

AUS DER UNIVERSITÄTS-HAUTKLINIK GREIFSWALD

Direktor: Prof. Dr. med. M. Jünger

Inaugural-Dissertation

**Thema: „Zur Bewertung hämodynamischer Wirkungen von
Kompressionsmaterialien“**

Zur Erlangung des akademischen Grades

Doctor medicinae

(Dr.med.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät

der Ernst-Moritz-Arndt-Universität

zu Greifswald

von

Andrea Ladwig, geb. Uhlig

Geb. am 05.09.1975 in Reichenbach/Vgtl.

1.Gutachter:

2.Gutachter:

3.Gutachter:

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	5
1.1	Epidemiologie der Venenerkrankung.....	5
1.2	Physiologie und Pathophysiologie	6
1.2.1	Pathophysiologie beim Venengesunden.....	6
1.2.2	Pathophysiologie der Chronischen Venösen Insuffizienz.....	8
1.3	Klinik der chronisch venösen Insuffizienz	9
1.4	Medizinische Kompressionstherapie.....	10
1.5	Bedeutung und Historie des Anpressdrucks.....	13
1.5.1	Ermitteln des Anpressdrucks.....	13
1.5.2	Historie des Anpressdruckes	14
1.6	Ziel der Studie	15
2	Material und Methoden	16
2.1	Patientengut	16
2.2	Kompressionsmaterialien	17
2.3	Klinischer Ausprägungsgrad der Cronischen Venösen Insuffizienz.....	18
2.4	Angiologische Voruntersuchung.....	19
2.4.1	Venöse Strömungsmessung.....	19
2.4.2	Stadieneinteilung der Stammvarikosis	19
2.4.3	Bestimmung des Anpressdrucks und der venösen Wiederauffüllzeit	20
2.4.4	Statischer Steifheitsindex	25
2.4.5	Venöse Wiederauffüllzeit (t0) und venöse Abpumpleistung (V0).....	26
2.5	PC-Einheit und Auswertung.....	27
2.6	Untersuchungsablauf	29
2.7	Studiendesign	33
2.8	Statistik.....	33
2.8.1	Untersuchungsmerkmale und Untersuchungskriterien.....	33
2.8.2	Beschreibende Statistik.....	34
2.8.3	Schliessende Statistik	34

3	Ergebnisse	36
3.1	Demographische Daten:	36
3.2	Anpressdruck	37
3.3	Verbesserungsfaktoren der venösen Abpumpleistung (V0), und der venösen Wiederauffüllzeit (t0)	43
3.4	Effizienz der Kompressionsprodukte	46
3.5	Zusammenfassende Faktorenanalyse:	49
3.6	Einfluss der Oberschenkelkompression.....	53
4	Zusammenfassung der Ergebnisse	54
5	Diskussion	57
6	Zusammenfassung	67
7	Anhang	69
7.1	Prüfung auf Signifikanz.....	69
7.2	Abbildungsverzeichnis	72
7.3	Tabellenverzeichnis	73
8	Literaturverzeichnis	74
9	Danksagung:.....	82
10	Lebenslauf	83
11	Eidesstattliche Erklärung.....	84

1 Einleitung

1.1 Epidemiologie der Venenerkrankung

Venenleiden gehören zu den großen Volkskrankheiten. Dies konnte eindrucksvoll durch die Bonner Venenstudie (Raabe et al 2003) gezeigt werden. Venenkrankheiten weisen demzufolge nach wie vor eine hohe Prävalenz auf. 90 Prozent der erwachsenen Durchschnittsbevölkerung haben Veränderungen an ihrem Venensystem. Fast ein Viertel aller Deutschen zwischen 18 und 79 Jahren (23 Prozent) haben eine Varikosis. Insgesamt wurden bei 23 Prozent aller erwachsenen Deutschen therapeutische Maßnahmen im Zusammenhang mit Venenleiden durchgeführt. 15 Prozent erhielten bereits einmal eine Kompressionstherapie. Im Gegensatz zur Tübinger Studie von 1979 (Fischer 1981) zeigte die Bonner Venenstudie wesentlich weniger Hautveränderungen im Verlauf chronischer Venenkrankheiten auf. Nach den Ergebnissen der Tübinger Studie hatten etwa 13 Prozent der erwachsenen Durchschnittsbevölkerung Veränderungen an ihrer Haut wie etwa Pigmentierungen, Atrophie blanche oder eine Dermatoliposklerose. In der aktuellen Studie lag deren Zahl summiert bei noch etwa drei Prozent. Auch die Häufigkeit von Ulcera cruris sank von zwei Prozent der Probanden der Tübinger Studie auf unter ein Prozent in der Bonner Venenstudie. Eine mögliche Erklärung für die geringeren Folgen eines chronischen Venenleidens ist, dass sich die Versorgung der Venenpatienten in den vergangenen zwanzig Jahren deutlich verbesserte. Moderne Therapieverfahren und konsequente Prophylaxe, z.B. der medizinischen Kompressionstherapie, könnte dazu beigetragen haben, bei vielen Patienten ein weiteres Voranschreiten der chronischen Venenkrankheit bis in ihre schwersten Stadien zu verhindern. Das spricht für den weiteren, konsequenten Einsatz von wirksamen Prophylaxeinstrumenten und das Einsetzen verbesserter Diagnostikmöglichkeiten.

1.2 Physiologie und Pathophysiologie

1.2.1 Pathophysiologie beim Venengesunden

In jedem Gefäß des Kreislaufsystems herrscht ein hydrodynamischer Druck, der eine Folge der Pumpfähigkeit des Herzens und des ihm entgegenstehenden Strömungswiderstandes ist. Bei einem Wechsel der Körperlage treten als Folge der Schwerkrafteinwirkung zusätzlich hydrostatische Drücke auf, die der Höhe der Flüssigkeitssäule relativ zu der so genannten hydrostatischen Indifferenzebene entsprechen. Diese ist definiert, als Druck der auch durch Lageänderungen konstant bleibt und liegt beim Menschen kurz unterhalb des Zwerchfells bei ca. 3 mm Hg. Beim liegenden Menschen besteht in Höhe des Sprunggelenkes ein venöser Druck zwischen 8-15 mm Hg (Beecher et al 1936, Geathgens 1996). Im Stehen steigt der orthostatische venöse Druck der Beine bei Venengesunden je nach Körpergröße auf Werte zwischen 80 und 120 mm Hg an (Partsch et al 1999). Lageabhängige Änderungen des Innendrucks führen zu starken Veränderungen der Volumenverteilung im venösen Gefäßsystem. Der Volumenzuwachs beim Stehen beträgt in der unteren Extremität ca. 500 ml durch gleichzeitige Verminderung des intrathorakalen Blutvolumens um ca. 600 ml (Geathgens 1996). Der venöse Rückfluss zum Herzen unterliegt folgenden Mechanismen.

„Vis a fronte“ wird von der thorakoabdominellen Doppelpumpe gebildet und entsteht durch den negativen Druck im venösen System, welcher durch In- und Expiration bei ruhiger Bauchatmung erzeugt wird.

Die „vis a tergo“ beschreibt den Anteil des venösen Rückstroms, der durch den Restdruck des Blutes nach Durchqueren der Kapillare und das mechanische Entleeren des venösen Geflechts der Plantae beim Gehen darstellt. Sie entspricht der rückbleibenden Schubkraft des aus den Kapillaren strömenden Blutes.

Die Beinvenenpumpe beinhaltet Fußsohlen-, Sprunggelenks- und Wadenmuskelpumpe welche in der Summe als aneinander gekoppelte Pumpen Ihre Wirkung entfalten. Die Fußsohlenpumpe entleert das Blut des Fußes durch regelmäßiges Auftreten beim Gehen. Die Sprunggelenkspumpe bewirkt durch eine Längenänderung der Sehnen bei Dorsalextension im Wechsel mit der Plantarflexion ein „Entlüften“ der Venen in der Umgebung des Sprunggelenks. Zudem kommt es zur Entleerung der V.saphena parva, die durch die Bewegungsabläufe eine Durchmesserreduktion erfährt (Partsch et al 1999).

Arnoldi (Arnoldi 1969) beschrieb als erster den Mechanismus der Wadenmuskelpumpe. Durch rhythmische Kontraktionen der Skelettmuskulatur wird der venöse Rückstrom gefördert, so dass der Druck in den Venensegmenten zwischen den Venenklappen in der Erschlaffungsphase der Muskulatur deutlich abfällt und sich dadurch die epifaszialen Venen in die Leitvenen entleeren. Diese Druck- und Saugpumpen können nur Ihre Funktion unter aktiver oder passiver Mobilisation bei normal schliessenden Venenklappen erfüllen. So wird beim Gehen in Höhe des Sprunggelenks ein Druck von ca. 10 mmHg gemessen. Bleibt man stehen erhöht sich dieser bis der orthostatische Druck erreicht ist (Arnoldi 1965). Geringe Einflussgrößen des venösen Rückstroms sind zudem die venöse Elastizität der Venenwand und die Viskosität des Blutes. Ingesamt übernimmt jedoch die Wadenmuskelpumpe beim Gehen den Hauptantriebsmechanismus des venösen Rückstroms aus der unteren Extremität. Um diesen Rückfluss zu gewährleisten und den hydrostatischen Druck zu reduzieren sind in den Venen der abhängigen Körperpartien Venenklappen angelegt. Ihre Häufigkeit nimmt nach distal stetig zu. Sie bewirken funktionell eine Verteilung des hydrostatischen Drucks auf die einzelnen Segmentlängen zwischen den Klappenebenen und bewirken den physiologischen Rückfluss von distal nach proximal. Ohne diese Mechanismen wäre keine wesentliche Druckminderung bei aktiver oder passiver Mobilisation erreichbar (Rabe 2003).

1.2.2 Pathophysiologie der Chronischen Venösen Insuffizienz

Funktionsstörungen der Venenklappen treten im Sinne von Klappenschädigungen nach abgelaufener tiefer Beinvenenthrombose, Agenesie oder durch eine primäre Varikosis auf und kennzeichnen als Einzelkomponente oder gemeinsam mit dem Verlust der Pumpmechanismen die Chronische Venöse Insuffizienz. Die dadurch gestörte venöse Hämodynamik führt zu einer chronischen Stauung der unteren Extremität und folglich zur Dekompensation des Venensystems. Es kann selbst unter Mobilisation eine Drucksteigerungen mit pathologisch hohen Druckspitzen entstehen, die sich als retrograde Druckwelle bei Muskelkontraktionen ungehindert bis in die Kapillarstrukturen fortsetzt, und somit eine progrediente Schädigung der nutritiven Kapillaren nach sich zieht (Leu et al 1992, Jünger et al 1994). Dieser Mechanismus wird als ambulatoische venöse Hypertonie beschrieben. Die ambulatoische venöse Hypertonie führt somit zur kapillären Hypertonie mit Störung der Mikrozirkulation in den betroffenen Gefäßabschnitten (Leu et al 1992, Jünger et al 1994, Partsch 1985, Klyscz et al 1997). Kapillarmikroskopische Untersuchungen zeigten, dass im Stauungsgebiet des Unterschenkels charakteristische morphologische Veränderungen, wie vermehrte Schängelungen und Kaliberdilatationen (Bollinger et al 1991, Haselbach et al 1986, Mahler 1992) an den Kapillaren nachweisbar sind.

In ulzerösen und periulzerösen Geweben fanden sich zusätzlich knäueiförmige Kapillaren. Ebenso war eine deutliche Kapillardichtenreduktion/mm² und Vergrößerung der perikapillären Halo, als Ausdruck eines perikapillären Ödems, im Vergleich zu Gesunden, auffällig (Klyscz et al 1997).

1.3 Klinik der chronisch venösen Insuffizienz

Die Folgen der chronisch venösen Insuffizienz betreffen vor allem das Hautorgan der betroffenen Regionen. Im Initialstadium zeigen sich bedingt durch den hohen hydrostatischen Druck in Knöchelhöhe Venektasien die sich halbmondförmig um das Fußgewölbe anordnen und unter dem Begriff der Corona phlebektatika paraplantaris subsumiert werden. Zudem besteht bereits über der Bisgaard'schen Kulisse ein Knöchelödem, trophische Hautveränderungen sind noch nicht vorhanden.

Mit Progredienz der Chronischen Venösen Insuffizienz bilden sich vermehrt Ödeme am lateralen und medialen distalen Unterschenkel aus. Zudem tritt ein makulöses bräunliches Colorit der Haut auf, welches als Purpura jaune d'ocre bezeichnet wird. Es können ebenfalls eine ausgeprägte Xerosis cutis und Stauungsdermatiden auftreten. Bei ausgeprägter venöser Insuffizienz besteht häufig eine Dermatoliposklerose, welche auf Fibrosierungsprozesse der Dermis und Faszie zu Konsistenzvermehrung von Kutis und Subkutis mit folglich atroph glänzender Epidermis führt (Burnand et al 1982). Ebenso finden sich hypopigmentierte, atrophe Areale mit rand- oder zentralständigen Teleangiektasien. Milian fasste diese Veränderungen unter dem Begriff der Atrophie blanche zusammen. Als Prädilektionsstellen gelten die Malleoli mediales. Diese Veränderungen sind als äußerst schmerzhaft bekannt und neigen in ca. 30-40% der Fälle zu Exulzerationen (Rabe 2003, Sapin 1986).

Im Endstadium bilden sich zusätzlich Ulcera cruris venosae aus, welche in Sonderfällen die gesamte Zirkumferenz des Unterschenkels (Gamschenulzera) einnehmen. Die klinische Ausprägung der mit einer Varikose einhergehenden Veränderungen können nach verschiedenen Klassifikationen eingeteilt werden. International hat sich heute die klinische Einteilung nach der CEAP-Klassifikation (Kistner et al 1996, Porter et al 21, Rutherford et al 2000) durchgesetzt. In der CEAP-Klassifikation können zusätzlich neben den Hautveränderungen (C) bei Bedarf ätiologische (E), anatomische (A) und pathophysiologische (P) Kriterien berücksichtigt werden. Die ältere Klassifikation nach Widmer teilt den Schweregrad der Chronischen Venösen Insuffizienz in drei Klassen ein und bedient sich dabei unterschiedlichen Symptomen unter Auslassung hämodynamischer Parameter (Widmer et al 1978, Widmer 1978).

Neben den klinischen Symptomen geht die chronisch venöse Insuffizienz auch mit zahlreichen spezifischen Beschwerden wie unter anderem Spannungsgefühl, Brennen, Überhitzung, Krämpfe, Müde und Beinschwere einher. Auch die Lebensqualität ist durch diese Erkrankung bereits in den Frühstadien eingeschränkt (Rabe et al 2003, Klyscz et al 1996).

1.4 Medizinische Kompressionstherapie

Die Kompressionstherapie ist zusammen mit der Bewegung Grundlage der nicht invasiven Therapie zur Behandlung der chronisch venösen Insuffizienz. Sie kann alleine bzw. in Kombination mit invasiven Maßnahmen angewendet werden. Es konnte in verschiedenen unabhängigen Studien gezeigt werden, dass eine konsequente Kompressionstherapie zur Ödemreduktion und Verbesserung der Mikrozirkulation führt. Ebenso beschleunigt Sie die Abheilung von venösen Ulzera und reduziert die Rezidivrate nach operativen Eingriffen am Venensystem (Cullum et al 2002, Kramer 1999, Nelson et al 2002, Jünger et al 1996). Verschiedene Materialien finden in der Kompressionsbehandlung der Chronischen Venösen Insuffizienz Anwendung. Die Kompressionsbinden bestehen aus Polyamid, Elastan, Baumwolle, Elastoiden, und Viskose und werden in unterschiedlichen Zusammensetzungen angeboten. Im ungedehnten Zustand betragen die Materialstärken zwischen 0,53 und 1,19 mm. Die im Handel angebotenen Kompressionsbinden werden überwiegend längselastisch hergestellt und in vier Klassen, gliedert:

- > 30% Ultrakurz
- 40-90% Kurzzug
- 100-130% Mittelzug
- 150-200% Langzug

Diese Einteilung erfolgt nach dem Ausmaß ihrer maximalen möglichen Dehnung durch den Verbraucher. Einige Kompressionsmaterialien sind sowohl längs- als auch querelastisch gearbeitet. Die Kenntnis der Querelastizität ist insofern von Interesse, als mit unterschiedlichen Längs- auch differente Querdehnungen einhergehen. Erfahrungsgemäß »sitzt« ein mit zwei - zugelastischen Binden angelegter Kompressionsverband besser als der mit längselastischen gewickelten (Wienert et al 2004).

Um den venösen Rückstrom optimal zu verbessern werden von Kompressionsmaterialien nachstehende Eigenschaften verlangt:

- hoher Arbeitsdruck (Druck bei Muskelkontraktion) sowie
- niedriger Ruhedruck (Druck bei ruhendem Bein)

Die besten Voraussetzungen für einen hohen Arbeitsdruck bieten Kompressionsverbände mit kurzzugelastischen Materialien. Ihre Hauptwirkung wird bei Aktivierung der Muskel-Gelenk-Pumpen entfaltet. Daher ist es notwendig die Patienten zum Erreichen optimaler Therapieerfolge zu regelmäßigen Gehübungen aufzufordern (Klyscz et al 1997). Bei richtiger Anlage eines Kompressionsverbandes entsteht eine Graduierung des Kompressionsdruckes. Optimale Effektivität von Kompressionsverbänden kann durch einen höheren Druck am distalen als am proximalen Unterschenkel sichergestellt werden. Die Effektivität der Kompressionswirkung kann zusätzlich durch Verwendung von Druckpolstern und Pelotten gesteigert werden (Partsch 2002).

Der Andruck von Kompressionsverbänden ist unter anderem abhängig von:

- Bindenvordehnung
- Bindentyp
- Bindenbreite
- Bindenelastizität
- Bindenzugkraft

Ebenso sind auch die Verbandstechnik und Morphe der zu behandelnden Extremität von Bedeutung (Jünger et al 2003). Die Wirkung der Kompressionstherapie beruht auf einer effektiven Verminderung des venösen Querschnitts sowohl in Ruhe als auch bei der Muskelkontraktion. Somit erhöht sich die venöse Rückstromgeschwindigkeit. Die Funktionsfähigkeit von insuffizienten Venenklappen bei dilatierten Venen kann wiederhergestellt werden (Partsch et al 1992, Wienert et al 1998, Wienert et al 1998). Die Kompressionstherapie kann durch die Reduktion des venösen Ödems die pathologischen Makro- und Mikrozirkulationsveränderungen verbessern (Jünger et al 1996, Palfreyman et al 1998, Phillips 2001). Infolge des erhöhten Gewebedrucks bei der Kompressionstherapie steigt die Rückresorption von Gewebeflüssigkeit im venösen Schenkel der Kapillaren an. Bedingt dadurch wird eine Blutströmungsbeschleunigung in den erweiterten Kapillarschlingen, Minderung der kapillaren Filtration und Steigerung der Reabsorption erreicht (Abu-Own et al 1994, Klyszcz et al 1997). Die klinischen Symptome wie Juckreiz, müde, schwere oder schmerzhaft Beine minimieren sich ebenfalls unter einer Kompressionstherapie (Vollert et al 1998). Mehrfach konnte gezeigt werden dass auch durch Kompressionsstrümpfe die venöse Hämodynamik verbessert wird. Kompressionsstrümpfe werden in vier Kompressionsklassen angeboten (Häfner et al, Häfner et al 2000). Strümpfe werden in variierenden Elastizitäten und Strickmustern, in unterschiedlichen Längen angefertigt und sind auch als Strumpfhosen im Angebot. Sie können einzelnen oder übereinander getragen werden. Der Vorteil der Kompressionsstrumpftherapie besteht einerseits in der Konstanz des Andruckes durch den Strumpf und andererseits in der besseren Compliance der Patienten (Jünger et al 2003).

Vor jeder Kompressionstherapie sollten folgende Kontraindikationen ausgeschlossen werden:

- arterielle Durchblutungsstörungen im Anwendungsbereich, wobei der Knöchelarterienverschlussdruck nicht unter 70 mmHg liegen sollte (Parsch 2003, Rabe et al 2003, Rabe et al 2003).
- Fortgeschrittene periphere arterielle Verschlusskrankheit
- dekompensierte Herzinsuffizienz
- septische Phlebitis und Phlegmasia coerulea dolens (absolute Kontraindikation)
- Sensibilitätsstörungen bei peripheren Neuropathien (Diabetes Mellitus)
- Unverträglichkeit von Bindenmaterial
- kompensierte periphere arterielle Verschlusskrankheiten werden als relative Kontraindikationen gewertet (Rabe et al 2003 47).

1.5 Bedeutung und Historie des Anpressdrucks

1.5.1 Ermitteln des Anpressdrucks

Der nach Anlage eines Verbandes erzeugte Druck wird bestimmt durch die Spannung im Verband, die Anzahl der angelegten Verbandslagen und die Krümmung der betreffenden Gliedmaßen.

