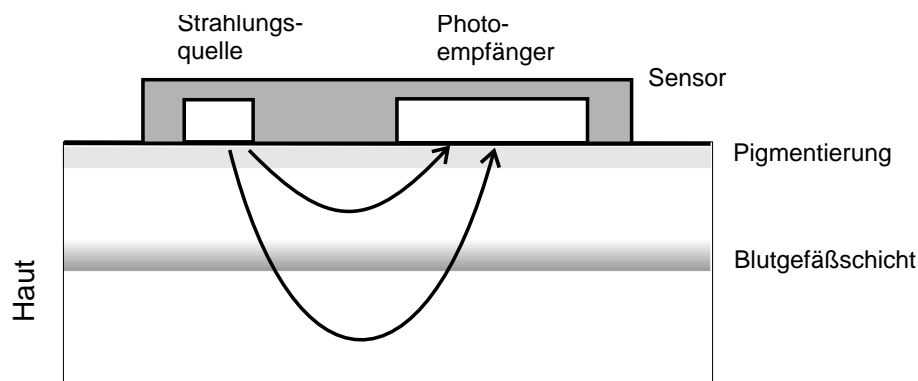


Abb. 5.1.: Schichtenmodell zur Modellierung der LRR

Die Modellbetrachtung geht dabei von folgenden wesentlichen Voraussetzungen aus:

- Die Haut möge aus folgenden optisch jeweils homogenen Schichten aufgebaut sein:
 - der Epidermis (Oberhaut) mit Pigmentschicht,
 - dem Corium (Lederhaut),
 - der Blutgefäßschicht (venöser Plexus) und

– der Subcutis und dem darunterliegenden Gewebe.

Diese Annahme ist, wie in den Bildern 2.2 (auf Seite 18) und 5.1 zu sehen, gut erfüllt. Allerdings existieren zwei Schichten mit Blutgefäßen, der obere und der untere Hautplexus, die hier phänomenologisch zu einer Schicht zusammengefaßt werden.

Von den verschiedenen Schichten ist lediglich die Blutgefäßschicht in ihrer optischen Dämpfung zeitlich variabel. Alle anderen Schichten sind intraindividuell (bezogen auf den jeweils gleichen Meßpunkt!) invariabel, können sich jedoch interindividuell und bei verschiedenen Hautabschnitten auch intraindividuell unterscheiden. Die optischen Parameter der einzelnen Hautschichten werden im nächsten Abschnitt weiter untersetzt.

- Das optisch dämpfende venöse Blut ist in einer dünnen Blutgefäßschicht konzentriert (venöser Plexus), deren wirksame Fläche im Verhältnis zur Schichtdicke sehr groß ist. Folglich nimmt bei der Blutvolumenänderung die Schichtdicke nur unwesentlich im Verhältnis zur Fläche zu. Mit anderen Worten, es wird davon ausgegangen, daß die zunehmende Dämpfung des Lichtes bei zunehmendem Blutvolumen auf eine Zunahme der dämpfenden Fläche, nicht auf einer Zunahme der Schichtdicke beruht.
- Die effektive Fläche der dämpfenden Blutgefäßschicht wird von der Draufsicht auf die rohrförmigen Blutgefäße bestimmt. Die Blutgefäße sind dabei im wesentlichen längsfixiert, so daß eine Volumenänderung nur über deren Querschnitt erfolgt.
- Die Blutgefäßschicht möge nur Licht absorbieren und keines selbst reflektieren. In der Realität kann man davon ausgehen, daß das Reflexionsvermögen der Blutgefäße mindestens um den Faktor zehn schlechter ist als das von blutleerer Haut [221]. D.h. wenn sich das Volumen der Blutgefäße ändert, verändert sich nur der Absorptionsfaktor dieser Schicht.

Das Modell soll qualitativ die bei der LRR erfaßten optischen Parameter aufzeigen. Insofern kommt den quantitativen Größen der verschiedenen optischen Parameter nur eine geringe Bedeutung hinsichtlich der Abschätzung relevanter Größenordnungen zu. Hierdurch grenzt sich dieses Modell von bisherigen Versuchen der Modellierung der optischen Hauteigenschaften ab [221, 25].

5.2.2. Herleitung des Schichtenmodelles

Die vom Blut optisch dämpfend bedeckte Fläche A ist gemäß der Draufsicht eine Funktion des durchschnittlichen Gefäßdurchmessers d und der Gesamtlänge l des verzweigten venösen Gefäßsystemes der Haut.

$$A = l \cdot d \tag{5.1}$$

Unter der Annahme, daß sich bei einer Blutvolumenzunahme die sichtbare Gefäßfläche nur über den Durchmesser der Gefäße ändern kann und nicht über deren Länge (da sich die Ausprägung des Gefäßsystemes nicht ändert und in der Regel eine Längsfixierung der Gefäße vorliegt), gilt entsprechend für die relative Änderung dieser sichtbaren Gefäßfläche

$$\frac{\Delta A}{A} = \frac{\Delta d}{d} \quad (5.2)$$

Das in den Gefäßen gespeicherte Blutvolumen V ist unter der Annahme eines durchschnittlichen kreisförmigen Querschnittes Q^1 der Gefäße

$$V = l \cdot Q = \frac{\pi}{4} \cdot l \cdot d^2 \quad (5.3)$$

Die Annahme des kreisförmigen Querschnittes kann für alle transmuralen Drücke größer Null als erfüllt angesehen werden. Erst bei Drücken kleiner Null kommt es zur Okklusion der Venen, die dann einen elliptischen Querschnitt annehmen. Da beim Muskelpumpentest aufgrund der sitzenden oder stehenden Körperposition immer ein deutlicher hydrostatischer Druck vorhanden ist, kann mit Sicherheit von einem deutlich positiven transmuralen Druck ausgegangen werden.

Da wiederum die Länge l des Gefäßsystemes als konstant angenommen werden kann, ergibt sich für die relative Volumenänderung

$$\frac{V + \Delta V}{V} = \frac{(d + \Delta d)^2}{d^2} \quad (5.4)$$

Durch Umstellen und Anwendung der Prinzips aus Gleichung 5.2 kann diese Beziehung folgendermaßen ausgedrückt werden:

$$\frac{\Delta V}{V} = 2 \cdot \frac{\Delta A}{A} + \left(\frac{\Delta A}{A}\right)^2 \approx 2 \cdot \frac{\Delta A}{A} \quad (5.5)$$

Die Herleitung dieses Prinzips zeigt, daß die Beziehung zwischen blutfüllungsproportionaler Ausdehnung der lichtabsorbierenden Hautschicht und venösem Hautblutvolumen ein geeignetes Meßprinzip darstellt. Bei kleineren Volumenänderungen kann die Beziehung als linear approximiert werden.

Der Faktor ‚2‘ in Gleichung 5.5 zeigt, daß sich die optisch wirksame Fläche der variablen Blutgefäßschicht proportional ungefähr nur halb so stark ändert wie das venöse Hautblutvolumen.

Betrachtet man das Modell in Bild 5.1, so kann man in Bezug auf die Blutgefäßschicht folgende wesentlichen Signalanteile am Photosensor ausmachen:

¹Als Q wird hier der Querschnitt des Gefäßes bezeichnet, als A dagegen die bei der Draufsicht wirksame Projektionsfläche.

1. Ein Anteil des Lichtes kommt von den Leuchtdioden, wird durch die Pigmentschicht gedämpft, in der Lederhaut gestreut und zum Photosensor zurückreflektiert, ohne die Blutgefäßschicht zu durchlaufen. Dabei durchläuft dieser Lichtanteil nochmals die Pigmentschicht und wird folglich ein zweites Mal gedämpft.
2. Ein weiterer Anteil des von der Leuchtdiode stammenden Lichtes durchläuft nicht nur diesen Bereich, sondern zusätzlich die Blutgefäßschicht und wird erst dahinter zurückreflektiert. Die Blutgefäße verdecken dabei einen Teil der dahinterliegenden Hautschicht und senken dadurch die reflektierte Lichtmenge (Blendenwirkung).

Hieraus läßt sich folgende Beziehung aufstellen:

$$W_E = W_S \cdot D_P \cdot K_1 + W_S \cdot D_P \cdot D_B \cdot K_2 = W_S \cdot D_P \cdot (K_1 + D_B \cdot K_2) \quad (5.6)$$

In dieser Gleichung ist

W_E die durch den Photoempfänger aufgenommene Lichtmenge, welche von den Leuchtdioden ausgesendet wurde (ohne Umgebungslichtanteil),

W_S die Lichtmenge, die von den Leuchtdioden ausgesendet wird,

K_1 der Faktor, der beschreibt, welcher Anteil des von den Leuchtdioden ausgesendeten Lichtes aufgrund von Streuungs- und Reflexionseffekten in der Hautschicht *oberhalb* der Blutgefäßschicht zum Photoempfänger gelangt,

K_2 der Faktor, der entsprechend K_1 die Lichtmenge beschreibt, die aus der Hautschicht *unterhalb* der Blutgefäßschicht stammt,

D_P der Dämpfungsfaktor der Pigmentschicht und schließlich

D_B der (zeitlich variable) Dämpfungsfaktor der Blutgefäßschicht, der sich aus der Blendenwirkung ergibt.

Die Faktoren K_1 und K_2 beschreiben dabei kombiniert die optischen Reflexions- und Transmissionseigenschaften der Haut aus einer phänomenologischen Betrachtungsweise. In K_2 ist dabei bei genauerer Betrachtung auch die Dämpfung durch die eigentlich dem Faktor K_1 zugeordnete obere Hautschicht enthalten. Der Wertebereich für diese beiden Faktoren liegt zwischen 0 und 1, wobei bei einem Faktor von 1 die gesamte Lichtmenge der Leuchtdioden zum Photoempfänger (idealer Spiegel) und bei einem Faktor von 0 aus der entsprechenden Schicht kein Licht reflektiert wird (nichtreflektierender Körper).

Im Dämpfungsfaktor D_P ist bereits die doppelte Dämpfung der Pigmentschicht enthalten, da das Licht immer zweimal diese Schicht passieren muß. Entsprechendes gilt für D_B , wobei aber die Blutgefäßschicht im Prinzip eine blendenartige Funktionsweise hat, der Dämpfungsfaktor also von der durch die Blutgefäße verdeckten Fläche bestimmt

wird. Auch D_P und D_B liegen zwischen 0 und 1. Der Faktor 0 bedeutet hier eine unendlich hohe Dämpfung und der Faktor 1 die vollständige Transparenz der entsprechenden Schicht.

Dieser Modellansatz vernachlässigt, daß das Blut selbst Licht reflektiert und auch nur eine endliche Dämpfung besitzt. Das reale Reflexionsvermögen des Blutes ist um ca. eine Größenordnung (Faktor 10) schlechter als das Reflexionsvermögen des Hautgewebes [221].

Das hier entwickelte Modell begründet sich auf eine phänomenologische Betrachtungsweise, läßt also die Helligkeitsänderungen aus der Sicht eines ‚Beobachters‘ erscheinen, der nur makroskopisch die Draufsicht auf die Haut wahrnimmt. Dies entspricht den Verhältnissen bei einem hinreichend großflächigen Photosensor. Diese Vernachlässigungen im Modellansatz bewirken daher keine prinzipielle Verschlechterung der Modellgüte, allerdings stimmen die Modellkoeffizienten nicht mit den entsprechenden realen physikalischen Größen überein. So bewirkt beispielsweise die vernachlässigte Reflexion der Blutgefäße eine virtuelle Verkleinerung der durch die Blutgefäße abgedeckten Fläche. Man sollte daher nicht den Versuch unternehmen, die einzelnen virtuell angenommenen optischen Parameter experimentell - beispielsweise durch mikroskopische Messungen - zu ermitteln.

Wie in den Modellvoraussetzungen erläutert ist die Dämpfung der Blutgefäßschicht die einzige zeitlich variable Größe. Eine Änderung in der Lichtintensität am Empfänger $\Delta W_E = W_{E,2} - W_{E,1}$ kann deshalb auf eine Änderung des Dämpfungsfaktors D_B zurückgeführt werden.

$$\Delta W_E = W_S \cdot D_P \cdot (K_1 + D_{B,2} \cdot K_2) - W_S \cdot D_P \cdot (K_1 + D_{B,1} \cdot K_2) \quad (5.7)$$

Mit $\Delta D_B = D_{B,2} - D_{B,1}$ wird daraus:

$$\Delta W_E = W_S \cdot D_P \cdot K_2 \cdot \Delta D_B \quad (5.8)$$

Der Dämpfungsfaktor D_B ist abhängig vom Flächenanteil, der durch die Blutgefäße verdeckt wird (Blendenmodell):

$$D_B = \frac{A_{ges} - A}{A_{ges}} = 1 - \frac{A}{A_{ges}} \quad (5.9)$$

In dieser Gleichung ist A die optisch effektive Fläche der Blutgefäße entsprechend Gleichung 5.1. Als A_{ges} wird die gesamte optisch effektive Fläche unter dem Sensor bezeichnet. Entsprechend diesem Ansatz ergibt sich eine Änderung des Dämpfungsfaktors $\Delta D_B = D_{B,2} - D_{B,1}$ als Funktion der Änderung der Fläche $\Delta A = A_2 - A_1$ wie folgt:

$$\Delta D_B = -\frac{\Delta A}{A_{ges}} \quad (5.10)$$

Nach Gleichung 5.5 kann dann entsprechend auch die Änderung des Dämpfungsfaktors in Abhängigkeit von der Änderung des Hautblutvolumens ausgedrückt werden:

$$\Delta D_B = -0.5 \cdot \frac{\Delta V}{V} \quad (5.11)$$

Bezogen auf Gleichung 5.8 erhält man jetzt die grundlegende Beziehung für die Licht-Reflexions-Rheographie:

$$\Delta W_E = 0.5 \cdot W_S \cdot D_P \cdot K_2 \cdot \frac{\Delta V}{V} \quad (5.12)$$

Diese Gleichung beschreibt die prinzipiellen Zusammenhänge bei der LRR. Im wesentlichen lassen sich folgende Schlußfolgerungen ziehen:

- Im Vergleich mit anderen Verfahren, wie der Impedanzplethysmographie, muß beachtet werden, daß hier $\frac{\Delta V}{V}$ für die Änderung der Blutmenge in Relation zur Gesamtblutmenge der Haut und nicht etwa zum Gesamtvolumen der Extremität steht. Es gibt also keinen Bezug zum Extremitätenvolumen und vergleichbare Werte mit anderen Verfahren können somit prinzipiell nicht erhalten werden.
- Die erhaltene Lichtmengenänderung ist stark abhängig von der Hautpigmentierung. Diese ist interindividuell stark variabel, weshalb es zu starken Unterschieden in den Amplituden der gemessenen Signale kommt.
- Es ist eine direkte Abhängigkeit von der eingestrahnten Lichtmenge gegeben. Somit läßt sich durch eine Veränderung von W_S die zu erwartende ΔW_E -Amplitude beeinflussen.

Das Modell spiegelt die Realität sehr gut wieder, da alle aus der Praxis bekannten Zusammenhänge damit erklärt werden können. Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß die LRR auf diesem Technologieniveau keine quantitativen und mit anderen Verfahren vergleichbaren Amplitudenwerte liefern kann. Die unmittelbare Abhängigkeit von der sehr variablen Hautpigmentierung liefert dabei extrem unterschiedliche Amplituden für die gleiche Blutvolumenschwankung. Auch wenn auf die Auswertung amplitudenbezogener Parameter vollständig verzichtet wird, überfordern die unterschiedlichen Dämpfungswerte oftmals den Dynamikbereich der Eingangverstärker (vergleiche Bild 2.5 auf Seite 22) und stellen so eine große meßtechnische Einschränkung dar.

5.2.3. Kompensation nach Blažek [33]

Da die Lichtintensität der Leuchtdioden im Prinzip frei gewählt werden kann, liegt es nahe, mit der Lichtintensität (W_S) die optische Dämpfung der Hautpigmentierung (D_P) zu kompensieren. Blažek hat hierfür in seinem Patent [33] ein Verfahren vorgestellt, bei

dem die Lichtintensität (W_S) zu Beginn der Messung jeweils so gewählt wird, daß am Empfänger immer die gleiche Lichtmenge (W_E) gemessen werden kann. Dies geschieht mit einem Regelkreis, der zur Messung des venösen Blutvolumens anschließend abgeschaltet wird (einmalige Anpassung) und zur Messung der arteriellen Blutpulsation mit einer langsamen Zeitkonstante ständig für eine langsame Nachführung sorgt. Die Wirksamkeit dieser Vorgehensweise wurde empirisch begründet und experimentell durch das Zwischenlegen eines optischen Filters zwischen Sensor und Haut nachgewiesen [35,34,78]. Die dämpfende Wirkung des Filters wird durch dieses Verfahren vollständig kompensiert. Als Resultat des Kompensationsverfahrens erhält man Amplituden, die nicht mehr von der Hautpigmentierung abhängen und nun wesentlich weniger streuen. Der vorgegebene Wert für W_E bestimmt den Eichfaktor für die gemessenen Intensitätsschwankungen und wird so gewählt, daß der Empfänger nicht übersteuert wird (je kleiner der vorgegebene Wert, desto besser) und dennoch ein möglichst gutes Signal-Rauschverhältnis vorliegt (je größer, desto besser). Blažek bezeichnet dieses Verfahren als quantitative Photoplethysmographie und führt zudem für den Begriff LRR einen neuen Methodennamen ein: Die Digitale Photoplethysmographie (D-PPG).

Die Bezeichnung als quantitative Photoplethysmographie soll demonstrieren, daß nunmehr dieses Meßverfahren interindividuell vergleichbare Werte liefert. Auf welche physikalische oder physiologische Größe sich das Attribut „quantitativ“ bezieht, ist aber auch in den zahlreichen anderen Publikationen zu diesem Thema [26,34,35,37,39,38,42,45,27] nicht untersetzt.

Durch das Schichtenmodell kann dieses Kompensationsverfahren auch theroretisch näher untersucht werden. Ausgangspunkt ist dabei Gleichung 5.6. Hieraus ergibt sich die jeweilige Lichtintensität W_S in Abhängigkeit von der vorgegebenen empfangenen Lichtintensität W_E . Diese Beziehung für W_S kann in die Gleichung 5.12 eingesetzt werden, und es entsteht die entsprechende Beziehung für das kompensierte Verfahren nach Blažek:

$$\Delta W_E = 0.5 \cdot \frac{W_E}{K_1 + D_B \cdot K_2} \cdot K_2 \cdot \frac{\Delta V}{V} = C \cdot \frac{\Delta V}{V} \quad (5.13)$$

Der Term, der nicht von der Änderung des Blutvolumens beeinflusst wird, läßt sich als Eichfaktor C abspalten:

$$C = 0.5 \cdot \frac{W_E \cdot K_2}{K_1 + D_B \cdot K_2} \quad (5.14)$$

Aus dieser Beziehung lassen sich folgende Schlußfolgerungen ableiten:

- Die Pigmentierung hat keinen Einfluß mehr auf das Signal. Dies war das Ziel des Kompensationsverfahrens und wurde auch experimentell nachgewiesen (u. a. [33]).
- Der Eichfaktor C wird vom jeweils gewählten Wert für W_E bestimmt. Nach Blažek wird deshalb die Amplitude auf W_E bezogen und als Einheit ‚%‘ gewählt.
- Im Gegenteil zu den Angaben in [33] wird der Eichfaktor aber auch von einer Reihe anderer Größen (K_1 , K_2 und D_B) bestimmt, die im wesentlichen den Hautaufbau

charakterisieren. Das Verhältnis von K_1 und K_2 charakterisiert dabei die Tiefe (Hautdicke) und D_B die Ausprägung des venösen Plexus. Diese Faktoren sind interindividuell unterschiedlich und vermutlich mit für die beobachtbare große interindividuelle Streuung der Amplituden bei der LRR verantwortlich. Das Verhältnis von K_1 und K_2 wird auch durch die Tiefenempfindlichkeit des Sensors und damit von der Sensorgeometrie (Abstand von Sender und Empfänger) bestimmt (siehe Kapitel 2.2). Die Ergebnisse der LRR sind also zwischen bauartverschiedenen LRR-Geräten unter Umständen nicht vergleichbar.

