

Aus der Universitäts- Hautklinik Tübingen
Abteilung Dermatologie (Allgemeine Dermatologie mit Poliklinik)
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. M. Röcken

**Einfluss unterschiedlicher Kompressionsstrümpfe auf die
Hauttemperatur und die Hautfeuchtigkeit während
laufbandergometrischer Belastung**

Inaugural- Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der Medizinischen Fakultät
der Eberhard- Karls- Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
Andrea Sohns
aus
Stuttgart
2005

Dekan: Professor Dr. C. D. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. M. Jünger

2. Berichterstatter: Professor Dr. T. Horstmann

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	1
1 Einleitung.....	5
1.1 Sozioökonomische Bedeutung der chronisch venösen Insuffizienz (CVI) ..	5
1.2 Physiologie und Pathophysiologie der CVI	6
1.3 Einteilung der CVI.....	8
1.4 Kompressionstherapie.....	9
1.5 Wirkungsweise der Kompressionstherapie	10
1.6 Ziel der Studie	12
2 Material und Methoden	13
2.1 Patientengut.....	13
2.2 Kompressionsmaterial	14
2.3 Angiologische Voruntersuchung.....	14
2.3.1 <i>Arterielle Verschlussdrucke</i>	14
2.3.2 <i>Venöse Strömungsmessung</i>	14
2.4 Unterschenkelumfangmessung.....	14
2.5 Hauttemperatur	15
2.6 Transepidermaler Wasserverlust	15
2.7 Hautfeuchtigkeit.....	17
2.8 Gewicht.....	18
2.9 Anpressdruck	18

2.10	Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie	21
2.11	Subjektiver Tragekomfort	23
2.12	Statistik	24
2.13	Untersuchungsablauf	24
3	Ergebnisse	27
3.1	Temperatur.....	27
3.1.1	<i>Venotrain micro</i>	27
3.1.2	<i>Venotrain strong</i>	28
3.1.3	<i>Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe.....</i>	28
3.1.4	<i>Temperaturverlauf während der Belastung auf dem Laufband</i>	29
3.2	Transepidermaler Wasserverlust	30
3.2.1	<i>Venotrain micro auf B-Niveau.....</i>	30
3.2.2	<i>Venotrain strong auf B-Niveau.....</i>	31
3.2.3	<i>Venotrain micro auf C-Niveau</i>	32
3.2.4	<i>Venotrain strong auf C-Niveau</i>	33
3.2.5	<i>Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe.....</i>	34
3.3	Hautfeuchtigkeit.....	37
3.3.1	<i>Venotrain micro auf B-Niveau.....</i>	37
3.3.2	<i>Venotrain strong auf B-Niveau.....</i>	38
3.3.3	<i>Venotrain micro auf C-Niveau</i>	38
3.3.4	<i>Venotrain strong auf C-Niveau</i>	39
3.3.5	<i>Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe.....</i>	40
3.4	Korrelation von transepidermalem Wasserverlust und Hautfeuchtigkeit auf B- Niveau.....	41
3.5	Gewicht.....	42
3.5.1	<i>Venotrain micro</i>	42
3.5.2	<i>Venotrain strong</i>	42

3.6	Korrelation von Gewichtsänderung und Veränderung des transepidermalen Wasserverlusts und der Hautfeuchtigkeit.....	43
3.7	Anpressdruck	44
3.7.1	<i>Venotrain micro.....</i>	44
3.7.2	<i>Venotrain strong.....</i>	45
3.7.3	<i>Quotient maximaler Arbeitsanpressdruck/ Ruheanpressdruck im Stehen.....</i>	46
3.7.4	<i>Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe.....</i>	47
3.8	Venöse Wiederauffüllzeit t_0(s).....	48
3.9	Halbe venöse Wiederauffüllzeit $t_{1/2}$ (s).....	48
3.10	Subjektiver Tragekomfort	49
4	Zusammenfassung der Ergebnisse	51
5	Diskussion	53
5.1	Kompressionsbehandlung.....	53
5.2	Kompressionsmaterial	53
5.3	Hauttemperatur	54
5.4	Transepidermaler Wasserverlust	56
5.5	Hautfeuchtigkeit.....	60
5.6	Gewicht.....	62
5.7	Anpressdruck	62
5.8	Hämodynamik	64
5.9	Subjektiver Tragekomfort	66
5.10	Schlussfolgerung.....	68

6	Zusammenfassung.....	70
7	Literaturverzeichnis.....	72
8	Danksagung	81
	Anhang.....	82
	Fragebogen.....	82
	Lebenslauf.....	84

1 Einleitung

1.1 Sozioökonomische Bedeutung der chronisch venösen Insuffizienz (CVI)

In der westlichen Welt zählen Venenleiden heute zu den häufigsten Erkrankungen (34); die Morbidität liegt deutlich über der des Diabetes mellitus (20), so dass in diesem Zusammenhang von einer Volkskrankheit gesprochen werden kann. Die Prävalenz der venösen Erkrankungen schwankt zwischen 15% und 50% (20,23). In der „Tübinger Studie“ von 1979 stellte sich heraus, dass nur jeder siebte Erwachsene im untersuchten Kollektiv völlig frei von Venenveränderungen ist (23), in 58% der Fälle lagen leichte Veränderungen im Sinne einer CVI im Stadium I nach Widmer vor, 13% wiesen Zeichen einer bereits fortgeschrittenen CVI auf. In der Basler Studie (18,106) wurde an 4422 Berufstätigen bei 26% der 25-36jährigen und bei 74% der 65-74 jährigen eine Varikosis nachgewiesen (19). Die Bonner Venenstudie, die von 2000 bis 2002 durchgeführt wurde, kam zu ähnlichen Ergebnissen: 17% der erwachsenen Deutschen leiden an symptomatischen Venenerkrankungen, die ärztlich behandelt werden müssen. Nur jeder zehnte erwachsene Deutsche ist völlig symptomfrei. Die schweren Ausprägungen der chronisch venösen Insuffizienz haben allerdings in den letzten 20 Jahren deutlich abgenommen (88).

Die CVI ist deutlich alterskorreliert (20,88). Frauen sind deutlich häufiger betroffen als Männer. Übergewicht, stehende Berufsausübung, Alter, familiäre Vorbelastung und Schwangerschaften stellen einige der Risikofaktoren dar (20).

Bei Venenkranken treten häufiger Komplikationen wie Thrombophlebitiden, Lungenembolien und ulcera cruris auf (63,90). Weitere Folgen der chronisch venösen Stauung können Ödeme, Hautverhärtungen, Ekzeme, Bewegungseinschränkungen im Sprunggelenk, Verhärtung der Achillessehne, sowie Atrophie des Unterschenkels darstellen (23). Über 20000 Menschen jährlich sterben in der Bundesrepublik an einer Lungenembolie, deren häufigste Ursache in einer Beinvenenthrombose besteht (56).

1990 wurden ca. 7 Mrd Euro in Deutschland für die Behandlung von Venenleiden ausgegeben. Zusätzlich fielen außerdem Kosten für Arbeitsunfähigkeit der Patienten an (34). Gjörös zufolge sind 40% der Patienten mit postthrombotischem Syndrom (PTS) in

ihrer Arbeitsfähigkeit eingeschränkt, 6% mussten ihren Beruf wechseln, 2,3% wurden invalide (21). May und Nissl geben an, dass 5% der an einem postthrombotischen Syndrom Erkrankten durchschnittlich einen Arbeitsausfall von 2 Monaten im Jahr haben und achteinhalb Jahre früher in Rente gehen (66). Zilliakus zufolge sind 8 Jahre nach einer Venenthrombose 10% der Patienten völlig arbeitsunfähig und 16% haben den Beruf gewechselt (21). 1990 wurden etwa 800 Personen frühberentet und über 110 000 Patienten wegen venöser Durchblutungsstörungen der Beine stationär behandelt, wobei Kosten in Höhe von 250 Mio Euro entstanden (65).

Venenerkrankungen stellen also ein häufiges Krankheitsbild dar; sie verursachen zudem hohe soziale Kosten, so dass es zunehmend wichtig erscheint, wirkungsvolle Behandlungsformen zu finden, die auch von den Patienten angenommen werden.

1.2 Physiologie und Pathophysiologie der CVI

Die chronisch venöse Insuffizienz ist laut Foote eine Krankheit, die typischerweise beim Menschen auftritt (19). Als Ausnahme findet sich in der Literatur ein Bericht über einen Esel mit Varikosis.

Die venöse Strömung beim Gesunden wird durch folgende Mechanismen unterhalten:

1. Die Muskel- und Gelenkpumpe:

Die Kontraktion der Wadenmuskulatur beim Gehen bewirkt hohe Drücke auf das Venensystem, so dass das venöse Blut herzwärts gepresst wird. Die Venenklappen stellen sicher, dass das Blut von distal nach proximal und vom oberflächlichen zum tiefen Venensystem fließt.

2. Der Saug- Druck- Pumpeneffekt der Atmung:

Bei der Inspiration saugt der abnehmende intrathorakale Druck Blut aus der Peripherie in die herznahen Venengebiete. Durch die gleichzeitige Senkung des Zwerchfells erhöht sich außerdem der intraabdominale Druck, so dass sich die intraabdominalen Venen in Richtung der thorakalen Venen entleeren. Ein Rückfluss des intraabdominalen Blutes in die Beinvenen wird durch die Venenklappen verhindert.

3. Der Ventilebenenmechanismus des Herzens:

Während der Austreibungsphase des Herzens wird die Ventilebene in Richtung Herzspitze verschoben, wodurch venöses Blut aus den herznahen Venen in die Herzvorhöfe gesaugt wird.

Die Muskel- und Gelenkpumpe stellt den wichtigsten Beitrag für den venösen Rückstrom dar und bewirkt eine Reduktion des venösen Druckes. Beim venengesunden Menschen liegt der Druck in den Venen auf Höhe des Sprunggelenkes im Stehen in Ruhe zwischen 90 und 110 mmHg (46). Beim Gehen verringert er sich aufgrund der Muskelpumpfunktion auf 10 mmHg (5).