Diese Interaktionen werden durch das Laplace Gesetz beschrieben, welches besagt, dass der angewandte Druck direkt proportional zur Spannung in einem Verband und umgekehrt proportional zu Radius der Rundung der Andruckfläche ist.

$$P \propto T / R$$

P = Druck; T = Spannung; R = Radius; \propto proportional

Je höher die Spannung des Materials desto höher der Druck, umso größer der Radius, desto geringer der Druck. Die beim Anlegen des Materials aufgebrachte Kraft bestimmt die Spannung eines Verbandes. Die Kontinuität dieser Spannung über einen längeren Zeitraum ist abhängig von den Verbandsmaterialeigenschaften und der Strickungsfertigung. Die Längen- und Breitenausdehnung unter Zug, wird Dehnbarkeit genannt. Unter einer für den Verband maximal möglichen Vordehnung wird eine bestimmte Dehnungssperre erreicht, welche eine Einteilung in Kurz- oder Langzugmaterialien ermöglicht. Unter Kurzzug versteht man Verbände, die wenig elastisch, minimal dehnbar und passiv sind. Ihre Dehnung sollte nicht über 70% liegen. Langzug ist durch Materialien mit größerer Dehnbarkeit, Elastizität und Aktivität gekennzeichnet, die eine Dehnung über 140 % zulassen (Stemmer et al 1980). Jedoch sind diese Eigenschaften von äußeren Faktoren wie z.Bsp, Kraftanwendung oder Volumenänderung abhängig (Thomas 1990). Kleine Änderungen des Dehnungszustandes, wie z.Bsp. beim Gehen, führen bei elastischen Verbänden aufgrund der Elastizität zu geringen Schwankungen des Andrucks, wohingegen bei unelastischen Materialien Änderungen bei z.Bsp. Volumenzunahme der Wade durch Bewegung, hohe Andruckanstiege erreicht werden können. Somit entsteht bei unelastischen Materialien eine dynamische Druckanpassung unter Bewegung, im Sinne eines niedrigen Andrucks in Ruhe und hohen in Bewegung. Somit erreicht der Kurzzugverband hohe Anpressdrucke unter Muskelaktivität und niedrige Ruhedrucke bei Entspannung der Muskulatur.

1.5.2 Historie des Anpressdruckes

Der zwischen Haut und Verband bzw. Strumpf herrschende Anpressdruck stellt die entscheidende biophysikalische Eigenschaft dar. Es wurden verschiedene Verfahren zur Messung des Anpressdruckes entwickelt.

Van der Molen entwickelte 1960 ein Druckmessgerät, welches aus einem elektrischen Kontakt, eingebettet in einer Plastikkapsel bestand. Diese Kapsel wurde unter dem Verband positioniert und konnte über eine Hohnadel mit Luft gefüllt werden. Wurde durch diesen Mechanismus ein höherer Kapselinnendruck als der Verbandsdruck registriert, löste der elektrische Kontakt aus (Van der Molen 1962). Haid stellte 1965 eine pneumatische Methode vor, die eine kontinuierliche Druckaufzeichnung ermöglichte. Er registrierte mit diesem Verfahren als erster Druckschwankungen unter

Kompressionsverbänden, ausgelöst durch Lageänderung und Muskelaktivität. Die Begriffe Ruhe- und Arbeitsdruck wurden erstmalig beschrieben (Haid et al 1965). Weitere Neuerungen wie Dehnungsstreifen-Sensoren, optoelektrische Sensoren, ballon- oder polsterartige Sensorhohlkörper, kapazitive Sensoren, welche über Schlauchsysteme mit Druckmessgeräten oder Piezosensoren verbunden waren, wurden entwickelt. Diese Druckmessgeräte konnten jedoch den technischen Anforderungen, möglichst fehlerfreie Messergebnisse zu erzielen, nicht ausreichend nachkommen. Sensoren sollten sich flexibel an variable Oberflächen anpassen, eine ausreichende Auflagefläche und Materialbeschaffenheit besitzen, die ein Eindringen des Sensors unter dem Verband in die Haut weitestgehend verhindert. Zudem darf das Volumen dieser Sensoren die Vordehnung des Kompressionsmaterials nicht beeinträchtigen (Blazek et al 1997).

1.6 Ziel der Studie

Ziel dieser explorativen Studie war die Ermittlung der hämodynamischen Wirkung von acht unterschiedlichen Kompressionsmaterialien sowie die Bestimmung der Steifheit dieser

Verbände. Diesbezüglich wurden folgende Messgrößen erhoben bzw. ausgewertet:

- die über dem Vorderfuß dehnungsstreifenplethysmographisch gemessene venöse Wiederauffüllzeit als Maß des globalen venösen Refluxes
- statischer Stiffnessindex nach Partsch, d.h. die Differenz aus Anpressdruck beim aktiven Stehen und dem Anpressdruck im Liegen
- Arbeitsdruckquotient als Verhältnis von maximalen Arbeitsdruck (Median von 10 Druckspitzen aus 10 Dorsalextensionen) zum Anpressdruck im Sitzen.
- Die Effizienz eines Kompressionsmittels als Verhältnis von Hämodynamikverbesserung (z.Bsp Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit und venösen Abpumpleistung durch Anlegen des Kompressionsmaterials) zur Länge des Druckvektors (berechnet aus den Komponenten Anpressdruck im Liegen, im Sitzen und beim aktiven Stehen sowie dem maximalen bzw. minimalen Arbeitsdruck).

2 Material und Methoden

2.1 Patientengut

Bei den in die Studie eingeschlossenen Patienten handelte es sich um Patienten, die an einer Chronischen Venösen Insuffizienz erkrankt sind. Folgende Einschlusskriterien mussten erfüllt werden: CEAP-Klassifizierung für chronische Venenleiden (Clinical, Etiology, Anatomy, Pathophysiology, siehe Tabelle 1) C3 - C4, deutlich besserbare venöse Wiederauffüllzeit in der Digitalen Photoplethysmographie nach Tourniquetsanlage über dem proximalen V.saphena magna Anteil am Oberschenkel, und oder über dem proximalen V.saphena parva Anteil. Ausschlusskriterien waren Immobilität, Ulzerationen jedweder Genese, periphere Verschlusskrankheit, Lipödem, Lymphödem, NYHA Stadium III-IV, konsumierende internistische Erkrankungen. Zum Ausschluss einer pAVK mussten die arteriellen Pulse der A.dorsalis pedis und der A. tibialis posterior palpierbar sein. Die anderen Erkrankungen, die unter den Ausschlusskriterien genannt wurden sind durch Anamnese und klinische Untersuchung ausgeschlossen worden. Es wurden insgesamt 16 Patienten davon 3 Männer und 13 Frauen im Alter von 24 bis 66 Jahren (m = 47, 56) untersucht (Tabelle 3). 9 Patienten litten an CEAP Stadium C3, 7 an CEAP Stadium C4.

In der dopplersonographischen Untersuchung bestand bei 11 Patienten eine komplette Stammvarikosis der V.saphena magna °II - °IV nach Hach und bei 2 Patienten stellte sich ein Krossen- und Strippingrezidiv der V.saphena magna dar. 2 Patienten zeigten eine, von einer insuffizienten Perforansvene (Dodd, Kniekehlenperforansvene) ausgehende, ausgeprägte Astvarikosis. Bei einer Patientin lag sowohl eine komplette Stammvarikosis der V.saphena magna als auch eine komplette Stammvarikosis der V.saphena parva (°IV, °III nach Hach) vor. Bei 7 Patienten betraf die Varikosis das linke, bei 9 Patienten das rechte Bein. Die Patienten wurden vor Studienbeginn sorgfältig über die Pathogenese der Chronischen Venösen Insuffizienz, Kompressionstherapie, Studienablauf und Behandlungsmöglichkeiten aufgeklärt. Die Einwilligung zur Teilnahme an der Studie, das Aufklärungsgespräch, sowie die

Sicherung der erhobenen Daten im Sinne des Datenschutzes, wurden seitens des Studienarztes als auch des teilnehmenden Patienten schriftlich dokumentiert.

2.2 Kompressionsmaterialien

Kompressionsprodukte werden als Serienprodukte für unterschiedliche Unterschenkelumfänge angeboten. Die Qualität der Produkte wird textiltechnisch nach verschiedenen Normen gewährleistet.

Acht unterschiedliche Kompressionsmaterialien kamen in der Studie zum Einsatz. Es handelte sich hierbei um:

- **Profore®** (Smith & Nephew Medical Limited. England)

Mehrlagiger Mehrkomponenten Kurzzugverband: (orthopädische Polsterbandage, Baumwoll-Crepp-Bandage, kurzer Zug, Elastomerbandage, Kohäsiver Kurzzugverband)

- **Proguide®** (Smith & Nephew Medical Limited. England)

Langzugiges 2-Lagen-Kompressionssystem

- **Venotrain micro®** (Bauerfeind)

Oberschenkelkompressionsstrumpf KKL II, wenn nötig Maßanfertigung, Materialzusammensetzung: 55% Polyamid, 45% Elasthan

- **Porelast®** (Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG)

Kurzzugklebeverband, Längsdehnung ca. 80 %, längselastische Pflasterbinden, textilelastisches Gewebe mit Webkanten, 100 % Baumwolle, kräftig haftender Synthetikautschuk-Kleber

- **Rosidal sys®** (Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG)

mehrlagiges mehr-Komponenten-Kurzzugverband

(Rosidal® soft 100 % Polyurethanschaum, hohe Dehnfähigkeit und Rosidal® K: textilelastische Kurzzugbinden mit kurzem Zug, ca. 90 % dehnbar, 100%Baumwolle)

- **Rosidal Haft®** (Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG),

kohäsiver Kurzzugverband, ca. 60 % dehnbar, textilelastisch durch gewirnte Kettfäden, durch mikropunktuellen Latexbeschichtung, 100% Baumwolle

- **Durelast®** (Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG)

Dauerelastischer Kurzzugverband, ca. 45 % dehnbar, texturierte Polyamid-Kettfäden, 66 % Baumwolle, 34 % Polyamid

- **Varicex® S** (Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG)

halbstarrer Dauerverband, bielastisch, gewirkte Binde für Verbände in Zirkulärtechnik, Stretcheffekt

2.3 Klinischer Ausprägungsgrad der Chronischen Venösen Insuffizienz

Die klinische Ausprägung der mit einer Varikose einhergehenden Veränderungen wird nach verschiedenen Klassifikationen eingeteilt. International hat sich heute die klinische Einteilung nach der deskriptiven CEAP-Klassifikation von 1994, die durch ein internationales Ad-hoc-Komitee des American Venous Forum entwickelt wurde und die meisten publizierten Arbeiten über die Chronische Venöse Insuffizienz benutzen das CEAP System (Beebe et al 1996, Porter et al 1995,) Die aktuelle CEAP Klassifikation wurde 2005 verabschiedet. Es sind hinsichtlich der C-Klassen Verfeinerungen durchgeführt worden (Tabelle 1).

Abbildung 1: Einteilung der klinischen Ausprägung einer Varikose nach der CEAP-Revision (Eklöf et al 2005)

klinische Klassifizierung	
C ₀	keine sichtbaren oder tastbaren Zeichen venöser Erkrankung
C ₁	Teleangiektasien oder retikuläre Venen
C ₂	Varizen
C ₃	Ödem
C _{4a}	Pigment oder Ekzem
C _{4b}	Lipodermatosklerose oder Atrophie blanche
C ₅	geheiltes venöses Ulkus
C ₆	aktives venöses Ulkus
S	Symptomatisch inkl. Ziehen, Schmerzen, Engegefühl, Hautirritation, Schweregefühl und Muskelkrämpfen sowie anderen Beschwerden, die auf eine venöse Störung zurückzuführen sind.
A	asymptomatisch

2.4 Angiologische Voruntersuchung

2.4.1 Venöse Strömungsmessung

Zur venösen Strömungsmessung fand die farbkodierte Duplexsonographie und Dopplersonographie der unteren Extremitäten Anwendung, die eine Kombination aus B-Bild Sonographie und gepulsten Doppler Ultraschall ausmacht. Es wurde hierfür ein bidirektionales Gerät (Aplio, Toshiba) verwendet, mit dem neben rein morphologischen Informationen über pathologische Gefäßwandveränderungen, Klappenmorphologie im venösen Bereich und Gefäßweite, die Strömungsrichtung, die Strömungsgeschwindigkeit und das Stromzeitvolumen bestimmt werden können.

2.4.2 Stadieneinteilung der Stammvarikosis

Nach Hach lässt sich die Stammvarikosis in Stadien einteilen (Hach 1981). Bei Insuffizienz ab der Mündungsregion wird die Refluxstrecke durch den distalen Insuffizienzpunkt bestimmt (Tabelle 2).

Tabelle 1: Stadieneinteilung der Stammvarikose (Refluxstrecke der Stammvenen) modifiziert nach Hach.

Vena saphena magna	Stadium	Vena saphena parva
Insuffizienz der Mündungsklappen	I	Insuffizienz der Mündungsklappen
Insuffizienz der Venenklappen mit retrogradem Blutstrom bis oberhalb des Knies	II	Insuffizienz der Venenklappen mit retrogradem Blutstrom bis zur Wadenmitte
Insuffizienz der Venenklappen mit retrogradem Blutstrom bis unterhalb des Knies	III	Insuffizienz der Venenklappen mit retrogradem Blutstrom bis zur Knöchelregion
Insuffizienz der Venenklappen mit retrogradem Blutstrom bis zur Knöchelregion	IV	

2.4.3 Bestimmung des Anpressdrucks und der venösen Wiederauffüllzeit

2.4.3.1 Photoplethysmographie

Bevor die Probanden in die Studie eingeschlossen werden konnten bestimmten wir die venöse Wiederauffüllzeit und venöse Abpumpleistung mittels digitaler Photoplethysmographie als Screeningmethode. 1982 wurde von Wienert und Blaszek die Photoplethysmographie, welche auf Hertzmann (1938) zurückgeht, wieder aufgegriffen. In die Haut emmittiertes infrarotes Licht wird in Abhängigkeit von der lokalen Füllung der kutanen Gefäßplexus reflektiert. Es werden somit Schwankungen des Blutvolumens in oberflächlichen Hautschichten gemessen. Hierfür wurde eine im Durchmesser 2 cm große Mess-Sonde am distalen medialen Unterschenkel des Patienten im Sitzen angebracht. Die Patienten wurden unter einem standardisierten Bewegungsprogramm (Rabe 1996) zu 10 Dorsalflexionen der Füße aufgefordert. Die Abnahme der lokalen Blutfüllung der kutanen Hautplexus äußerte sich in Form einer

Zunahme der Lichtreflexion und wurde fortlaufend aufgezeichnet. Der entscheidende Parameter ist jene Zeitspanne zwischen Beendigung der Bewegungsübung und Auffüllung der kutanen Gefäßplexus. Diese Wiederauffüllzeit sollte bei Venengesunden größer als 20-25 sek. betragen. In verschiedenen Studien wurde gezeigt, dass eine externe Kompression im Stande ist, die venöse Auffüllzeit bei eingeschränkter Pumpfunktion zu verlängern. Dieses erklärt sich durch eine Reduktion der venösen Refluxes. (Rabe et al 2003)

2.4.3.2 Druckmesskissen des Druckmeßsystems der Firma ELCAT VQ 2000

Während der Studie wurde die venöse Abpumpleistung mit Hilfe eines Druckmesskissens unter dem Kompressionsverband ermittelt. Das Druckmesskissen wurde an Position B1 (Partsch 2006) über einem dünnen Schlauchverband angelegt und mit einem Pflasterstreifen befestigt. Die Lage des Drucksensors wurde markiert und bei jedem neuen Messzyklus nachjustiert.

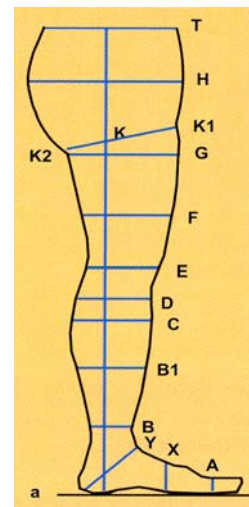


Abbildung 2: ELCAT- Druckmesskissen



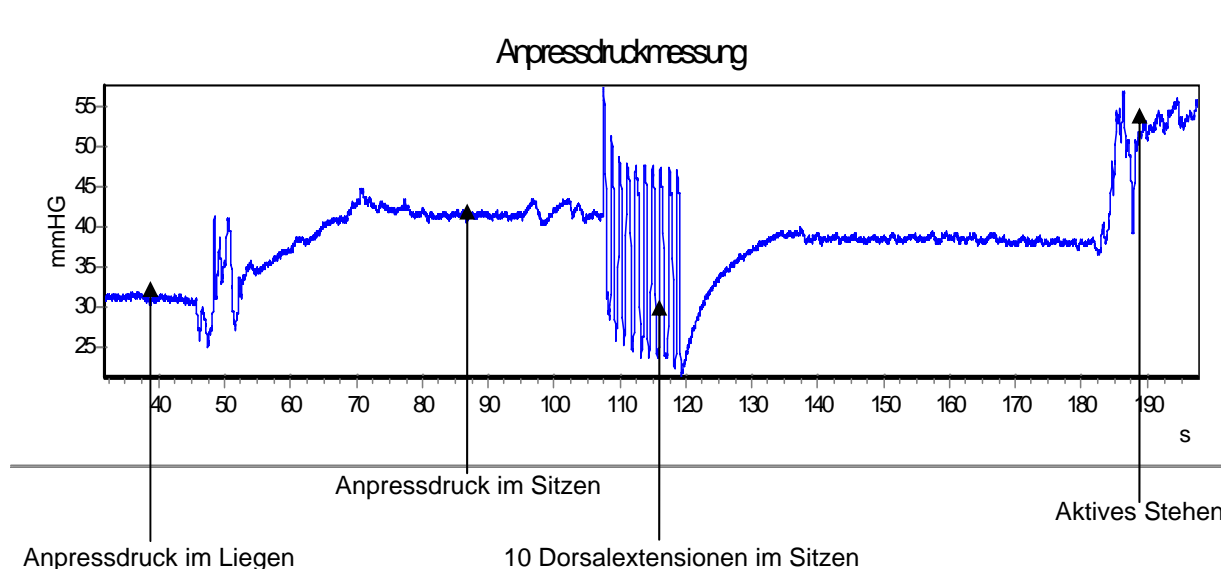
Über einen Plastikschlauch war des Druckkissen mit einer luftgefüllten Kolbenspritze (Inflator) und dem analogen Digitalwandler (AnaDigIO, Goldammer USB-Board) verbunden. Die Signalabtastrate betrug 50 Hz. Der Digitalwandler sendete die Daten an die PC Einheit (Fujitsu Siemens Computers, Scenic, Intel Pentium4) auf dem das Datenerfassungsprogramm DIAdem (National Instruments Texas Corp., USA) die Daten aufzeichnete.

Abbildung 3: Messung der venösen Wiederauffüllzeit am Vorfuß unter Kompression



Der Anpressdruck im Liegen, im Sitzen, der maximale Arbeitsdruck bei 10 Dorsalextensionen im Sitzen und der Anpressdruck wurden zeitgleich gemessen. Die folgende Abbildung 3 stellt den gesamten Messvorgang dar. Die Ausgangswerte für $t_{1/2}$ und t_0 wurden primär ohne Verband in gleicher Lage ermittelt.

Abbildung 4: Druckmesskurve



Zur Anpressdruckbestimmung (Abbildung 4) im Liegen wird der angeschlossene Inflator, der mit Luft gefüllt ist, mit gleichmäßiger Geschwindigkeit vollständig in das Druckmesskissen entleert (Abbildung 5). Dadurch steigt die Druckkurve zunächst gleichmäßig an. Es kommt dann zu einer Knickstelle, wenn der Anpressdruck erreicht ist. Diese Stelle ist mathematisch folgendermaßen charakterisiert: Wird die Druckkurve zweimal nach der Zeit (die Zeit ist auf der Abszisse abgetragen) abgeleitet, so nimmt die zweite Ableitung an der Knickstelle ein Maximum an. Der Ordinatenwert der Knickstelle, Blazek Punkt, entspricht dem Anpressdruck im Liegen, der durch das Kompressionsmaterial erzeugt wird (Abbildung 5). Die im Messkissen und dem Schlauchsystem enthaltene Luftmenge wird dann für den gesamten weiteren Messvorgang unverändert benutzt. Vorher wird durch die entgegengesetzte Bewegung des Inflators dem Meßsystem Luft entnommen um die Knickstelle anzuvisieren. Dieser Messdruck wird durch den Untersucher gehalten. Um den genauen Druckwert an der Abknickung zu erzielen, wird dieser Vorgang ca. 3-4 mal wiederholt und der Anpressdruck im Liegen durch Mittelung der erfassten Messdaten ermittelt.