- D_B ist auch intraindividuell ein Maß für die Vorfüllung des venösen Plexus. Gleichung 5.14 zeigt, daß der Eichfaktor bei der kompensierten LRR, respektive D-PPG, auch hiervon abhängt. Er ist somit geringfügig variabel und von der Bezugsgröße V abhängig.
- Die Bezugsgröße V (= Hautblutvolumen) ist grundsätzlich verschieden von der Bezugsgröße „Extremitätenvolumen“ anderer plethysmographischer Verfahren. Ein Vergleich der Amplituden, wie beispielsweise in [36, 188] vorgenommen, ist auch bei der D-PPG methodisch fragwürdig.

Es sind also nur Messungen vergleichbar, deren Eichung auf der gleichen Füllung des venösen Hautplexus beruht. Bei unterschiedlicher Ausprägung des venösen Hautplexus kann zwar davon ausgegangen werden, daß $\frac{\Delta V}{V}$ gleich bleibt, nicht aber, wenn sich V aufgrund von unterschiedlichem transmuralen Venendruck verändert hat.

Praktisch hat das vor allem für die Messung mit Kompressionsstrümpfen folgende Konsequenzen:

- Der Andruck des LRR-Sensors verringert den transmuralen Druck an den Venenwänden im venösen Plexus und führt so zu einer Entleerung und damit sowohl zu einer Änderung von D_B und der Bezugsgröße V . Beim Vergleich von Messungen muß also ein gleichbleibender Andruck gewährleistet worden sein. Idealerweise erfolgt die Befestigung des Sensors druckfrei - z.B. durch doppelseitige Kleberinge.
- Kompressionsstrümpfe üben einen deutlichen Druck auf den Hautplexus aus. Amplitudenparameter können demnach prinzipiell nicht zwischen Messungen mit und ohne Kompressionsstrümpfe und auch nicht bei unterschiedlichem Andruck der Strümpfe verglichen werden. Die Auswertung entsprechender Messungen muß sich auf die Zeitparameter (Auffüllzeit) beschränken.

5.2.4. Beschreibung des Arbeitsbereiches

Der Arbeitsbereich eines LRR-Gerätes wird zunächst durch den maximalen Arbeitsbereich der einzelnen verwendeten Komponenten bestimmt. D.h. die Leuchtdioden können nur eine gewisse maximale Strahlungsleistung abgeben, der Photoempfänger hat nur

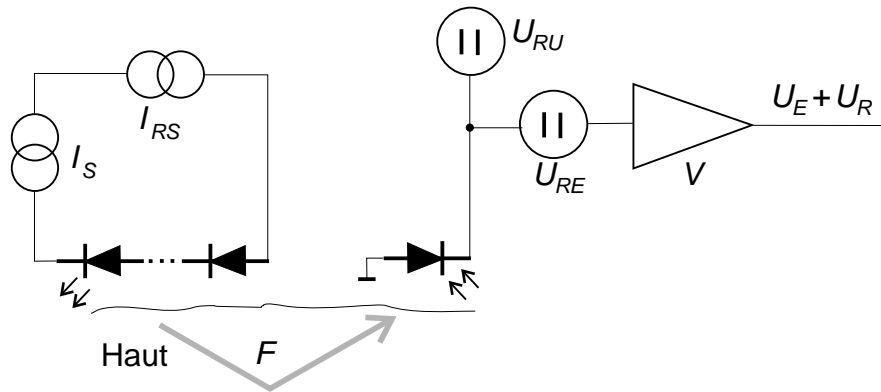


Abb. 5.2.: Prinzipschaltung unter Berücksichtigung der Rauschquellen

einen begrenzten linearen Arbeitsbereich, und eine zu große Lichtintensität würde sich folglich nicht mehr proportional in eine elektrische Größe übertragen lassen. Dies ist natürlich nur eine grobe Vereinfachung. Beim Design der Schaltung muß bei jeder Stufe darauf geachtet werden, daß deren Arbeitsbereich nicht den Arbeitsbereich der gesamten Schaltung unnötig beschneidet. Und das um so mehr, als beispielsweise mit Hochpaßfiltern Gleichanteile abgetrennt werden, um bestimmte Frequenzbereiche gesondert zu verstärken. Eine Übersteuerung kann also sowohl durch einen zu hohen Gleichanteil (z.B. durch Umgebungslicht) als auch durch einen zu hohen Anteil an gepulstem Licht (durch die Leuchtdioden) auftreten.

Ein zweiter limitierender Faktor ist das Signal-Rauschverhältnis, das immer hinreichend gut sein muß.

Bei den nachfolgenden Betrachtungen werden nur die Faktoren berücksichtigt, die den Arbeitsbereich der Schaltung hinsichtlich der Variabilität der optischen Eigenschaften des Meßobjektes betreffen. Es ist hier auch nicht möglich, die konkreten Größen für eine Schaltung zu analysieren. Dies muß für jede konkrete Schaltung von neuem erfolgen.

Zur Erläuterung des meßmethodischen Prinzips zeigt Abbildung 5.2 ein stark vereinfachtes Ersatzschaltbild eines LRR-Gerätes unter Berücksichtigung der Rauschquellen. Es ist ersichtlich, daß sich die Ausgangsspannung U_E des LRR-Gerätes wie folgt ergibt:

$$U_E = I_S \cdot k \cdot a_S \cdot F \cdot a_E \cdot V_E \quad (5.15)$$

wobei

I_S der (gepulste) Betriebsstrom der Leuchtdioden,

k die Anzahl der meist in Reihe geschalteten Leuchtdioden,

a_S der Wirkungsgrad der Leuchtdioden ($a_S = \frac{W_S}{I_S}$),

F der optische Koppelfaktor zwischen Leuchtdioden und Photoempfänger (nach Gleichung 5.6 $F = D_P \cdot (K_1 + D_B \cdot R_2)$),

a_E der Wirkungsgrad des Empfängers und

V_E der Verstärkungsfaktor des Empfängerpfades ($U_E = W_E \cdot a_E \cdot V_E$)

ist.

Der Arbeitsbereich der Schaltung ist die Differenz zwischen dem kleinsten und dem größtmöglichen Koppelfaktor F , bei dem mittels einer Variation des LED-Ansteuerstromes I_S der definierte Wert für die Ausgangsspannung U_E erreicht werden kann. Demzufolge gilt:

$$F_{min} = \frac{U_E}{I_{S,max} \cdot k \cdot a_S \cdot a_E \cdot V_E} \quad \text{bzw.} \quad F_{max} = \frac{U_E}{I_{S,min} \cdot k \cdot a_S \cdot a_E \cdot V_E} \quad (5.16)$$

Unter der Voraussetzung, daß nur I_S variabel ist, ergibt sich der Arbeitsbereich B als das Verhältnis von minimaler und maximaler optischer Kopplung:

$$B = \frac{F_{max}}{F_{min}} = \frac{I_{S,max}}{I_{S,min}} \quad (5.17)$$

F_{max} ist die bestmögliche optische Kopplung, die unter normalen Arbeitsbedingungen erwartet werden kann und entspricht der hellsten Haut. Normalerweise wird dieser Wert als Ausgangspunkt für die Ermittlung der übrigen Parameter benutzt. Die Festlegung der einzelnen Faktoren auf der rechten Seite der Gleichung 5.16 muß unter dem Aspekt erfolgen, daß ein bestmögliches Signal-Rauschverhältnis erzielt bzw. ein minimales Signal-Rauschverhältnis nicht unterschritten wird.

Das Signal-Rauschverhältnis SR ergibt sich in der Anordnung nach Abbildung 5.2 zu:

$$SR = \frac{U_E}{U_R} \quad (5.18)$$

wobei U_R die am Ausgang meßbare und dem Nutzsignal U_E überlagerte Rauschspannung ist.

Die Rauschspannung ergibt sich im wesentlichen aus drei Komponenten, deren Einfluß am Signalausgang minimiert werden muß:

1. Ein Teil des Gesamtrauschens wird in der Elektronik zur Ansteuerung der Leuchtdioden (bzw. durch die Leuchtdioden selbst) erzeugt und besteht im wesentlichen aus dem additiv überlagerten Rauschen und ferner aus dem Phasenjitter der Pulsung, das im Demodulator ebenfalls zu einer Rauschkomponente wird. Dieses Senderrauschen I_{SR} wird über die optische Strecke auf den Empfänger übertragen und

unterliegt somit den gleichen Verstärkungsfaktoren wie die Nutzsinalkomponente.²

2. Eine weitere Komponente wird als Störspannung auf den Photoempfänger bzw. den nachgeschalteten Verbindungsleitungen elektromagnetisch eingekoppelt. Dieser, nachfolgend als U_{RU} bezeichnete Anteil, ist sehr variabel und kann u. U. sehr große Werte annehmen. Er wird wie auch das Nutzsignal um den Verstärkungsfaktor V_E verstärkt.
3. Der dritte Anteil am Gesamttrauschen besteht im Eigenrauschen der Empfangselektronik und ist ebenfalls abhängig von der Größe des Verstärkungsfaktors V_E .

Für die Rauschspannung U_R kann nun folgende Beziehung aufgestellt werden:

$$U_R = (I_{RS} \cdot a_E \cdot a_S \cdot k \cdot F + U_{RE} + U_{RU}) \cdot V_E \quad (5.19)$$

Anhand dieser Beziehung können für die Dimensionierung der wesentlichen Komponenten eines LRR-Gerätes folgende Schlußfolgerungen abgeleitet werden:

- Es muß eine Balance zwischen der Anzahl der Leuchtdioden k und dem Verstärkungsfaktor V_E gefunden werden. Eine Erhöhung von k erhöht den Einfluß des Senderrauschens und eine Erhöhung von V_E den Gesamttrauschpegel, in dem jedoch die elektromagnetische Störeinstrahlung U_{RU} die Hauptkomponente darstellt.
- Im Sinne eines optimalen Signal-Rauschverhältnisses sollte die Referenzspannung U_E so groß wie möglich, also nahe der oberen Aussteuergrenze, gewählt werden.
- Es gibt für den Ansteuerstrom der LEDs I_S einen sinnvollen Minimalwert, so daß das Verhältnis von $\frac{I_S}{I_{RS}}$ noch deutlich über dem minimalen Signal-Rauschverhältnis liegt.

Da der Maximalwert für I_S bauartbedingt festliegt, kann für den Arbeitsbereich Gleichung 5.17 angesetzt werden. Es ist ersichtlich, daß eine Erweiterung des Arbeitsbereiches bei der üblichen Gerätetechnik nur über eine weitere Senkung des Rauschanteiles der Leuchtdiodentreiber in Verbindung mit einer Erhöhung der Leuchtdiodenzahl und einer dahingehend aufwendigeren und feinstufigeren LED-Steuerung erfolgen kann. Diese Komponenten sind aber in der Regel bei modernen Geräten bereits maximal ausgenutzt.

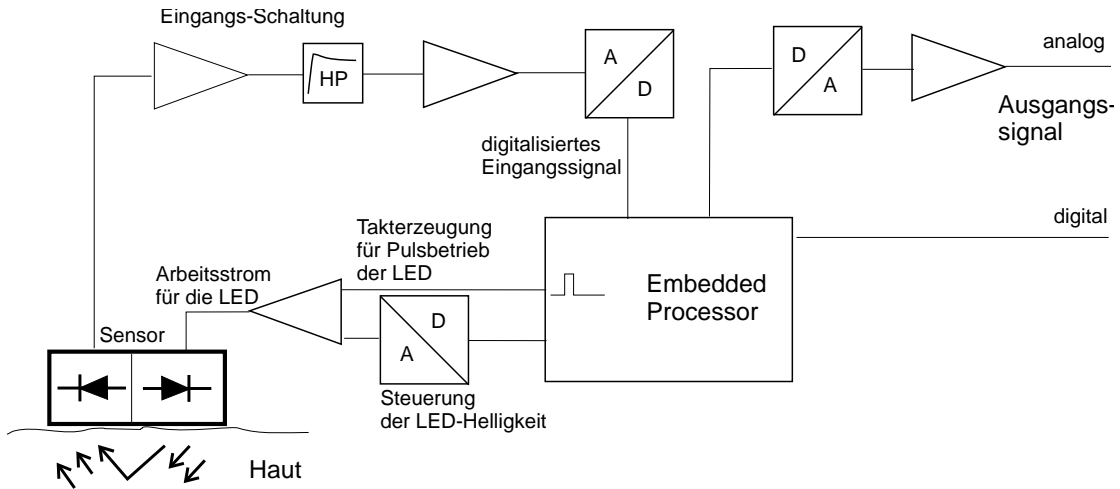


Abb. 5.3.: Prinzipschaltung eines mikroprozessorbasierten LRR-Gerätes

5.3. Neues Kompensationsverfahren zur Erweiterung des Dynamikbereiches eines LRR-Gerätes

Bereits mit der Entwicklung des Kompensationsverfahrens in [33] war es üblich, die LRR-Geräte mikroprozessorgesteuert aufzubauen. Allerdings beschränkte sich der Einsatz von Mikroprozessoren auf die Steuerung des Meßgerätes. Eine digitale Verarbeitung der Signale, wie in Bild 5.3 dargestellt, erfolgte nicht. Die heutigen Mikroprozessoren - erst recht die Signalprozessoren - und die notwendige Peripherie sind jetzt wesentlich leistungsfähiger und zudem preiswerter, so daß sich der Einsatz bei der Verarbeitung des LRR-Signales anbietet. Dies schafft die Voraussetzung, den Kompensationsalgorithmus in Gleichung 5.13 auf Seite 67 zu überdenken.

In der Gleichung 5.13 wird ein Eichfaktor definiert, der den Referenzpegel am Empfänger, auch Grundtransparenz genannt, enthält. Das Ausgangssignal wird aber in seiner Dimension auf diesen Referenzpegel bezogen. Es liegt daher nahe, das Ausgangssignal gleich in der richtigen Dimension zu erzeugen, indem der gemessene Helligkeitsunterschied ΔW_E direkt durch W_E dividiert wird. W_E verschwindet dadurch aus dem Eichfaktor, und es ergibt sich folgende Gleichung:

$$\frac{\Delta W_E}{W_E} = 0.5 \cdot \frac{1}{K_1 + D_B \cdot K_2} \cdot K_2 \cdot \frac{\Delta V}{V} = C_1 \cdot \frac{\Delta V}{V} \quad (5.20)$$

mit

$$C_1 = 0.5 \cdot \frac{K_2}{K_1 + D_B \cdot K_2} \quad (5.21)$$

²Die Auswirkungen des Phasenjitters hängen stark von der konkreten technischen Lösung für den Demodulator ab und lassen sich nicht pauschal beschreiben. Da diese Komponente nichts an den wesentlichen Sachverhalten ändert, wird sie im folgenden nicht gesondert betrachtet.

Bei einer digitalen Verarbeitung der Signale ist das Einfügen eines solchen Dividiergliedes kein Problem mehr. Es ergeben sich dadurch aber weitreichende Konsequenzen, denn die Eichung des Ausgangssignals ist jetzt unabhängig vom verwendeten Referenzwert. Dieser kann deshalb von Messung zu Messung unterschiedlich sein (sonst ist er eine Gerätekonstante) und die Genauigkeit, mit der er auf einen vorgegebenen Wert eingestellt werden kann, ist nicht mehr von Bedeutung. Mit aller Konsequenz braucht man keine vorgegebene Grundtransparenz mehr und erhält somit ein neues Kompensierverfahren.

Es ist mathematisch ersichtlich, daß dieses neue Verfahren völlig gleichwertig mit dem Verfahren nach Blažek [33] ist. Man hat also die gleichen Vorteile wie die Kompensation der Pigmentschicht, aber auch die gleichen Nachteile wie die weiterhin bestehende Abhängigkeit vom Hautaufbau.

Die jetzt flexibel wählbare verwendete Referenzwert U_E ist gemäß Gleichung 5.15 abhängig von der optischen Dämpfung der Meßstrecke F (also der Haut unter dem Sensor) und dem ebenfalls wählbaren Ansteuerstrom der Leuchtdioden I_S . Während F vom Meßobjekt vorgegeben wird, bilden U_E und I_S ein voneinander abhängiges Größenpaar, das als der Arbeitspunkt des LRR-Gerätes bezeichnet werden soll.

Für die Festlegung des Arbeitspunktes bestehen folgende Kriterien:

1. U_E muß so klein sein, daß während des Meßvorganges eine Übersteuerung des Eingangssignales vermieden wird.
2. Andererseits sollte U_E so groß wie möglich gewählt werden, um ein optimales Signal-Rausch-Verhältnis zu garantieren (siehe dazu auch Abschnitt 5.2.4).
3. Für die LED existiert ein maximaler Ansteuerstrom, der nicht überschritten werden darf.

Ausgehend vom Blockschaltbild in Abbildung 5.3 erfolgt die Einstellung des jeweiligen Arbeitspunktes vor Beginn einer jeden Messung wie folgt:

1. Begonnen wird mit dem größtmöglichen Aussteuerstrom der Leuchtdioden I_S . Liegt jetzt bereits die am AD-Wandler gemessene Eingangsspannung U_E unterhalb eines bestimmten Pegels (Bezugspegel)³, ist bereits ein entsprechender Arbeitspunkt gefunden. Dies ist nur bei einer sehr großen Dämpfung der Meßstrecke (kleiner Koppelfaktor F) der Fall.
2. Ist der AD-Wandler in der Sättigung oder oberhalb des Bezugspegels, wird der Ansteuerstrom der Leuchtdioden schrittweise so lange verringert, bis der Bezugspegel

³Der Bezugspegel wird soweit unterhalb der Aussteuerergrenze festgelegt, daß die erwarteten Signalamplituden während der Messung nicht zu einem Überschreiten der maximalen Aussteuerergrenze, also zu einer Signalbegrenzung, führen können.

unterschritten wird. Bei jedem Schritt muß zwischen Einstellen des Ansteuerstromes und Messen der Eingangsspannung jeweils eine hinreichend große Zeitspanne gewartet werden, damit alle Filter im Signalweg eingeschwungen sind.

3. Wird der Bezugspegel gerade unterschritten, bleibt der LED-Ansteuerstrom konstant und die vorliegende Eingangsspannung U_E wird als Referenzwert (Divisor) für die nachfolgenden Meßwerte gespeichert. Der Arbeitspunkt ist somit gewählt.

Der Arbeitsbereich der Schaltung bestimmt sich jetzt entsprechend Gleichung 5.17:

$$B = \frac{U_{E,max}}{U_{E,min}} \cdot \frac{I_{S,max}}{I_{S,min}} \quad (5.22)$$

Er ist jetzt also um den Faktor $\frac{U_{E,max}}{U_{E,min}}$ größer. $U_{E,max}$ ist dabei durch die Aussteuer-
grenze festgelegt und $U_{E,min}$ durch das minimal zulässige Signal-Rauschverhältnis. Da
sich besonders $U_{E,min}$ unter realen Bedingungen schlecht abschätzen läßt, kann man den
Umfang der hierdurch erreichten Arbeitserweiterung nur sehr grob angeben. Bei einer
vorsichtigen Schätzung dürfte er aber um mindestens den Faktor 100–1000 größer als
bei konventionellen LRR- bzw. D-PPG-Geräten sein.

Weitere Erhöhung des Arbeitsbereiches

Eine weitere Möglichkeit zur Vergrößerung des Arbeitsbereiches besteht in der optionalen Zuschaltung weiterer Leuchtdioden. Dadurch wird entweder der Faktor k in Gleichung 5.16 (Reihenschaltung) oder der maximale Ansteuerstrom $I_{S,max}$ erhöht. Damit bei kleinem I_S das Signal-Rauschverhältnis nicht verschlechtert wird, dürfen die zusätzlichen Dioden erst bei Bedarf aktiviert werden.

Die Änderung der LED-Zahl kann dabei nur erfolgen, wenn dadurch die Sensorgeometrie und damit die Tiefenempfindlichkeit des Sensors nicht verändert wird. Technisch verlangt das nach Leuchtdioden, deren Bauform die Gruppierung mehrerer Dioden auf engstem Raum zuläßt. Zudem können immer nur ganze Gruppen gleichzeitig zu- oder abgeschaltet werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde ein Sensor entwickelt, der vier Gruppen mit jeweils vier Leuchtdioden enthält. Die entsprechende Anordnung ist ein Abbildung 5.4 dargestellt.