Ursächlich für die chronisch venöse Insuffizienz ist eine Schädigung der Venenklappen, die einen Reflux in das oberflächliche, tiefe oder transfaziale Venensystem (Vv. perforantes) nach sich zieht. Diese Störung kann durch folgende Ursachen hervorgerufen werden:

- Primäre Varikosis: Die primäre Varikosis ist in 75% hereditär bedingt. Sie manifestiert sich als Stammvarikose (V. saphena magna oder parva), als Seitenastvarikose oder als Besenreiservarikose. Pathogenetisch werden Umbauvorgänge in der Venenwand sowie hämodynamische Ursachen diskutiert (19). Die Schwäche der Venenwand und des Bindegewebes führt zur Dehnung der Gefäße und nachfolgend zur Schlussunfähigkeit der Venenklappen. Auslösende Faktoren sind stehende oder sitzende Tätigkeiten, mangelnde Bewegung, Schwangerschaft, hormonelle Medikation, Adipositas oder chronische Obstipation .
- Sekundäre Varikosis: Die sekundäre Varikosis tritt als Folge einer abgelaufenen Venenerkrankung (meist einer Phlebothrombose) auf, die zu einer Obliteration der Vene bzw. lokalen Insuffizienz von Venenklappen und im Verlauf der Reparationsvorgänge zur Ausbildung eines Kollateralkreislaufs über oberflächliche Venen führt. Überdruck bewirkt eine Ektasie dieser Venen (48).
- Perforansinsuffizienz: Die venae perforantes verbinden das oberflächliche mit dem tiefen Venensystem, so dass aus einer Insuffizienz von Perforansvenenklappen ein retrograder Fluss aus dem tiefen ins oberflächliche Beinvenensystem resultiert. Liegt eine allgemein ausgeprägte Venenklappeninsuffizienz vor, so kann sich eine

Rezirkulation des Blutes entwickeln, wenn das Blut an der Oberfläche wieder nach distal fließt und so dem subfazialen Venensystem zugeführt wird (37,87).

Die Folge des venösen Refluxes ist ein mangelnder Druckabfall in den Fuß- und Unterschenkelvenen, also die ambulatoische venöse Hypertonie (82). Diese pathologischen hohen Drucke- bei jeder Muskelanspannung des Beines entstehen sogar Druckspitzen- pflanzen sich laut Partsch (81) in die Mikrostrombahn fort und führen maßgeblich zur chronischen Schädigung und letztlich zur Zerstörung der nutritiven Hautkapillaren (54); es entsteht die kutane Mikroangiopathie der CVI.

1.3 Einteilung der CVI

Die Einteilung der CVI kann aufgrund folgender Kriterien geschehen: hämodynamisch, morphologisch und klinisch. Im deutschsprachigen Raum hat sich die Klassifikation nach Widmer durchgesetzt, die allein klinische Symptome berücksichtigt (27,108).

Klasse	Symptome
I	Corona Phlebitica Leichtes Ödem
II	Ödem Hyperpigmentation Lipodermatosklerose Atrophie blanche
III	Ulcus cruris Abgeheiltes ulcus

Abb. 1: Klassifikation der CVI nach Widmer

Eine weitere, jedoch differenziertere Einteilung sieht die CEAP- Klassifikation vor. Die Patienten werden dabei nach folgenden Gesichtspunkten eingeordnet:
klinische Symptome (Hauterscheinungen und Beschwerden),
ätiologische (primäre, sekundäre und kongenitale CVI),

anatomische (oberflächliches, tiefes oder perforierendes Venensystem) und pathologische (Reflux, Obstruktion) Gesichtspunkte (10)

1.4 Kompressionstherapie

Die Kompressionstherapie stellt bei Patienten mit CVI neben der Bewegungstherapie eine wichtige Therapieform zur Verbesserung der pathologisch gestörten Hämodynamik dar (83,93,96). Aufzeichnungen aus der Antike und dem Mittelalter lassen darauf schließen, dass bereits seit Jahrhunderten Kompression zur Therapie venöser Beschwerden eingesetzt wird (1,109). Eine Felszeichnung aus der Sahara, die wohl 4000 Jahre alt sein dürfte, zeigt einen Tänzer mit gewickelten Beinen. Unter der Bandage scheint das Bein Ödeme zu haben (56). Dies ist die wohl älteste bildliche Darstellung eines Kompressionsverbands.

Im Corpus Hippocraticum (450-350 v. Chr.) findet sich der früheste literarische Hinweis auf mit verschiedenen Namen belegte Verbandstechniken (13).

Als Begründer der konservativen Varizenbehandlung gilt Giovanni Michele Savonarola, der 1468 gestorben ist. Nach seiner „practica“ sollen die Verbände von distal nach proximal gewickelt werden (25).

In den „De chirurgicis operationibus“ wurden von Fabricio d’Aquapendente (1537-1619) erstmals Schnürstrümpfe aus Hundeleder beschrieben (36).

Mit dem Jahr 1848, als sich der Engländer William Brown ein Verfahren zur Herstellung von „elastic stockings“ auf Webstühlen schützen ließ (56), waren die technischen Voraussetzung zur Herstellung von „Gummistrümpfen“ geschaffen. Eine weitere Verbesserung stellte die Erfindung der Umspinnung der Gummifäden mit Baumwolle dar (107).

Seit 1917 werden auch gummiöse Kompressionsstrümpfe in der Literatur erwähnt, die ihren geringen Druck durch eine Scherengitterwirkung der Maschen beim Längszug entfalten. Die Entwicklung synthetischer Elastomere in den sechziger Jahren verhalf dem gummiösen Kompressionsstrumpf zu seiner heutigen Bedeutung (107).

1.5 Wirkungsweise der Kompressionstherapie

Die Kompressionstherapie beeinflusst zum einen die Hämodynamik des venösen Rückflusses und zum anderen das interstitielle Ödem.

Die Kompression bewirkt eine Reduktion des Venendurchmessers, so daß Venenklappen in gedehnten Varizen wieder (teil)suffizient werden (14,15,23). Diese intakten Klappen können wiederum Refluxes verhindern. Aus dem reduzierten Venenquerschnitt resultiert außerdem eine Strömungsbeschleunigung des venösen Blutes und dadurch eine Abnahme der Blutviskosität (55,105). Coget führt die Beschleunigung der Fließgeschwindigkeit zusätzlich auf die Wärmewirkung des Kompressionsmaterials auf die behandelte Extremität zurück (15). Die verbesserte Hämodynamik in den tiefen Leit- und Hautstammvenen zieht eine Entstauung der kutanen Plexus nach sich, wodurch die Nutrition der Haut verbessert wird (29,49). Die Kompression bewirkt sowohl eine Zunahme der Kapillardichte im Stauungsareal, als auch eine Verkleinerung der initial vergrößerten Kapillar- und Halodurchmesser (34). Der Druck, den der Strumpf auf das Gewebe ausübt, verringert durch eine erhöhte Absorption das bei der CVI vorhandene Mikroödem in den Hautkapillaren (14,15,23,34) und auch im Bereich der Lymphgefäße. Des weiteren wird die Funktion der Wadenmuskelgelenkpumpe unterstützt und das Thromboserisiko reduziert (55,105). Die subjektiven Beschwerden der Patienten nehmen deutlich ab (23,55,77).

Die Kompressionstherapie erreicht die größte Wirkung in Kombination mit Bewegung, indem die Muskel- Gelenk- Pumpen aktiviert werden (22,34). Der Kompressionsstrumpf erzielt nur dann die erwünschte Wirkung, wenn der Druck von den Zehnspitzen herzwärts kontinuierlich zunimmt, um dadurch einen uneingeschränkten venösen Abstrom von distal nach proximal zu gewährleisten (47,79,103). Entscheidend ist auch das Verhältnis von Arbeitsanpressdruck zu Ruheanpressdruck (40).

Kompressionsstrümpfe wirken nach dem Laplace Gesetz auf das Bein ein:

$$\text{Druck} = \frac{S}{R} = \frac{\text{Spannung des Gewebes (Zugkraft)}}{\text{Radius des Beins}}$$

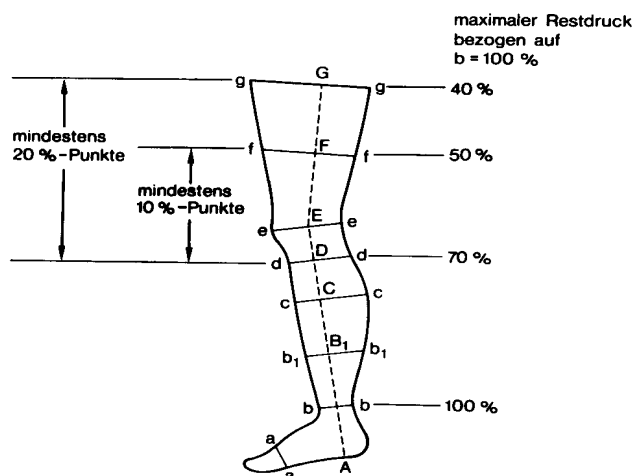


Abb. 2: Druckgradient medizinischer Kompressionsstrümpfe und Lage der Messstellen (47)

Die „Commission Européenne de Normalisation“ (CEN) unterscheidet bei den Kompressionsstrümpfen vier Kompressionsklassen nach dem Anpressdruck, der auf Knöchelniveau zwischen Kompressionsstrumpf und Haut gemessen wird (12,73). Die kassenärztliche Bundesvereinigung ordnete 1974 den Kompressionsklassen folgenden Indikationen zu (93):

Kompressionsklasse	Indikation	Kompressionsdruck
I	<ul style="list-style-type: none"> - Schwere- und Müdigkeitsgefühl in den Beinen - Geringe Varikosis ohne Ödemneigung - Beginnende Schwangerschaftsvarikosis 	18,4- 21,5 mmHg
II	<ul style="list-style-type: none"> - Varikosis mit Ödemneigung - CVI Grad I - Nach oberflächlichen Thrombophlebitiden - Nach Verödung/ Varizenoperation - Bei stärkerer Schwangerschaftsvarikosis 	25,19-32,33 mmHg
III	<ul style="list-style-type: none"> - CVI Grad III - Postthrombotisches Syndrom - Schwere Ödemneigung - Dermatosklerose 	36,47-46,61 mmHg
IV	<ul style="list-style-type: none"> - irreversible Lymphödeme - elephantiastische Zuständen 	>59,02 mmHg

Abb. 3: CEN Klassifikation für den Kompressionsdruck, sowie Indikation der unterschiedlichen Kompressionsklassen

1.6 Ziel der Studie

Für den Therapieerfolg mit Kompressionsstrümpfen ist die Compliance der Patienten von größter Bedeutung. Dabei spielt der Tragekomfort der Kompressionsstrümpfe eine wichtige Rolle. Deshalb wurde der Einfluss eines neu entwickelten sowie eines konventionellen Kompressionsstrumpfs auf die folgenden Eigenschaften der Haut vor, während und nach einer standardisierten laufbandergometrischen Belastung ermittelt und miteinander verglichen: Hauttemperatur; Hautfeuchtigkeit und transepidermaler Wasserverlust. Die Werte wurden an Beinen mit sowie ohne Kompressionsstrumpf gemessen und mit einander verglichen.