Abbildung 5: Kalibrierung Anpressdruck

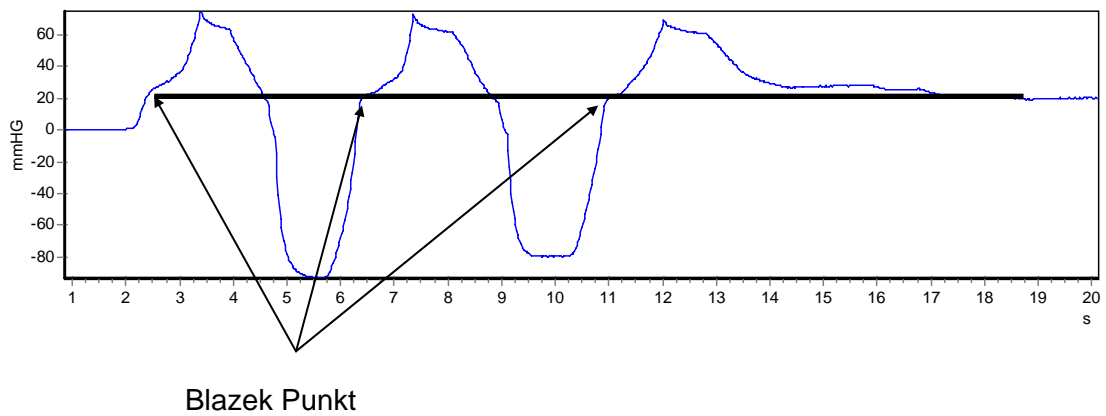
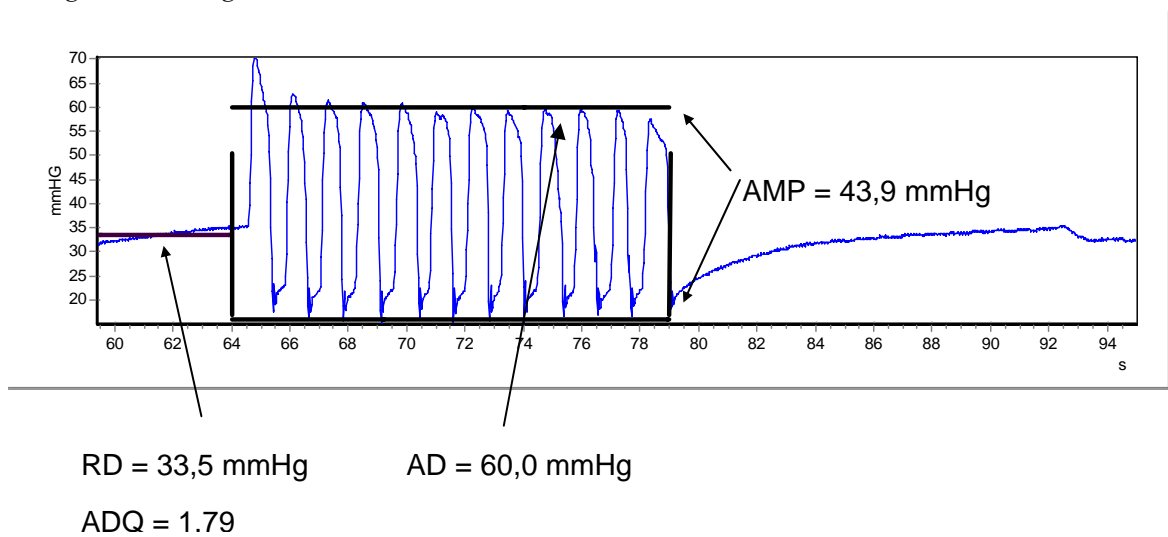


Abbildung 6: Auswertung der Dorsalextensionen im Sitzen

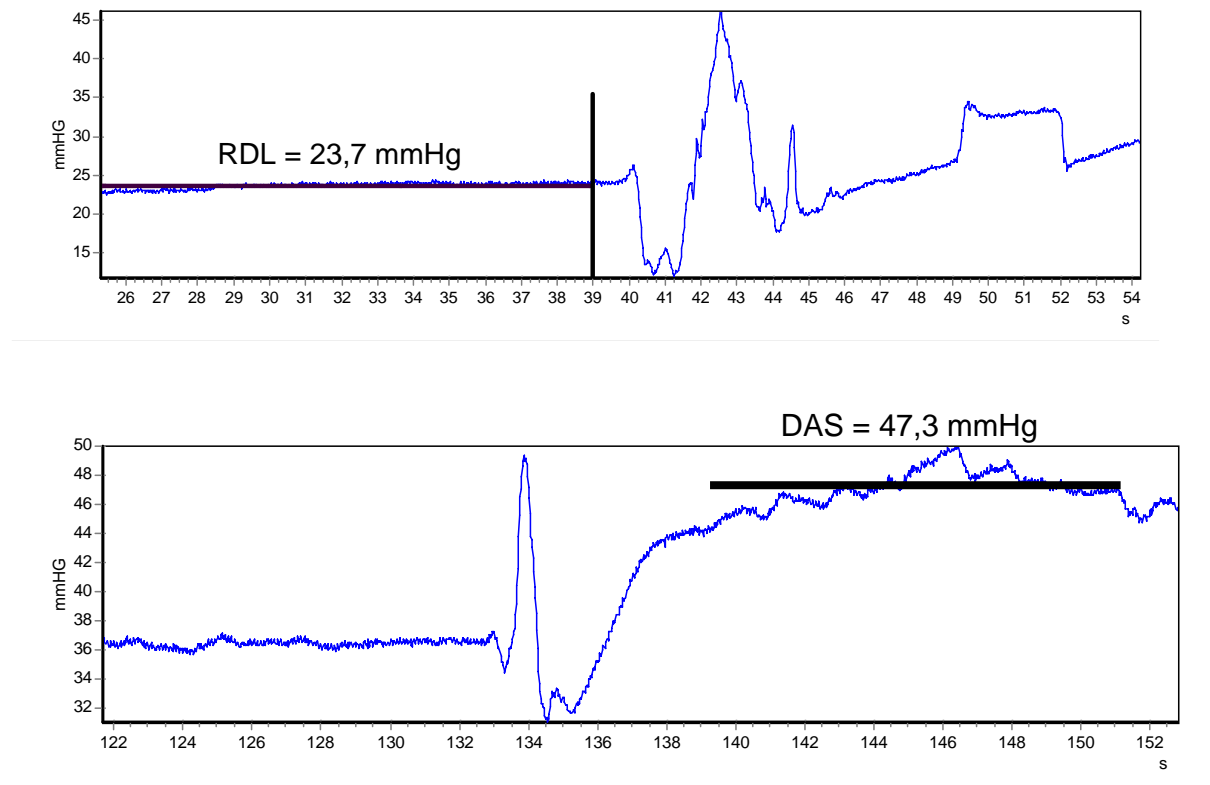


Aus den Größen Ruhedruck (RD) und maximaler Arbeitsdruck (AD) wird der Arbeitsdruckquotient (ADQ) berechnet:

$$ADQ = \frac{AD}{RD}$$

2.4.4 Statischer Steifheitsindex

Abbildung 7: Oben wird der Ruhedruck im Liegen (RDL) und unten der mittlere Druck beim aktiven Stehen (DAS) gemessen



Aus dem Ruhedruck (RDL) im Liegen und dem Druck im aktiven Stehen (DAS) werden der statische Steifheitsindex (SS) und der relative statistische Steifheitsindex (RSS) berechnet:

$$SS = DAS - RDL$$

$$RSS = \frac{SS}{RDL}$$

2.4.5 Venöse Wiederauffüllzeit (t_0) und venöse Abpumpleistung (V_0)

Mit dem Strain Gauge System (Firma Gutmann, Compaktus Medizinelektronik, Deutschland) wurde die venöse Wiederauffüllzeit durch Anlegen einer Messkette über dem Vorfuß bestimmt. Die digitale Photoplethysmographie eignet sich aufgrund des Versuchsaufbaus (Anlage unter dem Kompressionsverband) nicht. Diese Kette besteht aus mehreren mobilen Kettengliedern, die sich dem Kompressionsverband bestmöglich anschmiegt. Somit werden Volumenzu- oder abnahmen, die durch venöse Gefäßfüllung-, oder Leerung entstehen, registriert. Hierfür setzt sich der Patient auf der Untersuchungsliege auf. Die Gliederkette, die den Ag-Dehnmessstreifen enthält, wird am Vorderfuß angebracht, wobei eine gewisse variable Anzahl zusätzlicher kleiner Kettenglieder eingehakt werden. Diese Anzahl wird in das Gutmann-Gerät eingegeben und der Messvorgang per Countdown (Takt vom Gutmann-Gerät) gestartet. Die Zeit während des Countdown wird später zur Bestimmung des Anpressdrucks im Sitzen durch Mittelung genommen. Nach dem letzten Takt des Countdown beginnt der Patient im Metronomtakt mit 10 Dorsalextensionen der Füße. Anschließend wird die Wiederauffüllkurve des Gutmann-Gerätes beobachtet bis die Werte über mehrere Sekunden konstant bleiben und die venöse Wiederauffüllzeit (t_0), als auch die venöse Abpumpleistung (V_0) als Differenzwert vom Ausgangspunkt und dem niedrigsten Messwert direkt nach Abschluss der Dorsalextensionen ermittelt. (Abbildung 8).

Die Druckkurve des Elcat- und des Gutmann Gerätes sind zeitparallel auf dem Bildschirm zu sehen. Die Daten vom Gutmann-Gerät werden gleichfalls über die beschriebene USB-Schnittstelle digitalisiert und vom DIAdem erfasst. Anschließend wird das Gutmann Gerät gestoppt und der Patient steht auf und beginnt nach einer kleinen Anpassung mit dem aktiven Stehen, indem er die Beinmuskulatur kurzzeitig anspannt. Nach jedem Messdurchlauf wurde der Kompressionsverband (bzw. einmalig ein Kompressionsstrumpf) gegen einen anderen ausgetauscht.

Abbildung 8: Auswertung der Kurve des Gutmann-Gerätes. Es werden 3 Auswertungspunkte gesetzt: Ausgangsniveau, tiefster Punkt und der Konstanzpunkt (Kurve steigt nicht weiter an).

Fehler! Es ist nicht möglich, durch die Bearbeitung von Feldfunktionen Objekte zu erstellen.

2.5 PC-Einheit und Auswertung

Es wurden Analogdigitalwandler (AnaDigIO am Parallelport, Goldammer USB-Board), und das Datenerfassungsprogramm DIAdem (National Instruments Texas Corp., USA), Signalabtastrate 50 Hz benutzt.

Die ersten 5 der insgesamt 16 Patienten wurden mit dem DOMED Gerät (separater PC mit DOMED-Software) vermessen. Die gewonnenen Daten wurden dann in das DIAdem-Format exportiert. Die Installation des Sensors war bei den Kompressionsverbänden mit großen Schwierigkeiten verbunden, da wegen der größeren Oberfläche der Verbände die Befestigung des Dehnmessstreifens sich oft während der Dorsalflexionen löste und viele Messungen einschließlich der Druckmessungen wiederholt werden mussten. Somit hätten Messungen unmittelbar nach dem Anlegen des Kompressionsmaterials Messdaten verglichen werden müssen, die erst nach 30 Minuten erhoben werden konnten (DOMED-Messungen).

Mit anderen Worten die Druckmessungen waren dadurch nicht mehr verwertbar. Aus diesem Grund werden lediglich für die Auswertung der Druckkurven alle 16 Patienten

einbezogen. Für die Messung der Abpumpleistung und der venösen Wiederauffüllzeiten wurden somit nur die Daten des Gutmann® Gerätes benutzt.

Die folgenden Größen können dann aus beiden Messkurven gewonnen werden. Aus der Druckmesskurve:

- der Anpressdruck p_{Liegen} im Liegen
- der Anpressdruck p_{Sitzen} im Sitzen
- der Anpressdruck $p_{\text{aktiv stehend}}$ beim aktiven Stehen (Muskelanspannung)
- der maximale und der minimale Arbeitsdruck p_{max} bzw. p_{min} als Median von 10 oberen Druckspitzen bzw. unteren Druckspitzen

Aus der Kurve des Gutmann-Gerätes:

- die Abpumpleistung (V_0), die sich als Ordinatendifferenz des Ausgangspunktes und des tiefsten Kurvenpunktes ergibt.
- die Wiederauffüllzeit (t_0), die sich als Abzissendifferenz zwischen dem tiefsten Kurvenpunkt und dem Konstanzpunkt ergibt, da auf der Abzissenachse die Zeit aufgetragen ist

Andere Werte, wie z. B. der statische Stiffness Index können dann aus diesen Größen berechnet werden.

2.6 Untersuchungsablauf

Primär wurden die Patienten duplexsonographisch untersucht um den klinischen Ausprägungsgrad der Varikosis zu bestimmen. Zeigten sich venöse Refluxes im epifaszialen Venensystem erfolgte die Bestimmung der venösen Wiederauffüllzeit mittels digitaler Photoplethysmographie. Lies sich durch Kompression an hämodynamisch relevanten Refluxpunkten die venöse Wiederauffüllzeit deutlich verlängern (mindestens > 10 sek.) wurden die Patienten bei Einwilligung der Einverständniserklärung zur Studienteilnahme und unter Berücksichtigung der Ausschlusskriterien in die Studie eingeschlossen. Die Umfangsmaße zur Kompressionsstrumpfgröße wurden am zu untersuchenden Bein anhand B-, D-, G-Maßen bestimmt. Grössenentsprechend erhielten die Patienten an einem zweiten Termin den individuellen Kompressionsstrumpf der KKL II, a-g (Venotrain micro®, Bauerfeind, Germany). Der Messzyklus wurde mit dem Oberschenkelkompressionsstrumpf begonnen und die Sitzung endete immer mit dem Varicex® S Zinkleimverband.

Zu Beginn der Sitzung wurde die globale Wiederauffüllzeit des Studienbeines mit dem Strain Gauge Systems von Gutmann am nackten Vorderfuß nach Ausführung des standardisierten Bewegungsablaufs (10 standardisierte Dorsalextensionen in sitzender Position) des Studienbeines ermittelt.

Anschließend begann der Untersuchungszyklus mit Anlegen des Kompressionsstrumpfes. In jedem Durchgang wurde zunächst lokal über dem Innenknöchel (Position B1) der Anpressdruck in Ruhe in liegender Körperposition bestimmt. An der genannten Position wurde ein Druckmesskissen des Druckmeßsystems der Firma ELCAT platziert. Die ermittelten Daten wurden online mit dem Datenerfassungsprogramm DIAdem aufgezeichnet, angefangen von der Anpassung des Drucksensors an die erforderliche Raumlufthmenge, die mittels des Inflators in das System gegeben wurde. Nach Ruhedruckbestimmung in liegender Position setzte sich der Patient auf und der Untersucher installierte über dem Kompressionsmaterial des Vorderfußes die Messkette des Strain Gauge Systems. Nach Einhaltung einer kurzen Pause startete dieses zweite Messsystem. Die Pause diente der Ermittlung des Ruhedruckes in sitzender Position in leicht abgewinkelter Position der Unterschenkel. Nach dem Metronomtakt des Strain Gauge Systems führte der Patient anschließend 10

Dorsalextensionen aus. Der Arbeitsdruck, der während der Dorsalextensionen „sinusschwingenartig“ variiert, wurde kontinuierlich aufgezeichnet. Anschließend verharrte der Patient solange in der Ausgangsstellung, bis das Druckmeßsystem wieder einen konstanten Ruhedruckwert im Sitzen, ebenso wie das Strain Gauge System keine weitere Umfangsvergrößerung am Vorderfuß aufzeichnete. Abschließend erfolgte die Anpressdruckbestimmung des Kompressionsmaterials während des aktiven Stehens (Anspannung der Beinmuskulatur) und die Daten wurden gesichert. Die Abpumpleistung und die Wiederauffüllzeiten wurden somit primär ohne Kompression und im Anschluss einzeln für das jeweilig angelegte Kompressionsmaterial unter zeitgleicher Aufzeichnung des Ruhe- und maximalen Arbeitsdrucks bestimmt.

Die Effizienz eines Kompressionsmittels wird als Verhältnis von Hämodynamikverbesserung zum gemessenen Druckaufwand definiert. Unter den 6 möglichen Hämodynamikverbesserungen verstehen wir die Verbesserung (als Differenz) der venösen Wiederauffüllzeit Δt_0 und venösen Abpumpleistung ΔV_0 , die durch Anlegen des Kompressionsmaterials erzielt wird, bzw. die erreichten Verbesserungsfaktoren dieser beiden Größen ($V_{0, \text{Kompression}} / V_{0, \text{ohne Kompression}}$, $t_{0, \text{Kompression}} / t_{0, \text{ohne Kompression}}$) durch Anlegen des Materials. Den Druckaufwand berechnen wir aus einem Druckvektor. Die Komponenten sind der Anpressdruck im Liegen, im Sitzen und beim aktiven Stehen sowie dem maximalen bzw. minimalen Arbeitsdruck. Der Druckaufwand ist dann die Resultierende oder Länge des Druckvektors, den man mit dem Satz des Pythagoras einfach berechnen kann.

Rechenbeispiel für die Effizienzbestimmung:

Gegeben sind die Messwerte des Patienten A:

Patient	Material	c (liegend)	d (sitzend)	e (stehend)	f (max. AD)	g (min. AD)	h (VF V0)	k (VF T0)	l (EF V0)	m (EF T0)
A	Profore	47,20	50,30	51,20	69,92	47,62	4,49	1,26	0,037	0,010
A	Proguide	55,80	57,00	64,80	67,26	56,76	5,44	1,24	0,040	0,009
A	Rosidal sys	40,40	42,80	50,20	49,22	39,02	5,36	1,13	0,054	0,011
A	Porelast	36,20	37,20	35,40	45,76	34,76	8,90	1,18	0,104	0,014
A	Rosidal haft	51,10	60,80	61,30	76,61	59,71	1,06	1,55	0,008	0,011
A	Durelast	34,30	38,10	41,10	46,48	35,68	4,32	1,30	0,049	0,015
A	Venotrain	19,30	22,20	22,10	23,31	21,71	1,23	1,23	0,025	0,025
A	Zinkleim	12,20	14,10	20,30	31,30	10,60	5,90	1,55	0,137	0,036

Für Rosidal sys erhalten wir für Patient A, somit gemäß der Definition

$$l = \frac{h}{\sqrt{c^2 + d^2 + e^2 + f^2 + g^2}} = \frac{4,49}{99,645} = 0,054$$

für die Effizienz des Verbesserungsfaktors von V0.

Folgende Reihenfolge der Untersuchungsmaterialien wurde bei jedem Probanden eingehalten

- Venotrain micro®
- Profore®
- Rosidal sys®
- Proguide®
- Porelast®
- Rosidal haft®
- Durelast®
- Varicex® S

Zwischen jedem Untersuchungsabschnitt bestand eine Ruhepause von 15 Minuten. Vor der letzten Untersuchung (Zinkleimverband) pausierte der Patient 20 Minuten nach Anlage des Verbandes, um eine Anpassung, des ohne Druck angewickelten Zinkleimverbandes an die Beinform zu erzielen. Die Zeitvorgabe 20 Minuten wurde vom Hersteller vorgegeben. Die Verbände wurden von einer speziell geschulten Studienschwester angelegt, um Abweichungen des Anpressdrucks durch Kompressionsverbandsanlage zu minimieren.

Bei 2 Probanden erfolgten zur Dokumentation des Verhaltens der Venenlumina unter Kompressionseinfluss des Oberschenkelkompressionsstrumpfes duplexsonographische Aufzeichnungen. Ebenfalls wurde bei diesen beiden Probanden der Anpressdruck im Verlauf des Oberschenkels bei Tragen eines Oberschenkelkompressionsstrumpfes der KKL II a-g analog zur Anpressdruckbestimmung mittels des Druckmesskissens ELCAT bestimmt.

2.7 Studiendesign

Es handelt sich um eine monozentrische Pilotstudie, durchgeführt an der

Hautklinik der Ernst-Moritz Arndt-Universität Greiswald

Fleischmannstrasse 42-44

17475 Greifswald

2.8 Statistik

2.8.1 Untersuchungsmerkmale und Untersuchungskriterien

An Druckmerkmalen werden neben den Basisgrößen (p_{Liegen} , p_{Sitzen} , $p_{\text{aktiv stehend}}$, p_{max} und p_{min}) auch der Arbeitsdruckquotient $q = p_{\text{max}} / p_{\text{Sitzen}}$ und der statische Steifheitsindex $i_{\text{SS}} = p_{\text{aktiv stehend}} - p_{\text{Liegen}}$ betrachtet. Dies sind die ersten beiden Untersuchungskriterien.

An hämodynamischen Merkmalen berechnen wir zunächst die Verbesserungen der venösen Abpumpleistung (V_0) und der venösen Wiederauffüllzeit (t_0)

$$\Delta V_0 = V_{0,\text{Kompression}} - V_{0,\text{ohne Kompression}} \quad \text{und} \quad \Delta t_0 = t_{0,\text{Kompression}} - t_{0,\text{ohne Kompression}}$$

Die Abpumpleistung (V_0) und die Wiederauffüllzeit (t_0) wurden einmal ohne Kompression und mit dem jeweils zu untersuchenden Kompressionsmittel bestimmt. Zeitgleich wurden die Druckmesskurven (Ruhedruck, maximaler Arbeitsdruck) aufgezeichnet. Die hämodynamische Effizienz eines Kompressionsmittels wurde dann mit den drei Effizienzquotienten $\text{Eff}(p, \Delta V_0)$ und $\text{Eff}(p, \Delta t_0)$, wobei der Druckvektor $p = (p_{\text{Liegen}}, p_{\text{Sitzen}}, p_{\text{aktiv stehend}}, p_{\text{max}}, p_{\text{min}})$ benutzt wird, bewertet.

Weiterhin untersuchen wir die Verbesserungsfaktoren für die venöse Abpumpleistung (V_0) für $V_{0,\text{Kompression}} / V_{0,\text{ohne Kompression}}$ bzw. die venöse Wiederauffüllzeit (t_0) $t_{0,\text{Kompression}} / t_{0,\text{ohne Kompression}}$ als weitere Kriterien.

Insgesamt sind alle diese Kriterien in die Bewertung der Effizienz eines Kompressionsmaterials eingegangen.

Zur Bewertung des Massageeffektes nach Partsch wird die Amplitudendifferenz

$p_{\max} - p_{\min}$ ausgewertet.