Diese Maßnahme erlaubt die Vergrößerung des Arbeitsbereiches um maximal den Faktor vier. Dies ist wesentlich weniger als durch den flexiblen Arbeitspunkt erreicht werden kann, eignet sich aber als Kombinationsmaßnahme zur Verbesserung des Signal-Rauschverhältnisses bei sehr großer optischer Dämpfung.

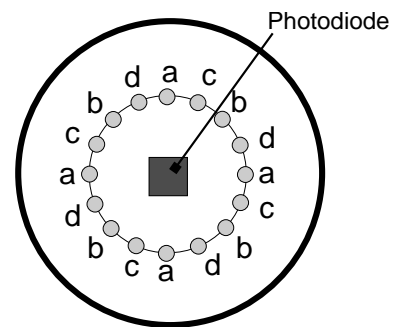


Abb. 5.4.: Neuer LRR-Sensor

Durch den variablen Arbeitspunkt, ggf. gekoppelt mit einem Sensor mit optional zuschaltbaren Leuchtdiodengruppen, kann ein wesentlich erweiterter Arbeitsbereich der Schaltung erreicht werden. Die wesentliche Voraussetzung hierfür - das Vorhandensein eines Dividiergliedes - ist bei einer Mikroprozessor- bzw. computergestützten Ausführung problemlos realisierbar. Durch diesen großen Arbeitsbereich ist die Voraussetzung für eine neue Anwendung der LRR gegeben: Die Messung durch angezogene Kompressionsstrümpfe hindurch.

5.4. Praktische Messung durch Kompressionsstrümpfe hindurch

Anhand von Meßserien konnte die Wirksamkeit des neuen Kompensationsverfahrens bestätigt werden. Messungen durch die üblichen Damen- und Kompressionsstrümpfe hindurch bereiten keine Probleme mehr. Während bei Messungen auf der Haut von der Steuerung immer der Arbeitspunkt mit dem besten Signal-Rauschverhältnis (größte Lichtintensität am Empfänger) eingestellt wurde, variiert dieser bei Messungen durch Strümpfe hindurch beträchtlich. Der variable Arbeitspunkt ist demnach hierfür zwingend notwendig. Der Einfluß der individuellen Dehnung der Strümpfe an der Meßstelle ist dabei offensichtlich so groß, daß andere Abhängigkeiten (Strumpftyp und -farbe) nicht signifikant festgestellt werden konnten.

Auch wenn der geänderte Arbeitspunkt bei Messungen durch Kompressionsstrümpfe hindurch zu einem theoretisch schlechteren Signal-Rauschverhältnis hin verschoben wurde, konnte eine dadurch bedingte Verschlechterung der Signalqualität in keinem Fall festgestellt werden. Die Ursache hierfür liegt offensichtlich in dem Umstand, daß der Sensor durch die zusätzliche isolierende Stoffschicht kapazitiv weniger elektromagnetische Störstrahlung⁴ auf den Sensor einkoppelt, als dies der Fall ist, wenn der Sensor auf bloßer Haut liegt. Bezogen auf Gleichung 5.19 bedeutet dies, daß U_{RU} vermutlich im Verhältnis zur Nutzspannung U_E bedeutend mehr abnimmt. Somit ist die Variante der Arbeitspunktverschiebung auch seitens des Signal-Rauschverhältnisses sehr gut für die Messung durch Strümpfe hindurch geeignet.

Die praktische Handhabung der Messung kann als optimal für den gewählten Einsatzzweck bezeichnet werden. Messungen ohne und mit Kompressionsstrümpfen können im Sanitätshaus ohne Probleme von den jeweiligen Mitarbeitern ausgeführt werden, die für das Ausmessen und die Anprobe der Kompressionsstrümpfe zuständig sind.

Die Ergebnisse der ersten Studie im praktischen Einsatz wird im Kapitel 6 vorgestellt.

⁴Der Patient wirkt quasi als Antenne, deren elektrischer Pegel kapazitiv auf den Sensor überkoppelt.

6. LRR zur Therapiekontrolle bei Kompressionsstrümpfen

6.1. Zielstellung der Untersuchung

Die Notwendigkeit einer unmittelbaren Kontrolle der hämodynamischen Wirksamkeit von Kompressionsstrümpfen wurde bereits an mehreren Stellen in dieser Arbeit begründet. Die Ausführungen im Kapitel 5 zeigen, daß es mittels des neuen Verfahrens bei der LRR technisch möglich ist, einfach durch den angezogenen Kompressionsstrumpf hindurch zu messen. Somit können mittels der LRR die hierbei ermittelten hämodynamischen Parameter (vor allem die Auffüllzeit, vergleiche Kapitel 2.2) bei einem Patienten mit und ohne Kompressionsstrumpf bzw. mit verschiedenen Kompressionsstrümpfen verglichen werden.

In diesem Kapitel sollen die theoretischen Erwartungen an diese neue meßtechnische Möglichkeit sowie deren praktische Relevanz untersucht werden. Im einzelnen werden folgende Fragen diskutiert:

- Sind mit der LRR überhaupt hämodynamische Unterschiede beim Tragen von Kompressionsstrümpfen und insbesondere im Vergleich zwischen verschiedenen Kompressionsstrümpfen nachweisbar?

Bisherige Studien mit anderen Methoden belegen eine Querschnittsveränderung der Venen und eine Erhöhung der Flußgeschwindigkeit (mittels Duplex, siehe [129]) bzw. eine Abnahme des Fußvolumens (mittels Fußvolumetrie, siehe [46]). Die Auswirkungen auf die Auffüllzeit und insbesondere deren intraindividuelle Veränderung aufgrund des Tragens eines Kompressionsstrumpfes wurden bisher nicht untersucht. Die technischen Möglichkeiten für die LRR stehen hierfür erst jetzt zur Verfügung.

- Gibt es für die feststellbaren Hämodynamikverbesserungen einen Zusammenhang mit dem hämodynamischen Schweregrad (gemäß der LRR-Einteilung) oder der Art der Grunderkrankung (Typ A, B oder C der venösen Insuffizienz gemäß Kapitel 6.2)?

Bei der Verordnung der Strümpfe erfolgt eine grobe Zuordnung der Kompressionsklassen gemäß der Art der Schädigung (siehe Leitlinien der Deutschen Gesellschaft

für Phlebologie [249]). Ist diese einfache Zuordnung ausreichend, wäre die LRR für die Kompressionskontrolle in der Mehrheit der Fälle entbehrlich.

- Lohnt sich die Kontrolle der Kompressionswirkung des gewählten Strumpfes bei der Anprobe der verordneten Kompressionsstrümpfe für den einzelnen Patienten? Wenn sich bei der Anprobe unterschiedlicher Strümpfe - beispielsweise durch eine unterschiedliche Paßform - deutliche Änderungen in der Hämodynamik zeigen, so wäre eine Therapiekontrolle mit LRR für die Patienten ein deutlicher Gewinn.
- Wie praktikabel für die potentielle Nutzergruppe ist die neue Methode? Wie in Kapitel 5.1 untersetzt, hängt die Akzeptanz einer Meßmethode entscheidend von deren praktischer Handhabung ab.

Um diese Fragen zu klären, wird zunächst im Abschnitt 6.2 eine Einteilung der Insuffizienzen nach der Art der pathophysiologischen Veränderungen vorgenommen und eine Erwartungshaltung für die möglichen hämodynamischen Änderungen durch den Kompressionsstrumpf diskutiert. Eine praktische Studie in einem Sanitätshaus mit einem auf den Ausführungen im Kapitel 5.3 basierenden LRR-Gerät dient schließlich dazu, die technische Lösung in der Praxis zu verifizieren.

6.2. Wirkungsprinzip von Kompressionsstrümpfen

6.2.1. Physiologische Wirkungsweise

Kompressionsstrümpfe bestehen aus elastischem Gewebe und üben einen definierten, gleichmäßigen und allseitigen Druck auf die Extremität aus. Dies führt zu einer Erhöhung des Gewebedruckes und damit zu einer Senkung des transmuralen Druckes an den Venenwänden. Folgende positive Effekte auf insuffiziente Venen werden dadurch erreicht:

- Der Querschnitt der Venen wird verkleinert. Dadurch steigt die Fließgeschwindigkeit in den Venen, was der Entstehung von Thrombosen vorbeugt. Dies kann mit dem Duplex oder dem Gefäßdoppler nachgewiesen werden (siehe dazu [129] und [50]).
- Mit Verkleinerung des Venenquerschnittes werden auch Insuffizienzen der Venenklappen verringert bzw. u. U. vollständig beseitigt. Dies trägt zu einer Verbesserung der Funktion der Muskelpumpe und damit zu einer aktiven Venendrucksenkung bei. Dieser Effekt führt kurzfristig zu einer sofortigen Symptombesserung sowie zu einer deutlichen Verbesserung der Langzeitprognose. Die funktionelle Wiederherstellung der Muskelpumpe ist somit als die bedeutendste Wirkung von Kompressionsstrümpfen zu betrachten.

Kompressions- klasse	Andruck	Anwendungsgebiet
I	18.4 mmHg ... 21.2 mmHg	beginnende Veneninsuffizienz
II	25.1 mmHg ... 32.1 mmHg	CVI
III	36.4 mmHg ... 46.5 mmHg	CVI mit Leitveneninsuffizienz
IV	über 59 mmHg	ausgeprägtes Lymphödem

Tabelle 6.1.: Andruck der verschiedenen Kompressionsklassen im Fesselbereich [249]

- Die Filtrationsrate sinkt, d. h. es tritt weniger Flüssigkeit aus den Venen in den interstitiellen Raum über. Dadurch wird die Ausbildung von Ödemen gehemmt.
- Da die Venen nicht weiter chronisch überdehnt werden, schreitet der pathologische Umbau der Venenwände nicht weiter fort.

Eine weitere positive Wirkung auf die Muskelpumpe wird dadurch erreicht, daß die Kompressionsstrümpfe der Muskulatur von außen einen Widerstand entgegensetzen und somit die Effektivität der Muskelkontraktionen hinsichtlich der Venenkomprimierung steigern.

Die Wirkung der Kompressionsstrümpfe auf die einzelnen Venen nimmt um so weiter ab, je tiefer die Venen verlaufen, da die umgebenden Weichteile große Teile des Druckes aufnehmen. So läßt sich sonographisch erst eine Wirkung auf die tiefen Leitvenen erkennen, wenn der Andruck an der Oberfläche größer als 30 mmHg wird [50].

Kompressionsstrümpfe gibt es in verschiedenen Kompressionsklassen. Tabelle 6.1 gibt die genormten Größen für den Andruck auf der Hautoberfläche und die Anwendungsgebiete gemäß den Richtlinien der Deutschen Gesellschaft für Phlebologie [249] an.

Kompressionsstrümpfe haben jedoch auch Nachteile, die um so größer werden, je größer die Kompressionsklasse ist:

- Sie behindern die arterielle Durchblutung, besonders die der Haut. Kritisch wird dies vor allem bei Erkrankungen des arteriellen Gefäßsystems, wie der arteriellen Verschußkrankheit (AVK). Eine fortgeschrittene AVK ist deshalb eine Kontraindikation für den Kompressionsstrumpf.
- Die starke Kompression der Venen führt zu einer proximalen Blutvolumenverschiebung und damit zu einer verstärkten Volumenbelastung für das Herz. Leichte Symptome hierfür sind beispielsweise Beklemmungsgefühle. Gefährlich wird es bei einer dekompensierten Herzinsuffizienz, die deshalb ebenfalls eine Kontraindikation darstellt.
- Je größer der Andruck des Kompressionsstrumpfes, desto größer ist der Diskomfort beim Anziehen und Tragen. Tendenziell verzichten deshalb Patienten umso häufiger auf das Tragen der verordneten Strümpfe, je größer deren Kompressionsklasse ist.

- Je größer die Kompressionsklasse ist, desto teurer ist auch der Strumpf, insbesondere da in Kompressionsklasse III und IV effektiv nur noch Maßstrümpfe getragen werden können.

Es kann also nicht pauschal ein Kompressionsstrumpf mit einer hohen Kompressionsklasse verordnet werden. Sowohl bei der Paßform als auch bei der Kompressionsklasse muß jeweils der individuell günstigste Kompromiß gefunden werden.

Der tatsächliche Andruck, den ein Kompressionsstrumpf ausübt, ist nicht nur von der Kompressionsklasse, sondern auch von der Vordehnung und damit vom Größenverhältnis zwischen Extremität und der Normgröße des Strumpfes abhängig. Somit ist die Kompressionsklasse nur ein Anhaltspunkt. Der entsprechenden Paßform kommt eine ebenso große Bedeutung zu.

6.2.2. Vorhersage der meßbaren hämodynamischen Änderungen

In der Medizin ist es üblich, die venösen Insuffizienzen nach dem Grad ihrer hämodynamischen Dysfunktion (Grad nach Fontane entsprechend Auffüllzeit und Druckabfall bei der Phlebodynamometrie bzw. bei der LRR) oder nach dem Grad der Symptomatik (Ödembildung, Ulzeration ...) einzuteilen.

Diese Einteilung ist für die technische Analyse funktionsdiagnostischer Methoden jedoch wenig hilfreich. In Anlehnung an [166] wird nachfolgend eine zur Bewertung sinnvolle Einteilung nach der Lokalisation und Ausdehnung der Venenklappendysfunktionen vorgenommen, die entscheidend für die Ergebnisse funktioneller Meßverfahren und hierbei besonders für die LRR sind. Zur funktionellen Charakterisierung wird jeweils der typische Venendruckverlauf während und nach einer Bewegung erläutert, wie er sowohl für die Phlebodynamometrie als auch indirekt für die LRR typisch ist.

Anhand der herausgearbeiteten Einteilung der Insuffizienztypen kann schließlich der mögliche hämodynamische Erfolg durch Kompressionsstrümpfe aufgrund der dargelegten und prinzipiell bekannten Wirkungsweise abgeschätzt werden. Diese Abschätzung ist wichtig für die Interpretation der Ergebnisse bei Messungen mit Kompressionsstrümpfen (siehe Kapitel 6.5).

Typ A: Oberflächliche Insuffizienzen

Bei dieser Gruppe von Patienten sind nur die oberflächlichen Venen varikös verändert und die zugehörigen Klappen schlußunfähig (primäre Varikosis). Die Kommunikationsvenen und die tiefen Venen weisen dagegen intakte Venenklappen auf.

Hinsichtlich des Venendruckverlaufes ist bei diesem Typ eine normale Pumpfunktion zu erwarten, die Auffüllung erfolgt aber aufgrund des retrograden Flusses durch die insuffizienten Klappen deutlich schneller.

Es bestehen hier gute Aussichten auf eine vollständige Wiederherstellung der Hämodynamik durch das Tragen eines Kompressionsstrumpfes. Da nur oberflächliche Venen betroffen sind, die vom Kompressionsstrumpf gut beeinflußt werden, ist in der Regel der niedrige Andruck der Kompressionsklasse I ausreichend. Genügt ein gut angepaßter Strumpf der Klasse I nicht, so ist zu vermuten, daß die Venenklappen irreparabel geschädigt sind und eine Besserung allein durch die Querschnittsverengung eintritt. Hier ist eine weitere Besserung durch die Klasse II erreichbar, die aber hier nicht besonders stark ausfallen dürfte.

Typ B: Zusätzliche Schädigung der V. perforantes und communicantes

Bei dieser zahlenmäßig großen Patientengruppe bestehen neben ausgeprägten varikösen Veränderungen im oberflächlichen Venensystem unterschiedlich zahlreiche insuffiziente Verbindungsvenen. Durch diese wird bei Kontraktion der Muskelpumpe ein großer Teil des Blutes der tiefen Venen in das oberflächliche Venensystem gedrückt. In der Muskeldiastole wird das tiefe Venensystem aufgrund der volumenüberlasteten oberflächlichen Venen sofort wieder aufgefüllt. Da die oberflächlichen Venen bei defekten Verbindungsvenen aufgrund der ständigen Volumenüberlastung spätestens nach einiger Zeit ebenfalls insuffizient werden, kommt es zur Ausbildung des typischen Privatkreislaufs. Das Blut wird hierbei zunächst nach proximal gedrückt. Durch defekte Verbindungsvenen gelangt es in das oberflächliche Venensystem und fließt sofort wieder nach distal zurück.

Im Venendruckverlauf tritt eine deutlich verkleinerte Druckabsenkung auf. Die Auffüllzeit ist deutlich verkürzt. Werden oberflächliche Venen mit Kompressen bzw. einem Tourniquet ausgeschaltet (Unterbrechung des Privatkreislaufes), so ist eine deutliche hämodynamische Besserung meßbar. Eine Verödung bzw. Operation der temporär ausgeschalteten oberflächlichen Venen hat hier eine entsprechende Besserung der Erkrankung zur Folge.

Die defekten Klappen in den Verbindungsvenen können durch die Kompressionstherapie nicht wiederhergestellt werden. Die Kompressionsstrümpfe haben deshalb hierbei die Aufgabe, den Privatkreislauf zu unterdrücken. Wie beim Typ A ist dies bei entsprechend erhaltenen Venenklappen durch die Kompression der Oberflächenvenen möglich. Da aber aufgrund der defekten Perforansvenen in der Muskelsystole eine größere Druck- bzw. Volumenbelastung der Oberflächenvenen besteht, ist hierfür tendenziell ein größerer Andruck - also eine größere Kompressionsklasse - notwendig. Hier besteht auch prinzipiell die Möglichkeit, durch einen Kompressionsstrumpf der Klassen I oder II die Hämodynamik wiederherzustellen bzw. entscheidend zu verbessern.

Typ C: Leitveneninsuffizienz

Dieser Typ kennzeichnet das ausgeprägte postthrombotische Syndrom. Infolge der abgelaufenen phlebothrombotischen Prozesse bestehen relativ starre Gefäßwände. Zusätzlich

sind weite Teile des Klappenapparates sowohl in den tiefen Venen (Leitveneninsuffizienz) als auch in den Verbindungsvenen insuffizient. In der Muskelsystole kommt es so infolge der starren Gefäßwände bereits zu einem ungenügenden Ausstoß, der zudem zu einem merklichen Teil durch die defekten Verbindungsvenen ins oberflächliche Venensystem gedrückt wird. Auch wenn das oberflächliche Venensystem anfangs noch intakt ist, hält es der ständigen Volumenüberlastung nicht stand, und es kommt zur Ausbildung sekundärer Varizen.

Im Druckverlauf ist bei dieser Ausprägung der CVI nur ein ungenügender bzw. gar kein Druckabfall während der Bewegung meßbar, und die Auffüllzeit ist aufgrund dessen meist unauswertbar kurz (siehe auch das Beispiel im Kapitel 4.4.4). Da aufgrund der Bewegung die arterielle Durchblutung stimuliert wird, kann im Extremfall sogar anstelle des typischen Abfalls ein Druckanstieg in den Venen registriert werden.

Durch ein hämodynamisches Ausschalten der oberflächlichen Varizen mit einem Tourniquet kann in diesen Fällen keinesfalls eine Besserung erreicht werden. Bei ungenügender Drainagefähigkeit der tiefen Venen, beispielsweise infolge einer schlecht rekanalisierten Thrombose, erfüllen die oberflächlichen Venen trotz ihrer Insuffizienz eine hämodynamisch wichtige Kollateralfunktion, so daß eine Entfernung fatal wäre.

Da die tiefen Venen nur bei einem hinreichend großen Andruck - man geht dabei von mindestens 30 mmHg aus [50] - beeinflußt werden können, ist eine Besserung der Hämodynamik erst ab Kompressionsklasse II und III und vorwiegend über die Beeinflussung der Oberflächenvenen zu erwarten. Eine Wiederherstellung gesunder Verhältnisse ist unwahrscheinlich. Bei zusätzlicher Versteifung der Gefäßwand (Phlebosklerose oder fibrinöse Verdickung nach Thrombose) kann u. U. überhaupt keine Verbesserung erreicht werden, und die Wirkung des Kompressionsstrumpfes bleibt im wesentlichen auf die Reduzierung der Ödembildung beschränkt.