Um die Wirksamkeit der Kompressionsstrümpfe zu bestimmen, wurden die venöse Hämodynamik und der Anpressdruck gemessen. Außerdem wurde der Übertritt von Wasser in den Kompressionsstrumpf bestimmt und der subjektive Tragekomfort mittels eines Fragebogens erfasst.

Ziel der Studie war es, das Verhalten der Haut unter Kompressionsstrümpfen bei körperlicher Anstrengung zu ermitteln und zwei Kompressionsstrümpfe in ihrer Wirkung zu vergleichen.

2 Material und Methoden

2.1 Patientengut

An der Studie nahmen 20 weibliche Patienten mit einer chronisch venösen Insuffizienz im Stadium I oder II nach Widmer teil. Ausschlusskriterien waren: Immobilität, periphere arterielle Verschlusskrankheiten, Unverträglichkeit gegen das Strumpfmateriale, Herzinsuffizienz, Leber- und Niereninsuffizienz, Adipositas per magna, Hautinfektion, diabetischer Ulkus und Sensibilisierungsstörung.

Zum Ausschluss einer peripheren arteriellen Verschlusskrankheit wurden Ultraschall Doppleruntersuchungen durchgeführt. Der crurobrachiale Druckindex lag bei allen 20 Patienten an dem zu untersuchenden Bein über eins. Die anderen Erkrankungen wurden durch eine sorgfältige und ausführliche Anamnese ausgeschlossen.

Untersucht wurden 20 Frauen mit einem durchschnittlichen Alter von $59,5 \pm 10,45$ Jahren.

In der Vorgeschichte des Venenleidens gaben 19 Patienten das Vorhandensein von Krampfadern an, 5 der Patienten gaben an, sich bereits einer Venenoperation unterzogen zu haben. 16 Patienten verfügten über Vorerfahrung mit Kompressionsstrümpfen.

Bei allen 20 Patienten lag der Knöchel- Arm- Index an dem zu untersuchenden Bein über 1,0. Der Index lag bei der Arteria dorsalis pedis rechts bei $1,13 \pm 0,09$, bei der Arteria tibialis posterior rechts bei $1,14 \pm 0,1$, am linken Bein an der A. dorsalis pedis bei $1,12 \pm 0,06$ und an der A. tibialis posterior bei $1,16 \pm 0,08$.

Bei der Doppler- sonographischen Strömungsmessung fand sich bei 3 Patienten eine isolierte Insuffizienz des symptomführenden Beins der Vena saphena magna. 11 Patienten wiesen eine Insuffizienz der Vena saphena magna in Kombination mit einer Insuffizienz der Vena saphena parva oder einiger Venae perforantes auf. Jeweils 2 Patienten hatten eine isolierte Insuffizienz der Vena saphena parva bzw. der Venae perforantes. Bei 2 Patienten war die Vena saphena parva Insuffizienz kombiniert mit insuffizienten Venae perforantes. Die gestörte Hämodynamik wurde durch die Wiederauffüllzeit des Vorfußes von $19,45 \pm 7,96$ s -gemessen mit Hilfe der Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie- dokumentiert.

2.2 Kompressionsmaterial

Es wurden zwei unterschiedliche Kompressionsmaterialien verwendet. Dabei handelte es sich jeweils um Konfektionsstrümpfe für den Unterschenkel (A-D) der Firma Bauerfeind mit der Kompressionsklasse II. Beide Kompressionsstrümpfe sind rundgestrickt:

- Venotrain® micro, ein Kompressionsstrumpf mit geschlossener Spitze aus 55% Polyamid, 45% Elasthan. Die Lycrafäden sind vollständig mit Microfasern umwunden.
- Venotrain® strong, ein gestrickter Kompressionsstrumpf mit offener Spitze aus 70% Polyamid und 30% Elasthan

2.3 Angiologische Voruntersuchung

2.3.1 Arterielle Verschlussdrucke

Als Eingangsuntersuchung wurde an beiden Beinen der systolische Blutdruck der Arteria brachialis, Arteria dorsalis pedis und der Arteria tibialis posterior mit Hilfe eines nicht - direktionalen Ultraschall-Doppler-Gerätes gemessen. Hieraus wurde der Knöchel-Arm-Index (systolischer Knöchelarteriendruck: systolischer Druck der Arteria brachialis) ermittelt.

2.3.2 Venöse Strömungsmessung

Die venöse Ultraschall-Doppler-Messung wurde mit einem bidirektionalen Gerät durchgeführt, das eine Differenzierung von ortho- und retrograder Blutströmung ermöglicht.

2.4 Unterschenkelumfangsmessung

Zur Anmessung der Kompressionsstrümpfe wurden die Unterschenkelumfänge berührungslos mit dem Umfangsmessgerät Comprifit® der Firma Jobst ermittelt. Die Beinumfangfänge wurden optoelektronisch exakt bestimmt. Bei Anmessung mit dem Maßband besteht die Gefahr, über den Andruck auf die Haut die Werte zu beeinflussen. Das ver-

wendete Messprinzip basiert auf einer Kameramessung in zwei aufeinander senkrecht stehenden Ebenen. Mit dieser Methode kann ein nicht kreisrundes Messobjekt durch die Form einer Ellipse abgebildet werden. Die Messung mittels zweier Kamera ist durch den kamerabedingten Betrachtungswinkel erforderlich. Je nach Entfernung des Messobjektes von der erfassenden Kamera wird der Durchmesser variabel gemessen.

Die gesamte Messanlage besteht aus den beiden Kameras inklusive Lichtquellen und Hubmechanismus, der Auswerteeinheit und einer Messwertdatenbank.

Die erhobenen Daten werden gespeichert und in Form eines Protokolls mit allen erhobenen Größen wie Kenndaten des Patienten ausgedruckt.

2.5 Hauttemperatur

Die Hauttemperatur wurde mit Hilfe von zwei Messfühler mit einer Auflagefläche von 0,5 cm² (MIPM Hattenhofen) ermittelt, die jeweils auf B-Niveau 3 cm medial der Tibiakante angebracht wurden.

2.6 Transepidermaler Wasserverlust

Der transepidermale Wasserverlust (TEWL) gibt Auskunft über die Hautpermeabilität und ihre Barrierefunktion (85).

Zur Messung des transepidermalen Wasserverlusts wurde ein Tewameter TM210 mit Zusatzgerät TM215 (Courage + Khazaka electronic GmbH) verwendet.

Diese Methode mit Hilfe des Gradientenverfahrens ist äußerst empfindlich und ermöglicht Messungen weitestgehend ohne Beeinflussung der Haut.

Die Funktionsweise des Geräts beruht auf dem Fick'schen Diffusionsgesetz:

$$\frac{dm}{dt} = -D \cdot A \cdot \frac{ds}{dl}$$

Dabei gibt der Diffusionsstrom dm/dt [g/hm²] an, wieviel Masse je Zeiteinheit transportiert wird. Der Diffusionsstrom ist dem Inhalt A der senkrecht durchtretenen Grenzflä-

che und der Dichteänderung je Weglängeneinheit ds/dl proportional. D ist der Diffusionskoeffizient von Wasserdampf in Luft.

Durch einen an beiden Seiten offenen Hohlzylinder wird näherungsweise eine homogene Diffusionszone geschaffen. Die Sonde, ein PTFE- Hohlzylinder mit einem Innendurchmesser von 10 mm und einer Höhe von 20 mm, wird senkrecht auf das zu messende Hautareal aufgesetzt; das von der Hautoberfläche verdunstende Wasser tritt durch den Zylinder aus. Der dabei auftretende Dichtegradient wird durch zwei im Zylinder befindliche Sensorpaare (Temperatur und relative Feuchte) indirekt gemessen und mit einem Mikroprozessor ausgewertet.



Abb. 4: Messung des transepidermalen Wasserverlustes in Höhe des medialen B- Niveaus

Die Messung des transepidermalen Wasserverlustes wurde jeweils am liegenden Patienten auf B- und C- Niveau durchgeführt.

Zunächst wurden die Werte an beiden unbedeckten Beinen ermittelt. Direkt nach Beendigung der Belastung wurden wiederum beide Beine gemessen; am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, wurde der Messzylinder auf den angezogenen Strumpf aufgesetzt. 5 Minuten nach Beendigung der laufbandergometrischen Belastung bei 12°

Steigung und 3 km/h wurde der Kompressionsstrumpf ausgezogen und der transepidermale Wasserverlust nochmals an beiden nun wieder unbedeckten Beinen gemessen.

Mit der gleichzeitigen Verwendung des Zusatzgerätes konnte gewährleistet werden, dass rechtes und linkes Bein simultan gemessen wurden und somit direkt vergleichbar sind. Die gemessenen Werte werden in einem Computerprogramm aufgezeichnet. Es werden jeweils der gemessene aktuelle Wert, die Standardabweichung während der letzten 20 Sekunden, sowie der Mittelwert dieses Zeitraums als Diagramm aufgezeichnet und können hier ausgewertet werden. Das Einpegeln der Messwerte dauert etwa 1 bis 2 Minuten.

2.7 Hautfeuchtigkeit

Die Hautfeuchtigkeit wurde mit Hilfe des Corneometer® (Courage + Khazaka electronic GmbH) gemessen. Das Gerät besteht aus einer Messsonde und dem eigentlichen Messgerät. Der Messfühler ist quadratisch ausgebildet. Seine Stirnfläche ist axial beweglich und hat einen Hub von ca. 3 mm. Um einen konstanten Andruck zu gewährleisten, ist die Stirnseite des Messkopfes sehr klein (7×7 mm) ausgelegt. Der innere bewegliche Teil, die aktive Stirnfläche, wird durch eine Feder mit etwa 3,5 N auf die Haut gedrückt.

Das Messprinzip beruht auf den sehr unterschiedlichen Dielektrizitätskonstanten von Wasser (81) und anderen Stoffen (größtenteils < 7). Der Messkondensator reagiert auf die in sein Messvolumen eingebrachten Proben in Abhängigkeit von dem Wassergehalt mit unterschiedlichen Kapazitätsänderungen. Ionenleitfähigkeit und Polarisierungseffekte bleiben praktisch ohne Einfluss auf das Messergebnis.