2.8.2 Beschreibende Statistik

Zur Beschreibung der Daten werden Tabellen mit Median, Quartile, Mittelwert und Standardabweichung sowie Boxplots (mit eingetragem Median) genommen. Für die genannten Bewertungskriterien bestimmen wir die mittleren Rangzahlen für jedes Kompressionsmaterial und berechnen anschließend den Mittelwert der acht Rangzahlen für jedes Kompressionsprodukt. Aus diesen Mittelwerten ergibt sich dann die Platzierung des Kompressionsprodukts in diesem Vergleich.

2.8.3 Schließende Statistik

Anstelle absoluter Werte bei den Merkmalen wurden Rangzahlen benutzt. Dabei werden alle Werte für alle Kompressionsprodukte der Größe nach geordnet. Der kleinste Wert erhält den Rang 1, der zweitkleinste den Rang 2 usw. Aus den Rängen für jedes Kompressionsprodukt kann man dann die mittlere Rangzahl (=Mittelwert der Ränge des Produktes) bestimmen. Diese mittleren Rangzahlen werden mit Hilfe einer Faktorenanalyse in wesentliche Faktoren (faktorielle Scores) zusammengefasst und in Streudiagrammen dargestellt. Die Verwendung von Rangzahlen, also eine ordinale Skalierung, ist aus folgendem Grund angeraten: Größen mit verschiedenen bzw. ohne Maßeinheiten, die inhaltlich zusammengehören, sollen zu einem Score zusammengefasst werden, z. B. hat der Arbeitsdruckquotient keine Maßeinheit, während die statische Steifheit in mmHg angegeben werden kann. Ähnlich wäre es z. B. für den Verbesserungsfaktor der Abpumpleistung (V_0) als Verhältniszahl ohne Maßeinheit und andererseits die Effizienz von (V_0) mit %/mmHg bzw. ml/100ml/mmHg.

Als Statistik- Software wurde SPSS 12.0 verwendet.

Erläuterung zur Faktorenanalyse: Jedes Kompressionsprodukt wird durch einen mehrdimensionalen Merkmalsvektor dargestellt. Die Koordinaten sind die Werte, die sich aus den 8 benutzten Kriterien ergeben. Diese Darstellung soll auf weniger Dimensionen (möglichst 2 oder 3) reduziert werden. Aus inhaltlichen Gründen auf drei, die medizinisch gut interpretierbar sind. Mittels Faktorenanalyse wird anschließend eine Projektion auf einen 3-dimensionalen Raum, durch eine Verschiebung und eine geeignete Rotation, ausgeführt unter Ermittlung der Koordinaten der Kompressionsprodukte bezüglich dieser neuen Darstellung.

3 Ergebnisse

3.1 Demographische Daten:

Tabelle 2: Demographie

Initialien	Alter	Geschlecht	Insuffizienz	Krosse Rezidiv	Seite	Widmer	CEAP
KM	27	w	Knieperforans	nein	links	I	C3
SC	41	w	VSM	ja	links	II	C3
DS	66	w	VSM	nein	rechts	II	C3
JR	41	w	VSM	nein	rechts	II	C4
WC	59	m	VSM	nein	rechts	II	C4
KD	24	w	VSM	nein	links	I	C3
RA	55	w	VSM	nein	rechts	II	C4
BK	56	w	VSM	nein	rechts	II	C4
GS	39	m	Doddperforans	nein	rechts	II	C3
PU	41	w	VSM	nein	rechts	II	C4
EM	48	m	VSM	ja	links	II	C3
GK	42	w	VSM, VSP	nein	links	II	C3
PC	51	w	VSP	nein	rechts	I	C3
HG	65	w	VSM	nein	rechts	II	C3
HM	57	w	VSM	ja	links	II	C4
MJ	49	w	VSM	nein	links	II	C4

Legende

VSM: V.saphena magna

VSP: V.saphena parva

W: weiblich

M: männlich

3.2 Anpressdruck

Tabelle 3: Median, Quartile (unteres Q_1 , oberes Q_3), Median (M), Mittelwert (MW) und Standardabweichung (STD) des Anpressdrucks liegend, sitzend, aktiv stehend in mm Hg

Material und Anpressdruck		u. Q.	Median	o. Q.	MW	STD
Venotrain®	Anpressdruck liegend	17,30	19,40	23,90	20,47	3,95
	Anpressdruck sitzend	18,93	20,95	25,13	21,59	4,16
	Anpressdruck aktiv stehend	18,90	21,60	24,65	21,75	4,24
Durelast®	Anpressdruck liegend	19,20	34,90	44,00	34,25	13,25
	Anpressdruck sitzend	24,10	43,90	47,80	37,70	13,79
	Anpressdruck aktiv stehend	24,90	42,60	64,40	44,85	18,78
Rosidal haft®	Anpressdruck liegend	46,40	62,30	76,10	60,55	16,95
	Anpressdruck sitzend	48,10	60,80	79,90	64,16	18,45
	Anpressdruck aktiv stehend	49,30	75,40	87,80	70,28	23,28
Porelast®	Anpressdruck liegend	34,20	53,70	68,50	54,38	21,08
	Anpressdruck sitzend	40,40	56,40	63,20	56,81	18,34
	Anpressdruck aktiv stehend	43,20	64,10	75,70	61,30	21,36
Varicex® S	Anpressdruck liegend	19,00	23,30	26,10	23,03	8,28
	Anpressdruck sitzend	22,20	29,30	34,40	28,89	8,93
	Anpressdruck aktiv stehend	27,60	40,80	49,90	39,02	13,83
Rosidal sys®	Anpressdruck liegend	36,75	41,75	47,15	42,87	6,95
	Anpressdruck sitzend	41,83	45,85	50,85	45,86	6,10
	Anpressdruck aktiv stehend	47,88	50,70	60,40	52,84	8,22
Proguide®	Anpressdruck liegend	43,25	56,95	69,45	55,48	13,88
	Anpressdruck sitzend	47,78	58,60	70,75	58,90	16,03
	Anpressdruck aktiv stehend	53,30	68,80	76,15	64,73	15,27
Profore®	Anpressdruck liegend	44,43	53,50	71,93	54,75	15,99
	Anpressdruck sitzend	45,70	56,45	73,77	55,90	16,20
	Anpressdruck aktiv stehend	48,75	63,30	72,40	59,59	16,17

Tabelle 4:Arbeitsdrücke in mm Hg: Median, Quartile (unteres .Q., oberes Q), Median (M), Mittelwert(MW) und Standardabweichung (STD)

			u. Q.	Median	o. Q.	MW	STD
Material	Venotrain®	max. Arbeitsdruck	19,09	22,75	27,32	23,70	5,98
		min. Arbeitsdruck	18,07	20,68	23,96	20,57	4,38
	Durelast®	max. Arbeitsdruck	35,70	53,12	67,59	51,52	19,64
		min. Arbeitsdruck	18,90	35,68	47,50	34,61	14,88
	Rosidal haft®	max. Arbeitsdruck	70,20	80,68	98,28	81,74	19,55
		min. Arbeitsdruck	48,70	57,56	78,88	59,91	18,60
	Porelast®	max. Arbeitsdruck	61,93	76,11	90,52	78,59	23,38
		min. Arbeitsdruck	34,76	48,53	67,12	51,22	19,64
	Varicex® S	max. Arbeitsdruck	31,30	46,35	68,56	50,27	20,19
		min. Arbeitsdruck	11,45	17,13	29,17	20,90	9,95
	Rosidal sys®	max. Arbeitsdruck	47,71	54,92	60,37	55,11	9,70
		min. Arbeitsdruck	36,34	40,72	49,70	42,74	8,32
	Proguide®	max. Arbeitsdruck	60,57	70,35	81,04	71,04	21,24
		min. Arbeitsdruck	41,76	57,85	67,69	55,88	16,93
	Profore®	max. Arbeitsdruck	56,02	70,27	88,87	71,14	20,52
		min. Arbeitsdruck	40,53	50,25	64,02	50,55	16,51

Tabelle 5:Statischer Steifheitsindex: Median, Quartile (unteres .Q., oberes Q), Median (M), Mittelwert(MW) und Standardabweichung (STD)

			u. Q.	Median	o. Q.	MW	STD
Material	Venotrain®		0,10	1,90	3,25	2,01	1,73
	Durelast®		4,30	7,00	12,40	10,59	9,77
	Rosidal haft®		7,57	11,50	17,25	13,80	8,64
	Porelast®		2,90	10,40	21,80	11,62	7,84
	Varicex® S		8,10	20,10	23,80	15,99	9,54
	Rosidal sys®		5,10	9,10	12,20	9,97	5,78
	Proguide®		4,88	10,10	12,13	9,25	4,50
	Profore®		3,65	5,30	11,45	7,31	3,99

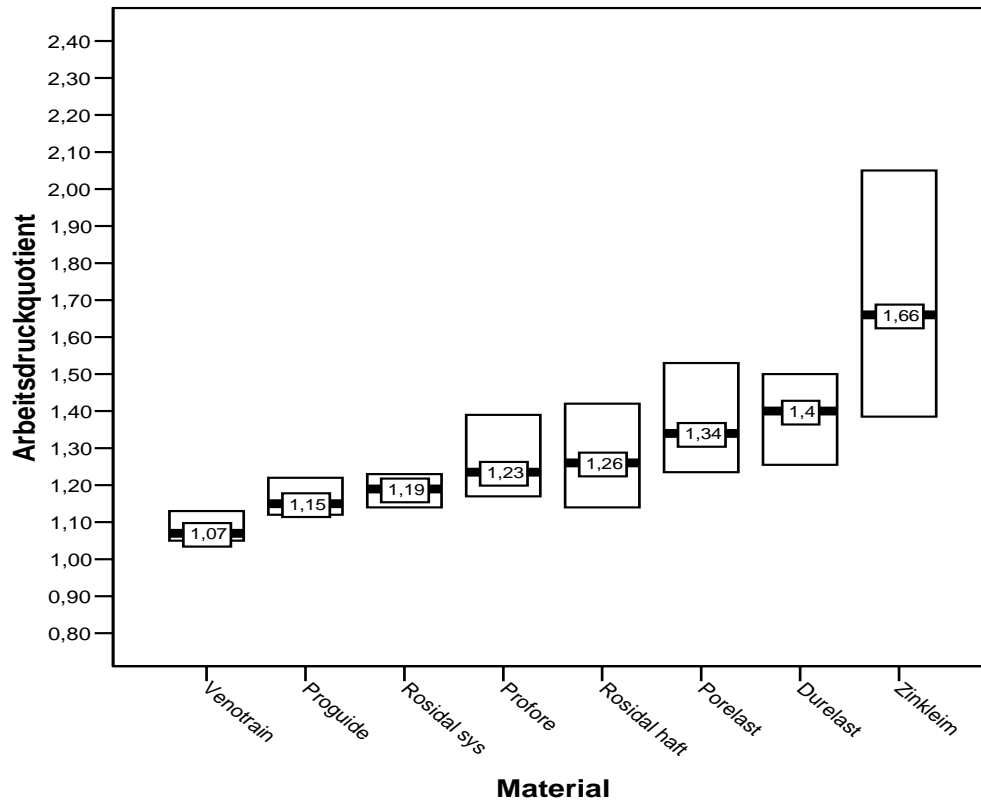
Tabelle 6: Arbeitsdruckquotient Median, Quartile (unteres .Q., oberes Q), Median (M), Mittelwert(MW) und Standardabweichung (STD)

Material	u. Q.	Median	o. Q.	MW	STD
Venotrain®	1,04	1,07	1,15	1,09	0,10
Durelast®	1,22	1,40	1,50	1,36	0,20
Rosidal haft®	1,12	1,26	1,42	1,30	0,18
Porelast®	1,23	1,34	1,56	1,41	0,25
Varicex® S	1,27	1,66	2,10	1,74	0,43
Rosidal sys®	1,13	1,19	1,25	1,20	0,09
Proguide®	1,10	1,15	1,29	1,21	0,17
Profore®	1,17	1,23	1,41	1,29	0,17

Tabelle 7: Druckamplitude und Arbeitsdruckquotient

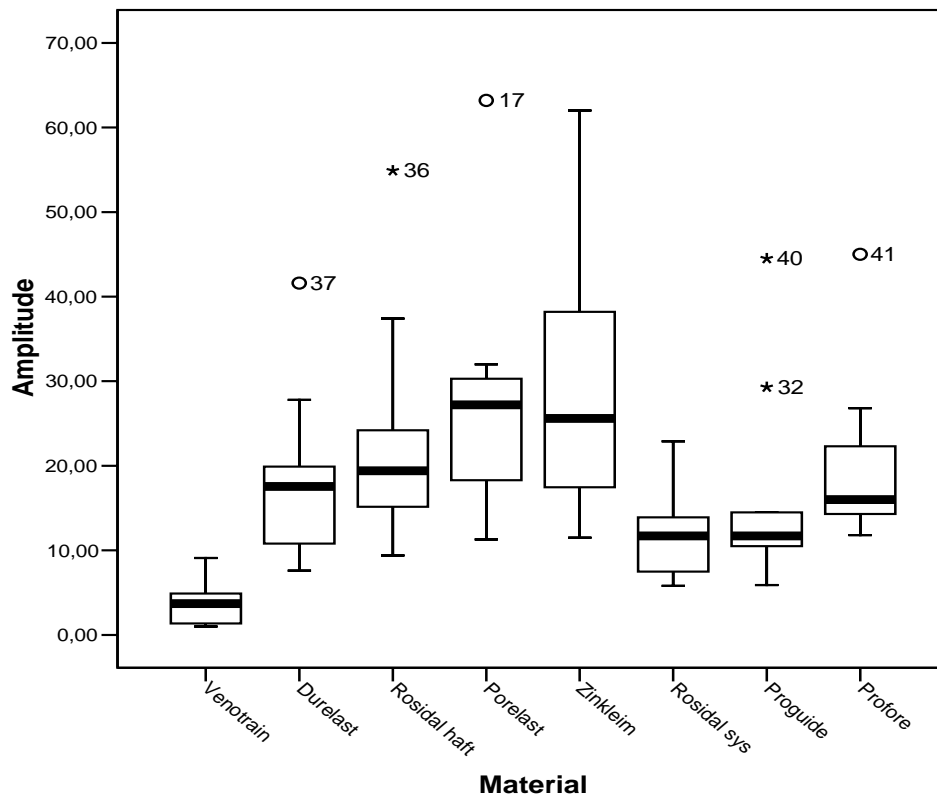
Material		Amplitude in mm Hg	Druckquotient
Venotrain®	Mittelwert	3,6273	1,0982
	Standardabweichung	2,72474	,10953
Durelast®	Mittelwert	17,8714	1,3971
	Standardabweichung	9,22200	,15603
Rosidal haft®	Mittelwert	22,8727	1,2727
	Standardabweichung	13,08603	,14616
Porelast®	Mittelwert	28,0556	1,3856
	Standardabweichung	14,91837	,28311
Varicex® S	Mittelwert	29,3800	1,7427
	Standardabweichung	15,68194	,42583
Rosidal sys®	Mittelwert	11,9222	1,1844
	Standardabweichung	5,40643	,08233
Proguide®	Mittelwert	16,2556	1,2144
	Standardabweichung	12,60904	,18125
Profore®	Mittelwert	20,4889	1,2933
	Standardabweichung	10,40414	,17529

Abbildung 9: Materialreihung nach Arbeitsdruckquotienten



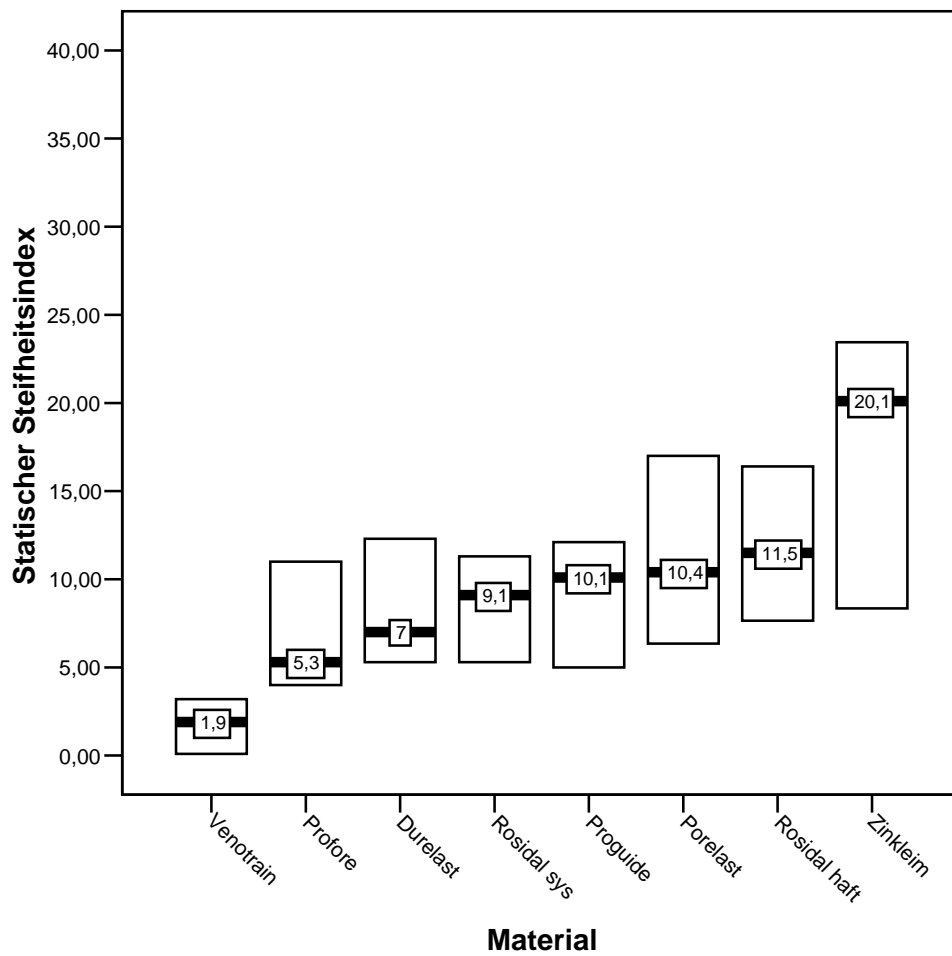
Die Verbände Rosidal sys®, Profore® und Durelast® zeigen annähernd gute Arbeitsdruckquotienten auf wie der Zinkleimverband.

Abbildung 10: Verteilung der Druckamplituden



Der Zinkleimverband und der Klebeverband Porelast® weisen die höchsten Druckamplituden auf.

Abbildung 11: Materialreihung nach dem statischen Steifheitsindex



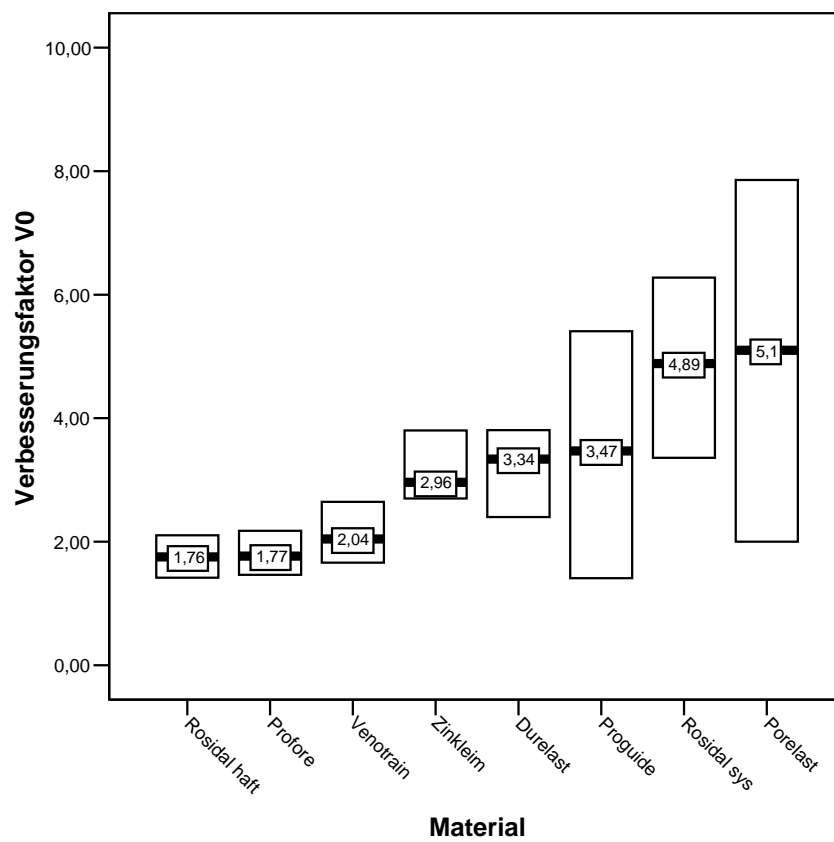
Die steiferen kurzzugigen Kompressionsprodukte Zinkleim als halbstarrer Verband, Rosidal haft® als Kohäsivverband und Porelast® Klebeverband weisen einen höheren statischen Steifheitsindex auf als die langzugigen und die Mehrlagen Kurzzugkompressionssysteme. Der Kompressionsstrumpf besitzt den niedrigsten statischen Steifheitsindex.