Besteht nach einer Thrombose weiterhin eine hämodynamisch bedeutsame Drainagebehinderung, kann die durch die LRR erfaßte Auffüllzeit mit Strumpf sogar kürzer (hämodynamisch schlechter) sein. Dies erklärt sich aus der essentiellen Kollateralfunktion der hierfür in der Regel zu kleinkalibrigen Oberflächenvenen. Ein weiterer Druck durch den Kompressionsstrumpf behindert die Aufdehnung der Kollateralvenen und behindert die Blutströmung. Diagnostisch darf hieraus allerdings nicht die Schlußfolgerung gezogen werden, daß in einem solchen Fall der Kompressionsstrumpf kontraindiziert wäre. Vielmehr wird durch den Kompressionsstrumpf die irreversible Schädigung dieser Venen verzögert.

Frische Thrombosen

Aufgrund der hier massiv vorhandenen Abflußbehinderungen und des damit verbundenen hohen Venendruckes dürfte keine Änderung in der Effektivität der Muskelpumpe erreichbar sein.

Bei den Typen A und B ist also eine hämodynamische Besserung im Sinne einer meßbar verlängerten Auffüllzeit sehr wahrscheinlich. Dabei wird zunächst mit steigender Kompression eine leichte Besserung aufgrund der Querschnittsverkleinerung auftreten. Erst wenn die Kompression so groß wird, daß die Venenklappen wieder schließen, ist eine deutliche hämodynamische Besserung vorstellbar. Aus diesen Überlegungen heraus wird hier die Hypothese aufgestellt, daß bei den Insuffizienztypen A und B bereits kleine Änderungen des Kompressionsdruckes große hämodynamische Änderungen bewirken können, wenn dadurch die Venenklappen wieder schließen. Unter dieser Annahme hat nicht allein die Kompressionsklasse, sondern auch die individuelle Paßform (Größenabstimmung zwischen Extremität und Strumpf) einen entscheidenden Einfluß auf den Therapieerfolg. Die pauschalen Richtlinien zur Auswahl der Kompressionsklasse und die Größenabstufungen der Konfektionsgrößen werden dieser individuellen Abstimmung jedoch nicht gerecht.

Aus dieser Analyse der Pathophysiologie heraus besteht demnach die Chance einer deutlichen Verbesserung der Kompressionstherapie durch die Verfügbarkeit einer einfachen Meßmethode, mit der die Veränderung der Effektivität der Muskelpumpe aufgrund des Kompressionsstrumpfes individuell erfaßt und objektiv bewertet werden kann. Mit dem praktischen Einsatz könnte somit ein wichtiger Schritt bei der Qualitätssicherung der Kompressionstherapie erreicht werden.

6.3. Material und Methode der praktischen Studie

Für die Aussage dieser Untersuchung ist es wichtig, die Messungen möglichst unter realen Verhältnissen durchzuführen. Die Veränderung der Hämodynamik sollte exakt mit dem Kompressionsstrumpf ermittelt werden, den der Patient auch nachfolgend tragen würde. Deshalb wurden die Messungen in einem Sanitätshaus¹ parallel zur üblichen Anmessung der Strümpfe durchgeführt.

Es wurden alle Patienten in die Studie einbezogen, die in der fraglichen Zeit zum Anmessen und Abholen neuer Kompressionsstrümpfe erschienen. Die kommentierten Ergebnisse wurden als Information nachträglich dem behandelnden Arzt zugeleitet.

6.3.1. Ablauf der Messungen

Nach einer entsprechenden Akklimatisierungszeit für den Patienten (mindestens 10 Minuten) wurde jeweils eine Messung ohne Kompressionsstrumpf und eine Messung mit dem individuell nach den bisherigen Gesichtspunkten (Kompressionsklasse entsprechend der Verordnung, Größe entsprechend der Extremitätenmaße) ausgewählten Strumpf

¹Ich bedanke mich an dieser Stelle nochmals beim Sanitätshaus Seydewitz in Ilmenau für die Hilfsbereitschaft.

durchgeführt. Dabei wurde der Sensor des LRR-Gerätes direkt auf dem Strumpf befestigt.

Es wurde angestrebt, nach Möglichkeit die gleiche Stelle über der Haut wie bei der Messung ohne Strumpf zu benutzen. Dies ist notwendig, da

- vor allem bei Patienten mit insuffizienten Oberflächenvenen die Hämodynamik in verschiedenen Hautarealen je nach zugeordneter venöser Abstrombahn unterschiedlich sein kann und diese hämodynamischen Unterschiede den Vergleich mit dem Kompressionsstrumpf nicht beeinflussen dürfen und da
- der Sensor nur auf makroskopisch gesunder Haut sowie nicht unmittelbar über einer defekten Perforansvene befestigt werden darf, was mit angezogenen Strümpfen meist nicht mehr festgestellt werden kann.

Bei mehreren Patienten wurden ein oder mehrere alternative Strümpfe (andere Größe und Kompressionsklasse) ausprobiert und hierbei weitere Messungen gemacht (siehe Diskussion).

Die Patienten wurden zudem hinsichtlich ihrer Krankengeschichte befragt und mittels einer einfachen Inspektion untersucht, um eine Einteilung entsprechend des Typs der venösen Insuffizienz durchzuführen. Leider standen die Untersuchungsergebnisse des jeweils behandelnden Arztes nicht zur Verfügung, so daß diese Einteilung entsprechend grob ausfallen mußte.

6.3.2. Patientenzusammensetzung

Die Patienten waren nicht vorselektiert und entsprachen in der Zusammensetzung dem normalen Aufkommen in einem Sanitätshaus. Insgesamt wurden 22 Patienten untersucht, wobei 17 meßbare Insuffizienzen hatten. Fünf Patienten konnten nicht berücksichtigt werden, da:

- die Kompressionsstrümpfe vorbeugend wegen einer Hüftoperation oder
- wegen der Neigung zu Lymphödemen verordnet worden waren oder
- die Bewegungsfähigkeit des Sprunggelenkes so eingeschränkt war, daß die Messung nicht durchgeführt werden konnte.
- Bei zwei Patienten konnten trotz entsprechend anderslautender Angaben durch die Patienten mittels LRR keine venösen Insuffizienzen festgestellt werden.

Bei den in die Studie einbezogenen 17 Patienten wurden an insgesamt 25 Beinen entsprechende Kompressionsstrümpfe angemessen und deren hämodynamische Wirkung mittels LRR kontrolliert. Auch wenn nur einseitig ein Strumpf verordnet worden war, wurde

immer simultan beidseitig gemessen. Dies ist bei dem verwendeten Meßgerät kein Mehraufwand, und man erhält so die Referenz eines gesunden Beines.

Hinsichtlich der ohne Kompressionsstrumpf gemessenen Auffüllzeiten lassen sich die bewerteten Beine folgenden im Kapitel 2.2 erwähnten Klassen zuordnen:

Anzahl	Klassifikation entsprechend Auffüllzeit
1	Klasse I
12	Klasse II
12	Klasse III

6.3.3. Methode der Auswertung

Bei den LRR-Messungen wurde nur die Auffüllzeit betrachtet, da dies der am besten validierte Parameter ist. Wie im Abschnitt 5.2.3 hergeleitet, ist eine Verwendung amplitudenbezogener Parameter prinzipiell nicht möglich.

Je größer die Auffüllzeit ist, desto geringer ist der retrograde Rückfluß und folglich desto besser die Hämodynamik (vergleiche auch Kapitel 2.1 und A). Werte ab 25 s bilden hierbei die Grenze zum Normalbereich, wobei größere Zeiten eine Abhängigkeit von der arteriellen Durchblutung aufweisen und entsprechend variabel sind. Bei kurzen Auffüllzeiten (≤ 15 s), wie man sie bei ausgeprägter Insuffizienz findet, wirkt sich der arterielle Einstrom dagegen kaum aus (vergleiche Kapitel 3.2). Die Auffüllzeiten sind in diesen Fällen wesentlich besser reproduzierbar als bei gesunden Probanden.

Die Auffüllzeiten werden nur jeweils beim gleichen Patienten zwischen den Messungen mit und ohne Kompressionsstrumpf verglichen. Interindividuelle Vergleiche erscheinen aufgrund der großen interindividuellen Streuung prinzipiell wenig sinnvoll.

Die Meßergebnisse selbst werden in folgende Klassen eingeteilt:

Keine Besserung: Die Auffüllzeiten verlängerten sich nicht oder nur um weniger als 1 s zwischen den Messungen ohne und mit Kompressionsstrumpf.

Minimale Besserung: Als minimale Besserungen wurde eingeordnet, wenn sich die Auffüllzeit um weniger als 4–5 s verlängerte. Die Grenze zur „deutlichen Besserung“ ist hierbei fließend.

Deutliche Besserung: Verlängerte sich die Auffüllzeit mit angelegtem Kompressionsstrumpf um mehr als 5 s, so wurde dies als deutliche Besserung gewertet.

Normalisierung: Von einer Normalisierung der Hämodynamik kann man ausgehen, wenn die Auffüllzeit mit Kompressionsstrumpf 25 s erreicht bzw. überschreitet.

Besserung:	keine	geringe	deutliche	Normalisierung
Grad I	0	0	0	1 100 %
Grad II	1 8 %	5 42 %	3 25 %	3 25 %
Grad III	2 16 %	2 17 %	6 50 %	2 17 %

Tabelle 6.2.: Hämodynamische Verbesserungen nach Insuffizienzgrad

6.4. Ergebnisse der praktischen Erprobung

6.4.1. Ermittelte hämodynamische Veränderungen

Bei den 25 mit Kompressionsstrümpfen gemessenen Beinen wurde in Abhängigkeit vom Grad der Insuffizienz gegenüber der Messung ohne Strumpf die in Tabelle 6.2 zusammengefaßten hämodynamischen Änderungen festgestellt. Die Prozente beziehen sich dabei auf die Anzahl der Beine, die dem jeweiligen Insuffizienzgrad zuzuordnen sind.

Bei vier Patienten wurden mehrere verschiedene Kompressionsstrümpfe getestet. Die Indikation hierfür waren entweder Zweifel an der Paßform der angemessenen Größe (2 Patienten) oder die Weigerung der Patienten, die verordnete Kompressionsklasse II anzuziehen (2 Patienten). Dabei wurde, wenn dies sinnvoll erschien, sowohl die Kompressionsklasse als auch die Größe variiert. Bei zwei Patienten konnte hierdurch keine signifikante Besserung der Hämodynamik erreicht werden. Für einen dieser Patienten ist dies aber trotzdem als positives Ergebnis zu werten, da durch die Messung von der vorgesehenen Kompressionsklasse II auf die Klasse I ausgewichen werden konnte. Bei den anderen beiden Patienten konnte durch die individuelle Strumpfauswahl nach hämodynamischen Gesichtspunkten eine vollständige bzw. weitgehende Normalisierung erreicht werden.

Aus meßtechnischer Sicht gibt es eine Vielfalt an Varianten und Schweregraden der venösen Insuffizienz. Die Anzahl der untersuchten Patienten reicht deshalb bei weitem nicht für eine statistische Analyse. So ist fast jeder Patient als Einzelfall zu betrachten, auch wenn sich bereits typische Muster abzeichnen. Einige aussagekräftige Einzelfälle werden deshalb im nächsten Kapitel diskutiert.

6.4.2. Interessante Fälle

Typische Besserung

Abbildung 6.1 zeigt eine typische Verbesserung der Auffüllzeit durch das Anziehen eines Kompressionsstrumpfes der Kompressionsklasse II. Die Auffüllzeit nimmt bei den mei-

6. LRR zur Therapiekontrolle bei Kompressionsstrümpfen

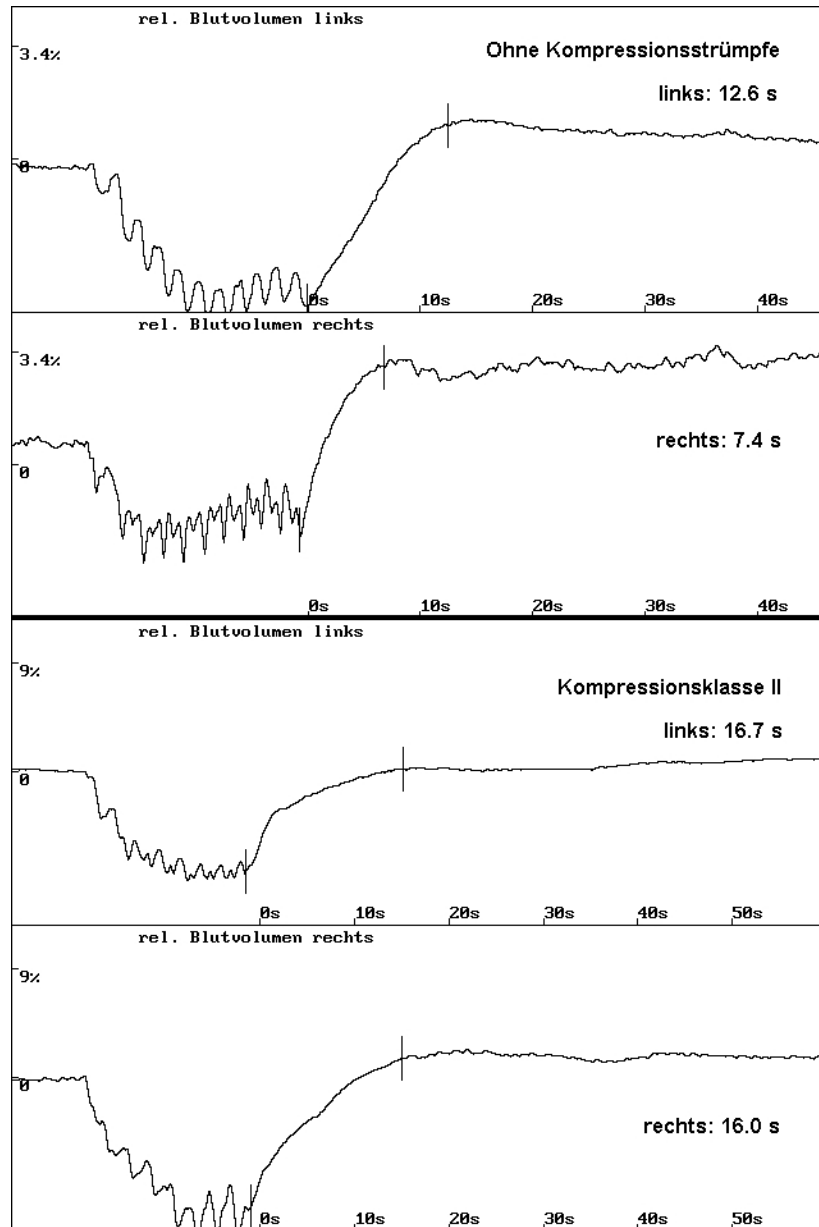


Abb. 6.1.: Typische Besserung mit Kompressionsstrumpf

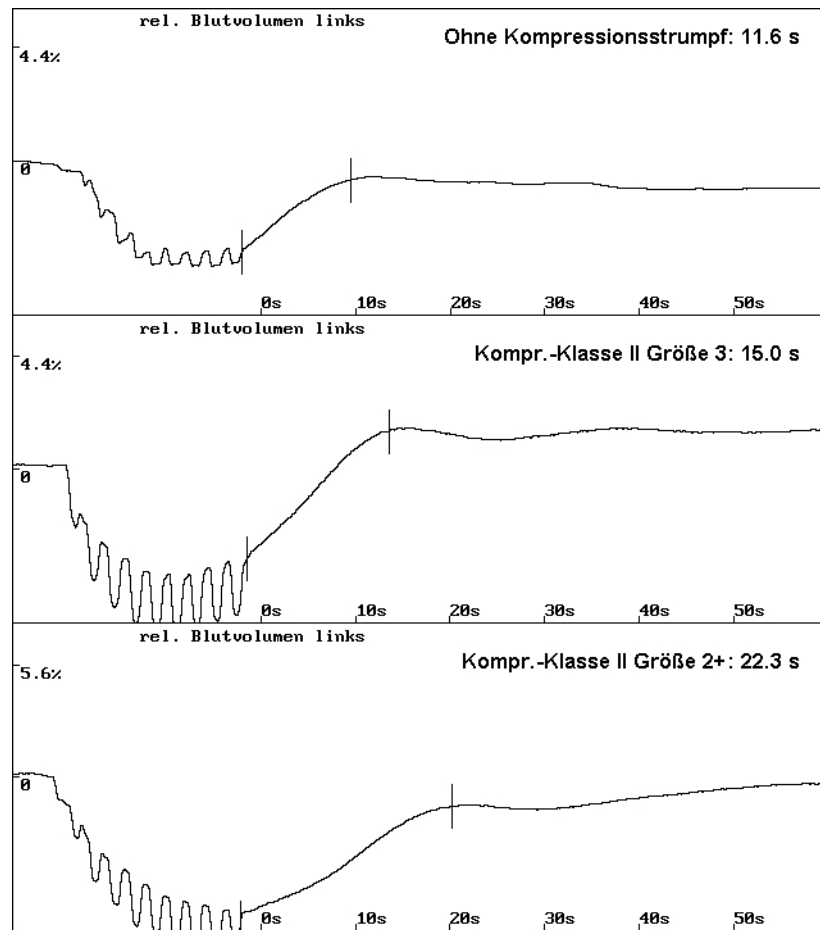


Abb. 6.2.: Nahezu eine Normalisierung erreicht

sten Patienten (Ausnahme frische Thrombosen und schwere Schädigungen des Typs C, siehe Diskussion) gut reproduzierbar zu. Das Ausmaß der Verbesserung ist aber sehr unterschiedlich.

Normalisierung durch gezielte Auswahl des Kompressionsstrumpfes

Der Patient in Abbildung 6.2 hatte links eine postoperative Beckenvenenthrombose. In der Abbildung sind die Kurven der linken Körperseite dieses Patienten ohne Kompressionsstrumpf und mit zwei verschiedenen Strümpfen der Kompressionsklasse II dargestellt. Die rechte Seite wurde simultan mitgemessen, erwies sich aber als hämodynamisch völlig unauffällig.

Ohne Kompressionsstrumpf ist aufgrund der niedrigen Auffüllzeit von 11.6 s eine deutliche venöse Insuffizienz auszumachen. Bedingt durch die schnell behandelte Thrombose

ist eine Insuffizienz des Typs B (Oberflächeninsuffizienz mit Beteiligung der Perforansvenen) anzunehmen.

Durch den Kompressionsstrumpf (Klasse II, Größe 3 entsprechend den vermessenen Beinumfangen) ist eine Verbesserung auf 15 s meßbar. Dies liegt durchaus in einem Bereich, der aufgrund der pathophysiologischen Analyse (siehe Kapitel 6.2) für eine thrombotische Schädigung angenommen werden kann.

Um eine größere Kompression im Knöchelbereich zu erreichen, wurde als nächstes die Größe 2+ ausprobiert. Es handelt sich hierbei um eine Modifikation der Größe 2, die einen weiteren Oberschenkel besitzt. Auf diesen Patienten bezogen bedeutet dies, daß sich durch die Verkleinerung um eine Größe die Paßform am Oberschenkel kaum verändert, im Knöchelbereich jedoch der Strumpf weiter gedehnt wird und somit eine größere Kompressionskraft entfaltet. Durch diese spezielle Paßform wird eine verstärkte Kompression im Knöchelbereich und damit ein größerer Druckgradient in proximaler Richtung erreicht. Die dritte Messung zeigt daraufhin eine sehr deutliche Verbesserung der Auffüllzeit auf 22.3 s.

Der Patient spürte subjektiv kaum einen Unterschied zwischen den Strümpfen. Objektiv konnte aber durch den zweiten Strumpf die Funktion der Venenklappen weitgehend wiederhergestellt werden.

Vergleich Kompressionsstrumpf mit Venenstripping

Bei einer Patientin wurde vor zwei Jahren im rechten Bein operativ eine insuffiziente Vene entfernt. Bild 6.3 zeigt die entsprechenden LRR-Messungen. In der Messung ohne Kompressionsstrumpf ist zu erkennen, daß die operierte Seite hämodynamisch deutlich besser ist (22.7 s anstatt 5.3 s auf der linken Seite).