Das Messergebnis wird auf einem Anzeigefeld dargestellt, es wurden jeweils 5 Messungen pro Messstelle durchgeführt und deren Mittelwert errechnet.



Abb. 5: Messung der Hautfeuchtigkeit mit dem Corneometer oberhalb des medialen Malleolus

2.8 Gewicht

Zur Gewichtsermittlung der Strümpfe vor und nach der laufbandergometrischen Belastung wurde die Waage Basic lite® (Sartorius) mit einem Wiegebereich bis 1500g verwendet. Die Messgenauigkeit betrug 0,01g.

2.9 Anpressdruck

Der Anpressdruck wurde mit Hilfe des MCDM-1 Meßsystems (MIPM Hattenhofen) ermittelt. Dieses besteht aus mehreren Funktionsblöcken, zu denen der Sensor und das eigentliche Messgerät zählen. Die Druckaufnahme erfolgt mit einer piezoresistiven Mikrosonde, deren Außendurchmesser 6,2 mm beträgt und die mit einem leicht konvexen, drucksensitiven Fenster von 4,2 mm Durchmesser ausgestattet ist. Die Höhe der

Gesamtkonstruktion beträgt nur 2,6 mm, so dass sie mühelos zwischen Kompressionsmaterial und Haut platziert werden kann. Durch diese kleine Abmessung kann sich die Sonde flexibel an die Beinform anpassen, ist aber noch groß genug, um nicht in das Gewebe eingedrückt zu werden. Die geringe Dicke mindert eine weitere durch das Volumen des Sensors verursachte Strumpfausdehnung, die den Kompressionsdruck beeinflusst. Bei der piezoresistiven Messtechnik wird im Gegensatz zu den pneumatischen Systemen nach Sigg nicht mit komprimierter Luft, sondern mit elektrischen Signalen gearbeitet, die durch den anliegenden Druck erzeugt werden.

Die Sensoren sind so abgeglichen, dass die Messwerte zwischen 20 und 40°C nicht durch Temperaturveränderung verfälscht werden.

Es können parallel vier Messsensoren an den Druckmonitor angeschlossen werden, um an vier unterschiedlichen Hautarealen den Anpressdruck simultan messen zu können.

Die vier Messsonden wurden standardisiert wie folgt an Stellen platziert, die von Häfner als die Stellen mit der besten Reproduzierbarkeit herausgearbeitet wurden :

- B- medial (B- Niveau, 3 cm medial der Tibiakante)
- B- lateral (B- Niveau, 4 cm lateral der Tibiakante, beide keinesfalls über der Achillessehne)
- C- ventral (C- Niveau, 3 cm lateral der Tibiakante)
- C-dorsal (C- Niveau, Wadenmitte)

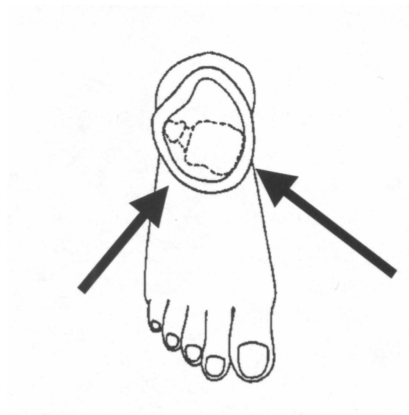


Abb. 6: Lokalisation der Druckmesssonden auf B- Niveau

Die Messung wurde während einer 15 minütigen standardisierten laufbandergometrischen Belastung bei 3 km/h und 12° Steigung, sowie kurz vor und nach der Belastung im Stehen durchgeführt. Es wurde der Ruheanpressdruck im Stehen vor dem Laufen, sowie der maximale Arbeitsanpressdruck als Mittelwert von 50 Druckmaxima über die gesamte Messdauer ermittelt. Auf Grundlage dieser Werte wurde der Quotient aus maximalem Arbeitsanpressdruck und Ruheanpressdruck errechnet.

Aufgezeichnet wurden die Daten über eine PC- Einheit, die im Anschluss an die Messung ein Messprotokoll ausdrückte.



Abb. 7: Anbringen der Druckmesssonden unter dem Kompressionsstrumpf

2.10 Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie

Mit Hilfe des Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographen Periquant 812® kann die Venenfunktion am Bein sowohl ohne als auch mit angezogenem Kompressionsstrumpf bestimmt werden, ohne die Hämodynamik zu beeinträchtigen. Die Messfühler dieses Systems bestehen aus aneinandergereihten Plastikgliedern, durch die ein mit Quecksilber gefüllter Silikonschlauch gezogen ist.

Eine Volumenänderung des zu messenden Beinabschnitts bewirkt eine Längenänderung des Messstreifens, welche wiederum zu einer Widerstandsänderung der Quecksilbersäule führt.

Die Messstreifen werden um Wade und Vorfuß angelegt, so dass der Dehnungsstreifenplethysmograph das an diesen Stellen abgepumpte Volumen erfasst, während der Patient Zehenstände absolviert. Die große Auflagefläche der Plastikglieder bewirkt einen minimalen Auflagedruck, so dass die Messwerte unbeeinflusst bleiben.



Abb. 8: Exemplarische Darstellung der Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie

Die Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie erfasst die maximale Abpumpleistung (ml/min), das abgepumpte Volumen (ml) und die Wiederauffüllzeiten t_0 und $t_{1/2}$. Mit Hilfe der Wiederauffüllzeit kann sowohl auf den globalen Reflux als auch auf Klappeninsuffizienz der Veneninsuffizienz geschlossen werden. Diese Methode erlaubt auch die Messung der Venenfunktion beim Tragen des Strumpfes, ohne dabei den Effekt des Strumpfes zu verändern (24).

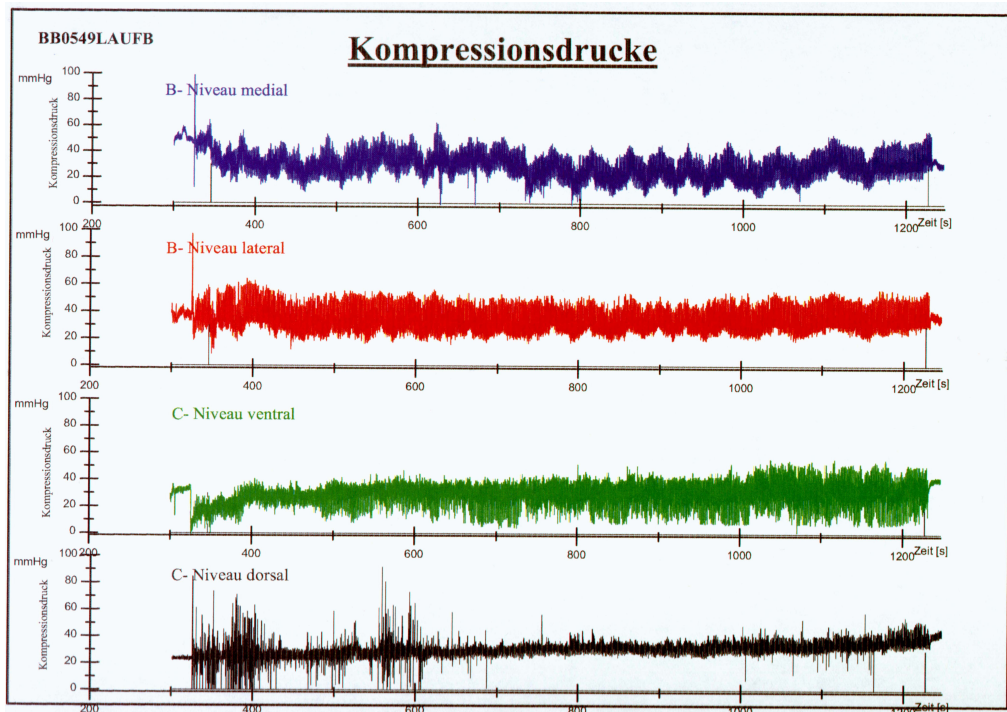


Abb. 9: Beispielausdruck eines Meßprotokolls nach dynamischer Messung der Anpressdrucke eines Kompressionsstrumpfes.

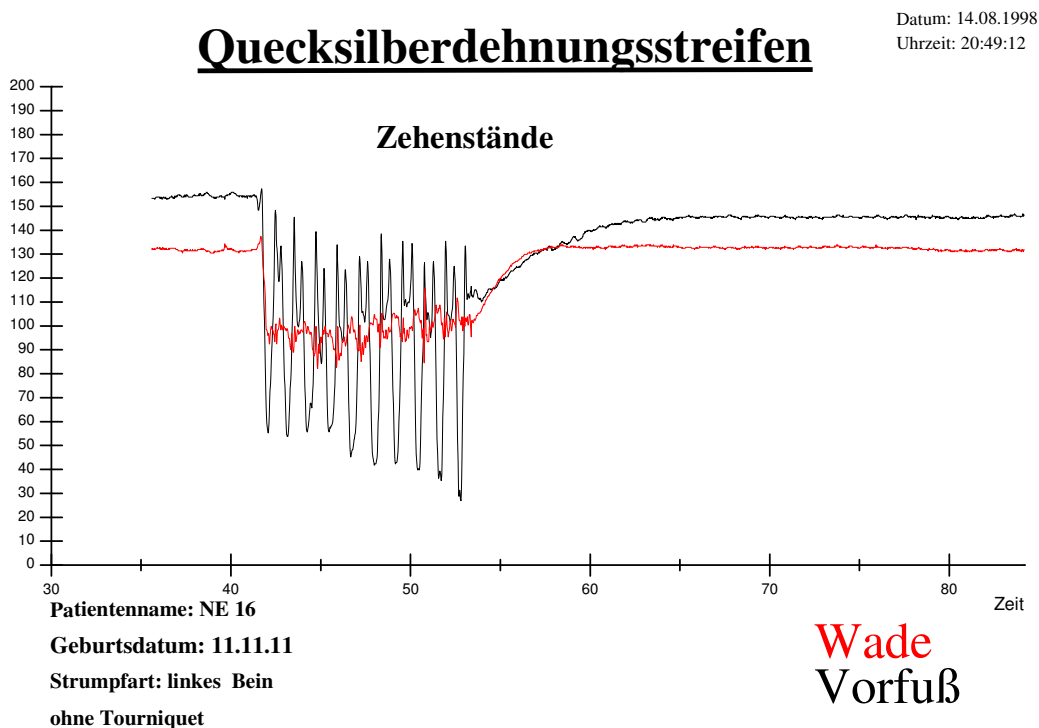


Abb. 10: Beispielausdruck einer Messung mit dem Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographen. Die Zeit nach den Zehenständen bis zum Erreichen der Horizontalen entspricht t_0 .