3.3 Verbesserungsfaktoren der venösen Abpumpleistung (V0), und der venösen Wiederauffüllzeit (t0)

Tabelle 8: Verbesserungsfaktoren der venösen Abpumpleistung (V0) und der venösen Wiederauffüllzeit (t0)

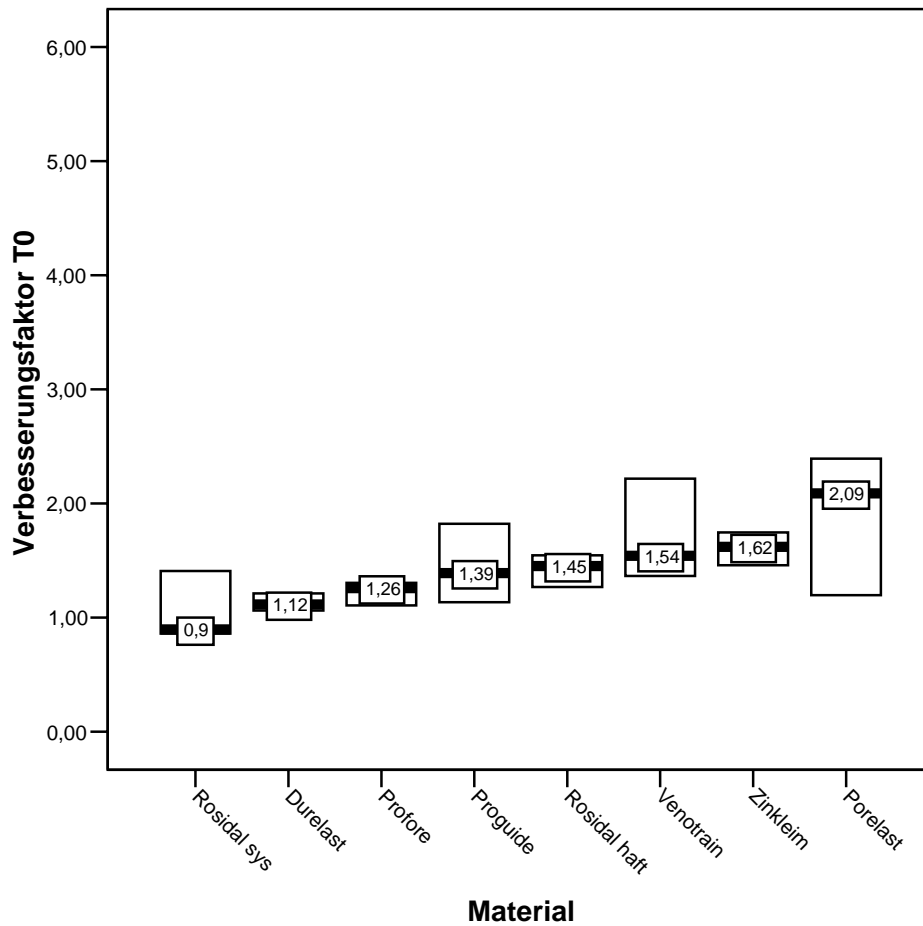
Material		unteres Quartil	Median	oberes Quartil
Venotrain®	V0	1,58	2,04	2,86
	t0	1,31	1,54	2,26
Durelast®	V0	2,31	3,34	3,83
	t0	1,03	1,12	1,30
Rosidal haft®	V0	1,38	1,76	2,13
	t0	1,25	1,45	1,55
Porelast®	V0	1,85	5,10	8,04
	t0	1,19	2,09	2,39
Varicex® S	V0	2,58	2,96	4,49
	t0	1,36	1,62	1,79
Rosidal sys®	V0	2,68	4,89	6,36
	t0	0,86	0,90	1,68
Proguide®	V0	1,19	3,47	5,68
	t0	1,03	1,39	2,07
Profore®	V0	1,32	1,77	2,19
	t0	0,98	1,26	1,32

Abbildung 12: Materialreihung nach dem Verbesserungsfaktor der Abpumpleistung V0



Porelast® weist den größten Verbesserungsfaktor für die venöse Abpumpleistung auf.

Abbildung 13: Materialreihung nach dem Verbesserungsfaktor der venösen Wiederauffüllzeit (t_0)



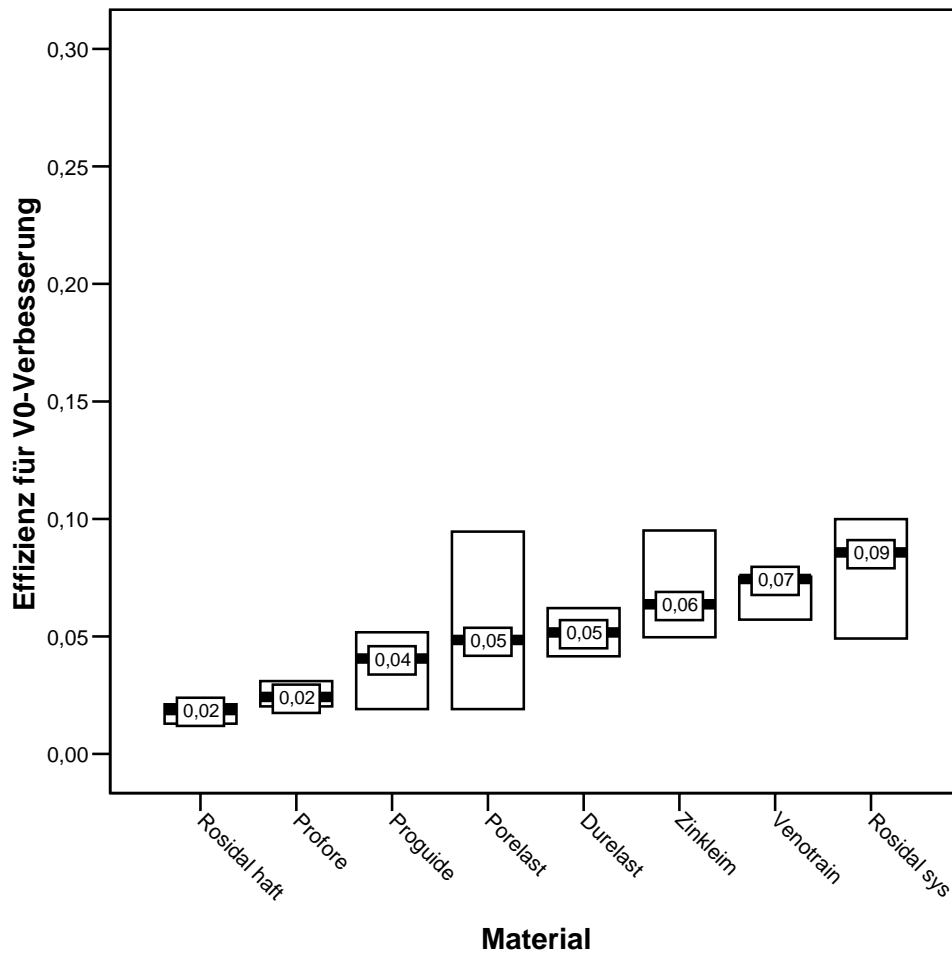
Porelast® verbessert die venöse Wiederauffüllzeit um das Doppelte des Ausgangswertes. Venotrain micro® und der Zinkleimverband erhöhen diese um den Faktor 1,5 bzw. 1,6.

3.4 Effizienz der Kompressionsprodukte

Tabelle 9: Effizienz der Kompression für ΔV_0 und Δt_0 nach Materialien

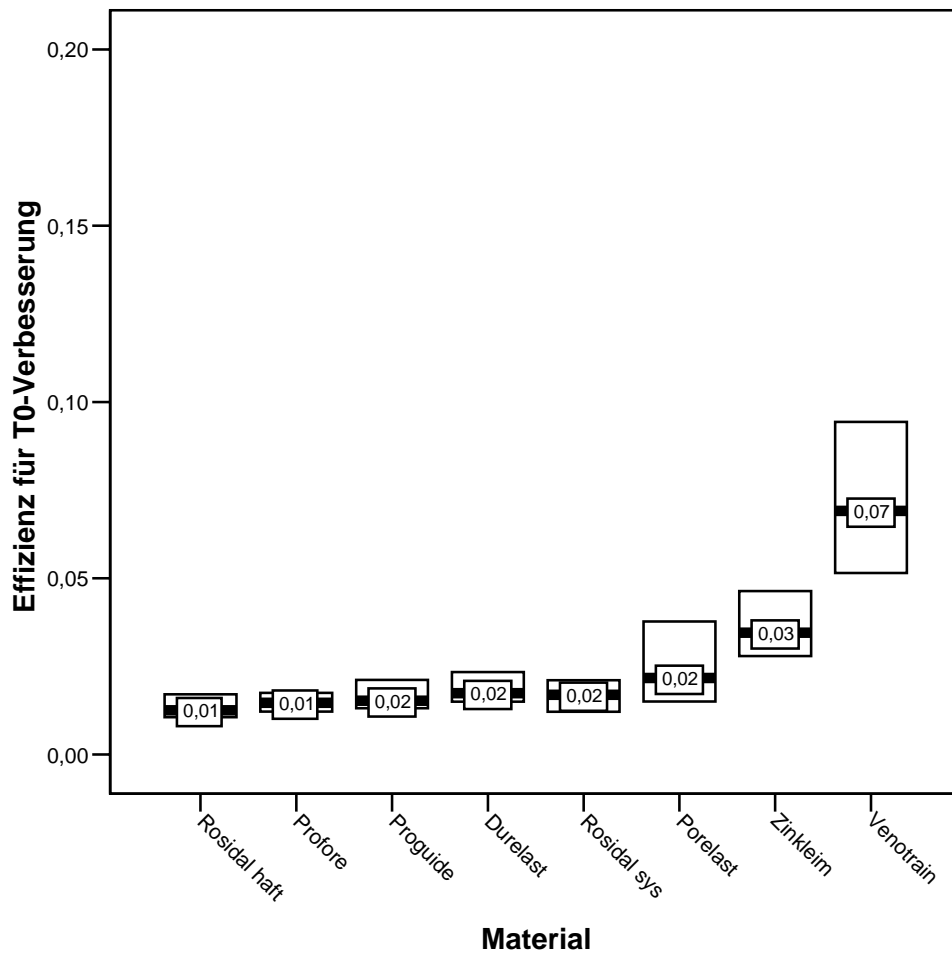
Material		unteres Quartil	Median	oberes Quartil
Venotrain	V0	,05	,07	,08
	t0	,05	,07	,11
Durelast®	V0	,04	,05	,06
	t0	,01	,02	,02
Rosidal haft®	V0	,01	,02	,02
	t0	,01	,01	,02
Porelast®	V0	,02	,05	,11
	t0	,01	,02	,04
Varicex® S	V0	,05	,06	,10
	t0	,03	,03	,06
Rosidal sys®	V0	,03	,09	,10
	t0	,01	,02	,02
Proguide®	V0	,01	,04	,06
	t0	,01	,02	,02
Profore®	V0	,02	,02	,04
	t0	,01	,01	,03

Abbildung 14: Materialreihung nach der Effizienz der Kompression für die venöse Abpumpleistung V_0 .



Rosidal sys®, Venotrain micro® und Varicex® S erzielen die beste Effizienz zwischen Druckparametern und resultierender Verbesserung der venösen Abpumpleistung.

Abbildung 15: Materialreihung nach der Effizienz der Kompression für die venöse Wiederauffüllzeit (t_0).



Venotrain micro® erreicht unter Einbeziehung und Wertung der produktspezifischen Druckparametern (Anpressdruck, Ruhedruck, Amplitude) die beste Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit (t_0).

3.5 Zusammenfassende Faktorenanalyse:

In der folgenden Tabelle sind die mittleren Rangzahlen erfasst, aus denen die Testwerte des KRUSKAL WALLIS Testes der 8 Merkmalskriterien bestimmt wurden:

Tabelle 10: Zusammenfassende Bewertung mittels erzielter mittlerer Rangzahlen

Material	ADQ	SS	V0-Verb.	t0-Verb.	Eff. von V0	Eff. von t0
Venotrain micro®	18,82	10,88	22,75	37,75	29,6	31,5
Durelast®	62,80	47,87	33,44	19,57	30,6	11,4
Rosidal haft®	52,30	61,42	15,94	31,14	9,6	16,4
Porelast®	64,53	52,18	39,75	36,56	32,7	26,0
Varicex® s	82,57	63,23	38,29	38,36	37,6	32,0
Rosidal sys®	38,30	50,05	44,86	17,43	38,1	25,2
Proguide®	36,40	49,25	31,14	29,14	21,1	22,0
Profore®	51,65	40,44	19,29	23,86	15,8	31,4

Diese Daten mit ordinaler Skalierung werden einer Faktorenanalyse zugrunde gelegt. Es werden drei Faktoren bzw. Komponenten zur Analyse mit der Software SPSS vorgegeben. Diese berechnet die folgende rotierte Komponentenmatrix:

Tabelle 11: Rotierte Komponentenmatrix (Extraktionsmethode: Hauptkomponentenanalyse, Rotationsmethode: Varimax mit Kaiser-Normalisierung)

	Komponente		
	1	2	3
ADQ	0,168	0,922	0,115
SS	0,041	0,924	-0,224
V0-Verb	0,946	0,230	-0,103
t0-Verb.	-0,137	0,126	0,895
Effizienz von V0	0,967	-0,004	0,145
Effizienz von t0	0,225	-0,272	0,803

Nunmehr ordnet man die Merkmalskriterien einer Komponente nach folgender Regel:
Wähle die Komponente, die den absolut größten Wert hat.

Folglich ergeben sich drei Komponentenscores:

- Komponente 1: venöse Wiederauffüllung
- Komponente 2: Druckeinfluss
- Komponente 3: Abpumpleistung

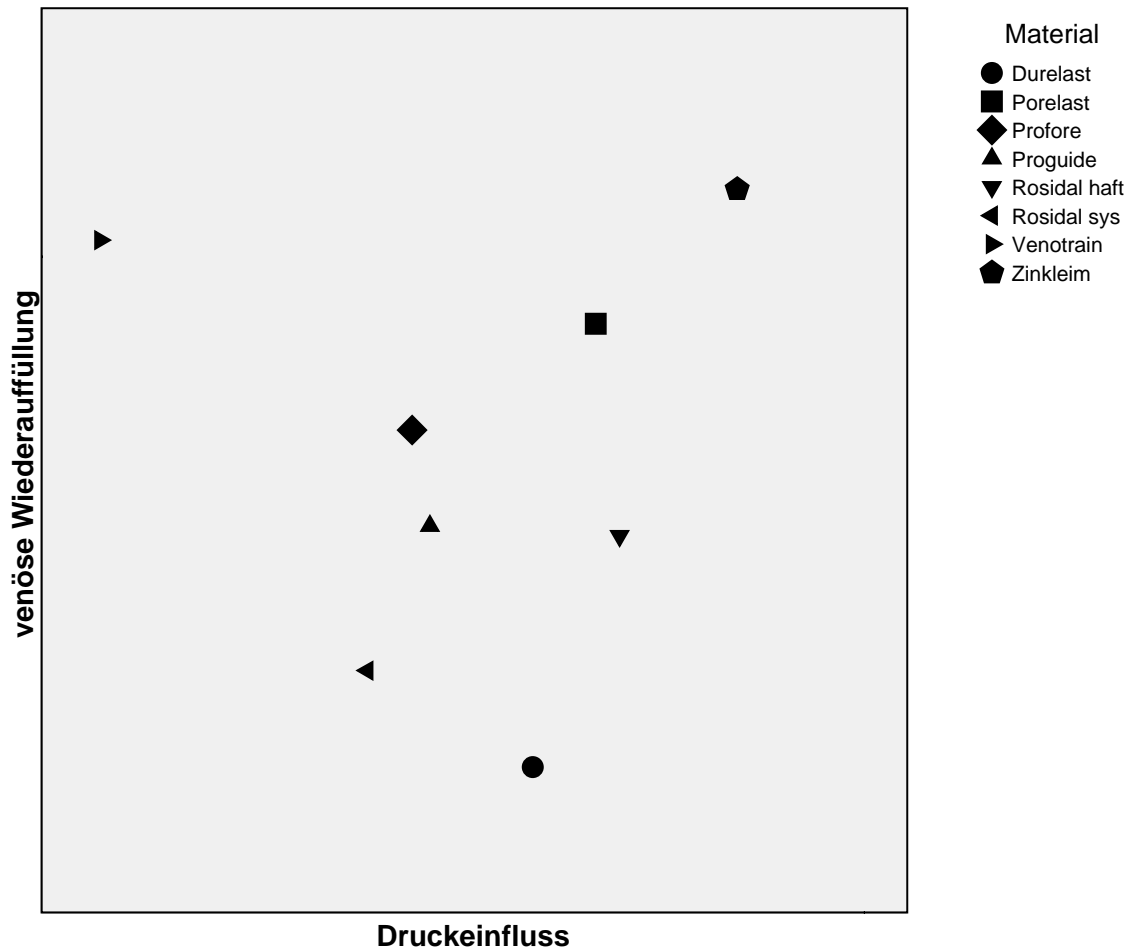
Für die acht Kompressionsmaterialien finden sich die folgenden faktoriellen Scorewerte durch die Softwareberechnungen.

Tabelle 12: Faktorwerte (d.h. die Koordinaten der Materialien nach der Faktorenanalyse)

Material	Abpumpleistung	Druckeinfluss	venöse Wiederauffüllung
Venotrain®	-0,13237	-1,92098	1,08245
Durelast®	0,27834	0,29973	-1,50731
Rosidal haft®	-1,75371	0,74568	-0,37147
Porelast®	0,59087	0,62331	0,67092
Varicex® S	0,76746	1,34903	1,33209
Rosidal sys®	1,42549	-0,54887	-1,03317
Proguide®	-0,29839	-0,22800	-0,32261
Profore®	-0,87768	-0,31989	0,14911

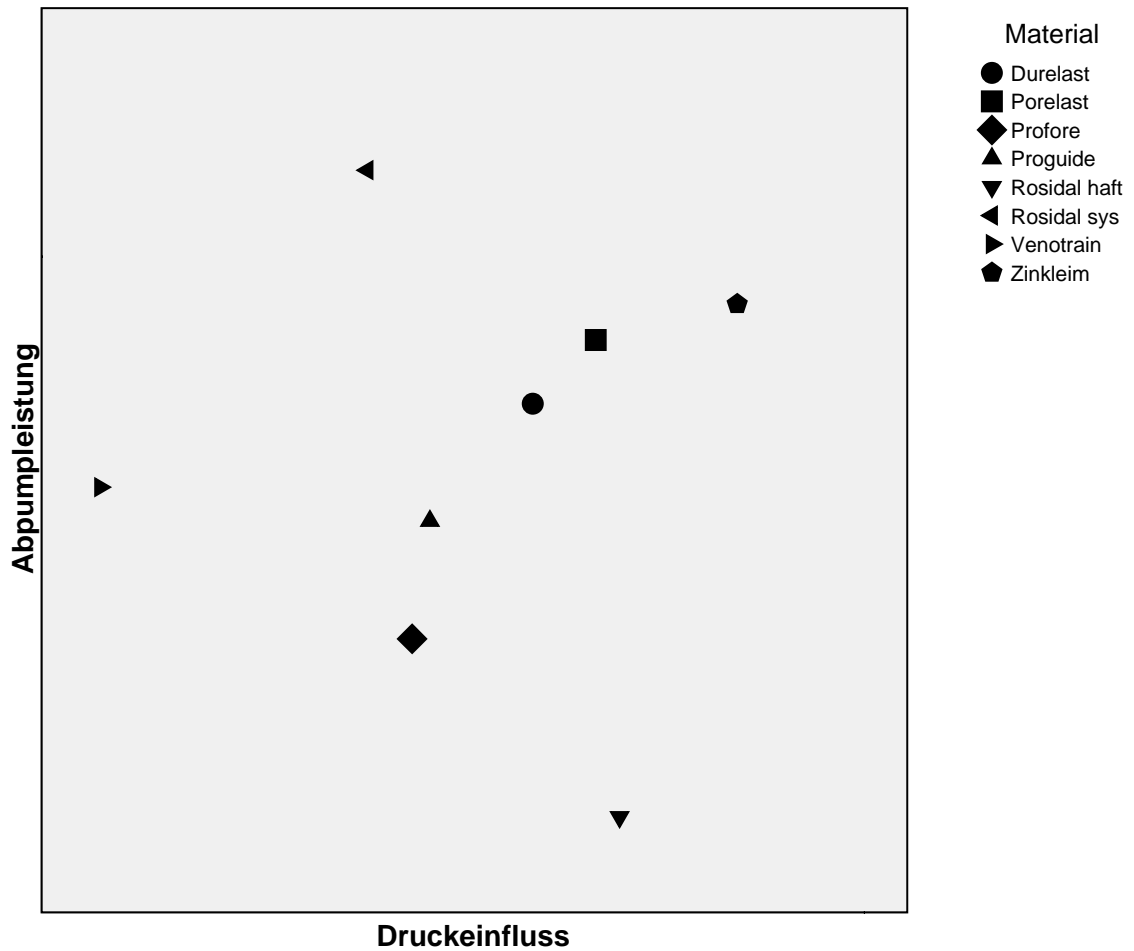
Folgend wird diese Tabelle in zwei Streudiagrammen, wobei der Druckeinfluss als unabhängige Größe (auf der Abzissenachse) genommen wird, dargestellt:

Abbildung 16: Einfluss des Anpressdrucks auf die venöse Auffüllzeit



Der Zinkleimverband und Porelast® erbringen ein sehr gutes Verhältnis zwischen Druckeinfluss und Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit. Die venöse Wiederauffüllzeit lässt sich bei besonders niedrigem Druckaufwand, damit ist hauptsächlich ein niedriger Anpressdruck gemeint, durch den elastischen Oberschenkelkompressionsstrumpf verbessern.