Die zweite Messung erfolgte mit einem Kompressionsstrumpf (Klasse II) am linken Bein. Wie deutlich zu sehen ist, bewirkt der Kompressionsstrumpf eine deutliche Besserung, wobei man sogar von einer Normalisierung ausgehen kann. Der hämodynamische Effekt des Strumpfes ist deutlich besser als der Effekt durch den operativen Eingriff auf der Kontrollseite.

6.5. Diskussion und Schlußfolgerungen

Die Erfassung der hämodynamischen Änderungen gelang mit dem neuen LRR-System bei jedem Patienten respektive jedem Strumpftyp problemlos. Bei ca. 2/3 aller daraufhin untersuchten Messungen war zur Einstellung eines geeigneten Arbeitspunktes die im Kapitel 5.3 vorgestellte Arbeitsbereichserweiterung notwendig.

Die Meßergebnisse belegen in methodischer Hinsicht zweierlei: Zum einen sind die hämodynamischen Verbesserungen, die durch die verordneten Kompressionsstrümpfe erreicht

6. LRR zur Therapiekontrolle bei Kompressionsstrümpfen

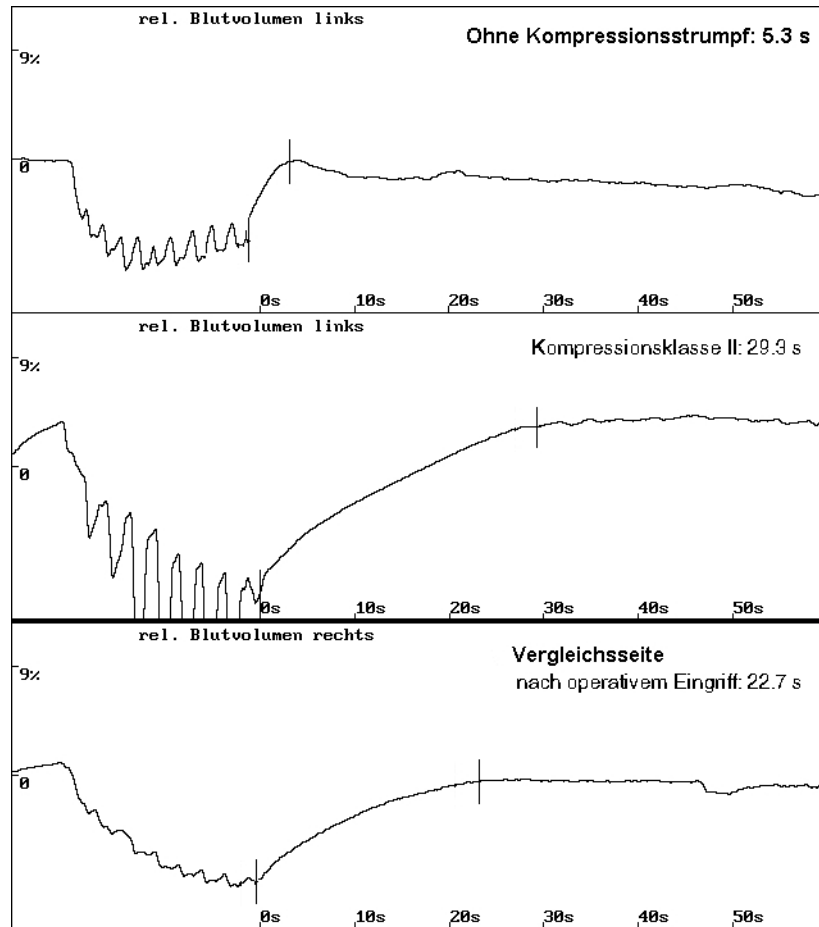


Abb. 6.3.: Vergleich mit operierter Seite

werden können, sehr uneinheitlich. Ein interindividueller Vergleich über eine größere Patientengruppe erscheint deshalb nicht sinnvoll. Zum anderen ist die individuelle Anpassung der Kompressionsstrümpfe in vielen Fällen mit einer deutlichen hämodynamischen Verbesserung verbunden. Eine individuelle Kontrolle der hämodynamischen Wirkung ist deshalb sehr wünschenswert und steigert beträchtlich den therapeutischen Effekt. Der Einsatz dieser Methode für die individuelle Auswahl von Kompressionsstrümpfen ist ein entscheidender Schritt für die - nicht zuletzt durch das Medizinproduktegesetz geforderte - Qualitätssicherung bei der Kompressionstherapie.

Bei der Auswahl eines patientenspezifisch geeigneten Kompressionsstrumpfes bestehen einige Freiheiten. Bereits die wenigen hier vorgestellten Beispiele belegen, daß neben der Kompressionsklasse auch die richtige Größe wichtig für die Hämodynamik ist. Dies verwundert nicht, da der tatsächliche Druck, der durch den Kompressionsstrumpf ausgeübt wird, auch von dessen Vordehnung und damit vom Größenverhältnis abhängt. So kann eine Variation der Größe und mitunter auch ein Wechsel des Herstellers des Kompressionsstrumpfes eine deutliche Verbesserung für den Patienten bewirken.

Eine individuelle Kontrolle durch eine objektive Methode erscheint um so bedeutsamer, da sich die Hämodynamik offensichtlich sprunghaft verbessert, sobald ein individueller Schwellwert für den Kompressionsdruck überschritten wird. Nur so sind die deutlichen Verbesserungen zu erklären, die sich bereits aus minimalen Größenänderungen ergeben.

Bei den Messungen stellte sich die Frage, welche hämodynamischen Änderungen bei dem konkreten Patienten mit einem Kompressionsstrumpf eigentlich erreicht werden können. Oder mit anderen Worten: Ist die momentan erreichte Verbesserung bereits nahezu optimal oder könnte mit einem anderen Strumpf noch eine weitere wesentliche Verbesserung erreicht werden? Als eine wertvolle Orientierung erwies sich hierbei das im Kapitel 6.2 in Abhängigkeit von der Art der Insuffizienz herausgearbeitete Wirkprinzip der Kompressionsstrümpfe.

Es ist ersichtlich, daß zur Auswahl eines individuell hämodynamisch optimierten Kompressionsstrumpfes die Messungen mit genau dem Exemplar erfolgen muß, das der Patient auch ausgehändigt bekommt. Die Anpassung muß deshalb dort erfolgen, wo der Patient die verordneten Strümpfe bezieht.

Für den verordnenden Arzt ist es wohl wirtschaftlich nicht sinnvoll, sich die erforderliche Palette an Kompressionsstrümpfen vorrätig zu halten. Es ist deshalb erstrebenswert, die Messungen in ein entsprechend ausgerüstetes und ausgebildetes Sanitätshaus zu delegieren. Aufgrund dieses speziellen Nutzerkreises ergeben sich die im Kapitel 5.1 hervorgehobenen Anforderungen hinsichtlich einer einfachen Handhabbarkeit sowie geringer Anschaffungs- und Betriebskosten. Die geschaffene Lösung wird auch in diesen Punkten den Anforderungen voll gerecht.

7. Praktische Umsetzung und Ausblick

Umsetzung in die Praxis

Die methodischen Ergebnisse dieser Arbeit wurden unmittelbar in die Praxis umgesetzt und stehen als Teil kommerziell gefertigter Geräte¹ allen interessierten Anwendern zur Verfügung. Die Umsetzung in die Praxis erforderte zusätzlich zu den hier dargelegten methodischen Arbeiten auch die Entwicklung und Programmierung entsprechender Algorithmen zur Signalauswertung und -präsentation.

Synergieeffekte

Synergieeffekte ergeben sich vor allem mit den Untersuchungsverfahren, die mit den gleichen Meßgeräten und Meßverfahren durchgeführt werden. Dies sind vor allem die impedanzplethysmographische Venen-Verschluß-Plethysmographie und die photoplethysmographische Pulswellenschreibung.

Bei der impedanzplethysmographischen Venen-Verschluß-Plethysmographie konnten die Ergebnisse der Untersuchungen zum Meßort und zur Benutzung von EKG-Klebelektroden übernommen werden. So wurden auch hier die Bandelektroden durch EKG-Klebelektroden substituiert. Die neue Elektrodenanordnung ist wesentlich einfacher zu handhaben, und es konnte gleichzeitig die Vergleichbarkeit mit der Dehnungsmeßstreifenplethysmographie verbessert werden [200].

Die Ankopplung der Impedanzelektroden durch den befeuchteten Kompressionsstrumpf gestattet jetzt auch die Bewertung der kompressionsbedingten Drainageänderungen mittels der impedanzplethysmographischen Venen-Verschluß-Plethysmographie.

Die photoplethysmographische Pulswellenschreibung wird mit der gleichen Meßtechnik wie die LRR vorgenommen und profitiert ebenfalls vom erweiterten Arbeitsbereich.

Ausblick

Ziel dieser Arbeit war die Weiterentwicklung der Meßtechnik und -methodik bei der LRR. So wurden die praktischen Tests nur in einem Umfang vorgenommen, der die

¹*rheoscreen compact*, *rheoscreen light* und *rheoscreen light S* der Firma medis. Medizinische Meßtechnik GmbH Ilmenau

praktische Funktionsweise der Meßtechnik bestätigt. Diagnostische Schlußfolgerungen können aber nur nach einer statistisch auswertbaren Untersuchungsreihe getroffen werden. Insbesondere folgende medizinisch orientierte Untersuchungen sind wünschenswerte Nachfolgeprojekte:

- Zur Anwendung der LRR bei der Therapiekontrolle in der Kompressionstherapie ist eine längerfristige Studie wünschenswert, die statistisch gesicherte Aussagen über den Nutzen dieser Kontrolle zuläßt. Insbesondere sollten folgende Fragen beantwortet werden:
 - Bei wie vielen Patienten konnte aufgrund der LRR-Messungen ein signifikant wirksamerer Strumpf ausgewählt werden?
 - Ist eine signifikante Besserung der Langzeitprognose bei Patienten, deren Kompressionsstrümpfe mittels LRR kontrolliert wurden, gegenüber einer entsprechenden Kontrollgruppe nachweisbar?
- Um weitere Erfahrungen mit dem impedanzplethysmographischen Muskelpumpentest zu sammeln, sollte eine größere Serie von Vergleichsmessungen zwischen LRR und Impedanzplethysmographie erfolgen.
- Beim impedanzplethysmographischen Muskelpumpentest wurden in dieser Arbeit die Meßbedingungen (sitzende Position, Dorsalflexionen als Belastung) der LRR übernommen. Dies geschah, um einen Vergleich zwischen beiden Methoden zu ermöglichen. Es könnten aber durchaus noch bessere diagnostische Aussagen bei einer an die Phlebodynamometrie angelehnten Durchführung (vor allem in stehender Position) möglich sein. Dies sollte experimentell überprüft werden.

Wenn ein Kompressionsstrumpf für einen Patienten nicht die zu erwartende hämodynamische Wirkung hat, liegt dies meist an der unzureichenden Paßform. So muß z. B. ein von distal nach proximal abnehmender Kompressionsdruck appliziert werden [249]. Aufgrund der individuell unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten kommt es aber oft zu einer unterschiedlichen Dehnung des Strumpfes und somit zu einer inhomogenen - und somit oft unzureichenden - Entfaltung der Kompressionswirkung. In diesen Fällen muß auf eine andere Größe oder eine Sonderanfertigung ausgewichen werden. Das Erkennen eines solchen Falles ist derzeit nur schwer möglich und erfordert in jedem Fall sehr erfahrenes Personal bei der Anmessung des Kompressionsstrumpfes.

Andererseits wurde im Kapitel 5.4 festgestellt, daß die optische Dämpfung durch die Dehnung des Strumpfes dominiert wird. Es liegt also nahe, die möglichst gleichmäßige Dehnung eines Kompressionsstrumpfes anhand der mittels LRR bestimmten optischen Dämpfung zu überprüfen. Diese Möglichkeit näher zu untersuchen wäre ein wünschenswertes technisch-methodisches Nachfolgeprojekt.

8. Zusammenfassung

Ziel dieser Arbeit war es,

1. den bekannten methodischen Nachteil der Licht-Reflexions-Rheographie - die Abhängigkeit der Ergebnisse von der sehr variablen arteriellen Hautdurchblutung, durch den insbesondere bei erhöhter Durchblutung falschpositive Diagnosen erfolgen können, zu beseitigen, und
2. eine Möglichkeit zur Therapiekontrolle bei Kompressionsstrümpfen zu schaffen.

Die Nachbildung der physiologischen Vorgänge bei der Licht-Reflexions-Rheographie durch ein mathematisches Strömungsmodell im Kapitel 3.2 demonstriert die physikalische Ursache der Abhängigkeit der LRR-Ergebnisse von der Hautdurchblutung. Die relativ kleinkalibrigen Venolen, die dem durch die Licht-Reflexions-Rheographie erfaßten venösen Hautplexus nachgeschaltet sind, bilden einen deutlichen Strömungswiderstand, der insbesondere bei einem erhöhten Blutfluß zu einer deutlichen Druckdifferenz führt. D. h. die mit der Licht-Reflexions-Rheographie erfaßte Auffüllung im venösen Hautplexus verläuft:

analog zur Auffüllung in den tiefen Venen, immer wenn die venöse Auffüllung aufgrund einer venösen Insuffizienz sehr schnell erfolgt,

ebenfalls analog zur Auffüllung der tiefen Venen, wenn keine Insuffizienz vorliegt und die Hautdurchblutung gegenüber der Gesamtdurchblutung der Extremität nicht stark erhöht ist, aber

deutlich schneller als in den tiefen Venen, wenn die Hautdurchblutung deutlich erhöht ist.

Dieser Nachteil der Licht-Reflexions-Rheographie ist im optischen Meßprinzip begründet und prinzipiell nur durch die Verwendung eines anderen Meßverfahrens vermeidbar.

Zur Substitution der Licht-Reflexions-Rheographie geeignete Verfahren erfassen die Blutvolumenänderungen in der gesamten Extremität. Entsprechende Verfahren sind die aus der Anwendung zur Venen-Verschuß-Plethysmographie bekannten plethysmographischen Verfahren: Dehnungsmeßstreifenplethysmographie, Luftmanschettenplethysmographie und Impedanzplethysmographie.

Vereinzelt erfolgte bereits ein experimenteller Einsatz der Dehnungsmeßstreifen- und der Luftmanschettenplethysmographie beim Muskelpumpentest. Im Kapitel 3.5 wurden diese Verfahren hinsichtlich der gestellten Anforderungen untersucht. Beide Verfahren sind prinzipiell für den Muskelpumpentest geeignet, erfüllen aber nicht die Anforderungen (siehe Kapitel 3.4) hinsichtlich einer einfachen und unkomplizierten Handhabung.

Die Impedanzplethysmographie erfaßt die Blutvolumenänderungen direkt auf elektrischem Weg ohne mechanische Meßgrößenwandler. Durch die großen technologischen Fortschritte in der Elektronik konnte die Qualität der Impedanzmeßtechnik stark gesteigert werden. Dies ist die wesentliche Voraussetzung, die die Impedanzplethysmographie jetzt für den Muskelpumpentest potentiell geeignet erscheinen läßt, obwohl es in der Vergangenheit noch keine praktischen Ansätze hierfür gab.

Für die Anwendung der Impedanzplethysmographie beim Muskelpumpentest mußten folgende Probleme geklärt werden:

- Die pathophysiologische Betrachtung des Wirkprinzips des Muskelpumpentests im Kapitel 3.3 ergab, daß der Meßort beim aufrechten Patienten (sitzende oder stehende Körperhaltung) möglichst weit unten (bzw. distal) sein muß. Bei proximal gelegenen Meßorten erfolgt bei Veneninsuffizienz mitunter keine Verkürzung der Auffüllzeit, da das Blut in der Auffüllphase zunächst nach distal wegsacken kann. Weiterhin ist nur eine Messung an muskelarmen Extremitätenabschnitten sinnvoll, da die Blutumverteilungsvorgänge in den zahlreichen Muskelvenen die diagnostisch relevanten Änderungen in den Transportvenen leicht überdecken können.

Mögliche Meßorte sind deshalb der Mittelfuß und der Unterschenkel unmittelbar oberhalb des Knöchels. Für den impedanzplethysmographischen Muskelpumpentest mußte eine geeignete Elektrodenposition gefunden werden.

- Die üblichen Bandedektroden können aus praktischen Gründen bei einem Arbeitsversuch wie dem Muskelpumpentest nicht verwendet werden. Als Ausweg mußte eine einfache und für einen Bewegungsversuch geeignete Elektrodenapplikation gefunden werden.

Beides gelang in der Form einer in Abbildung 4.3 auf Seite 50 dargestellten Anordnung mit herkömmlichen EKG-Klebeelektroden.

Zur Überprüfung der praktischen Eignung wurden Simultanmessungen von LRR und Impedanzplethysmographie durchgeführt. Dabei wurden folgende Eigenschaften des impedanzplethysmographischen Muskelpumpentests festgestellt:

- Die abgeleiteten Kurvenformen von LRR und Impedanzplethysmographie unterscheiden sich in den folgenden Punkten:
 - Bei der Impedanzplethysmographie sind die Artefakte während der Bewegung im Vergleich zur erreichbaren Volumenreduktion bedeutend größer als bei der LRR.

- Die Form der Wiederauffüllkurve unterscheidet sich ebenfalls. Bei der Impedanzplethysmographie konnte in jedem Fall die Form einer verzerrten Exponentialfunktion reproduziert werden. Kurz nach Ende der Bewegungsübung kommt es zunächst zu einer schnellen Volumenzunahme, die dann schnell abflacht und allmählich in die Ruhelage übergeht. Die gemessene Kurvenform entspricht der theoretisch im Kapitel 3.2 aufgrund des mathematischen Strömungsmodells vorhergesagten Form als eine durch die nichtlinear veränderliche Compliance verzerrte Exponentialfunktion.
- Die durch die Bewegungsübung (hier maximale Dorsalflexionen) erreichten Volumenabsenkungen lagen in der Größenordnung von 0.4 und 1.65 %. Der jeweilige Wert konnte individuell bei größerem zeitlichen Abstand der Messungen nur schlecht reproduziert werden. Dies deutet auf einen physiologisch relativ stark schwankenden Venentonus hin. Obwohl die Amplitudenparameter prinzipiell quantifizierbar sind (in Bezug auf das Extremitätenvolumen in ml Blut/100 ml Gewebe), kann eine diagnostische Verwertung nur bedingt erfolgen.
- Die langsame Übergangsphase in die Ruhelage erschwert die Bestimmung des Auffüllungsendes und ist für eine entsprechende Streuung der Auffüllzeiten im direkten Vergleich mit der LRR verantwortlich.
- Es wurde festgestellt, daß die Ruhelage nach Ende der Auffüllzeit häufig höher lag als vor der Messung. Dies bedeutet, daß die Stimulation während der Messung (durch die Bewegung bzw. zeitweise Druckabsenkung) eine deutliche Reaktion im Ruheblutvolumen hervorruft. Dies muß bei der Bewertung der Messung und vor allem bei einer automatischen Auswertung berücksichtigt werden.

Messungen bei einer forcierten Hautdurchblutung zeigten, daß - selbst wenn die LRR bereits deutlich pathologische Werte liefert - die Impedanzplethysmographie keine oder eine nur unwesentlich verkürzte Auffüllphase zeigt. Die diagnostische Zielstellung, die die Motivation zur Suche nach einem Ersatzverfahren war, wurde hiermit voll erreicht.

Die Impedanzplethysmographie konnte hinsichtlich der praktischen Anwendbarkeit stark verbessert werden, ist aber gegenüber der LRR prinzipiell etwas aufwendiger. Das potentielle Einsatzgebiet ist deshalb in der spezialisierten phlebologischen Praxis plaziert, zumal diese Methode in Verbindung mit der ggf. vorhandenen impedanzplethysmographischen Venen-Verschluß-Plethysmographie keinen apparativen und somit finanziellen Mehraufwand bedeutet.

Das zweite Ziel dieser Arbeit war die Schaffung einer Methode zur objektiven Kontrolle der individuellen hämodynamischen Wirksamkeit von Kompressionsstrümpfen.