2.11 Subjektiver Tragekomfort

Um den Tragekomfort der beiden getesteten Kompressionsstrümpfe zu ermitteln, wurde nach jeweils 2-3 tägigem Tragen des Strumpfes im Alltag ein Fragebogen ausgefüllt. Der Fragebogen zum ersten getragenen Kompressionsstrumpf wurde zusammen mit dem Patienten durchgesprochen und ausgefüllt, der zweite Fragebogen von den Patienten selbstständig nach der gleichen Tragezeit. Die Patienten sollten ihre Einschätzung auf einer Skala von 1 bis 10 einordnen, wobei 1 „gar nicht“ und 10 „sehr vorhanden“ bedeutete. Im Anschluss an die vorgegebenen Fragen konnten die Patienten zusätzlich freiformulierte Eindrücke anmerken.

2.12 Statistik

Zur deskriptiven statistischen Auswertung der Messergebnisse und deren graphische Darstellung wurden die Programme Microsoft Excel 97®, Diadem® (GfS Aachen) V2.0, Plotit V3.2 sowie JMP V3.1.5 verwendet. Die Ergebnisse werden als Mittelwerte \pm Standardabweichung angegeben. Mit dem Student's t-Test für gepaarte Stichproben wurde geprüft, ob sich die Messwerte vor und nach der Belastung bzw. mit und ohne Kompressionsstrumpf unterscheiden. Auch wurden die Messergebnisse der beiden Kompressionsstrümpfe miteinander verglichen und auf statistische Signifikanzen mit dem Student's t-Test überprüft. Zur Bestimmung des statistischen Zusammenhangs von Hauttemperatur und transepidermale Wasserverlust bzw. Hautfeuchtigkeit wurde der Pearsons'sche Korrelationskoeffizient berechnet. Wegen des Problems des multiplen Testens wurde das Signifikanzniveau auf $t=0,01$ festgelegt. Die dargestellten Grafiken sind Mean-Boxes und zeigen die Mittelwerte, deren 95% Konfidenzintervalle und die beobachteten Extremwerte an.

Die statistischen Berechnungen erfolgten in Absprache mit Herrn Dr. Eichner vom Institut für Medizinische Biometrie (Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. K. Dietz) und Herrn Dr. H. Haase (Biometriker, Straße der Freundschaft 15D, 17498 Dersekow).

2.13 Untersuchungsablauf

Die Untersuchung gliederte sich in 4 Abschnitte:

1. Am ersten Untersuchungstermin wurde eine Dopplersonographie der peripheren Venen und Arterien durchgeführt, um das Ausmaß der chronisch venösen Insuffizienz festzustellen und eine arterielle Erkrankung auszuschließen. Alle oben genannten Ausschlusskriterien wurden sorgfältig anamnestisch abgefragt. Die Patienten wurden über den weiteren Ablauf der Studie informiert. Die Umfänge beider Beine wurden mit Hilfe des Comprifit® ausgemessen. Nach diesen Maßen wurden die Kompressionsstrümpfe bestellt.
2. Der zweite Termin wurde vereinbart, nachdem die Kompressionsstrümpfe von der Firma Bauerfeind geliefert worden waren. Der Patient durfte an diesem Tag keine Kompressionsstrümpfe tragen und ruhte sich zunächst 15 Minuten zur Akklimatisie-

rung auf einer Liege aus. Nachdem die Messorte auf B- und C- Niveau an beiden Beinen festgelegt und mit einem wasserfesten Filzstift markiert worden waren, wurde die Hautfeuchtigkeit und der transepidermale Wasserverlust an diesen Messpunkten gemessen. An beiden Beinen wurden medial auf B-Niveau Temperatursonden angebracht und fixiert. An dem Bein, das den Kompressionsstrumpf tragen sollte, wurden je zwei Anpressdrucksonden auf B- und C- Niveau angebracht. Der Kompressionsstrumpf wurde angezogen. Während der 15minütigen laufbandergometrischen Belastung bei 3 km/h und 12° Steigung wurde der Verlauf von Temperatur und Anpressdruck kontinuierlich aufgezeichnet.

Nach der Belastung legte sich der Patient auf eine Liege und der transepidermale Wasserverlust wurde an allen Messorten rechts und links simultan, am bekleideten Bein durch den Kompressionsstrumpf hindurch gemessen. Der Kompressionsstrumpf wurde ausgezogen und gewogen. Der transepidermale Wasserverlust wurde nochmals an beiden Beinen gemessen. Außerdem wurde die Hautfeuchtigkeit an allen Messorten ermittelt.

Der Patient trug den Kompressionsstrumpf in seinem Alltag für 2-3 Tage.

3. Einige Tage nach dem zweiten Termin wurde nach demselben Schema der zweite Kompressionsstrumpf untersucht, wobei während der Akklimatisationsphase zu Beginn zusammen mit dem Patienten ein Fragebogen zum Tragekomfort des ersten Kompressionsstrumpfes ausgefüllt wurde.

Der Fragebogen zum zweiten Kompressionsstrumpf wurde von den Patienten selbstständig wiederum nach 2-3tägiger Tragedauer ausgefüllt.

4. Die venöse Hämodynamik wurde in einer weiteren Untersuchung mittels dynamischer Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie ermittelt. Die Messungen wurden sowohl ohne, als auch mit angezogenen Kompressionsstrümpfen durchgeführt.

Die Reihenfolge der zu messenden Kompressionsstrümpfe wurde zufallsbedingt festgelegt. Die erste Untersuchung erfolgte immer vormittags, die zweite und dritte nachmittags.

Die Studie wurde von Januar bis April durchgeführt.

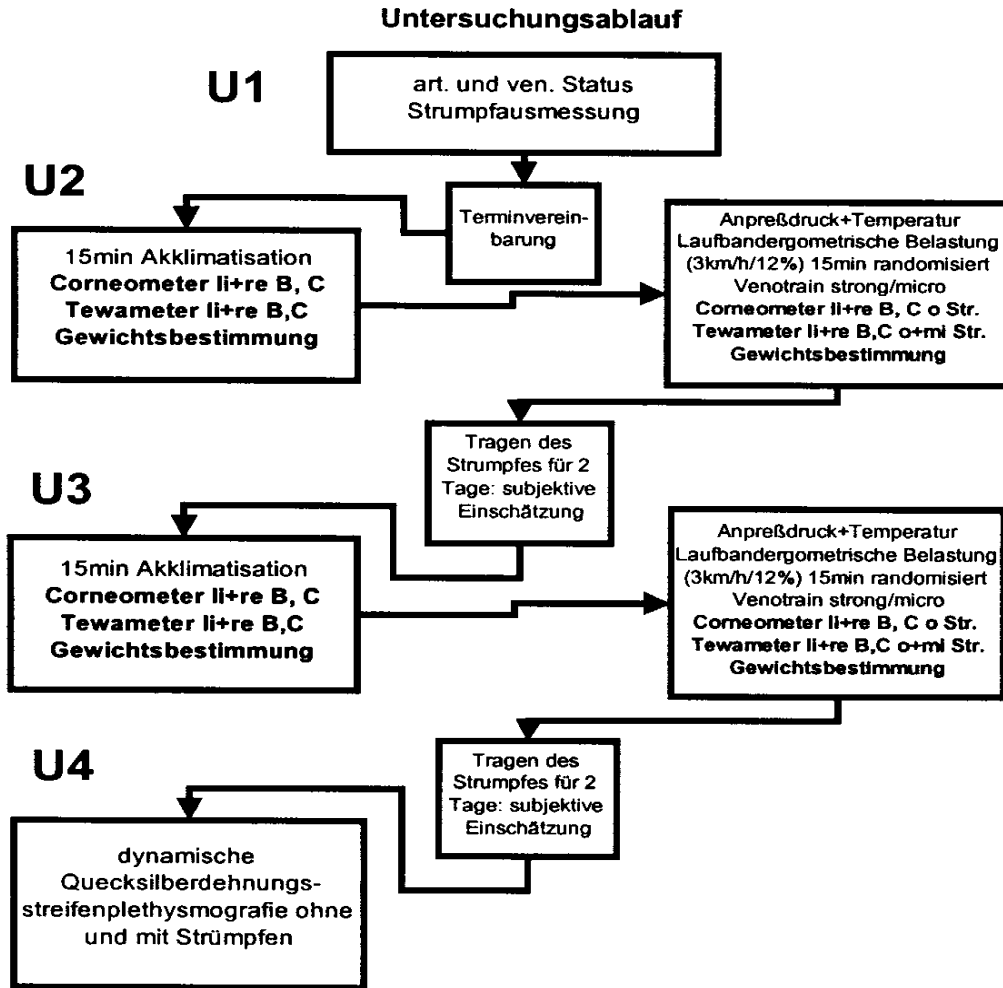


Abb. 11: Ablauf der einzelnen Untersuchungstermine

3 Ergebnisse

3.1 Temperatur

3.1.1 Venotrain micro

Nach der 15minütigen Belastung konnte eine Zunahme der Temperatur am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, von $29,95 \pm 1,09^\circ\text{C}$ auf $30,92 \pm 1,79^\circ\text{C}$ festgestellt werden ($p < 0,001$). Am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, stieg die Temperatur unter dem Kompressionsstrumpf von $29,88 \pm 1,04^\circ\text{C}$ auf $31,10 \pm 1,66^\circ\text{C}$ ($p < 0,0002$).