Abbildung 17: Einfluss des Druckes auf die venöse Abpumpleistung



Rosidal sys® erreicht unter den gegebenen Druckparametern die beste venöse Abpumpleistung. Porelast® und der Zinkleimverband erzielen ebenfalls unter dem Druckeinfluss eine zufrieden stellende venöse Abpumpleistung.

3.6 Einfluss der Oberschenkelkompression

Abbildung 18: Vergleich des Durchmesser der VSM mit und ohne Kompressionsstrumpf KKL I a-g



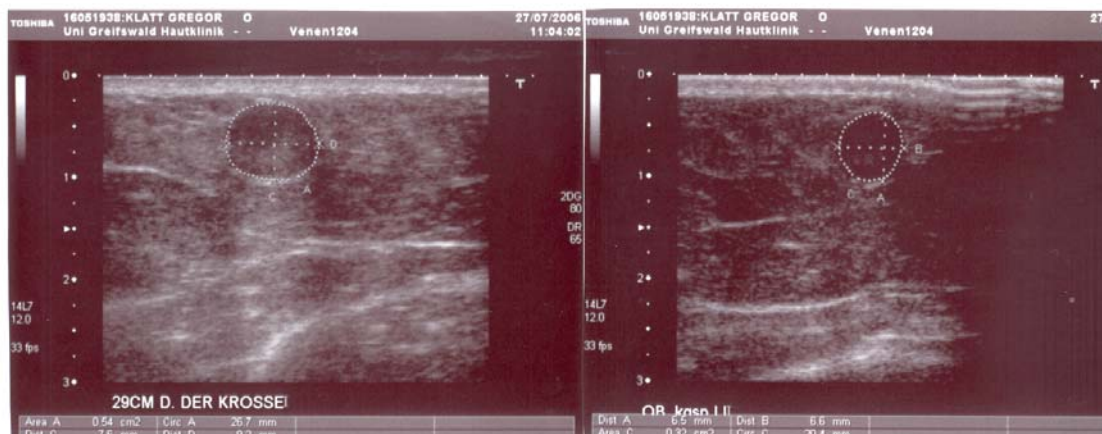
Abb.18 und Abb.19 zeigen die duplexsonographisch erhobenen Messungen epifaszialer Venen mit und ohne Kompression.

Eine Minimierung des Venendurchmessers konnte durch das Tragen des Kompressionsstrumpfes erreicht werden.

In Abb.19 beträgt die Differenz des Venendurchmessers 3,1mm (22%)

In Abb.20 verringert sich das venöse Lumen um eine Fläche von 0,22 cm² (30%)

Abbildung 19: Vergleich Durchmesser Seitenast der VSM mit und ohne Kompressionsstrumpf KKLII a-g



4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Der Kompressionsstrumpf Venotrain micro® und der Zinkleimverband Varicex® S erbringen sowohl im Liegen als auch im Sitzen den niedrigsten Ruhedruck (Druck bei ruhendem Bein, Tabelle 5). Die Mehrlagenverbände und Klebeverbände weisen deutlich höhere Ausgangswerte für den Ruhedruck (Anpressdruck im Liegen M=41,75-62,3 mm Hg) auf. Durelast® hingegen zeigt einen Ausgangswert von 34,9 mm Hg. Die niedrigste Anpressdruckzunahme besteht bei Venotrain micro® vom Liegen zum aktiven Stehen (19,4 mm Hg -21,6 mm Hg). Die Differenz beträgt M=2,2 mm Hg. Der Ultrakurzzugverband Durelast® erreicht im Sitzen seinen maximalen Anpressdruck mit 43,9 und im Stehen eine weitere Zunahme um 7,7mmHg. Rosidal sys® (M=9,0), Profore® (M=9,7), Porelast® (M=10,4mmHg) und Proguide® (M=11,9 mm Hg) erreichen eine fast gleichwertige Verbesserung des Anpressdrucks um ca. 10 mm Hg. Der Klebeverband Rosidal Haft® (M= 13,1 mm Hg) und der halbstarre Zinkleimverband Varicex® S (M= 17,5 mm Hg) erreichen die größte Steigerung des Anpressdrucks.

Der höchste **Arbeitsdruck** (Tabelle 4), im Sinne des Druckes bei Muskelkontraktion im Stehen wurde von Rosidal haft® erzielt (M=80,68 mm Hg). Porelast® (M=76,11 mm Hg), Proguide® (M= 70,35 mm Hg), Profore® (M=70,27 mm Hg) zeigen ebenfalls einen hohen Arbeitsdruck auf. Rosidal sys® (M=54,92mmHg) Durelast® (M=53,12 mm Hg) und der Zinkleimverband (M= 46,35 mm Hg) bilden das Mittelfeld. Venotrain micro® erreicht den geringsten Arbeitsdruckwert (M= 22,75 mm Hg).

Die höchsten **Druckamplituden** (Abbildung 10; Tabelle 7 alle Angaben als Mittelwerte in mm Hg) finden sich bei Varicex® S (29,38) und Porelast® (28,06). Rosidal Haft® (22,87), Profore® (20,49), Durelast® (17,87), Proguide® (16,26), Rosidal sys® (11,92) folgen. Venotrain zeigt die geringste Druckamplitude mit 3,63 mm Hg auf.

Der Arbeitsdruckquotient (Abbildung 9; Tabelle 6) ist wie erwartet beim halbstarren Zinkleimverband Varicex® am besten (Median 1,66). Gefolgt vom kurzuzugigsten Kompressionsmaterial Durelast® (M=1,40), dem kurzuzugigen Klebeverband Porelast® (M=1,34) und dem Kohäsivverband Rosidal Haft® (1,26). Die Mehrlagenverbände liegen im Mittelfeld (Profore® M= 1,23, Rosidal sys® M= 1,19), die languzugigen

Kompressionsmaterialien zeigen den niedrigsten Arbeitsdruckquotienten (Proguide® M=1,15 und Venotrain micro® M=1,07) auf.

Der Zinkleimverband erreicht den höchsten **statischen Steifheitsindex** (M=20,1), Rosidal haft® (M=11,5), Porelast® (M=10,4), Proguide® (M=10,1), Rosdial sys® (M=9,1), Durelast® (M=7,0), Profore® (M=5,3) folgen (Abbildung 11; Tabelle 5). Erwartungsgemäß weist der Kompressionsstrumpf den niedrigsten statischen Steifheitsindex (M=1,9) auf.

Der **Verbesserungsfaktor der venösen Abpumpleistung (V0)** unter den acht Kompressionsmaterialien lag zwischen 1,76 und 5,1 (Abbildung 12; Tabelle 8). Der kurzzugige Klebeverband Porelast® erzielt den größten Verbesserungsfaktor (5,1) gefolgt vom mehrlagigen Kurzzugkompressionssystemen Rosidal sys® (4,89) und Proguide® (3,34), dem Ultrakurzugverband Durelast® (3,34), dem halbstarren Zinkleimverband Varicex® S (2,96), gefolgt vom langzugigen Kompressionsstrumpf Venotrain micro® (2,04) und dem Mehrlagenkurzzugverband Profore® (1,77). Die geringste venöse Abpumpleistung wurde von der kohäsiven Kurzugbinde Rosidal Haft® (1,76) erreicht.

Auch bei den **Verbesserungsfaktoren der venösen Wiederauffüllung (t0)** (Abbildung 13; Tabelle 8) zeigt der Klebeverband Porelast® (2,09) den besten Verbesserungsfaktor. Der Zinkleimverband (1,62), der Kompressionsstrumpf (1,54) und Rosidal haft® folgen. Unter dem kurzzugigsten Material Durelast® (1,12) und dem Mehrlagenverbandssystem Rosidal sys® (0,9) finden sich die niedrigsten Verbesserungsfaktoren.

Die **Effizienz für die Verbesserung der venösen Abpumpleistung** (Abbildung 14; Tabelle 9) ergibt, dass bei Rosidal haft® (0,02) und Profore® (0,02) die Druckparameter am wenigsten Einfluss auf die venöse Abpumpleistung ausüben. Proguide® (0,04), Porelast® (0,05), Durelast® (0,05) und der Zinkleimverband Varicex® (0,06) weisen einen deutlichen Zusammenhang dieser beiden Parameter auf. Venotrain micro® (0,07) und Rosidal sys® (0,09) erreichen die besten Effizienzwerte für die Verbesserung der venösen Abpumpleistung unter den von Ihnen erbrachten statischen Druckparametern (Anpressdruck, Arbeitsdruck, statischer Steifheitsindex).

Die **Effizienz der Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit (t0)** (Abbildung 15; Tabelle 9) zeigt, dass unter den Kompressionsmaterialien Rosidal haft® (0,01), Profore® (0,01), Durelast® (0,02), Proguide® (0,02), Porelast® (0,02), Rosidal sys® (0,02) und der Zinkleimverband (0,03) keine wesentliche Beeinflussung des Drucks zur Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit besteht. Venotrain micro® (0,07) erreicht jedoch mit den von Ihm spezifischen erbrachten Druckparametern die beste Verlängerung der venösen Wiederauffüllung (0,07).

Die zusammenfassenden Ergebnisse der **Faktorenanalyse** (Tabelle 10-12, Abbildung 17,18) zeigen, dass starre Kompressionsverbände insbesondere eine Verbesserung der venösen Abpumpleistung bewirken, die nicht immer mit einer vergleichbar guten Verbesserung des venösen Refluxes einhergehen muss. Dies wird am Beispiel von Rosidal sys® deutlich. Die Abpumpleistung dieses gepolsterten starren Verbandes ist besonders gut (Maximalwert 1,05868 in der Spalte Abpumpleistung), wobei der Druckeinfluss gering ist (-0,06985 in der Spalte Druckeinfluss), hingegen ist die venöse Auffüllung (-0,88575) ungünstig (Abbildung 16,17). Hinsichtlich beider hämodynamischer Zielparameter zeigte Porelast® nach dem Zinkleimverband die beste Leistung (Alle Werte sind positiv wie sonst nur noch beim Zinkleimverband).

5 Diskussion

Die Kompressionstherapie vermag bereits durch geringgradige Veneneinengung wie z.Bsp durch einen Kompressionsstrumpf eine venöse Fließgeschwindigkeitserhöhung und somit eine Vergrößerung des abgepumpten Blutvolumens erreichen. Patienten mit Varikosis profitieren hiervon am stärksten. Die Kompressionstherapie gilt als eines der wirkungsvollsten und anerkannten Therapieverfahren der Chronischen Venösen Insuffizienz. Kurzzugverbände mit Anpressdrücken von ca. 50mm Hg am distalen Unterschenkel reduzieren Folgeerscheinungen, z.Bsp das Ulkus cruris venosum, die aus der ambulatorischen venösen Hypertonie im venösen System resultieren.

Ziel dieser Studie war die Bewertung der hämodynamischen Wirkung von acht unterschiedlichen Kompressionsmaterialien. Es wurden verschiedene Materialtypen und deren verschiedene Kompressionssysteme untersucht. Der Oberschenkelkompressionsstrumpf Venotrain micro® der KKL II, das kohäsive Mehrlagenlangzugsystem Proguide®, die mehrlagigen Kurzzugverbandsysteme Rosidal sys® und Profore®, der kurzzugige Klebeverband Porelast® sowie der Klebeverband Rosidal haft®. Durelast® war mit 45 % der kurzugigste Kompressionsverband. Der Zinkleimverband Varicex® S diente als Vertreter der halbstarren Kompressionsverbände.

Untersuchungen bieten oft eine Vielzahl schwer identifizierbarer Einflussgrößen auf die Ergebnisse. Diese umfassen einerseits im vorliegenden Fall die Kooperationsfähigkeit der Probanden, im speziellen die adäquate Ausführung der Dorsalflexionen des Fußes während des Aufzeichnens der Messdaten. Andererseits sind auch die Prüfer sowie die versuchsvorbereitenden Personen äußeren Einflüssen unterlegen, die auf Konzentration und Arbeitsleistung Einfluss nehmen und die Rate zufälliger Fehler mitbestimmen können.

Daher wurden verschiedene Maßnahmen getroffen, um die Sicherheit der Ergebnisse zu erhöhen: Es wurde ein Proband pro Tag untersucht, welches die Compliance der Probanden erhöhte. Zwischen jedem Untersuchungsschritt wurde eine 15 minütige

Pause zur „Erholung“ des venösen Systems eingehalten, um keine Artefakte von vorausgegangenen Untersuchungen im neuen Messzyklus zu ermitteln.

Die Lokalisation des Drucksensors und der Strain Gauge Messinstrumentes erfolgte am jeweils selben Messort. Die Messinstrumentenlage wurde beim erstmaligen Anlegen des Drucksensors mit einem Hautmarker in B1 Lage und auf dem Verband über dem Fußrücken mit gleicher Distanz zum Großzehen markiert. Diese Lage wurde bei jedem Verbandswechsel kontrolliert und nachjustiert. Allerdings sind Reibungen zwischen Verband und Strain Gauge Meßsystem nicht zu vermeiden, so dass hier eine geringe Fehlerquelle vorliegt. Die in der Studie verwendeten Kompressionsmaterialien entstammen der gleichen Charge, dadurch wurden auch Herstellerunterschiede weitestgehend vermieden.

Die Verbandsanlage erfolgte über die gesamte Studiendauer bei jedem Probanden von der gleichen Person, um mögliche Fehlerquellen wie z.Bsp unterschiedliche Verbandanlagetechniken und interindividuelle Anpressdruckunterschiede beim Anlegen des Kompressionsverbandes zu minimieren. Die Kalibrierung der Messinstrumente wurde vor jedem Untersuchungszyklus von nur einer und immer derselben Person durchgeführt, ebenso die Datenaufzeichnung und anschließende Auswertung der Messparameter. Die Messdaten und deren Endpunktbestimmung zur Erfassung der venösen Wiederauffüllzeiten und der venösen Abpumpleistung wurden nochmals von einer zweiten Person überprüft und ausgewertet.

Beurteilt man die acht untersuchten Kompressionsverbände nach Materialeigenschaften, so erreicht der Zinkleimverband Varicex®, wie aus der gängigen Fachliteratur bekannt (Partsch 2005), den höchsten und der Kompressionsstrumpf den niedrigsten Steifheitsindex. Rosidal Haft®, Porelast® und Proguide® liegen im Mittelfeld, drei kurzzugige Materialien (Rosidal sys®, Durelast®, Profore®) weisen einen niedrigeren statischen Steifheitsindex auf als das langzugige Kompressionssystem Proguide®. Eventuell spielen die kohäsiven und klebenden Materialeigenschaften eine wesentliche Rolle für diese Ergebnisse, da hierdurch ein halbstarrer Verband imitiert wird.

Bewerten wir weitere Materialeigenschaften wie z.Bsp den Ruhedruck, so weisen Venotrain und der Zinkleimverband sowohl im Liegen als auch im Sitzen den niedrigsten Ruhedruck auf, welches auf den Tragekomfort und die Compliance des Patienten einen positiven Einfluss hat. Außer Porelast® und Durelast® liegen alle weiteren Kompressionsmaterialien bei Ruhedruckwerten > 40mmHg, so dass bereits in Ruhelage (Patient ist inaktiv) eine Ödemreduktion (Abbildung 21) der unteren Extremität erreicht wird und eine mögliche Indikation im Sinne stärker wirksamer Unterschenkelödempotektiva bei immobilen und dauerhaft sitzenden Patienten oder Patienten mit einer Sprunggelenksbeweglichkeitseinschränkung gesehen werden kann. Den höchsten Ruhedruck erbringt Rosidal haft®. Das Kurzzugmehrlagensystem erreichte einen Ruhedruck der um das 2,5 fache höher lag als der des Kompressionsstrumpfs Venotrain micro® oder des Zinkleimverbandes Varicex® S. Bei solch hohen Ausgangsdruckwerten, blieben sie über mehrere Stunden und Tage konstant, ist die Indikationsstellung jedoch streng zu prüfen, da aus oft mit zunehmendem Lebensalter einhergehenden Komorbiditäten wie Mikro-, und Makroangiopathien eine Verminderung der arteriellen Perfusion resultieren könnte. Allerdings wurde in mehrfachen Studien nachgewiesen, dass es zu erheblichen Druckabfällen nach Anlage von Kurzzugverbänden um 25% bereits nach 30-60 Minuten kommt (Parsch 2005). Die Schlussfolgerung, dass Kurzzugverbände täglich erneuert angelegt werden sollten, zeigten u.a. Danielsen et al auf, welche nachwiesen, dass im Gegensatz zu langzugigen Materialien ein statistisch signifikanter Druckunterschied des Kurzzugverbandes nach bereits 2 Stunden (Ausgangsdruckwert 37,8mmHg, nach 120min: 31,3mmHg, nach 24h: 26,8mmHg) eintritt. Langzugmaterialien können jedoch bis zu einer Woche den Druck annähernd konstant halten (Danielsen et al 1998). Jedoch soll die Kompressionswirkung der Materialien bei aktiven Patienten nicht alleinig über den Ruhedruck sondern über Ihren Arbeitsdruck, der die physiologische Muskelpumpe wirkungsvoll unterstützen soll (Hirai 1998), erfolgen.

In unseren Untersuchungen zeigt sich, dass der höchste Arbeitsdruck (Druck bei Muskelkontraktion im Stehen) von den Klebeverbänden Rosidal haft® (kohäsiv Mehrlagenkurzzugverband 60%) Proguide® (Langzugverband) und Porelast® (Mehrlagenkurzzugkompressions-Klebeverband 80%) erreicht wurde.

Diese üben einerseits annähernd einen artifiziellen Klappenmechanismus mit Anpressdruckwerten >62 mm Hg und andererseits eine zusätzliche Kompressionswirkung auf tiefere Strukturen (Rabe 2003 viavital), wie z.Bsp. bei postthrombotischen Syndrom wünschenswert, aus. Die Mehrlagenverbände, der Ultrakurzzug- und der halbstarre Verband Varicex® S bilden das Mittelfeld. Venotrain micro® jedoch erreicht den geringsten Arbeitsdruck und wirkt somit nur auf komprimierende Strukturen der Subkutis.

Der halbstarre Verband Varicex® S und der Klebeverband Porelast® eignen sich aufgrund des Ruhedruckausgangswertes und des erreichten hohen Arbeitsdruckes als bestes Kompressionsmaterial bei Aktivierung der Wadenmuskelpumpe. Dieses Ergebnis spiegelt sich auch im Erreichen der hohen Druckamplituden von Zinkleim und Porelast® wieder und sie erreichen somit einen guten Massageeffekt. Der Kompressionsstrumpf Venotrain micro® erzielt auch hier die geringste Druckamplitude.

Betrachtet man die hämodynamischen Funktionswerte zeigen alle Untersuchungsmaterialien eine sofortige Verbesserung der Hämodynamik auf. Bei den Verbesserungsfaktoren für die venöse Wiederauffüllzeit verdoppelt der Klebeverband Porelast® die venöse Wiederauffüllzeit (t_0). Der Zinkleimverband, und der Kompressionsstrumpf als auch Rosidal haft® verlängern sie um das ca 1,5 fache des Ausgangswertes. Auch die Verbesserungsfaktoren der venösen Abpumpleistung unter den acht Kompressionsmaterialien zeigen, dass auch hier ein sofortiger positiver Effekt unter Kompression eintritt. Der kurzzugige Klebeverband Porelast® erzielt den größten Verbesserungsfaktor. Die geringste venöse Abpumpleistung wurde von der kohäsiven Kurzzugbinde Rosidal haft® erreicht. Dieses Ergebnis lässt sich eventuell durch den bereits bei Verbandsanlage bestehenden hohen Anpressdruck erklären.

Alleinig durch diesen Ausgangswert wird bereits eine ausgeprägte Komprimierung und ein passiver Drainierungseffekt des epifaszialen Venensystems mit Blutvolumenminderung durch teilweise dauerhafte Lumeneinengung dieser venösen Gefäßabschnitte erreicht. Niedrigere messbare Abpumpvolumina sind somit wahrscheinlich Folge dieses Mechanismus.

Da die Leistung von Kompressionsmaterialien nicht alleinig durch ihre Materialeigenschaften erbracht werden kann, sondern im Zusammenhang mit den hieraus entstehenden Verbesserungen der Hämodynamik gewürdigt werden sollte, wurde mittels Effizienzbewertung ein Zusammenhang zwischen statischen Druckparametern und den sich dazu zeitgleich und folglich ergebenden Hämodynamikparameter der Kompressionsmaterialien hergestellt. Die Effizienz für die Verbesserung der venösen Abpumpleistung zeigt auf, dass bei Rosidal haft® und Profore®, bei gut erzielten statischen Druckparametern, diese nur einen geringen Einfluss auf die Verbesserung der venösen Abpumpleistung aufzeigen. Der langzugige Mehrlagenverband Proguide® erreicht bei annähernd gleichen Druckparametern wie Profore® eine deutlich bessere Ausnutzung im Bezug auf die venöse Abpumpleistung. Trotz geringerer statischer Druckwerte weist Durelast® eine gute venöse Abpumpleistung auf. Eventuell spielt hier die Kurzugigkeit des Materials (45%) eine wesentliche Rolle. Porelast®, der Zinkleimverband Varicex® S und das mehrschichtige Kurzzugkompressionssystem Rosidal sys® überzeugen mit dem im Verhältnis zum erbrachten Druckaufwand und der somit erreichten sehr guten venösen Abpumpleistung.