Der Muskelpumpentest ist prinzipiell gut geeignet, um hämodynamische Änderungen aufgrund des Tragens von Kompressionsstrümpfen nachzuweisen. Dafür muß das verwendete Meßverfahren eine Erfassung der Blutvolumenänderungen bei angezogenem

Kompressionsstrumpf ermöglichen. Da die Messung praktisch nur unmittelbar bei der individuellen Auswahl des Kompressionsstrumpfes (beispielsweise in einem Sanitätshaus) sinnvoll ist, werden besondere Anforderungen hinsichtlich einer möglichst einfachen und effektiven praktischen Handhabung gestellt (siehe Kapitel 5.1).

Eine Erfassung der hämodynamischen Änderungen aufgrund eines Kompressionsstrumpfes ist prinzipiell sowohl mit der Dehnungsmeßstreifen- als auch der Luftmanschettenplethysmographie möglich, da hier die Meßfühler ohnehin nur mechanisch außen anliegen. Diese Methoden sind aufgrund der schwierigen und fehlerträchtigen praktischen Handhabung aber bereits für den normalen Muskelpumpentest nicht praxisgerecht anwendbar und scheiden daher für die Anwendung mit Kompressionsstrümpfen aus.

Für die Impedanzplethysmographie wurde im Kapitel 4.5 eine Variante für eine Messung durch den Kompressionsstrumpf hindurch vorgestellt, bei der die Elektroden mit normalem Leitungswasser durch den (lokal befeuchteten) Strumpf elektrisch angekoppelt werden.

Die Anwendung der Impedanzplethysmographie zur Messung unmittelbar bei der individuellen Anprobe der Strümpfe ist zwar möglich, die praktische Handhabung aber immer noch etwas zu aufwendig.

Die praktischen Anforderungen erfüllt am besten die Licht-Reflexions-Rheographie, deren Arbeitsbereich für die Messung mit angezogenen Kompressionsstrümpfen jedoch erheblich erweitert werden muß.

Unter Berücksichtigung dieser Zielstellung erfolgte im Kapitel 5.2 zunächst die Analyse des herkömmlichen LRR- (bzw. D-PPG-) Verfahrens mit Hilfe eines Modells der Haut. Dabei wurde für folgende Teilbereiche eine mathematische Beschreibung herausgearbeitet:

- die Faktoren, von denen die Amplitude der LRR-Kurve abhängt,
- den Arbeitsbereich eines LRR-Gerätes und
- die Einflußfaktoren auf das Signal-Rauschverhalten.

Das auf Basis dieses Modells entwickelte neue Verfahren zur Kompensation und Arbeitspunkteinstellung erweitert den Arbeitsbereich des LRR-Gerätes um den Faktor 100 bis 1000. Die Voraussetzung für die Implementierung des neuen Verfahrens ist die Einfügung eines Dividiergliedes in den Signalweg, was auf dem heutigen Stand der Technik vorteilhaft durch eine digitale Signalverarbeitung geschehen kann.

Eine zusätzliche Erweiterung des Arbeitsbereiches um den Faktor vier gelang durch einen neuen Sensor, der vier unabhängig steuerbare Gruppen von Leuchtdioden enthält. Damit das Signal-Rauschverhältnis nicht verschlechtert wird, müssen sich die einzelnen LED-Gruppen getrennt zuschalten lassen.

Die Modellbetrachtungen zur LRR zeigten, daß diese neue Ausführung eines LRR-Gerätes hinsichtlich der Meßergebnisse vollständig kompatibel zur sogenannten quantitativen oder digitalen Photoplethysmographie nach [33] ist.

Ein weiteres Ergebnis der Modellbetrachtungen ist die Herleitung der physiologischen Abhängigkeiten für die Amplitude des LRR-Signales. So wurde begründet, daß bei Messungen mit Kompressionsstrümpfen die Amplituden der LRR-Signale nicht ausgewertet werden können, da der Andruck der Kompressionsstrümpfe die als Referenz zur Quantifizierung dienende Vorfüllung des venösen Hautplexus beeinflusst.

Eine erste Studie zeigte die praktische Relevanz der individuellen Kontrolle der venösen Hämodynamik mittels Licht-Reflexions-Rheographie:

- Die Messungen mit Licht-Reflexions-Rheographie zeigen deutliche, durch Kompressionsstrümpfe bedingte, Änderungen in der venösen Hämodynamik.
- Anhand der LRR-Messungen gelingt erstmals ergänzend zur Größe eine individuelle Auswahl des Kompressionsstrumpfes nach hämodynamischen Gesichtspunkten.
- Die Anforderungen hinsichtlich der Handhabbarkeit werden voll erfüllt.

Anhand einer theoretischen Analyse der pathophysiologischen Änderungen der Hämodynamik, die durch Kompressionsstrümpfe hervorgerufen werden, im Kapitel 6.2 wurde vorhergesagt, daß geringe Andruckvergrößerungen durch den verwendeten Kompressionsstrumpf große hämodynamische Verbesserungen bewirken können, falls hierdurch die Venenklappen wieder schließen. Dies wurde auch experimentell bestätigt.

Die objektive Kontrolle der hämodynamischen Änderungen mittels LRR bei der Auswahl eines passenden Kompressionsstrumpfes brachte ca. einem Viertel der an der Studie beteiligten Patienten entscheidende Verbesserungen.

Bisher konnte die Wirkung eines Kompressionsstrumpfes nur anhand der Symptomverbesserungen nach ein bis zwei Wochen Tragzeit abgeschätzt werden. Die Frage nach einer Verbesserung mit einem anderen Strumpftyp/-modell stellte sich praktisch nicht. Durch das neue Meßverfahren ist es erstmals möglich, bei der Kompressionstherapie eine fundierte Qualitätssicherung aufgrund objektiv zu bestimmender Parameter einzusetzen. Für den Patienten erhöht sich dadurch deutlich die Qualität der Versorgung. Aufgrund der geringen Kosten und der potentiellen Einsparmöglichkeiten für das gesamte Gesundheitswesen dürfte die Anwendung der LRR zudem auch finanziell attraktiv sein.

A. Praktische Durchführung der LRR

Zur praktischen Durchführung und Bewertung der LRR gibt es eine Vielzahl entsprechender Studien. Aufbauend auf diese hat die Deutsche Gesellschaft für Phlebologie eine Leitlinie für die LRR [185] erarbeitet und damit die Untersuchung standardisiert.

Die Untersuchung erfolgt am sitzenden Patienten. Der Winkel zwischen Ober- und Unterschenkel beträgt ungefähr 110° (leicht gestreckt). Der Sensor wird etwa 10 cm oberhalb des Innenknöchels möglichst druckfrei befestigt. Er muß in jedem Fall auf makroskopisch gesunder Haut liegen, ggf. ist die Position entsprechend zu variieren.

Weiterhin muß beachtet werden, daß eine konstante Raumtemperatur von $20\text{--}24^\circ\text{C}$ eingehalten wird.

Der Patient muß vor der Messung eine hinreichende körperliche Ruhepause (ca. 15 min) einhalten, damit die arterielle Durchblutung nicht aufgrund körperlicher Arbeit erhöht ist.

Zu Beginn der Messung wird einige Sekunden der Ausgangswert registriert. Dieser muß einen stabilen Wert aufweisen, bevor mit dem Bewegungsprogramm begonnen wird. Ist dies der Fall, führt der Patient 8–10 maximale Dorsalflexionen aus. D. h., der Patient drückt die Fußspitze mit maximaler Kraft nach oben, während die Ferse auf dem Boden bleibt. Dadurch wird die Muskelpumpe aktiviert und bei venengesunden Patienten der Venendruck und damit die Füllung des venösen Hautplexus deutlich gesenkt. Da sich hierdurch weniger Blut in der Haut befindet, steigt der Remissionsgrad (es wird mehr Licht zum Sensor zurückreflektiert). Es hat sich gezeigt, daß in den meisten Fällen 8 bis 10 Dorsalflexionen ausreichen, um den Venendruck auf ein stabiles unteres Niveau abzusenken.

Nach dem Bewegungsprogramm wird die Wiederauffüllphase aufgezeichnet, während der sich der Venendruck und somit die Füllung des Hautplexus wieder auf seinen Ausgangswert erhöht. Die Aufzeichnung erfolgt dabei mindestens so lange, bis sich wieder ein stationärer Wert eingestellt hat.

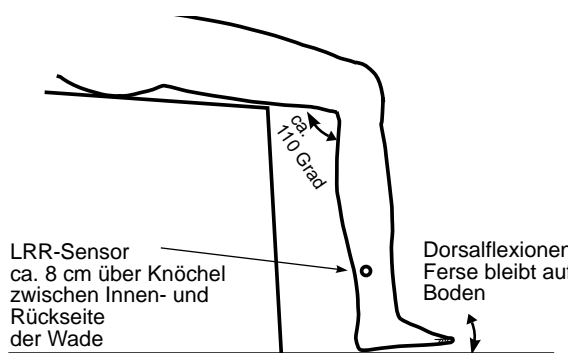


Abb. A.1.: Position des Patienten und typische Sensorlage bei der LRR

A. Praktische Durchführung der LRR

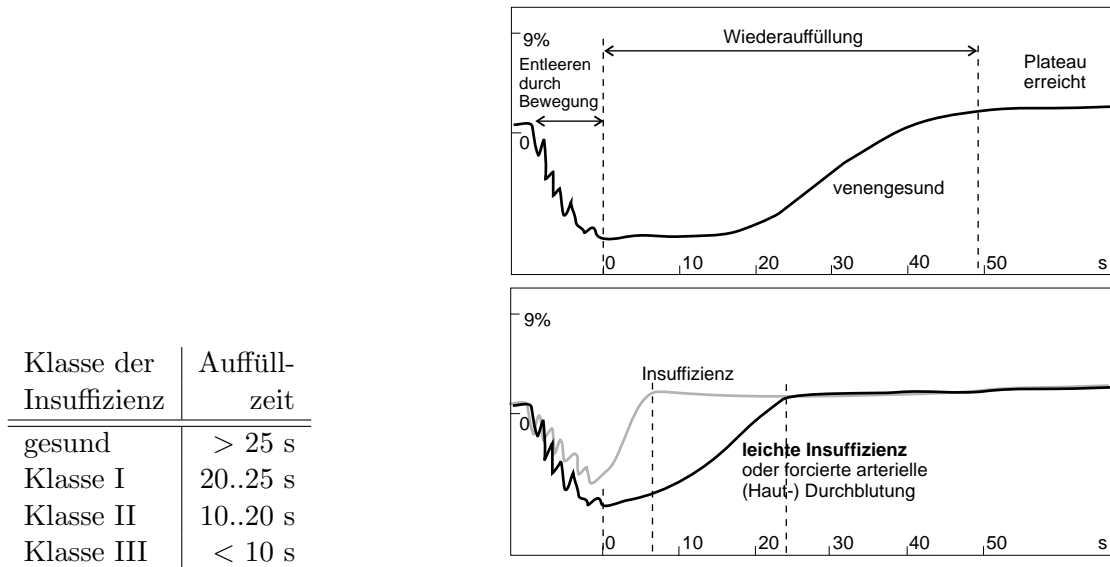


Abb. A.2.: Typischer Kurvenverlauf bei der LRR und die Einteilung in Insuffizienzklassen

Abbildung A.2 zeigt eine typische LRR-Kurve. Hier ist aber zu beachten, daß die Kurve invertiert wurde, um einen „physiologischen“, dem Venendruck proportionalen Verlauf darzustellen. Dies geschieht nicht bei allen LRR-Geräten, da natürlich der gemessene Remissionsgrad umgekehrt proportional zur Füllung des Hautplexus ist.

Als der diagnostisch relevanteste Parameter hat sich bei der LRR die Auffüllzeit durchgesetzt [185]. Dies ist die Zeit, die vom Ende des Bewegungsprogrammes bis zum Erreichen eines stabilen Endwertes verstreicht. Da bei einem Venengesunden dieser Auffüllvorgang nur durch den arteriellen Zustrom erfolgt, dauert er hinreichend lange. Bei insuffizienten Venenklappen kommt es dagegen zu einem retrograden Blutrückstrom, der die Auffüllphase drastisch verkürzt. Die Deutsche Gesellschaft für Phlebologie definiert zur Diagnostik die in Abbildung A.2 angegebenen Zeitintervalle für die Auffüllzeit [185]. Es gibt aber auch Publikationen, die eine etwas andere Einteilung bevorzugen (z.B. [236]).

Durch wiederholtes Durchführen der Untersuchung bei gezieltem Abdrücken oberflächlicher Venen mittels Tourniquets¹ kann zwischen einer Insuffizienz der oberflächlichen Venen und einer Leitveneninsuffizienz differenziert werden.

¹Venenstauband oder schmale (ca. 5 cm breite) Manschette mit einem Druck von 80–160 mmHg

Literaturverzeichnis

- [1] ABRAMSON, D. I.: *Circulation in the extremities*. New York, London : Academic Press, 1967
- [2] AKHUTIN, M. V. ; RVACHEV, S. S. ; CHASHCHIN, A. V. ; SHCHERBAKOV, V. M.: Photoplethysmotonomanometer for investigating the vascular system and measuring hemodynamic parameters. In: *Biomedical Engeneering* 25 (1991), Nr. 1, S. 1–4
- [3] ALEXANDER, K.: *Gefäßkrankheiten*. München : Urban und Schwarzenberg
- [4] ALTENKÄMPFER, H. ; FELIX, W. ; GERICKE, A. ; GERLACH, H. E. ; HARTMANN, M.: *Phlebologie für die Praxis*. de Gruyter, 1991
- [5] AMBERGER, H. G.: Diagnostisches Vorgehen bei Varikose. Sind Sie up to date? In: *Die Therapiewoche* 40 (1990), S. 2217–2225
- [6] ANDERSON, F. A. ; PENNEY, B. C. ; PATWARDHAN, N. A. ; WHEELER, H. B.: Impedance Plethysmography: the origin of electrical impedance changes measured in the human calf. In: *Biomedical Engineering and Computing* 18 (1980), S. 234–240
- [7] ANDERSON, Frederick A.: Impedance plethysmography in the diagnosis of arterial and venous disease. In: *Annals of Biomedical Engineering* 12 (1984), S. 79–102
- [8] BAKER, Lee E.: Principles of Impedance Technique. In: *IEEE Engineering in Medicine and Biology* (1989), Maerz
- [9] BALZER, K.: Venöse Thrombektomie, Indikationsstellung und postoperative Überwachung. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [10] BARBEY, K. ; BARBEY, P.: Ein neuer Plethysmograf zur Messung der Extremitätendurchblutung. In: *Z. Kreislauff.* 52 (1963), S. 1129+
- [11] BARBEY, K. ; DE MAARES: Grenzen der Luft- und strain-gauge Plethysmografie. In: *Intern. Symposium f. vasoaktive Pharmakotherapie bei Durchblutungsstörungen, Wien*, 1968
- [12] BATCHELOR, G. K.: *An introduction to fluid mechanics*. New York : Cambridge Univ. Press., 1967

- [13] BAUEREISEN, E.: *Physiologie des Kreislaufs*. Springer, 1971
- [14] BÜCHTEMANN, A. ; VOLKERT, B. ; STEINS, A. ; VOLLERT, B. ; SCHLEZ, A. ; ZUDER, D. ; KLYSCZ, T. ; JÜNGER, M.: Auswirkungen der Kompression auf die venöse Hämodynamik schwangerer Frauen. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [15] BELCARO, G. ; NICOLAIDES, A. N. ; VELLER, M.: *Venous Disorders*. London : W. B. Saunders Ltd., 1995
- [16] BERGEL, D. H.: The dynamic elastic properties of the arterial wall. In: *J. Physiology* 156 (1961), S. 458–469
- [17] BERGEL, D. H.: The static elastic properties of the arterial wall. In: *J. Physiology* 156 (1961), S. 445–457
- [18] BERNSTEIN (Hrsg.): *Noninvasive diagn. techniques in vascular disease*. St. Louis : C.V. Mosby, 1978
- [19] BERNSTEIN, Donald P.: A new stroke volume equation for thoracic electrical bioimpedance: Theory and rationale. In: *Critical Care Medicine* 14 (1986), S. 904–909
- [20] BILZ, D. ; SCHIMMELPFENNIG, L. ; PÖHLMANN, G.: Nichtinvasive Diagnostik der Beinvenen unter Berücksichtigung der Mikrozirkulation. In: *Abstracts der 35. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1995
- [21] BILZ, Dietrich ; KRAUSS, Manfred ; LAUMANN, Heiner ; WALDMANN, Jürgen. Verfahren und Vorrichtung zur Bestimmung und Auswertung des Zustandes von Gefäßsystemen. Deutsches Patent, DE 43 22 860
- [22] BISCHOF, J.: *Phlebologie - Von der Empirie zur Wissenschaft*. Jena : Gustav Fischer, 1988
- [23] BIZON, V.: Digitale Photoplethysmographie (D-PPG) in der internistischen Praxis. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [24] BLAŽEK, V. Meßeinrichtung zur computerunterstützten Erfassung und Auswertung dermalen Blutdruckschwankungen. Deutsches Patent, DE 3318746
- [25] BLAŽEK, V.: *Ein optoelektronisches Meßverfahren zur farbvalenzmetrischen Bewertung der menschlichen Haut*, RWTH Aachen, Dissertation, 1979
- [26] BLAŽEK, V.: Medizinisch-technische Grundlagen der Licht-Reflexions-Rheographie. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [27] BLAŽEK, V.: Optoelektronische Systemkonzepte für nichtinvasive Kreislaufdiagnostik. In: *Opto Elektronik Magazin* 7 (1991), Nr. 1, S. 1–8

- [28] BLAŽEK, V.: Nichtinvasiver RAJU-Test für Screeningdiagnostik venöser Abstromhindernisse. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [29] BLAŽEK, V. ; FRONEK, A.: Nichtinvasive Bestimmung des peripheren Gefäßwiderstandes und der Gefäßkapazität, normiert auf die hydrostatische Druckdifferenz. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [30] BLAŽEK, V. ; GEALINGS, E. ; RÜTTEN, W. ; SCHMITT, H. J. ; HABERLAND, U.: Picosecond - Puls - Photoplethysmography - New techniques to adjust the penetration depth of optical sensors. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [31] BLAŽEK, V. ; MAY, R. ; STEMMER, R. ; WIENERT, V.: Die Standardisierung der LRR-Untersuchung. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [32] BLAŽEK, V. ; SCHMITT, H. Einrichtung zur nichtinvasiven Erfassung der Blutvolumenänderung. Deutsches Patent, DE 42 12 498
- [33] BLAŽEK, V. ; SCHMITT, H. J. Meßverfahren zur kalibrierten Blutvolumenbestimmung in menschlichen Extremitäten. Deutsches Patent, DE 42 26 973
- [34] BLAŽEK, V. ; SCHMITT, H. J.: Quantitative Photoplethysmographie - Eine nichtinvasive Screening-Meßmethode für die funktionelle Gefäßdiagnostik. In: *Minimal Invasive Medizin* 5 (1994), Nr. 3, S. 123–128
- [35] BLAŽEK, V. ; SCHMITT, H. J. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Digitale Photoplethysmographie: Ein neues mikroprozessorgesteuertes Meßsystem für die Beinvenendiagnostik. In: *Biomedizinische Technik* 33 Ergänzungsband 2 (1988), S. 307–308
- [36] BLAŽEK, V. ; SCHMITT, H. J. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Optische Venenverschluß-Plethysmographie, ein optoelektronisches Screening-Meßverfahren für die Thrombosedagnostik. In: *Biomedizinische Technik* 35 Ergänzungsband (1990), S. 103–106
- [37] BLAŽEK, V. ; SCHMITT, H. J. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; KERNER, J.: Digitale Photoplethysmographie (D-PPG) für die Beinvenendiagnostik - medizinisch technische Grundlagen. In: *Phlebologie und Proktologie* (1989), S. 91–97
- [38] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Computerunterstützte nichtinvasive Gefäßdiagnostik; Aktueller Stand und gegenwärtige Trends. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [39] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Fortschritte in der computerunterstützten nichtinvasiven Gefäßdiagnostik. In: *Phlebologie* 20 (1991), S. 169–175