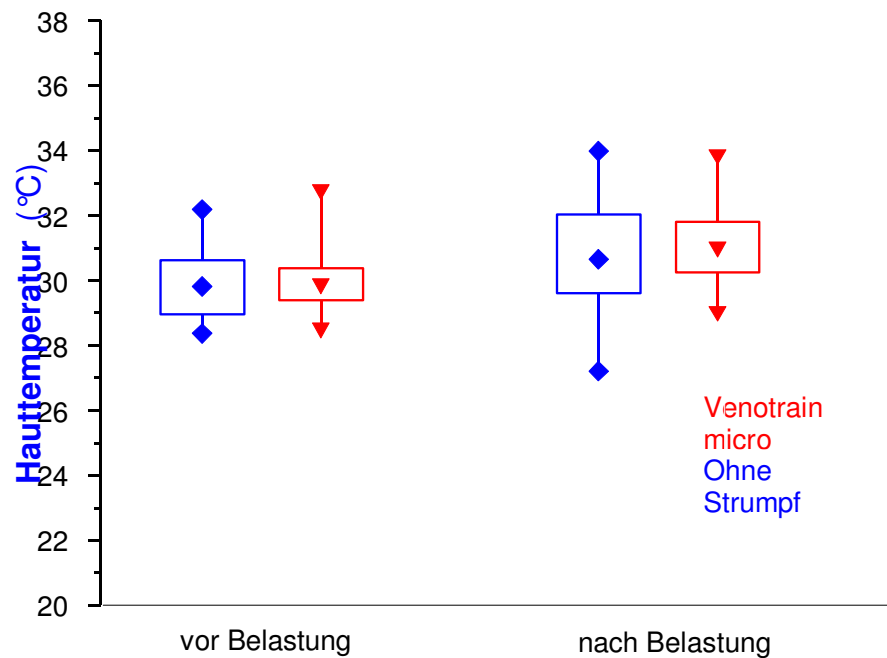


Abb. 12: Hauttemperatur vor und nach der Belastung bei Venotrain micro

3.1.2 Venotrain strong

Nach der 15minütigen Belastung konnte eine Zunahme der Temperatur am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, von $29,78 \pm 1,28^\circ\text{C}$ auf $30,78 \pm 1,69^\circ\text{C}$ festgestellt werden ($p < 0,0003$). Am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, stieg die Temperatur unter dem Kompressionsstrumpf von $30,06 \pm 1,25^\circ\text{C}$ auf $31,61 \pm 1,59^\circ\text{C}$ ($p < 0,0001$).

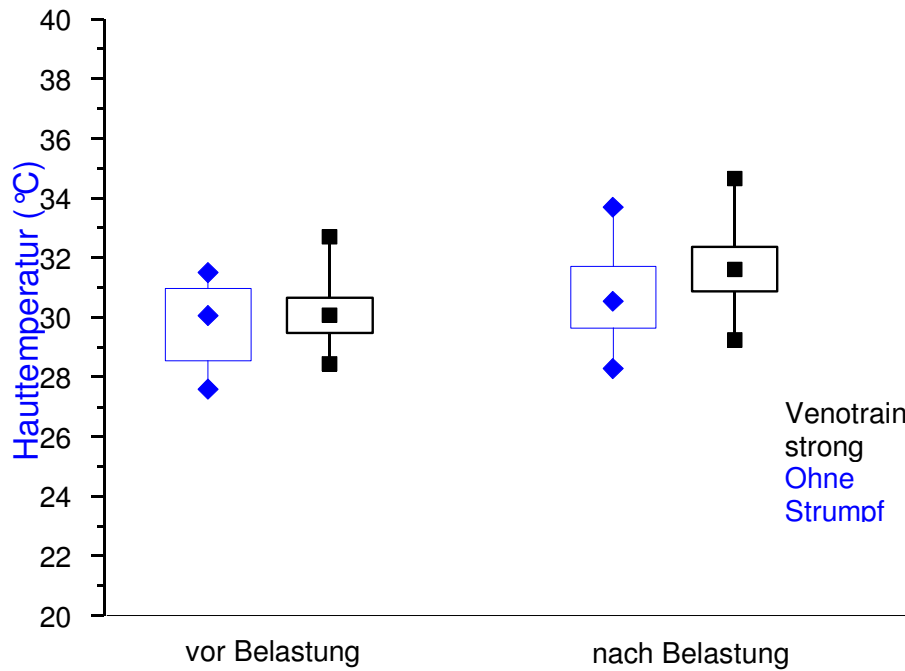


Abb. 13: Hauttemperatur vor und nach der Belastung bei Venotrain strong

3.1.3 Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe

Unter dem Kompressionsstrumpf Venotrain micro stieg die Temperatur um $1,23 \pm 1,14^\circ\text{C}$; unter Venotrain strong jedoch um $1,55 \pm 1,0^\circ\text{C}$.

3.1.4 Temperaturverlauf während der Belastung auf dem Laufband

Die Hauttemperatur nahm bei 22 Messungen kurz nach dem Beginn der laufbandergometrischen Belastung zunächst auf ein neues Minimum ab, um dann stetig anzusteigen. 14 weitere Temperaturverläufe wiesen eine kurzfristige Abnahme bzw. Stagnation der Hauttemperatur im weiteren Verlauf auf, ohne dass ein Temperaturminimum erreicht wurde. Beine, die einen Kompressionsstrumpf trugen, waren gleichermaßen betroffen wie unbedeckte Beine (je 17 mal).

Bei einem Patienten verringerte sich die Hauttemperatur sowohl mit als auch ohne Kompressionsstrümpfe bei allen Messungen.

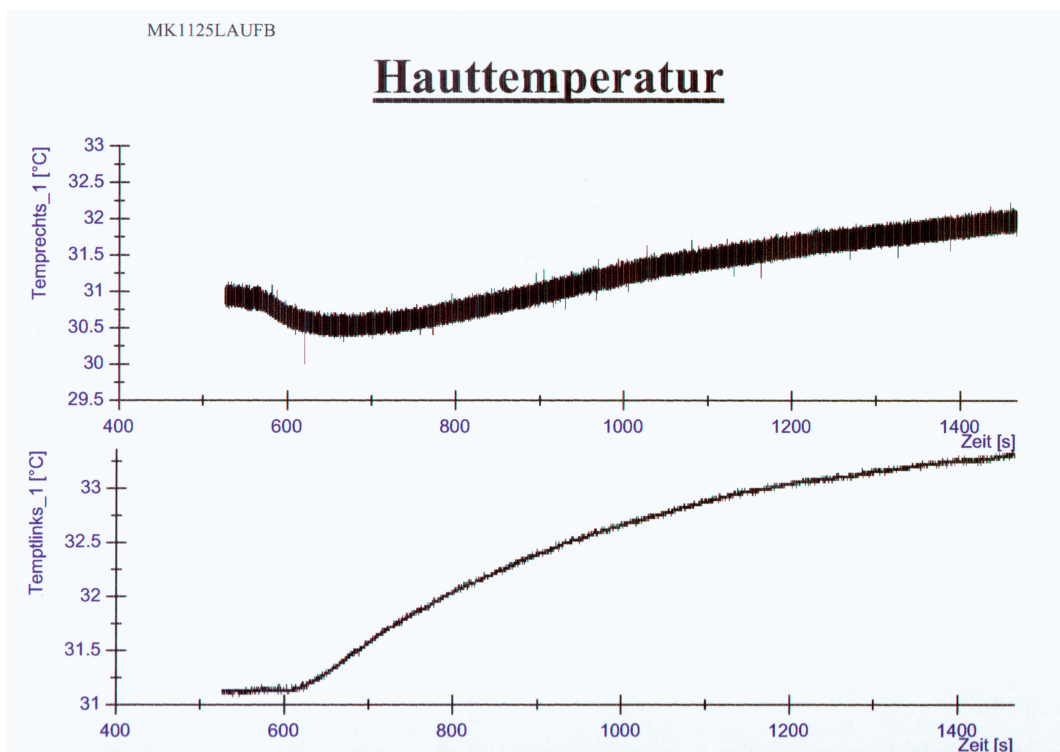


Abb. 14: Beispielausdruck eines Temperaturverlaufs während 15 minütiger Belastung auf dem Laufband. Deutlich erkennbar ist der initiale Temperaturabfall am rechten, unbedeckten Bein; wohingegen die Hauttemperatur am linken Bein, das Venotrain strong trug, stetig anstieg.

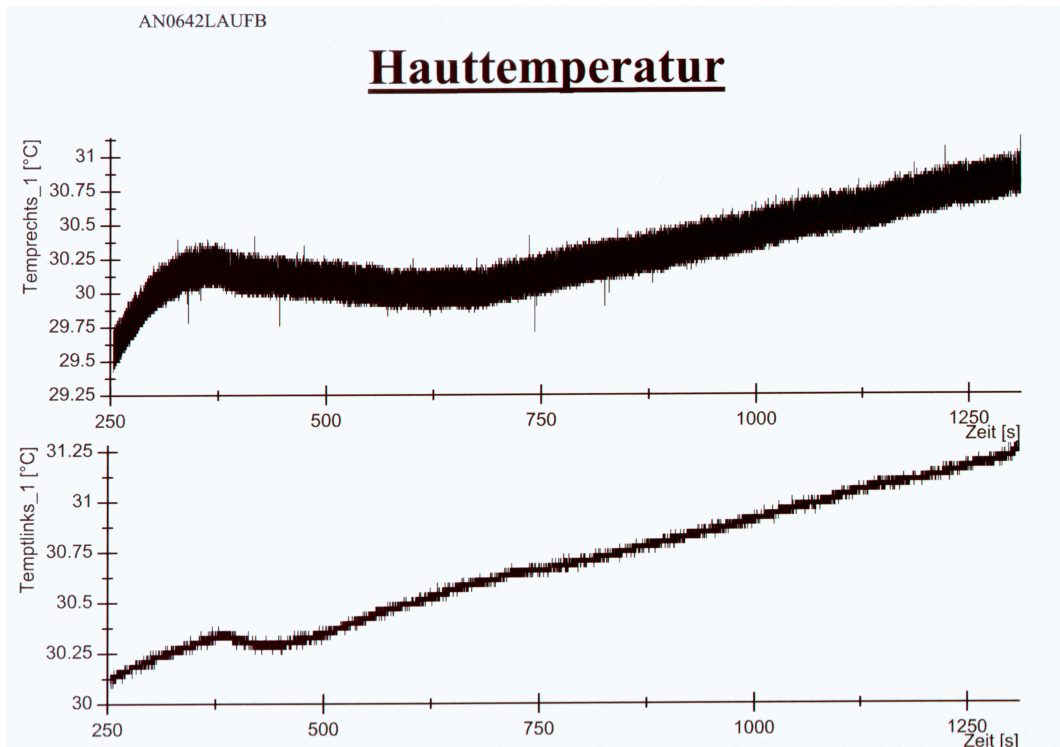


Abb. 15: Hauttemperatur eines weiteren Patienten. Das linke Bein trug wiederum den Kompressionsstrumpf venotrain strong, das rechte Bein war unbedeckt. Auffällig ist hier der zeitweise Rückgang der Hauttemperatur im Verlauf an beiden Beinen.

3.2 Transepidermaler Wasserverlust

3.2.1 Venotrain micro auf B-Niveau

Nach der Belastung zeigte sich auf B-Höhe zunächst eine Zunahme des transepidermalen Wasserverlusts am Bein ohne Strumpf von $9,84 \pm 2,75 \text{ g/hm}^2$ vor Belastung auf $29,44 \pm 21,87 \text{ g/hm}^2$ unmittelbar nach Belastung ($p < 0,0008$), dann jedoch eine Abnahme auf $18,14 \pm 12,77 \text{ g/hm}^2$ 5 Minuten nach der Belastung ($p < 0,01$).