Ähnlich verhält sich das Zusammenspiel zwischen Druckaufwand und venöser Wiederauffüllzeit. Der Zinkleimverband Varicex® S und der Klebeverband Porelast® weisen auch hier das beste Verhältnis zwischen hohen Druckwerten und Verlängerung der venösen Wiederauffüllung auf. Ein geringerer Einfluss des Druckaufwandes im Bezug auf die venöse Wiederauffüllzeit besteht bei Profore®, Proguide®, Rosidal Haft® und Rosidal sys®. Durelast® hingegen erreicht hier nur eine mäßige Verbesserung, trotz guter venöser Abpumpleistung.

Eine Sonderstellung nimmt an dieser Stelle der Kompressionsstrumpf ein. Obwohl der Verbesserungsfaktor von 1,54 hinter den Kurzzugverbänden bei der venösen Auffüllzeit liegt, erreicht er unter Einbeziehung der dafür aufgebrauchten Druckwerte, im Verhältnis (Effizienz) die beste Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit. Das Zusammenwirken zwischen Druckaufwand und resultierender Hämodynamikverbesserung ist hier folglich am günstigsten. Dieses kann durch die zusätzliche Oberschenkelkompression des Kompressionsstrumpfes erklärt werden. Diesbezüglich im Rahmen dieser Studie durchgeführte duplexsonographische Untersuchungen stützen diese Annahme, da die von Kompressionsstrumpf Venotrain micro® ausgeübte Oberschenkelkompressionswirkung von ca. 11mmHg im gesamten Oberschenkelverlauf bereits zu einer Lumeneinengung der hier untersuchten V.saphena magna Anteile führt. Aus physikalischer Sicht strömt das venöse Blut in diesen Gefäßabschnitten folglich schneller und es kommt somit auch zur Umverteilung des epifaszialen Blutpools in das tiefe Venensystem. Besteht nun eine geringere Drucksäulenfläche auf einer Venenklappe kann diese eventuell teilweise Ihre Funktion wieder aufnehmen und somit insgesamt betrachtet sekundäre Klappeninsuffizienzen ausgleichen und venöse Refluxes minimieren.

Nach Patsch (Patsch et al 2/2006) werden venöse Refluxes durch eine Unterschenkelkompression reduziert. Unter gleichem Anpressdruck angelegt, sind unelastische Kurzzugverbände wirkungsvoller als Langzugverbände und Kompressionsstrümpfe. Mehrlagenverbände erreichen annähernd die Wirkung von Kurzzugverbänden, obwohl einzelne Materiallagen Langzugeigenschaften aufweisen. In unseren Untersuchungen wurden bezüglich der Hämodynamikverbesserung unterschiedliche Wirkweisen von Kompressionsmaterialien erkannt. Die kurzzugigen Materialien erzielten vorrangig einen positiven Drainageeffekt, die langzugigen Materialien (Venotrain micro®) vor allem die Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit. Venöse Refluxes der Tiefe können am Oberschenkel mit Anpressdrücken zwischen 40 mm Hg und 60 mm Hg verringert werden. Kompressionsstrümpfe sind aufgrund Ihrer Anpressdrucke von ca. 15 mm Hg am Oberschenkel hierfür jedoch ungeeignet und üben eine oberflächliche Wirkung aus (Patsch et al 2002).

Abbildung 20: Venöser Druck im Vergleich bei einem Patienten mit CVI, mit und ohne Kompressionsverbänden (Patsch 2006)

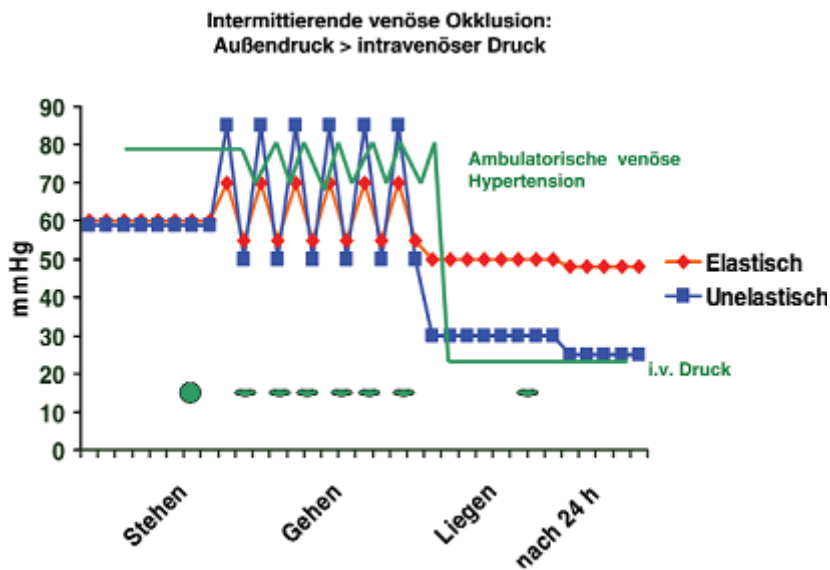


Abbildung 20 zeigt schematisch dargestellt die Druckverhältnisse der Unterschenkelvenen und zeitgleich die Druckwerte, die unter Unterschenkelkompression bestimmt wurden (Patsch 2006). Zu erkennen ist, dass die Druckspitzen unter dem Kurzzugverband während der Muskelsystole höher als der intravasale venöse Druck sind, so dass die Vene bei jedem Schritt intermittierend okkludiert wird (Venendurchmesser schematisch als Punkt oder Oval dargestellt). Diese Annahme wurde unter duplexsonographischer Kontrolle bestätigt. Unelastische Materialien erreichen dieses nicht. Patsch beschreibt diesen Mechanismus als „artifiziellen Klappenmechanismus“ welcher venöse Refluxes während des Gehens bei Klappeninsuffizienzen reduzieren kann (Patsch 2006).

Ein weiterer Vorteil des Kurzzugverbandes ist, dass im Liegen der Ruhedruck des Verbandes von ca. 60 mm Hg im Stehen auf ca. 30 mm Hg abfällt und einen positiven Effekt auf den Tragekomfort ausübt. Ein elastischer Verband müsste demnach mit bereits hohem Ruhedruck angelegt werden, der wahrscheinlich nur kurzfristig toleriert werden könnte.

Abbildung 21: Vergleichende Druckwerte physiologisch und durch Kompressionsmaterialien (Partsch 2006)

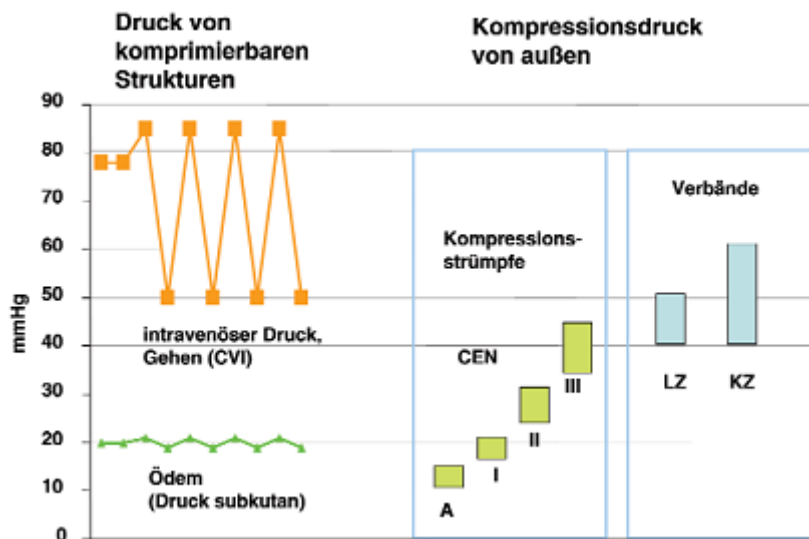


Abbildung 21 stellt die komprimierbaren Strukturen der Subkutis bei einem Patienten mit Ödem als auch die endovasalen venösen Drucke eines Patienten mit mittelgradiger ambulatorischer venöser Insuffizienz während des Gehens dar. Vergleichend hierzu der von unterschiedlichen Kompressionsmaterialien erreichbare Anpressdruck. Zu erkennen ist, dass Druckwerte bis 40mmHg ein Ödem komprimieren und folglich reduzieren können. Ein direkter positiver Einfluss auf die venösen Druckwerte ist hiernach nur mit Druckwerten größer als 40 mm Hg erreichbar, wie z.Bsp durch Kompressionsstrümpfe der KKL III, lang- und kurzzugige Materialien. Gleichfalls von Bedeutung ist die von einem Kompressionsmaterial erzielte Höhe der Druckamplitude während der Muskelsystole und – diastole, welche als „Massageeffekt“ beschrieben wird (Partsch 2006). Als messbare Größe dient hier der statische Steifheitsindex welcher den Druckunterschied zwischen Ruhedruck im Liegen und Ruhedruck im Stehen beschreibt. Eine abschließende Bewertung verschiedener Kompressionsmaterialien bezüglich Ihrer hämodynamischen Wirkung lässt sich rückblickend auf die hier erhobenen Daten wie folgt zusammenfassen. Nicht nur statische Druckparameter sondern auch die hieraus resultierenden hämodynamischen Einflüsse sind im Gesamten zu bewerten. Ein Kompressionsmaterial sollte einen hohen Tragekomfort ohne Verrutschen des Verbandes aufweisen, wirksam sein, einfach in der Anwendung und möglichst

konstante Materialeigenschaften über einen längeren Tragezeitraum aufweisen. Die zusammenfassenden Ergebnisse der Faktorenanalyse zeigen, dass starre Kompressionsverbände insbesondere eine Verbesserung der venösen Abpumpleistung bewirken, die nicht immer mit einer vergleichbar guten Verbesserung des venösen Refluxes einhergehen muss. Dies wird am Beispiel von Rosidal sys® deutlich. Die Abpumpleistung dieses gepolsterten starren Verbandes ist besonders gut, wobei der Druckeinfluss gering ist, hingegen ist die Wirkung auf die venöse Auffüllung eher schwach. Der Grund könnte die relativ dicke Polsterung mit Rosidal Soft® sein. Somit erfüllt er die Ansprüche eines Kompressionsverbandes als sinnvolles Ödemprotektivum und wirksame Therapiemaßnahme bei chronisch venöser Insuffizienz. Jedoch muss er, wie andere Mehrlagenkurzzugsysteme täglich und fachkundig erneuert werden. Sie können sowohl bei inaktiven als auch bei aktiven Patienten Anwendung finden. Ein eventuelles Verrutschen des Verbandes kann einen weiteren Kritikpunkt darstellen. Das hier verwandte kurzzugigste Material Durelast® erreicht bis auf ein sehr gutes Verhältnis zwischen Druckaufwand und resultierender Abpumpleistung keine Vorrangstellung in der Anwendung bei Varikosispatienten.

Der Oberschenkelkompressionsstrumpf Venotrain micro® der Kompressionsklasse II erreicht hinsichtlich der erbrachten statischen Druckparameter die der Unterschenkelkompressionsverbände nicht, kann allerdings hinsichtlich der erzielten Hämodynamikparameter überzeugen, welches unter anderem auch durch seine Kompressionswirkung am Oberschenkel erklärt werden kann. Die Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit lässt sich besonders bei niedrigem Druckaufwand, damit ist vorrangig der niedrige Anpressdruck gemeint, durch den elastischen Oberschenkelkompressionsstrumpferreichen. Insbesondere zeigt sich diese in der Ermittlung der Effizienz des Kompressionsstrumpfmaterials in Bezug auf die venöse Wiederauffüllzeit. Diese ist beim Kompressionsstrumpf im Vergleich zu den übrigen hier getesteten Materialien deutlich verbessert. Er ist gegenüber den Unterschenkelkompressionsverbänden in diesem Aspekt im Vorteil und eignet sich somit für Patienten mit Varikosis und mittelgradigen Unterschenkelödemen als Protektivum. Hinsichtlich des Zeitaufwandes beim Anziehen und Komfort aufgrund des niedrigen Ruhedrucks und der Feinheit seines Materials erweist er sich anderen Verbandssystemen gegenüber im Vorteil. Jedoch kann eine Druckwirkung auf tiefer

liegende Strukturen, wie bei der Behandlung des postthrombotischen Syndroms gewünscht, nicht erreicht werden.

Zudem sind Sie im Hinblick der Anwendung bei Patienten mit einem floriden Ulcus cruris venosum aus hygienischen Gründen und durch mögliches Verrutschen von Wundauflagen beim Anziehen eher unpraktisch.

Das Mehrlagensysteme Proguide® (Langzugsystem) und Profore® (Kurzzugsystem) erfüllten die an sie gestellten Erwartungen hinsichtlich Hämodynamikverbesserung, sind aber mit der sehr guten Wirkung bezüglich der venösen Wiederauffüllzeit und venösen Abpumpleistung von z.Bsp Porelast® nicht vergleichbar. Der Zinkleimverband Varicex® S erweist sich zusammen mit Porelast® als der Kompressionsverband, welcher den besten Benefit aus Druckparametern und der hieraus erbrachten Hämodynamikverbesserung leistet. Allerdings ist der Zinkleimverband zeitaufwendig anzulegen, benötigt diesbezüglich geschultes Personal und wird nicht von allen Patienten toleriert. Für immobile Patienten scheint er aufgrund seiner Beschaffenheit eher ungeeignet. Hinsichtlich beider hämodynamischer Zielparameter zeigte Porelast® nach dem Zinkleimverband die beste Leistung. Porelast® ist aufgrund seiner Klebeverbandstechnik verrutschstabil, weist einen niedrigen Ruhedruck auf und ist somit insbesondere für mobile Patienten gut geeignet. Ein weiterer positiver Aspekt ist der somit nicht täglich notwendigen Verbandswechsel. Da unsere erhobenen Daten nur die Werte nach direkter Verbandsanlage dokumentieren, wäre als Ausblick über deren Stabilität der statischen Druckwerte und ihr Einfluss auf die venöse Hämodynamik über eine längere Tragezeit mit Kontrolle aller Parameter über mehr als 24 Stunden notwendig. Die Kompressionstherapie mit ihren mannigfaltigen Verbandsmaterialien und Produkten wird weitere Neuerungen erfahren und als konservative Therapie der Varikosis Bestand haben. Eventuell ergeben sich neue Maßstäbe und Innovationen an deren Materialeigenschaften. Im Hinblick auf unsere Materialien sind vor allem rutschstabile Klebeverbände hinsichtlich der Hämodynamikverbesserung im Vorteil und decken ein breites Indikationsspektrum für Ihre Anwendung im Bereich phlebologischer Krankheitsbilder ab.

6 Zusammenfassung

Ziel: Kompressionsmaterialien werden durch ihre Materialeigenschaften (u.a. Anpressdruck, Steifheit, Mehrlagensystem, Eigenschaften wie kohäsiv oder adhäsiv zu sein) beeinflusst. Sie beeinflussen die Hämodynamik der Beinvenen. Ziel dieser experimentellen Studie war es, die hämodynamische Wirkung (Beurteilung der Verbesserung des venösen Refluxes und der venösen Abpumpleistung) von acht verschiedenen Kompressionsmaterialien am Bein von Patienten mit chronischer venöser Insuffizienz zu bestimmen.

Methoden: 8 unterschiedliche Kompressionsmaterialien (Venotrain micro® Kompressionsstrumpf KKLII, Rosidal haft®, Porelast®, Rosidal sys®, Durelast®, Proguide®, Profore®, Varicex® S Zinkleimverband) wurden an 16 Probanden getestet. Die venösen Funktionsmessungen erfolgten mittels dynamischer Photoplethysmographie (Strain gauge System, Gutmann, Germany) zur Bestimmung der venösen Wiederauffüllzeit sowie Anpressdruckmessungen (ELCAT) am distalen medialen Unterschenkel (B1 Maß). Ausgewertet wurden 8 Merkmalskriterien zur Evaluierung der Materialien: Arbeitsdruckquotient, statistische Steifheit, Verbesserungsfaktoren von Abpumpleistung (V_0), venöse Wiederauffüllzeit (t_0) sowie die Effizienz des Druckaufwandes auf Abpumpleistung und der Wiederauffüllzeit. Die Effizienz ist dabei der Quotient aus hämodynamischer Verbesserung (Zuwachs an Abpumpleistung, Zuwachs an Wiederauffüllzeit unter Kompression) und dem Druckaufwand gemessen durch die Euklidische Norm des Druckvektors, der den Druckaufwand beschreibt. Der Druckvektor hat die 5 Komponenten Ruhedruck im Liegen, Sitzen und Stehen sowie minimaler und maximaler Arbeitsdruck unter zehn standardisierten Dorsalextensionen der Füße. Für jedes der 8 Kriterien wurde die mittlere Rangzahl jedes Kompressionsproduktes ermittelt und zusammenfassend durch eine Faktorenanalyse der Merkmale auf 2 Faktoren (1. venöse Wiederauffüllzeit; 2. Aufwand, damit ist der Anpressdruck und das abgepumpte Blutvolumen gemeint) bewertet.

In die Studie wurden 16 Patienten (3 Männer, 13 Frauen) im Alter von 24 bis 66 Jahren (MW 48, SD12) einbezogen. 9 Patienten litten an CEAP Stadium C3, 7 an CEAP Stadium C4.

Ergebnisse: In der Gruppe der Kompressionsverbände erreichte der Zinkleimverband vor Porelast® die größte Verbesserung des venösen Refluxes im Verhältnis zu Anpressdruck und Abpumpleistung. Der Kompressionsstrumpf erzielte mit im Vergleich zum Zinkleimverband geringerem Aufwand an Druck und Abpumpleistung eine stärkere Verbesserung des venösen Refluxes.

Diskussion: Die Ergebnisse zeigen, dass starre Kompressionsverbände insbesondere eine Verbesserung der venösen Abpumpleistung bewirken, die nicht immer mit einer vergleichbar guten Verbesserung des venösen Refluxes einhergehen. Am Beispiel von Rosidal sys® wird deutlich, dass die Effizienz der Abpumpleistung des gepolsterten starren Verbandes besonders gut ist, d.h. bei niedrigem Anpressdruck werden hohe Arbeitsdrucke und dabei eine gute Abpumpleistung erzielt. Ein venöse Wiederauffüllung lässt sich demgegenüber bei besonders niedrigem Aufwand, damit ist insbesondere ein niedriger Anpressdruck gemeint, durch den elastischen Oberschenkelkompressionsstrumpf ausschalten.