- [40] BLAŽEK, V. (Hrsg.) ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. (Hrsg.): *Fortschritte in der computerunterstützten nichtinvasiven Gefäßdiagnostik*. VDI, 1991 (Reihe Fortschrittberichte VDI)
- [41] BLAŽEK, V. (Hrsg.) ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. (Hrsg.): *Advances in computer-aided noninvasive vascular diagnostic*. VDI, 1993 (Reihe Fortschrittberichte VDI)
- [42] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: *Quantitative Photoplethysmography*. VDI, 1993
- [43] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Photoplethysmographische Tests zur Objektivierung der Kompressionstherapie und deren Auswirkung auf die periphere arterielle und venöse Hämodynamik. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [44] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; FRONEK, A.: Progress in Photoplethysmography. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [45] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; SCHMID-SCHÖNBEIN, H. ; SCHMITT, H. J.: Computerunterstützte plethysmographie Gefäßdiagnostik: neue methodische Aspekte. In: *VASA 23 Supplementum* (1994), S. 81–85
- [46] BLAŽEK, V. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; SCHMIDT, H. J.: Funktionelle Auswirkungen der Kompression auf das Fußvolumen, quantifiziert mit Hilfe eines zweikanaligen, mikroprozessorgesteuerten Wasserplethysmographen. In: *Vortrag auf der 35. Jahrestagung der Dt. Gesellsch. für Phlebologie*, 1995
- [47] BLAŽEK, V. ; WIENERT, V. Meßeinrichtung zur nichtinvasiven Feststellung venöser bzw. arterieller Abfluß- und Durchflußstörungen. Deutsches Patent, DE 31 00 610
- [48] BLÄTTLER, W. ; BULLING, B. ; HERTEL, T. ; RABE, E.: Leitlinien zur Diagnostik und Therapie der Thrombophlebitis superficialis. In: *Phlebologie 25* (1996), Nr. 6, S. 197–198
- [49] BLÄTTLER, W. ; PARTSCH, H. ; T., Hertel.: Leitlinien zur Diagnostik und Therapie der tiefen Bein-/Beckenvenenthrombose. In: *Phlebologie 25* (1996), Nr. 6, S. 199–203
- [50] BOHMEYER, J. ; OTTE, H. G. ; STADLER, R.: Der Effekt von Antithrombosestrümpfen auf das tiefe Venensystem - duplexsonographische Messungen. In: *Phlebologie 25* (1995), S. 66–68
- [51] BOLLINGER, A.: *Funktionelle Angiologie*. Stuttgart : Thieme, 1979
- [52] BOPP, Anette: *Gesunde Beine*. Stiftung Warentest, 1996

- [53] BOSSUYT, L. E. G. ; NEUMANN, H. A. M.: Air Plethysmography: a Critical Evaluation of the Technique in Patients with CVI. In: *Phlebologie* 29 (1999), Nr. 1
- [54] BRAKKEE, A. J. M. ; KUIPER, J. P.: Long term experience with the diagnostic measurement of venous flow resistance. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [55] BUDDECKE, E.: Pathobiochemie der Venenwand. In: *Phlebologie* 24 (1995), S. 153–162
- [56] BURTON, Alan C.: *Physiologie und Biophysik des Kreislaufs*. Stuttgart New York : Schattauer, 1969
- [57] BUSSE, Rudi: *Kreislaufphysiologie*. Stuttgart New York : Georg Thieme, 1982
- [58] BYGDAMAN, S.: Venous plethysmography in the diagnosis of chronic venous insufficiency. In: *Acta Chir. Scand.* 137 (1971), S. 423–428
- [59] CALLAM, M. J. ; RUCKLEY, C. V. ; DALE, J. J. ; HARPER, D. R.: Hazards of compression treatment of the leg: an estimate from Scottish surgeons. In: *British Medical Journal* 295 (1987), S. 1382+
- [60] CEJNAR, M. ; KOBLER, H. ; HUNGOR, S.N.: Quantitative plethysmography: Lambert-Beer law or inverse function incorporating light scatter. In: *J. Biomed. Eng.* 15 (1993), S. 151–154
- [61] CHASSILIDIS, L.: Nichtinvasive Venenfunktionsdiagnostik - die Lichtreflexionsrheographie. In: *Vasomed* 9 (1997), S. 17–18
- [62] DEHNEN-SEIPEL, H.O. ; ARNDT, O. ; BIRCKS, W.: Die Compliance der intra- und extrathorakalen Gefäßabschnitte des Menschen. In: *Verh. dtsh. Ges. Kreislforschung* 44 (1978), S. 161+
- [63] DEICHMANN, B.: Die Indikation zur Varizenoperation. Erarbeitung mit Hilfe der LRR. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [64] DITTRICH, H.C. ; PECK, W.W. ; SLUTSKY, R.A.: Sustained venous occlusion plethysmography: Effects on protein osmotic pressure, intravascular volume and capillary filtration. In: *American Heart Journal* 108 (1984), S. 548–553
- [65] ECHT, M. ; LANGE, L. ; THRON, H.L.: Über den Einfluß der Dehnungsgeschwindigkeit auf die Bestimmung des Tonuszustandes der kapazitiven Gefäße am Menschen. In: *Zeitschrift für Kreislaufforschung* 61 (1972), Nr. 9, S. 842–852
- [66] EHRINGER, H.: *Akute tiefe Becken- und Beinvenenthrombosen*. Bern, Stuttgart, Wien : Huber, 1977

- [67] EHRINGER, H. ; FISCHER, H. ; NETZER, C. O. ; SCHMUTZLER, R. ; ZEITLER, E.: *Venöse Abflußstörungen. Pathophysiologie, Diagnostik, Therapie*. Stuttgart : Enke, 1979
- [68] EVERS, E.-J. ; WUPPERMANN, Th.: Effect of different compression therapies on the reflux in deep veins with post-thrombotic syndrome. In: *VASA* 28 (1999), S. 19–23
- [69] FERNANDES, J.: Ambulatory calf volume plethysmography in the assessment of venous insufficiency. In: *Brit. J. Surg.* 66 (1979), S. 327–330
- [70] FEUERSTEIN, W.: LRR und Differentialindikation zur Varizentherapie. LRR-Befunde beim postthrombotischen Syndrom. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [71] FISCHBACH, J. U. ; VON STUBBENDORF, W. ; PFLUG, J. J. ; GÖLTNER, E.: True-to-scale measurements of oedema in the extremities. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [72] FISCHER, H.: *Venenleiden - eine repräsentative Untersuchung in der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland (Tübinger Studie)*. München : Urban & Schwarzenberg, 1981
- [73] FISCHER, M. ; WUPPERMANN, Th.: Vergleich der Wertigkeit der Phlebodynamometrie mittels unblutiger Infrarot-Plethysmographie und blutiger Druckmessung. In: *Phlebologie und Proktologie* 11 (1982), S. 259+
- [74] FLOWERS, Edward P. Strain-gauge plethysmograph. US-Patent 4,258,720
- [75] FOLKOW ; MELLANDER: Veins and venous tone. In: *Am. Heart J.* 68 (1964), S. 397+
- [76] FRANZECK, U.K. ; HAGENBUCH, R. ; BOLLINGER, A.: Vergleichende plethysmographische Untersuchungen arterieller und venöser hämodynamischer Parameter an Unterschenkel und Fuß bei tiefer Beinvenenthrombose. In: *Klin. Wochenschrift* 61 (1983), S. 233–241
- [77] FRONEK, A.: *Noninvasive Diagnostics in Vascular Disease*. New York : McGraw-Hill, 1989
- [78] FRONEK, A. ; BLAŽEK, V.: Automatic Calibration of the D-PPG: Ist meaning and effectiveness. In: *Third Annual Congress of the Nordamerican Society of Phlebology Phoenix, Arizona*, 1990
- [79] FRONEK, A. ; BLAŽEK, V. ; BUNDES, W.P.: Quantitative Photoplethysmography, Physiologic & Clinical Implications. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])

- [80] GALLENKEMPER, G. ; RABE, E. ; KREYSEL, H.W.: Venöse Funktion bei Dorsalexension und Plantarflexion des Fußes - eine photoplethysmographische Untersuchungsreihe. In: *Phlebologie* 24 (1995), S. 139–143
- [81] GALLENKEMPER, G. ; RABE, E. ; KREYSEL, H.W.: Venöser Abfluß bei passiver Kompression verschiedener Fuß- und Unterschenkel Regionen sowie bei aktiver und passiver Dorsalexension im Sprunggelenk. In: *Phlebologie* 25 (1996), S. 89–94
- [82] GALLENKEMPER, G. ; RABE, E. ; KREYSEL, H.W.: Passive Photoplethysmographie (P-PPG) - compliance-unabhängige Evaluation der venösen Abflußfunktion mittels einer passiven Variante der Standard-Untersuchung der Digitalen Photoplethysmographie. In: *Phlebologie* 26 (1997)
- [83] GARDON-MOLLARD, C. ; RAMELET, A.-A.: *Compression Therapy*. Paris : Masson, 1999
- [84] GEDDES, Leslie A. ; L.E., Baker: *Principles of applied biomedical Instrumentation*. New York : John Wiley & Sons, 1968
- [85] GERLACH, H.-E.: Diagnostische Wertigkeit der LRR versus Venenverschlußplethysmographie (VVP) bei der isolierten akuten tiefen Unterschenkelvenenthrombose. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [86] GLOVITZKI, P. ; YAO, J. S.: *Handbook of Venous Disorders. Guidelines of the American Venous Forum*. London : Chapman & Hall, 1996
- [87] GOOR, W.: Venendruckmessung und Licht-Reflexions-Rheographie in der phlebologischen Praxis. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [88] GOTTLEBE, Gerd: *Ein Beitrag zur Verbesserung der Bioimpedanzmeßtechnik für die Diagnostik peripherer Durchblutungsstörungen*, TH Ilmenau, Dissertation, 1984
- [89] GRIESE, M.: Die optische Venenverschluß-Plethysmographie (OVP) in der Routine-Diagnostik einer phlebologischen Praxis. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultze-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [90] GROSSMANN, K.: Hämodynamische Veränderungen beim postthrombotischen Syndrom. In: *Zschr. inn. Med.* 28 (1973), S. 300–303
- [91] GROSSMANN, K.: Möglichkeiten und Grenzen der Plethysmographie in der Diagnostik der Phlebopathien. In: *Folia Angiol.* 26 (1978), S. 236–240
- [92] GROSSMANN, K.: Die Diagnostik venöser Erkrankungen der Extremitäten mit apparativen Methoden. In: *Z. ärztl. Fortbildung* 73 (1979), S. 13+
- [93] GROSSMANN, K. ; MATTHES, G. ; SCHWARZ, G.: Die venöse Kapazität und die venöse Drainagefähigkeit der unteren Extremitäten bei gefäßgesunden Probanden. In: *Zschr. inn. Med.* 30 (1975), S. 19–22

- [94] GROSSMANN, K. ; RITTER, H. ; HOFMANN, E.: Plethysmographische Untersuchungen beim postthrombotischen Syndrom. In: *Zschr. inn. Med.* 31 (1976), S. 937–941
- [95] GROSSMANN, K. ; SCHWARZ, R.: Der plethysmographisch registrierte Arbeitsversuch und seine Beziehung zur Phlebodynamometrie. In: *Das Deutsche Gesundheitswesen* 35 (1980), S. 1926–1939
- [96] GROSSMANN, Klaus: *Die Plethysmographie des venösen Systemes*, Medizinische Akademie Erfurt, Habilitation, 1978
- [97] GROTEWOHL, H.J. ; MAHAC, A.: *Nichtinvasive Diagnostik und minimalinvasive Chirurgie bei Venenerkrankungen*. Stuttgart, New York : Schattauer, 1993
- [98] GUTMANN, J.: Qualitätssicherung in der funktionellen apparativen Gefäßdiagnostik. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [99] GUTMANN, J. ; KACHEL, V. ; BRÜNDEL, G.: Vergleichende Messungen mit neuen rheographischen und plethysmographischen Durchblutungsmeßgeräten. In: *Elektromedizin* (1969), S. 87+
- [100] GUTMANN, Jürgen. Stauendes Meßgerät für die Kreislaufdiagnostik mit trennbaren Pneumatik- und Steuerteil. Gebrauchsmuster DE 91 04 116
- [101] GUTMANN, Jürgen. Vorrichtung zur Volumenmessung an menschlichen und tierischen Gliedmaßen. Deutsches Patent DE 35 16 361
- [102] H., Enger ; K., Schilling: Quantitative Venenfunktionsprüfungen mittels Impedanzplethysmografie. In: *Dtsch. Gesundheitswesen* 28 (1973)
- [103] H., Schubert: Marktübersicht: Gefäß-Plethysmographen. In: *Medizintechnik* 116 (1996), S. 73–75
- [104] HARTMANN, M. ; WOLF, U.: Phlebodynamometrie und LRR, ein Vergleich. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [105] HÜBNER, K.: Objektivierung der Wirkung von aescinhaltigen Pharmaka auf die venöse Hämodynamik der unteren Extremitäten. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [106] HÜBNER, K. ; LILL, G. ; RABE, E. ; VANSCHIEDT, W.: *Grundlagen der Phlebologie*. Kagerer Kommunikation, 1995
- [107] HEATH, D. J. ; KENT, S. J. S. ; L., Johns. D. ; YOUNG, T. W.: Arterial thrombosis associated with graduated pressure antiembolic stockings. In: *British Medical Journal* 295 (1987), S. 580

- [108] HENNERICI, M. ; NEUERBURG-HEUSLER, D.: *Gefäßdiagnostik mit Ultraschall-, Doppler- und B-mode-Sonographie*. Stuttgart : Thieme, 1995
- [109] HENNING, G. ; VOIGT, M. ; TISCHMEYER, M.: Methodische Wege zum Computerdiagnosevorschlag. In: *Wiss. Zeitung TH Ilmenau* 32 (1986)
- [110] HENRY, J.P. ; O.H., Gauer: The influence of temperature upon venous pressure in the foot. In: *J. clin. Invest.* 29 (1950), S. 855–861
- [111] HILD, R.: *Therapiekontrolle in der Angiologie*. Baden-Baden : Witzstrock, 1979
- [112] HIRARI, M. ; YOSHINAGA, M. ; R., Nakayama: Assessment of venous insufficiency using photoplethysmography: A comparison to strain gauge plethysmography. In: *Angiology* 36 (1985), S. 795–801
- [113] HOHLBAUM, G.G.: Irrtümer und Probleme bei der Anwendung des LRR-Gerätes in der Praxis. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [114] HOPPENSTEADT, Frank C.: *Mathematical Aspects of Physiology*. Providence, Rhode Island : American Mathematical Society, 1981
- [115] HUBER, C.J. ; GRUBER, D.M.: Gynäkologische Phlebologie. In: *Vasomed* 4 (1998)
- [116] HULL, Russell [u. a.] : Impedance Plethysmography Using the Occlusive Cuff Technique in the Diagnosis of Venous Thrombosis. In: *Circulation* 53 (1976), S. 696+
- [117] HUMMEL, I. ; K., Schilling: *Ein Beitrag zur Messung von Impedanzfunktionen insbesondere der unteren Extremitäten zur Gewinnung von pathologisch signifikanten Merkmalen für die Diagnostik von peripheren Durchblutungsstörungen*, TU Ilmenau, Dissertation, 1981
- [118] HUTTEN, H.: Modelle und computergestützte Simulation physiologischer Systeme. In: *Biomedizinische Technik* 36 (1991)
- [119] JÜNGER, M. ; RÜHLE, M. ; WITTMANN, U. ; STEINS, A. ; KLYSCZ, T. ; HAHN, H.: Prognostische Wertigkeit von dynamischen Venenfunktionsstests für die Indikationsstellung der Strippingoperation extrafaszialer Hautstammvenen. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*. 1998
- [120] JOCHENMCYK, Claus ; WITTE, Alexander. Opto-Plethysmographischer Aufnehmer. Deutsches Patent DE 30 08 041
- [121] KAMPS, J.: Einfluß des arteriellen Einstroms auf die Meßparameter der Phlebodynamometrie und der Photoplethysmographie. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultze-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])

- [122] KAPPERT, Arnold: *Lehrbuch und Atlas der Angiologie*. Bern, Stuttgart, Toronto : Hans Huber, 1989
- [123] KARL, C. ; POTT, S.: Untersuchung zur Funktionsdiagnostik der venösen Hämodynamik in der Gravidität. In: *Phlebologie* 24 (1995), S. 98–104
- [124] KERNER, J. ; SCHULTZ-EHRENBERG, U. ; BLAŽEK, V.: Digitale Photoplethysmographie (D-PPG): Klinische Eignung der neuen Meßmethode zur venösen Funktionsdiagnostik. In: *Phlebologie und Proktologie* 18 (1989), S. 98–103
- [125] KERNER, J. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; LECHNER, W.: Quantitative Photoplethysmographie bei gesunden Erwachsenen, Kindern und Schwangeren und bei Varizenpatienten. In: *Phlebologie* 21 (1992), S. 134–139
- [126] KINNEN, Edwin ; HILL, P. ; KUBICEK, William ; TURTON, G.: Thoracic Cage Impedance Measurement / NASA Defence Documentation Center for Scientific and Technical Information. 1963. – Forschungsbericht. NASA-Report
- [127] KLEPZIG, Helmut ; KLEPZIG, Harald: *Herz- und Gefäßkrankheiten*. Stuttgart, New York : Georg Thieme, 1988
- [128] KLUCKERT, Th. ; WEBER, J.: Varianten des Oberschenkel-Leitvenen-Systems: Vielfalt mit klinischer Relevanz. In: *Vasomed* 7 (1995), S. 356–368
- [129] KOHLER, H. Venenleiden. Ganzoni/Sigvaris. 1998
- [130] KUHN, E.: Funktionelle Untersuchungen des Venensystemes der unteren Extremität. Venöse Kapazität und Drainagefähigkeit bei Gesunden und Patienten mit peripherer Venopathie. In: *Zbl. Phlebol.* (1971)
- [131] KUMMER-KLOESS, D.: Noninvasive Diagnostik - VVPL, US-Doppler, Duplexsonographie. In: SCHÜTZ, R. M. (Hrsg.) ; BRUCH, H. P. (Hrsg.) ; WEISS, H. D. (Hrsg.): *Neue Trends in Diagnostik und Therapie von Venenleiden, Vorträge der 14. Norddeutschen Angiologentage*, 1993
- [132] LANZER, Peter ; ROSCH, J.: *Vascular Diagnostics*. Springer, 1994
- [133] LEE, B. Y. ; KARNER, D. ; THODEN, W. R. ; TRAINOR, F. S. ; LEWIS, J. M. ; L., Madden J.: Technique of venous impedance plethysmography for quantification of venous reflux. In: *Surg Gynecol. Obstet.* 154 (1982), S. 49–52
- [134] LENSING, A. W. A.: *Detection of Thrombosis - Prethrombotic States (I)*, Uni-Amsterdam, Dissertation, 1990
- [135] LENTNER, A. ; WIENERT, V.: Schäden durch Antithrombosestrümpfe - Eine Kasuistik und Literaturübersicht. In: *Proceedings der 35. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1995

- [136] LENTNER, C. Geigy Scientific Tables. Volume 5: Heart and Circulation. CIBA-GEIGY. 1990
- [137] LEU, H.J.: Die Spontanrekanalisation thrombotischer Venenverschlüsse in pathologisch-anatomischer Sicht. In: *Zbl. Phlebologie* 7 (1968), S. 4+
- [138] LIAPSIS, C. D. ; SATIANI, B. ; M., Kuhns ; E., Evans W.: Value of impedance plethysmography in suspected venous disease of the lower extremity. In: *Angiology* 31 (1980), S. 522–525
- [139] LINDBERG, L. G. ; ÖBERG, P. A.: Photoplethysmography. Part 2: Influence of light source wavelength. In: *Biomedical Engineering and Computing* 29 (1991), S. 48–54
- [140] LINDBERG, L. G. ; TAMURA, T. ; ÖBERG, P. A.: Photoplethysmography. Part 1: Comparison with laser Doppler flowmetry. In: *Biomedical Engineering and Computing* 29 (1991), S. 40–47
- [141] LOEWENICH, Bernward v.: Licht-Reflexions-Rheographie (LRR) die phlebologische Basisdiagnostik in Klinik und Praxis. In: *Vasomed* 9 (1997)
- [142] LOOSE, D.A. ; SCHÜTTER, F.-W.: Befunde der Licht-Reflexions-Rheographie (LRR) im venösen System im Vergleich mit Ultraschall-doppler- und Phlebographie-Befunden. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [143] MANI, R.: Venous haemodynamics - a consideration of macro- and microvascular effects. In: *J. of Engineering in Medicine* 206 (1992), S. 109–115
- [144] MARKS, Lloyd A. Computer assisted admittance plethysmograph. US-Patent 4,548,211
- [145] MARSCHALL, M.: *Praktische Phlebologie*. Berlin : Springer, 1987
- [146] MARSCHALL, M.: *Praktische Dopplersonographie*. Berlin : Springer, 1993
- [147] MARSHALL, M. ; WÜSTENBERG, P.: *Klinik und Therapie der chronischen venösen Insuffizienz*. Karlsruhe : B. Braun Fachverlage, 1994
- [148] MARTIN, Michael: *Grundzüge der klinischen Phlebologie*. Bern, Goettingen, Toronto, Seattle : Hans Huber, 1995
- [149] MAY, R.: Der derzeitige Stellenwert der peripheren Venendruckmessung und der LRR. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [150] MAY, R. ; KRIESSMANN, A.: *Periphere Venendruckmessung*. Stuttgart : Thieme, 1978
- [151] MAY, R. (Hrsg.) ; STEMMER, R. (Hrsg.): *Die Licht-Reflexions-Rheographie (LRR)*. Erlangen : perimed Fachbuch-Verlagsgesellschaft, 1984