Am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm der transepidermale Wasserverlust von $10,12 \pm 4,59 \text{ g/hm}^2$ vor der Belastung ohne Kompressionsstrumpf auf $21,13 \pm 27,58 \text{ g/hm}^2$ unmittelbar nach der Belastung durch den Kompressionsstrumpf hindurch ($p < 0,07$) zu. Nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfes 5 Minuten nach Beendigung der Belastung erhöhte sich der transepidermale Wasserverlust weiter auf $23,02 \pm 25,01 \text{ g/hm}^2$ ($p < 0,033$).

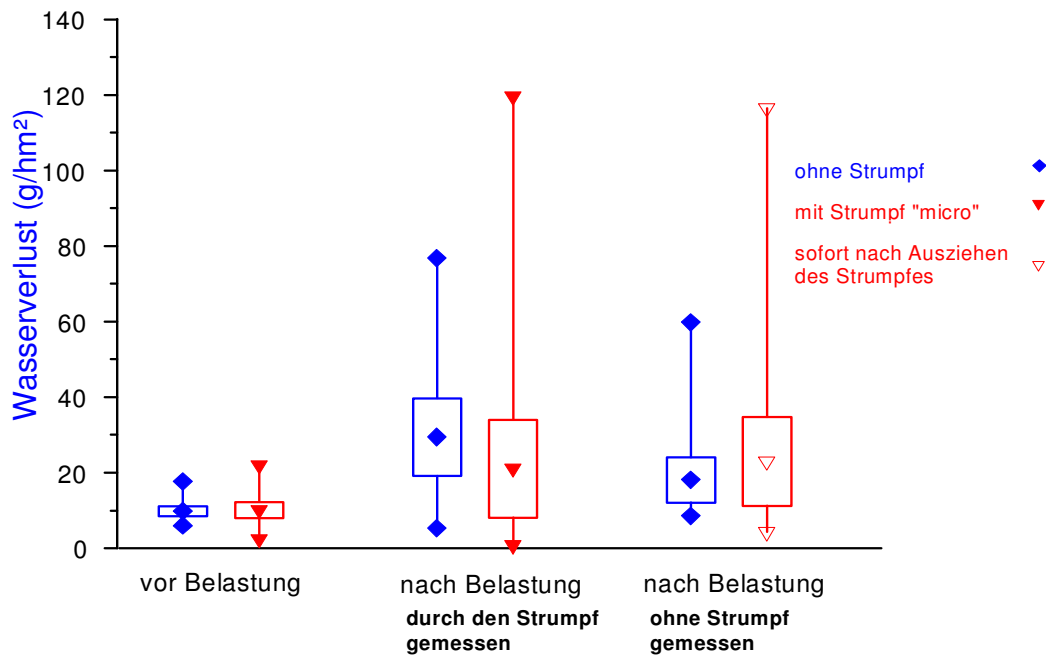


Abb. 16: Transepidermaler Wasserverlust des Venotrain micro auf B- Niveau vor der Belastung, unmittelbar nach der Belastung und nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfs 5 Minuten nach Beendigung der Belastung

3.2.2 Venotrain strong auf B-Niveau

Auch hier zeigte sich auf B-Höhe zunächst eine Zunahme des transepidermalen Wasserverlusts am Bein ohne Strumpf von $10,87 \pm 3,96$ g/hm² vor Belastung auf $31,31 \pm 23,09$ g/hm² unmittelbar nach Belastung ($p < 0,0008$), dann jedoch eine Abnahme auf $22,65 \pm 21,16$ g/hm² 5 Minuten nach der Belastung ($p < 0,023$).

Am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm der transepidermale Wasserverlust von $10,78 \pm 4,68$ g/hm² vor der Belastung ohne Kompressionsstrumpf auf $18,87 \pm 20,95$ g/hm² unmittelbar nach der Belastung durch den Kompressionsstrumpf hindurch ($p < 0,09$) zu. Nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfes 5 Minuten nach Beendigung der Belastung erhöhte sich der transepidermale Wasserverlust weiter auf $24,36 \pm 16,19$ g/hm² ($p < 0,001$).

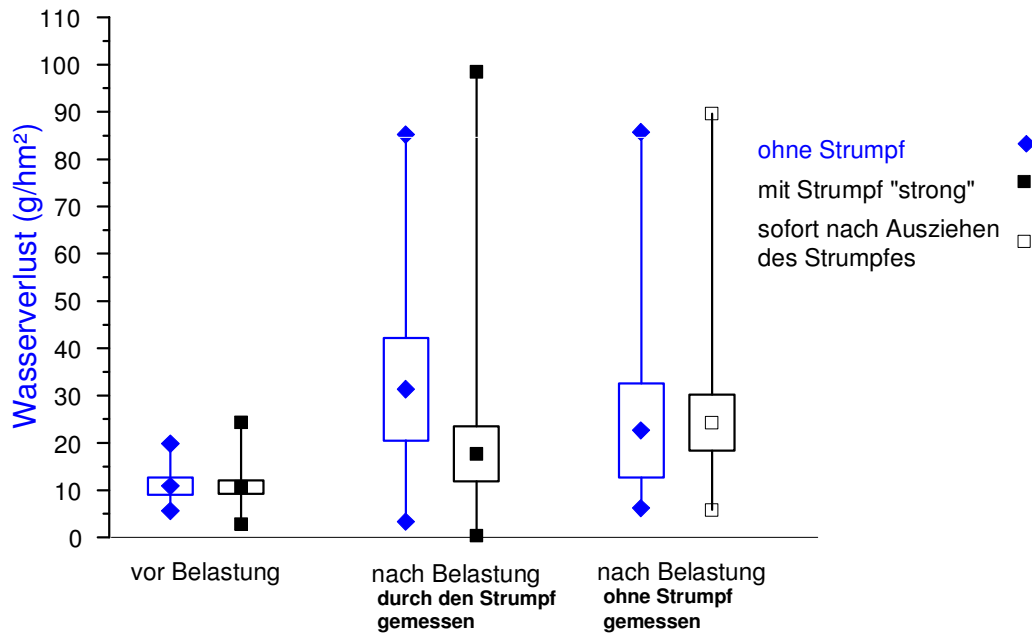


Abb. 17: Transepidermaler Wasserverlust des Venotrain strong auf B- Niveau vor der Belastung, unmittelbar nach der Belastung und nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfs 5 Minuten nach Beendigung der Belastung

3.2.3 Venotrain micro auf C-Niveau

Nach der Belastung zeigte sich auf C-Höhe zunächst eine Zunahme des transepidermalen Wasserverlusts am Bein ohne Strumpf von $10,47 \pm 3,75$ g/hm² vor Belastung auf $22,48 \pm 19,39$ g/hm² unmittelbar nach Belastung ($p < 0,009$), dann jedoch eine Abnahme auf $16,71 \pm 12,5$ g/hm² 5 Minuten nach der Belastung ($p < 0,037$).

Am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm der transepidermale Wasserverlust von $10,67 \pm 4,67$ g/hm² vor der Belastung ohne Kompressionsstrumpf auf $17,38 \pm 17,45$ g/hm² unmittelbar nach der Belastung durch den Kompressionsstrumpf hindurch ($p < 0,12$) zu. Nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfes 5 Minuten nach Beendigung der Belastung erhöhte sich der transepidermale Wasserverlust weiter auf $18,91 \pm 16,99$ g/hm² ($p < 0,067$).

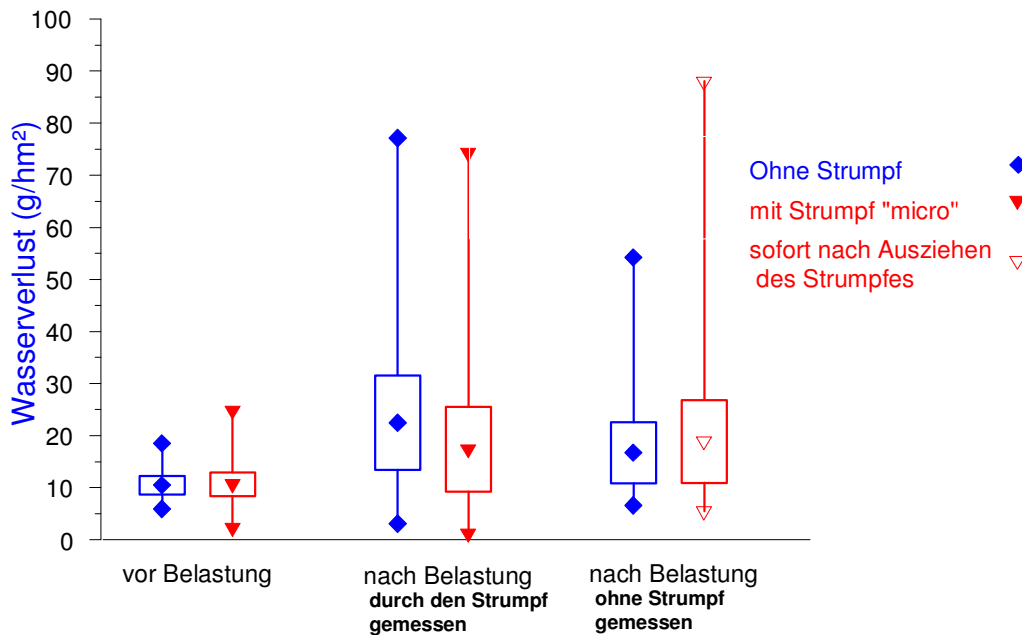


Abb. 18: Transepidermaler Wasserverlust von Venotrain micro auf C- Niveau vor der Belastung, unmittelbar nach der Belastung und nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfs 5 Minuten nach Beendigung der Belastung

3.2.4 Venotrain strong auf C-Niveau

Nach der Belastung zeigte sich zunächst eine Zunahme des transepidermalen Wasserverlusts am Bein ohne Strumpf von $10,51 \pm 4,42$ g/hm² vor Belastung auf $25,72 \pm 20,58$ g/hm² unmittelbar nach Belastung ($p < 0,003$), dann jedoch eine Abnahme auf $23,37 \pm 20,38$ g/hm² 5 Minuten nach der Belastung ($p < 0,01$).