7 Anhang

7.1 Prüfung auf Signifikanz

Tabelle 13: Unterschiede der Materialreihung nach Arbeitsdruckquotienten

	Venotrain micro	Proguide	Rosidal sys	Profore	Rosidal haft	Porelast	Durelast	Varicex S
Venotrain micro	-	-	-	-	-	-	-	-
Proguide	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal sys	-	-	-	-	-	-	-	-
Profore	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal haft	-	-	-	-	-	-	-	-
Porelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Durelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Varicex S	-	-	-	-	-	-	-	-

- $p > 0,05$

+ $p \leq 0,05$

Tabelle 14: Materialreihung nach dem statistischen Steifheitsindex

	Venotrain micro	Proguide	Rosidal sys	Profore	Rosidal haft	Porelast	Durelast	Varicex S
Venotrain micro	-	-	-	-	-	-	-	+
Proguide	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal sys	-	-	-	-	-	-	-	-
Profore	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal haft	-	-	-	-	-	-	-	-
Porelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Durelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Varicex S	+	-	-	-	-	-	-	-

- $p > 0,05$

+ $p \leq 0,05$

Tabelle 15: Unterschiede der Materialreihung nach dem Verbesserungsfaktor der Abpumpleistung V0

	Venotrain micro	Proguide	Rosidal sys	Profore	Rosidal haft	Porelast	Durelast	Varicex S
Venotrain micro	-	-	-	-	-	+	-	-
Proguide	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal sys	-	-	-	-	+	-	-	-
Profore	-	-	-	-	-	+	-	-
Rosidal haft	-	-	+	-	-	+	-	-
Porelast	+	-	-	+	+	-	-	-
Durelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Varicex S	-	-	-	-	-	-	-	-

- $p > 0,05$

+ $p \leq 0,05$

Tabelle 16: Unterschiede Materialreihung nach dem Verbesserungsfaktor der venösen Wiederauffüllzeit

	Venotrain micro	Proguide	Rosidal sys	Profore	Rosidal haft	Porelast	Durelast	Varicex S
Venotrain micro	-	-	-	-	-	-	-	-
Proguide	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal sys	-	-	-	-	-	-	-	-
Profore	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal haft	-	-	-	-	-	-	-	-
Porelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Durelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Varicex S	-	-	-	-	-	-	-	-

- $p > 0,05$

+ $p \leq 0,05$

Tabelle 17: Unterschiede der Materialreihung nach der Effizienz der Kompression für die venöse Abpumpleistung

	Venotrain micro	Proguide	Rosidal sys	Profore	Rosidal haft	Porelast	Durelast	Varicex S
Venotrain micro	-	-	-	-	-	-	-	-
Proguide	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal sys	-	-	-	-	-	-	-	-
Profore	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal haft	-	-	-	-	-	-	-	-
Porelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Durelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Varicex S	-	-	-	-	-	-	-	-

- $p > 0,05$

+ $p \leq 0,05$

Tabelle 18: Materialreihung nach der Effizienz der Kompression der venösen Wiederauffüllzeit

	Venotrain micro	Proguide	Rosidal sys	Profore	Rosidal haft	Porelast	Durelast	Varicex S
Venotrain micro	-	-	-	+	+	-	-	-
Proguide	-	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal sys	-	-	-	-	-	-	-	-
Profore	+	-	-	-	-	-	-	-
Rosidal haft	+	-	-	-	-	-	-	-
Porelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Durelast	-	-	-	-	-	-	-	-
Varicex S	-	-	-	-	-	-	-	-

- $p > 0,05$

+ $p \leq 0,05$

7.2 Abbildungsverzeichnis

ABBILDUNG 1: EINTEILUNG DER KLINISCHEN AUSPRÄGUNG EINER VARIKOSE NACH DER CEAP-REVISION (EKLÖF ET AL 2005).....	19
ABBILDUNG 2: ELCAT-DRUCKMESSKISSEN.....	21
ABBILDUNG 3: MESSUNG DER VENÖSEN WIEDERAUFFÜLLZEIT AM VORFUß UNTER KOMPRESSION.....	22
ABBILDUNG 4 : DRUCKMESSKURVE:	23
ABBILDUNG 5: KALIBRIERUNG ANPRESSDRUCK	24
ABBILDUNG 6: AUSWERTUNG DER DORSALEXTENSIONEN IM SITZEN	24
ABBILDUNG 7: OBEN WIRD DER RUHEDRUCK IM LIEGEN (RDL) UND UNTEN DER MITTLERE DRUCK BEIM AKTIVEN STEHEN (DAS) GEMESSEN	25
ABBILDUNG 8: AUSWERTUNG DER KURVE DES GUTMANN-GERÄTES. ES WERDEN 3 AUSWERTUNGSPUNKTE GESETZT: AUSGANGSNIVEAU, TIEFSTER PUNKT UND DER KONSTANZPUNKT (KURVE STEIGT NICHT WEITER AN).	27
ABBILDUNG 9: MATERIALREIHUNG NACH ARBEITSDRUCKQUOTIENTEN.....	40
ABBILDUNG 10: VERTEILUNG DER DRUCKAMPLITUDEN.....	41
ABBILDUNG 11: MATERIALREIHUNG NACH DEM STATISTISCHEN STEIFHEITSINDEX	42
ABBILDUNG 12: MATERIALREIHUNG NACH DEM VERBESSERUNGSFAKTOR DER ABPUMPLEISTUNG V0	44
ABBILDUNG 13: MATERIALREIHUNG NACH DEM VERBESSERUNGSFAKTOR DER VENÖSEN WIEDERAUFFÜLLZEIT (T0).....	45
ABBILDUNG 14: MATERIALREIHUNG NACH DER EFFIZIENZ DER KOMPRESSION FÜR DIE VENÖSE ABPUMPLEISTUNG V0.....	47
ABBILDUNG 15: MATERIALREIHUNG NACH DER EFFIZIENZ DER KOMPRESSION FÜR T0.	48
ABBILDUNG 16: EINFLUSS DES ANPRESSDRUCK AUF DIE VENÖSE AUFFÜLLZEIT	51
ABBILDUNG 17: EINFLUSS DES DRUCKES AUF DIE VENÖSE ABPUMPLEISTUNG	52
ABBILDUNG 18: VERGLEICH DES DURCHMESSER DER VSM MIT UND OHNE KOMPRESSIONSSTRUMPF	53
ABBILDUNG 19: DURCHMESSER SEITENAST DER VSM MIT UND OHNE KOMPRESSIONSSTRUMPF	53
ABBILDUNG 20: VENÖSER DRUCK IM VERGLEICH BEI EINEM PATIENTEN MIT CVI, MIT UND OHNE KOMPRESSIONSVERBÄNDEN (PATSCH 2006).....	63
ABBILDUNG 21: VERGLEICHENDE DRUCKWERTE PHYSIOLOGISCH UND DURCH KOMPRESSIONSMATERIALIEN (PARTSCH 2006)	64

7.3 Tabellenverzeichnis

TABELLE 1: STADIENEINTEILUNG DER STAMMVARIKOSE (REFLUXSTRECKE DER STAMMVENEN) MODIFIZIERT NACH HACH.....	20
TABELLE 2: DEMOGRAPHIE.....	36
TABELLE 3: MEDIAN, QUARTILE (UNTERES .Q., OBERES Q), MEDIAN (M), MITTELWERT(MW) UND STANDARDABWEICHUNG DES ANPRESSDRUCKS IN MMHG.....	37
TABELLE 4: ARBEITSDRÜCKE IN MMHG: MEDIAN, QUARTILE (UNTERES .Q., OBERES Q), MEDIAN (M), MITTELWERT(MW) UND STANDARDABWEICHUNG (STD).....	38
TABELLE 5: STATISCHER STEIFHEITSINDEX: MEDIAN, QUARTILE (UNTERES .Q., OBERES Q), MEDIAN (M), MITTELWERT(MW) UND STANDARDABWEICHUNG (STD).....	38
TABELLE 6: ARBEITSDRUCKQUOTIEN: MEDIAN, QUARTILE (UNTERES .Q., OBERES Q), MEDIAN (M), MITTELWERT(MW) UND STANDARDABWEICHUNG (STD).....	39
TABELLE 7: DRUCKAMPLITUDE UND ARBEITSDRUCKQUOTIENT.....	39
TABELLE 8: VERBESSERUNGSFAKTOREN DER VENÖSEN ABPUMPLEISTUNG (V0) UND DER VENÖSEN WIEDERAUFFÜLLZEIT (T0).....	43
TABELLE 9: EFFIZIENZ DER KOMPRESSION FÜR ΔV_0 UND Δt_0 NACH MATERIALIEN.....	46
TABELLE 10: ZUSAMMENFASSENDE BEWERTUNG MITTELS ERZIELTER MITTLERER RANGZAHLEN.....	49
TABELLE 11: ROTIERTE KOMONENTENMATRIX (EXTRAKTIONSMETHODE: HAUPTKOMONENTENANALYSE, ROTATIONSMETHODE: VARIMAX MIT KAISER-NORMALISIERUNG).....	49
TABELLE 12: FAKTORWERTE (DIE KOORDINATEN DER MATERIALIEN NACH DER FAKTORENANALYSE).....	50
TABELLE 13: UNTERSCHIEDE DER MATERIALREIHUNG NACH ARBEITSDRUCKQUOTIENTEN.....	69
TABELLE 14: MATERIALREIHUNG NACH DEM STATISTISCHEN STEIFHEITSINDEX.....	69
TABELLE 15: UNTERSCHIEDE DER MATERIALREIHUNG NACH DEM VERBESSERUNGSFAKTOR DER ABPUMPLEISTUNG V0.....	70
TABELLE 16: UNTERSCHIEDE MATERIALREIHUNG NACH DEM VERBESSERUNGSFAKTOR DER VENÖSEN WIEDERAUFFÜLLZEIT.....	70
TABELLE 17: UNTERSCHIEDE DER MATERIALREIHUNG NACH DER EFFIZIENZ DER KOMPRESSION FÜR DIE VENÖSE ABPUMPLEISTUNG.....	71
TABELLE 18: MATERIALREIHUNG NACH DER EFFIZIENZ DER KOMPRESSION DER VENÖSEN WIEDERAUFFÜLLZEIT.....	71

8 Literaturverzeichnis

Arnoldi C.C. (1965) Venous pressure in the leg of healthy human subjects at rest and during muscular exercise in the nearly erect position *Acta Chir. Scand.* 130: 570-583

Arnoldi CC (1969) La pompe veineuse du mollet, structure, fonction normale, conséquences du dysfonctionnement. *Phlébologie* 22: 231-247

Abu-Own A, Shami SK, Chittenden SJ, Farrah J, Scurr JH (1994) Coleridge Smith PH. Microangiopathy of the skin and the effect of leg compression in patients with chronic venous insufficiency. *J Vasc Surg* 1994; 19: 1074-1083

Beebe HG, Bergen JJ, Bergqvist D et al. (1996) Classification and grading of chronic venous disease in the lower limbs: a consensus statement. *Vasc Surg* 30: 5-11

Beecher H.K., Field M.E., Krogh A. (1936) The effect of walking on the venous pressure at the ankle *Scand.Arch.Physiol.* 73: 133-141

Blazek V, Schultz-Ehrenburg U, (1997) Ein neues pneumatisch-elektronisches Messverfahren zur Bestimmung des Anpressdrucks medizinischer Kompressionsstrümpfe. *Phlebologie* 26: 142-149

Bollinger A, Fagrell B (1991) *Clinical capillaroscopy* Hofgrete & Huber, Göttingen Bern: 93-107

Burnand KG, Whimster I, Naidoo A, Browse NL (1982) Pericapillary Fibrin in the ulcer-bearing skin of the leg: The cause of lipodermatosclerosis and venous ulceration. *British medical J Clinical research* 285 (6348):1071-1072

Cullum N, Nelson EA, Fletcher AW, Sheldon TA (2002)

Compression for venous leg ulcers (Cochrane Review). In: The Cochrane Library, Issue 4

Danielsen L, Madsen M, Henriksen L, Sindrup J, Petersen L (1998) Subbandage pressure measurements comparing a long stretch with a short stretch compression bandage. Acta Dermat Venerol 78:201-204

Eklöf B, Rutherford B, Bergan J.J, Carpentier P.H, Kistner R.L, Meissner M.H, Moneta G.L, Myers K, Padberg F.T, Perrin M, Ruckley C.V, Coleridge Smith P, Wakefield T.W für das Ad-hoc-Komitee für Revision der CEAP-Klassifizierung des American Venous Forum (2005) Revision der CEAP-Klassifizierung für chronische Venenleiden Consensus Statement Phlebologie 34: 202-225

Fischer H (1981) Venenleiden – Eine repräsentative Untersuchung in der Bundesrepublik Deutschland (Tübinger Studie). München: Urban und Schwarzenberg

Gaehtgens P (1996) Das Kreislaufsystem Lehrbuch der Physiologie, Thieme, Stuttgart New York, 2nd Edition 173-175

Hach W (1981) Spezielle Diagnostik der primären Varikosis Gräfeling: Demeter

Haid H, Schoop W, (1965) Eine neue Methode zur Messung und Registrierung des Anpressdruckes unter Kompressionsverbänden. Med. Welt: 37: 2440-2113

Häfner H.M, Jünger M (2000) Hämodynamische Effekte von medizinischen Kompressionsstrümpfen unterschiedlichen Materials in Bezug auf den Arbeitsdruck in vivo; Orthopädie Technik11: 976-984

Häfner HM, Vollert B, Schlez A, Jünger M (2000) Kompressionsstrumpf zur Behandlung des venösen Ulcus cruris. Eine effektive Alternative zum Verband. Hautarzt 51: 925-930

Haselbach P, Vollenweider U, Montega G, Bollinger A (1986) Microangiopathy in severe chronic venous insufficiency evaluated by fluorescence video-microscopy, Phlebology1: 159-169

Hirai M (1998) Changes of interface pressure under elastic and short stretch bandages in posture and exercise Phlebology 13: 25-28

Jünger M, Hahn U, Bort S et al (1994) Bedeutung der kutanen Mikroangiopathie für die Entstehung von Stauungsdermatosen bei chronischer venöser Insuffizienz, Wien Med Wochensh 10/11: 206-210

Jünger M, Galler S, Klyszcz T, Steins A, Hahn M (1996) Improvement of cutaneous microangiopathy by compression therapy in chronic venous insufficiency. Phlebology II (Suppl I): 10-13

Jünger M, Sippel K (2003) Kompressionstherapie bei chronisch venöser Insuffizienz Hautarzt 54:1045-1052

Jünger M, Hafner HM (2003) Interface pressure under a ready made compression stocking developed for the treatment of venous ulcers over a period of six weeks. *Vasa* 32 (2): 87-90

Kistner RL, Eklof B, Masuda, EM (1996) Diagnosis of chronic venous disease of the lower extremities: the „CEAP” classification. *Mayo Clin Proc* 71: 338-45

Klyscz T, Schanz S, Janz M, Kohnen R, Rassner G, Jünger M (1996) Lebensqualität und Krankheitsbewältigung bei Patienten mit chronisch venöser Insuffizienz. Ergebnisse einer offenen Patientenbefragung im Rahmen einer laufenden Lebensqualitäts-Untersuchung. *Phlebologie* 25: 239-244

Klyscz T, Galler S, Steins A, Züder D, Rassner G, Jünger M (1997) Einfluss einer Kompressionstherapie auf die Mikrozirkulation der Haut bei Patienten mit chronischer venöser Insuffizienz. *Hautarzt* 48: 806-811

Klyscz T, Jünger M, Zuder D, Steins A, Jeggle U, Rassner G (1997) Verbesserung der kutanen Mikrozirkulation bei der chronischen Veneninsuffizienz (CVI) durch ein sportmedizinisches Bewegungsprogramm *Akt Dermatol* 23: 248-51

Kramer SA (1999) Compression wraps for venous ulcer healing: A Review *J Vasc Nurs* 17(4): 89-97

Leu AJ, Geiger M, Franzeck UK, Bollinger A (1992) One year follow up of the microangiopathy in patients with chronic venous insufficiency after sclerotherapie and compression. *Int J Microcirc Clin Exp (Suppl)* 11: 110

Mahler F (1992) Mikrozirkulationsstörungen bei der chronischen Veneninsuffizienz: Folge oder Ursache? Phlebologie 21: 59-62

Nelson EA, Bell-Syer SEM, Cullum NA (2002) Compression for preventing recurrence of venous ulcers (Cochrane Review), The Cochrane Library, Issue 4

Palfreyman SJ, Lochiel R, Michaels JA (1998) A systematic review of compression therapy for venous leg ulcers. Vascular 3: 301-313

Partsch H (1985) Zur Pathogenese des venösen Ulcus cruris Hautarzt 36:102-106

Partsch H, Rabe E, Stemmer R (1999) Kompressionstherapie der Extremitäten Editions Phlebologiques Françaises, Paris

Partsch H (2005) Die phasengerechte Kompressionsbehandlung beim Ulcus cruris venosum. Orthopädie Technik 4:

Partsch B, Mayer W, Partsch H (1992) Improvement of ambulatory venous hypertension by narrowing of the femoral vein in congenital absence of venous valves. Phlebology 7:101-104

Partsch H (2002) Compression therapy in venous leg ulcers. How does it work? Journal of Phlebology 2:129-136

Partsch H, Menzinger G, Borst Krafek B. Groiss E (2002) Does thigh compression improve venous hemodynamics in chronic venous insufficiency? J Vasc Surg 36: 948-952

Partsch H (2003) Evidence based compression therapy. *Vasa* 32: Supplement 63:1-39

Partsch H (2005) The static Stiffness Index: A simple method to Assess the Elastic Property of Compression Material in Vivo *Dermatol Surg* 31: 625-630

Partsch H (2006) Effekte der Kompressionstherapie im Bereich der Beinvenen in Abhängigkeit von Andruck und Materialeigenschaften *vasomed* 18: 46-50

Phillips TJ (2001) Current approaches to venous ulcers and compression. *Dermatol Surg* 27: 611-21

Porter JM, Moneta GL (1995) International Consensus Committee on Chronic Venous Disease: Reporting standards in venous disease: an update *J Vasc Surg* 21: 635-45

Rabe E (2003) Rabe E. Grundlagen der Phlebologie Viavital Verlag: 64-69

Rabe E, Berg D, Gerlach H, Seyceck J, Stemmer R, Wienert (1996) Leitlinien zur venösen Diagnostik mit der Licht-Reflexions-Rheographie/Photoplethysmographie. *Phlebologie* 25: 259-60

Rabe E, Pannier-Fischer F, Bromen K, Schuldt K, Stang A, Poncar Ch,

Wittenhorst M, Bock E, Weber S, Jöckel K-H (2003) Bonner Venenstudie der Deutschen Gesellschaft für Phlebologie zur Frage der Häufigkeit und Ausprägung von chronischen Venenkrankheiten in der städtischen und ländlichen Wohnbevölkerung *Phlebologie* 32: 1-14

Rabe E, Pannier-Fischer F (2003) Chronische Venenkrankheiten - eine Volkskrankheit. *Gesellschaftspolitische Kommentare* 44/2:28-36

Rabe E, Pannier F (2003) Physikalische Therapie. In: Rabe E. (Hrsg.) Grundlagen der Phlebologie. Viavital Verlag pp. 175-192

Rutherford RB, Padberg FT, Comerota AJ, Kistner RL, Meissner MH, Moneta GL (2000) Venous severity scoring: an adjunct to venous outcome assessment J Vasc Surg 31: 1307-12

Sapin G (1986) Clinical Study of white atrophy: the viewpoint of the phlebologist (French) Phlebologie 39:589-592

Staubesand J (1980) Die anatomischen Grundlagen der sog. Sprunggelenkpumpe Swiss Med 2: 48-51

Stemmer R, Marescaux J, Furderer C (1980) Die Kompressionsbehandlung der unteren Extremität speziell unter Kompressionsstrümpfen Hautarzt 31: 355-356

Thomas S (1990) Bandages and bandaging. The science behind the art. Care science and Practise 8 (2): 57-60

Van der Molen H.R., Kuiper J.P. (1962) Druckmessung bei angelegten Kompressionsverbänden. Bemerkungen über den notwendigen Dauerkompressionsdruck nach durchgeführter Entödematisierung. Autologica Phlebologica, Varitex

Vollert B, Gallert S, Klyszcz T, Hahn M, Steins A, Jünger M (1998) Die Regeneration von Blutgefäßen bei Anwendung einer Kompressionstherapie bei Patienten mit chronisch venöser Insuffizienz. Orthopädie Technik 10: 766-773

Widmer LK, Stählin HB, Nissen C, Da Silva (1978) Venen-, Arterien-Krankheiten, koronare Herzkrankheit bei Berufstätigen, Prospektiv-epidemiologische Untersuchung Baseler Studie I-III 1959-1978. Verlag Hans Huber Bern, Stuttgart, Wien

Widmer LK (1978) Venenkrankheiten. Häufigkeit und sozialmedizinische Bedeutung. Hans Huber Bern, Stuttgart, Wien

Wienert V, Altenkämper H; Berg D, Fuckner M, Jünger M, Rabe E, Stemmer R (1998)
Leitlinien zum Medizinischen Kompressionsstrumpf Phlebologie 27: 89 – 91

Wienert V, Altenkämper H, Berg D, Fuckner M, Jünger M., Rabe R, Stemmer (1998)
Leitlinien zum Phlebologischen Kompressionsverband Phlebologie 27: 92 - 93 AWMF-
Leitlinien-Register Nr. 037/005

Wienert V, Waldermann F, Zabel M, Rabe E, Jünger M (2004) Leitlinie:
Phlebologischer Kompressionsverband, Phlebologie 33: 131–4

9 Danksagung:

Ich danke Prof. Jünger für die Überlassung des Themas und die hilfreiche unterstützende Betreuung während der Anfertigung und Ausarbeitung der Arbeit.

Besonderen Dank Herrn Priv. Doz. Haase, der mir bei den statistischen Auswertungen dieser Arbeit geholfen und die wertvollen Hinweise für das Verstehen von statistischen Lösungen gab.

Herrn Dr. Abel (Lohmann & Rauscher GmbH & Co. KG) danke ich für die kostenlose Bereitstellung der Kompressionsverbände, welches selbstverständlich keinen Einfluss auf die Studienergebnisse hatte.

Frau Heitmann und Frau Hinckfoth danke ich, da sie mir mit Rat und Tat während der gesamten Messungen hilfreich zur Seite standen und mir ermöglichten die Untersuchungen mit der notwendigen Ruhe und Konzentration durchzuführen.

Den Patienten gilt mein großer Dank für das Schenken Ihrer Zeit zur Teilnahme und Einverständnis an dieser Studie.

Meinen Schwiegereltern danke ich, dass sie mich das Dissertationsthema nie vergessen ließen und immer ein aufmunterndes Wort bereit hielten.

Meinem Mann gilt mein ganz besonderer Dank für seine unermüdliche Unterstützung und Motivation während der gesamten Zeit.

Vor allem danke ich meinen Eltern, die mir den akademischen Weg ermöglichten und mich jederzeit verständnisvoll, abwartend und unterstützend bis hier begleitet haben.

10 Lebenslauf

Name: Andrea Ladwig, geb. Uhlig

Geburtsdatum: 05.09.1975

Geburtsort: Reichenbach/Vgtl.

Schulbildung:

1982-1988 Albert – Schweitzer – Schule, Karl Marx Stadt

1988-1996 Robert – Mayer – Gymnasium, Heilbronn

Studium:

09/1996-05/2003 Studium der Humanmedizin, Ernst – Moritz – Arndt
Universität, Greifswald

06/2003 Approbation als Ärztin

06/2003 – 10/2004 Ärztin im Praktikum, Universitätshautklinik der
Ernst-Moritz-Arndt Universität, Greifswald

seit 10/2004 Weiterbildungsassistentin an der Universitätshautklinik
der Ernst-Moritz-Arndt Universität, Greifswald

Andrea Ladwig

Greifswald, 06.06.2007

11 Eidesstattliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass ich die vorliegende Dissertation selbständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Hilfsmittel benutzt habe.

Die Dissertation ist bisher keiner anderen Fakultät vorgelegt worden.

Ich erkläre, dass ich bisher kein Promotionsverfahren erfolglos beendet habe und dass eine Aberkennung eines bereits erworbenen Doktorgrades nicht vorliegt.

Andrea Ladwig

Greifswald, den 06.06.2007