- [152] MAYER, D. R.: Die venöse Hämodynamik bei Varizenpatienten (prä- und postoperativ) im Vergleich zu einem Kollektiv von Venengesunden. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [153] medis. GmbH Ilmenau: *Bedienungsanleitung zum Meßgerät rheoscreen compact*. 1998
- [154] medis. GmbH Ilmenau: *Bedienungsanleitung zum Meßgerät rheoscreen light*. 1998
- [155] medis. GmbH Ilmenau: *Nutzerhandbuch zum Meßgerät rheoscreen light S*. 1998
- [156] MERRETT, N. D. ; HANEL, K. C.: Ischaemic complications of graduated compression stockings in the treatment of deep venous thrombosis. In: *Postgrad. Medical Journal* 69 (1993), S. 232–234
- [157] MERSCHEIM, Marcus: *Untersuchungen zur Wertigkeit der Licht-Reflexions-Rheographie und der Venenverschluß-Plethysmographie in der Diagnostik des post-thrombophlebitischen Syndroms der unteren Extremitäten*, Uni Essen, Dissertation, 1991
- [158] MEYER, W.: LRR vor und nach der Operation von Babcock. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [159] MÜHL, T.: LRR und invasive Venendruckmessung: Vergleich der Methoden anhand von Simultanmessungen. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [160] ZUR MÜHLEN, J.: Die chronisch-venöse Insuffizienz Grad I-III: Vergleich der LRR-Ergebnisse mit dem klinischen Bild. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [161] MÜLLER-WIEFEL, H.: *Untersuchungen zur Hämodynamik in Venen der unteren Extremität, physiologische und pathophysiologisch-klinische Aspekte*. Stuttgart, New York : Schattauer, 1974
- [162] MOHAPATRA, Surya N.: *Non-invasive Cardiovascular Monitoring by Electrical Impedance Technique*. Pitman Medical, 1981
- [163] MONTGOMERY, L. D.: Comparison of an impedance device to a displacement plethysmograph for study of finger blood flow. In: *Aviat Space Environ Med.* 47 (1976), S. 33–38
- [164] MÖRL, Hubert: *Gefäßkrankheiten in der Praxis*. Weinheim : VCH Verlagsgesellschaft, 1989
- [165] NETZER, C. O.: *Venöse Abflußstörungen, Pathophysiologie, Diagnostik, Therapie*. Stuttgart : Enke, 1979
- [166] NEUGEBAUER, J. ; MÜLLER, J. H. A.: *Venenerkrankungen der Extremitäten*. Berlin : Volk und Gesundheit, 1986

- [167] NEUMANN, H. A. M. ; VERAART, J. C. J. M.: Modified opto-electronic volume measurements with a laserpoint calibration. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [168] NEW, William J. ; CORENMANN, James E. Pulse Oxymeter. Europäisches Patent 0102816. 1983
- [169] NORGRÉN, L. ; GJÖRES, J. E.: Venous funktion in previously thrombosed legs. In: *Acta Chir. Scand.* 143 (1977), S. 421–424
- [170] NYBOER, J.: Electrical impedance plethysmography: A physical approach to peripheral vascular study. In: *Circulation* 2 (1950), S. 811–821
- [171] O'DONNELL, J. A. ; HOBSON, R. W.: Comparison of electrical impedance and mechanical plethysmography. In: *J. Surg. Res.* 25 (1978), S. 459–464
- [172] OURIEL, Kenneth: *Lower-Extremity Vascular Disease*. London : W. B. Saunders, 1995
- [173] PACELA, Allan F. Impedance Measuring System. US-Patent 3,871,259
- [174] PARTSCH, H. Phlebologiekurs. Zyma-Venoruton-Service
- [175] PARTSCH, H.: Apparative Venendiagnostik als Entscheidungshilfe für den Therapieplan. In: *Zschr. ärztl. Fortbild.* 80 (1986), S. 89–95
- [176] PARTSCH, H.: *Phlebologiekurs II*. Wien : Facultas, 1990
- [177] PARTSCH, H. ; ANEGG, B. ; LANGER, K.: Optische Venenverschlußplethysmographie (OVP) und digitale Stain-gauge-Plethysmographie (D-SGP) als Screening bei tiefen Beinvenenthrombose. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [178] PESCHEN, M.: Prophylaxe und Therapie der Schwangerschaftsvarikose mittels Kompressionstherapie. In: *Vasomed* 10 (1998), S. 6+
- [179] PFEIFFER, Eva: *Grundlagenuntersuchungen zum Einsatz der Mikrorechenteknik für die arterielle und venöse nichtinvasive Funktionsprüfung in der Angiologie*, TH Ilmenau, Dissertation, 1985
- [180] PÖHLMANN, G. ; GROHMANN, G. ; BÄR, H. ; FIGULLA, H. R.: Ist eine Kompressionstherapie bei pAVK möglich? In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [181] POHL, U. ; HELDIGE, G.: *Kontrolle des Gefäßtonus-Neurohumorale und myogene Mechanismen*. München : Arcis, 1994
- [182] PRANDTL, Ludwig ; OSWATITSCH, Klaus ; WIEGHARDT, Karl: *Führer durch die Strömungslehre*. Braunschweig : Vieweg, 1990

- [183] RABE, E.: Venöse Funktion bei aktiver und passiver Belastung. In: *Phlebologie* 22 (1993), S. 159–162
- [184] RABE, E.: Die Rezeptur von medizinischen Kompressionsstrümpfen. In: *Vasomed* 10 (1998), S. 12+
- [185] RABE, E. ; BERG, D. ; GERLACH, H. ; SEYCEK, J. ; STEMMER, R. ; WIENERT, V.: Leitlinie zur venösen Diagnostik mit der Licht-Reflexions-Rheographie / Photoplethysmographie. In: *Phlebologie* 25 (1996), S. 259–260
- [186] RABE, E. ; HONNEF, M.: Photoplethysmographische Bestimmung der venösen Wiederauffüllzeit und der venösen Drainage unter aktiven und passiven Bedingungen. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [187] RABE, E. ; KLUSS, H. ; FRATILA, A. ; KREYSEL, H.-W.: Welche Bedeutung haben die insuffizierten Perforansvenen am Unterschenkel bei der Stammvarikose der Vena saphena magna? In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [188] RABE, E. ; RABE, P. ; WECKBECKER, J.: Messung von venöser Kapazität und venösen Abstrom mit OVP und VVP bei genuiner Varikosis. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [189] RABE, E. ; TRUMM, A. ; ELSMANN, H.-J. ; KREYSEL, H.-W.: Active and passive photoplethysmographic measurement of the venous function in children and adults. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [190] RECEK, C.: Auswirkung der Krossektomie auf der venösen Zirkulationsstörung bei primärer Varikose. In: *Phlebologie* 25 (1996), S. 11–18
- [191] Roche Lexikon Medizin. 1987
- [192] ROTHE, C. F.: Reflex control of the veins in cardiovascular function. In: *Physiologist* 22 (1979), S. 21+
- [193] RUDOFISKY, G. ; GUTMANN, J. ; ALTHOFF, M. Apparative Gefäßdiagnostik mit Doppler, Duplex, Verschluß-Plethysmograf und Lichtreflex-Plethysmograf. Eurasburger Berichte zu Themen der Angiologie und Kardiologie. 1993
- [194] RUDOFISKY, Gottfried: *Untersuchungen zur Epidemiologie, Pathophysiologie, Diagnostik und Therapie venöser Erkrankungen*, Universität Ulm, Habilitation, 1978
- [195] RULAND, Ortwin W.: *Dopplersonographische Diagnostik*. Köln : Deutscher Ärzte Verlag, 1993
- [196] SALMASI, A.-M. ; STRANO, A.: *Angiology in Practice*. Kluwer, 1996

- [197] SCHIMMELPFENNIG, Lutz. Forschungsdefizite in der Phlebologie. Konsenspapier des Vorstandes der Dt. Gesellschaft für Phlebologie auf der 35. Jahrestagung. 1995
- [198] SCHÜLER, Ralf: Improving the Accuracy of Venous Occlusion Plethysmography with Impedance Method. In: *Proceedings of the IX. international conference on electrical bio-impedance, Heidelberg, 1995*
- [199] SCHÜLER, Ralf: Methodische Untersuchungen und Modellbetrachtungen zur Venen-Verschluß-Plethysmographie. In: *42. Internationales Wiss. Kolloquium, TU Ilmenau, 1997*
- [200] SCHÜLER, Ralf: *Apparative Gefäßdiagnostik*. Ilmenau : ISLE, 1998
- [201] SCHÜLER, Ralf ; SOLBRIG, Olaf ; KRELLIG, Marcus. Verfahren und Vorrichtung zur nichtinvasiven Bestimmung von Blutvolumenänderungen. angemeldet zum deutschen Patent 1999
- [202] SCHMEINK, U. ; SCHMEINK, Th. ; ROSCHANSKY, V.: Auswirkung der partiellen Saphenektomie auf die venöse Hämodynamik. In: *Phlebologie* 24 (1995), S. 20–22
- [203] SCHMIDT, F. ; THEWS, G.: *Physiologie des Menschen*. Heidelberg : Springer, 1995
- [204] SCHMIDT, Hans J. ; BLAŽEK, Vladimir. Einrichtung zur nichtinvasiven Feststellung und akustischen Darstellung des dynamischen Verhaltens der peripheren venösen Hämodynamik. Deutsches Patent, DE 36 09 073
- [205] SCHMIDT, Hans J. ; BLAŽEK, Vladimir. Mikroprozessorgesteuerte Einrichtung zur nichtinvasiven Feststellung peripherer Abfluß- und Durchflußstörungen. Deutsches Patent DE 36 09 075
- [206] SCHMITT, Hans J. ; BLAŽEK, Vladimir. Vorrichtung zur optoelektronischen nichtinvasiven Erfassung der Durchflußparameter in menschlichen Extremitäten. Deutsches Patent, DE 38 27 501
- [207] SCHUBERT, H.: Meßtechnik in der medizinischen Diagnostik: Gefäß-Plethysmographen. In: *Medizintechnik* 113 (1993), S. 78–79
- [208] SCHULTHEISS, B. ; HENNING, G. ; STOYKOV, N.: Accuracy of 3-D FEM Simulations in the Field of Impedance Cardiography. In: *IX. International Conference on Electrical Bio-Impedance, Heidelberg, 1995*
- [209] SCHULTHEISS, B. ; HENNING, G. ; STOYKOV, N.: Überprüfung der Anwendbarkeit von Grundimpedanzmessungen zur Detektion von Ödemen im Schädel-Hirn-Bereich. In: *Jahrestagung DGBMT, Würzburg, 1995*
- [210] SCHULTHEISS, B. ; TISCHMEYER, M. ; STOYKOV, N. ; MÖLLER, J.: Theoretical Studies of the Effects of Brain Edemas and Mass Haemorrhages on Impedance

- Function. In: *8th International Conference on Electrical Bio-Impedance, Kuopio, 1992*
- [211] SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; BLAŽEK, V.: Diagnostisches Procedere, Indikationsstellung und Therapiekontrolle des Venenpatienten unter Zuhilfenahme der modernen nichtinvasiven Meßmethoden. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [212] SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; BLAŽEK, V.: Multichannel quantitative plethysmographic: clinical applications and first results. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [213] SCHULTZ-EHRENBURG, U. ; BLAŽEK, V.: Quantitative Digital Photoplethysmography (D-PPG): First Results with On-line Registration and Significance of V_0 (Venous Pump Power). In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [214] SCHUNKERT, H. ; KARL, C.: Perioperative Veränderungen der Hämodynamik der unteren Extremitäten bei gynäkologischen Eingriffen. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [215] SEYCEK, J. ; ZIMMERMANN, B.: Licht-Reflexions-Rheographie und Fußvolumetrie im klinischen Bereich. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [216] SEYCEK, J. ; ZIMMERMANN, B.: LRR und Fußvolumetrie: Simultanuntersuchungen. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [217] SHEPARD, A. D. ; MACKEY, W. C. ; O'DONNELL, T. F. J.: Correlation of venous pressure measurements with LRR: Effect of different exercise regimes. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [218] SHEPARD, A.D. ; MACKEY, W.C. ; O'DONNELL, T.F.Jr.: Correlation of venous pressure measurements with LRR. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [219] SHEPHERD, J.T. ; VANHOUTTE, P.M.: *Veins and their Control*. London, Philadelphia, Toronto : W.B. Saunders Company, 1975
- [220] SINZ, V. ; BÖHME, G. ; DTEINIGER, M. ; PETTER, O.: Eignung und Einsatzmöglichkeiten eines photoplethysmographischen Meßverfahrens zur nichtinvasiven Beurteilung venöser Abflußstörungen. In: *Phlebologie und Proktologie* 13 (1984), S. 105–109
- [221] SOLBRIG, Olaf: *Untersuchungen zur Pulsoxymetrie*, TH Ilmenau, Dissertation, 1986
- [222] SOLBRIG, Olaf ; TSCHIGIRJEV, I. Verfahren und Vorrichtung zur Messung der optischen Eigenschaften eines Stoffes. Wirtschaftspatent der DDR, 209 387. 1982

- [223] SOLBRIG, Olaf ; TSCHIGIRJEV, I. Photooxyhaemometer. Wirtschaftspatent der DDR 214 761. 1983
- [224] SPACIL, J. ; TARABA, O.: Bewertung des venösen Abstroms mit dem Photoplethysmographen OVP. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [225] SPACIL, J. ; TARABA, O.: Vergleichende Venenfunktionsdiagnostik der unteren Extremitäten mit der D-PPG bei aktiver Beinübung und bei passiver Elevation. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [226] SPACIL, J. ; TARABA, O.: Venous hemodynamic before and after varicose vein surgery assessed by photoplethysmography. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [227] SPACIL, J. ; TARABA, O.: Venous hemodynamic in pregnant women assessed by photoplethysmography. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [228] STEMMER, R.: LRR und akute tiefe Venenthrombose. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [229] STEMMER, R. ; BLAŽEK, V.: Digitale Photoplethysmographie (D-PPG) in der Phlebologie. Methodik und klinische Anwendung. In: *Phlebologie* 19 (1990), S. 551–552
- [230] STREJCEK, J.: Erste Erfahrungen mit der Anwendung der OVP in der klinischen Phlebologie in der ČSFR in. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [231] STREJCEK, J.: Die Kontrolle des hämodynamischen Effekts der Sklerotherapie mit Hilfe der D-PPG. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [232] STREJCEK, J.: Neue Möglichkeiten zur Erkennung der Anfangsphasen der Muskelpumpeninsuffizienz bei Kindern. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [233] STREJCEK, J.: Importance of quantitative Photoplethysmography in examination of patients with different skin colours. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [234] STREJCEK, J.: Muscle pump test with D-PPG - a proposal of a non-dimensional assessment parameter. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [235] STREJCEK, J.: Quantification of the vasodilatation effect of so-called periarterial infusions in patients with mixed leg ulcers. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [41])
- [236] STVRTINOVA, V. ; PECHAN, J. ; AMBROZY, E.: Einsatzmöglichkeiten der LRR in der Gefäßdiagnostik. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])

- [237] SUMNER, S.: Volume plethysmography in vascular disease: an overview. In: Bernstein (Hrsg.) (siehe [18])
- [238] SWANSON, D.K. ; WEBSTER, J.G.: Errors in four-electrode impedance plethysmography. In: *Biomedical Engineering and Computing* 21 (1983), S. 674–680
- [239] TIEDJEN, K.U. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Optische Venenverschluß-Plethysmographie (OVP) am Röntgenkipptisch- vergleichende Untersuchungen venöser Abstromverhältnisse. In: Blažek (Hrsg.) ; Schultz-Ehrenburg (Hrsg.) (siehe [40])
- [240] TISCHMEYER, Michael: *Methodische und technische Optimierung der Bioimpedanzmessung zur Unterstützung der Diagnoseerstellung von Herz- Kreislaufkrankungen*, TH Ilmenau, Habilitation, 1983
- [241] TOOKE, John E. ; GORDON, Lowe D. O.: *A Text Book of Vascular Medicine*. Arnold Publication, 1996
- [242] WEINDORF, N.: Zur Wertigkeit unterschiedlicher Tourniquet-Tests bei der quantitativen Photoplethysmographie. In: *Abstracts der 40. Jahrestagung der Dt. Gesellschaft für Phlebologie*, 1998
- [243] WEINDORF, N. ; SCHULTZ-EHRENBURG, U.: Diagnostisches Procedere beim Ulcus cruris. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [244] WHEELER, Brownell H. Occlusive impedance phlebograph and method therefor. US Patent 4,144,878. 1979
- [245] WHEELER, H. B.: Impedance phlebography: the diagnosis of venous thrombosis by occlusive impedance plethymography. In: Bernstein (Hrsg.) (siehe [18])
- [246] WHITNEY, R.J.: The measurement of changes in human limb volumes by means of a mercury-in-rubber strain gauge. In: *J. Physiol.* 109 (1949), S. 5–6
- [247] WIENERT, V.: Die LRR und andere photoplethysmographische Systeme. In: May (Hrsg.) ; Stemmer (Hrsg.) (siehe [151])
- [248] WIENERT, V.: Anwendungsfehler und Fehlinterpretationen bei der Lichtreflexionsrheographie. In: *Phlebologie* 20 (1991), S. 126–130
- [249] WIENERT, V. ; ALTENKÄMPER, H. ; BERG, D. ; FÜCKNER, M. ; RABE, E. ; STEMMER, R.: Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Phlebologie zum medizinischen Kompressionsstrumpf. In: *Phlebologie* 25 (1996), S. 204–206
- [250] WIENERT, V. ; RÜTTEN, M.: Der Einfluß unterschiedlicher Temperaturen auf die venöse Hämodynamik der unteren Extremität. In: *Phlebologie und Proktologie* 13 (1984), S. 25–26

- [251] WIENERT, V. ; WILLER, H.: *Epidemiologie der Venenerkrankungen*. Stuttgart : Schattauer, 1992
- [252] WUPPERMANN, Th.: Das postthrombotische Syndrom. In: *Hämostaseologie* 18 (1998), S. 37–40
- [253] WYLIE, Edwin J. ; STONEY, Ronald J. ; EHRENFELD, William K.: *Manual of Vascular Surgery, Vol. I*. New York, Heidelberg, Berlin : Springer, 1980
- [254] YAMAMOTO, Y. ; YAMAMOTO, T. ; ÖBERG, P.A.: Impedance plethysmography in human limbs. Part 1: On electrodes and electrode geometry. In: *Biomedical Engineering and Computing* 29 (1991), S. 419–424
- [255] YAMAMOTO, Y. ; YAMAMOTO, T. ; ÖBERG, P.A.: Impedance plethysmography in human limbs. Part 2: Influence of limb cross-sectional area. In: *Biomedical Engineering and Computing* 30 (1992), S. 518–524
- [256] ZICOT, M.: Application of a simplified physical model to the plethysmographic study of the leg venous outflow. In: *Acta Cardiologica* 39 (1984), S. 65–72