Am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm der transepidermale Wasserverlust von $10,57 \pm 4,2$ g/hm² vor der Belastung ohne Kompressionsstrumpf auf $16,5 \pm 15,68$ g/hm² unmittelbar nach der Belastung durch den Kompressionsstrumpf hindurch ($p < 0,14$) zu. Nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfes 5 Minuten nach Beendigung der Belastung erhöhte sich der transepidermale Wasserverlust weiter auf $24,17 \pm 21,05$ g/hm² ($p < 0,012$).

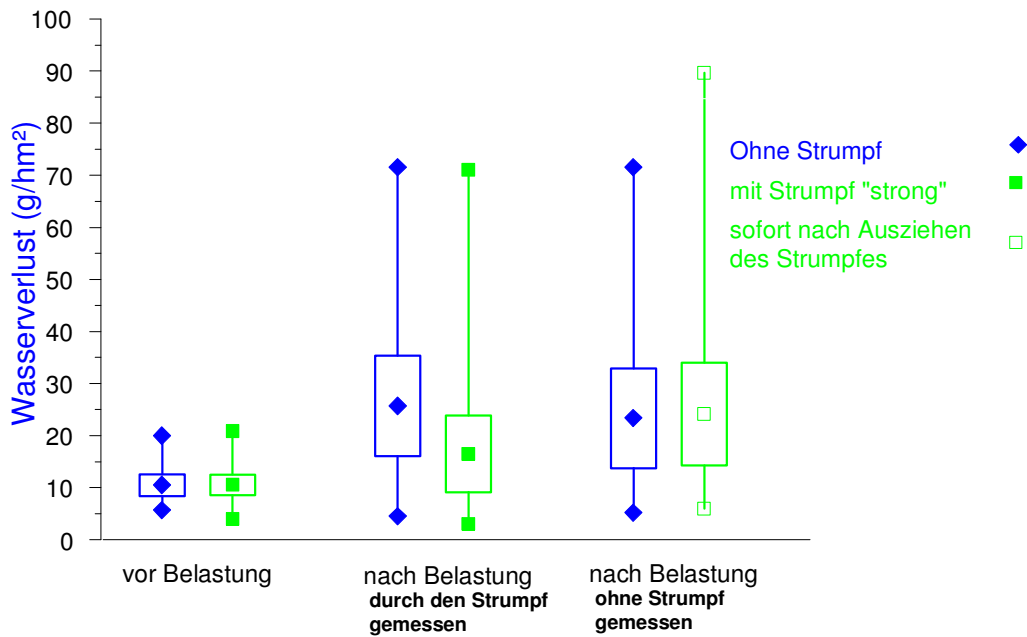


Abb. 19: Transepidermaler Wasserverlust des Venotrain strong auf C- Niveau vor der Belastung, unmittelbar nach der Belastung und nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfs 5 Minuten nach Beendigung der Belastung

3.2.5 Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe

Auf B-Niveau betrug die Differenz des transepidermalen Wasserverlusts vor der Belastung ohne Strumpf gemessen- nach 15 minütiger Belastung durch den Kompressionsstrumpf gemessen bei Venotrain micro $11,01 \pm 26,42$ g/hm² und bei Venotrain strong $8,09 \pm 20,62$ g/hm². Die Differenz vor der Belastung ohne Strumpf- nach der Belastung ohne Strumpf betrug bei Venotrain micro $12,90 \pm 25,14$ g/hm², bei Venotrain strong $13,58 \pm 16,8$ g/hm².

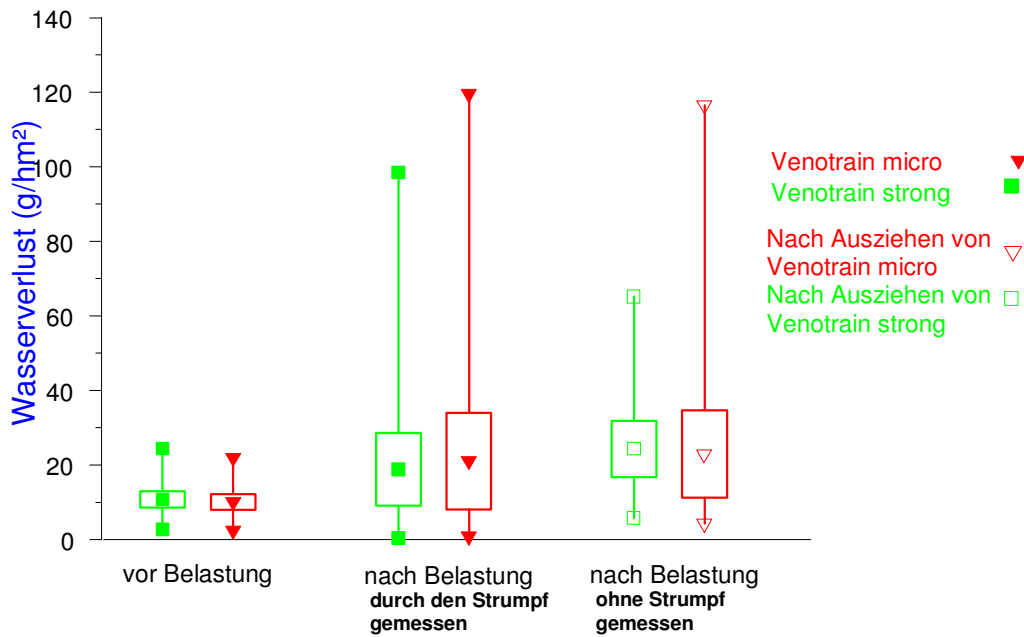


Abb.20 : Vergleich des transepidermalen Wasserverlusts zwischen den beiden Kompressionsstrümpfen auf B- Niveau vor Anziehen der Kompressionsstrümpfe, nach der Belastung durch das Kompressionsmaterial hindurch gemessen und direkt nach Ausziehen der Kompressionsstrümpfe

	Vor Belastung	Nach Belastung durch den Strumpf	Nach Belastung ohne Strumpf
Venotrain micro	10,12±4,59 g/hm ²	21,13±27,58 g/hm ²	23,02±25,01 g/hm ²
Venotrain strong	10,87±4,68 g/hm ²	18,87±20,95 g/hm ²	24,36±16,19 g/hm ²

Tab. 1: Transepidermaler Wasserverlust auf B- Höhe vor Anziehen der Kompressionsstrümpfe, nach der Belastung durch das Kompressionsmaterial hindurch gemessen und direkt nach Ausziehen der Kompressionsstrümpfe

Auf C-Niveau betrug die Differenz des transepidermalen Wasserverlusts vor der Belastung ohne Strumpf gemessen- nach 15 minütiger Belastung durch den Kompressionsstrumpf gemessen bei Venotrain micro $6,71 \pm 18,45 \text{ g/hm}^2$ und bei Venotrain strong $5,93 \pm 17,62 \text{ g/hm}^2$. Die Differenz vor der Belastung ohne Strumpf und nach der Belastung ohne Strumpf betrug bei Venotrain micro $8,24 \pm 19,03 \text{ g/hm}^2$, bei Venotrain strong $13,59 \pm 21,98 \text{ g/hm}^2$.

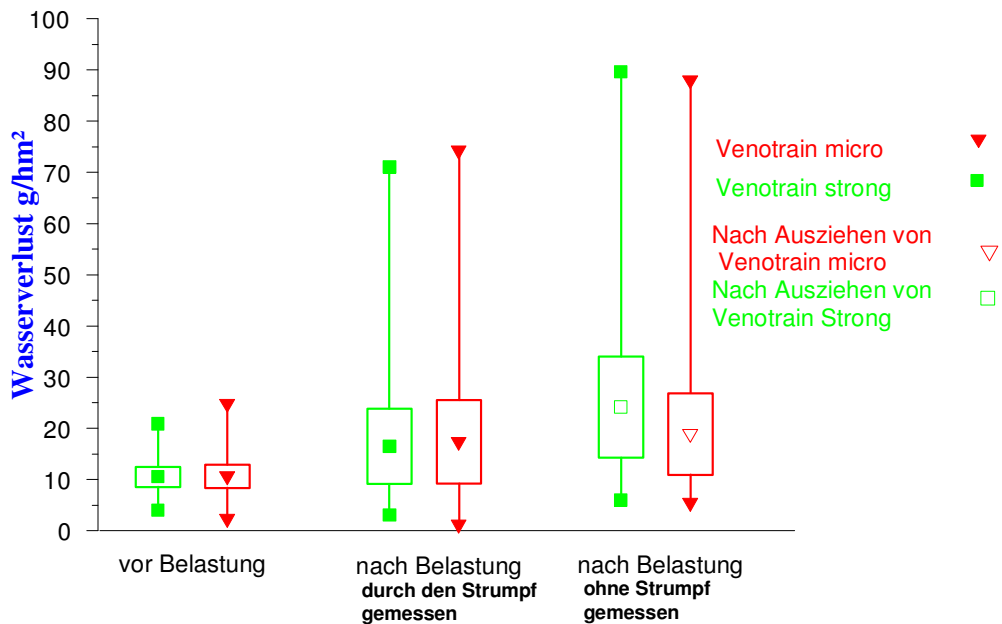


Abb. 21: Vergleich des transepidermalen Wasserverlusts zwischen den beiden Kompressionsstrümpfen auf C- Niveau vor Anziehen der Kompressionsstrümpfe, nach der Belastung durch das Kompressionsmaterial hindurch gemessen und direkt nach Ausziehen der Kompressionsstrümpfe

	Vor Belastung	Nach Belastung durch den Strumpf	Nach Belastung ohne Strumpf
Venotrain micro	10,67±4,84 g/hm ²	17,38±17,45 g/hm ²	18,91±16,99 g/hm ²
Venotrain strong	10,57±4,2 g/hm ²	16,50±15,68 g/hm ²	24,17±21,05 g/hm ²

Tab. 2: Transepidermaler Wasserverlust auf B- Höhe vor Anziehen der Kompressionsstrümpfe, nach der Belastung durch das Kompressionsmaterial hindurch gemessen und direkt nach Ausziehen der Kompressionsstrümpfe

3.3 Hautfeuchtigkeit

3.3.1 Venotrain micro auf B-Niveau

Auf B-Höhe stieg die Hautfeuchtigkeit am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, von $49,75 \pm 11,67$ vor der Belastung auf $52,70 \pm 10,2$ nach der Belastung ($p < 0,037$). Auch am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm die Hautfeuchtigkeit von $48,85 \pm 9,75$ vor der Belastung auf $53,80 \pm 13,4$ nach der Belastung zu ($p < 0,0913$).

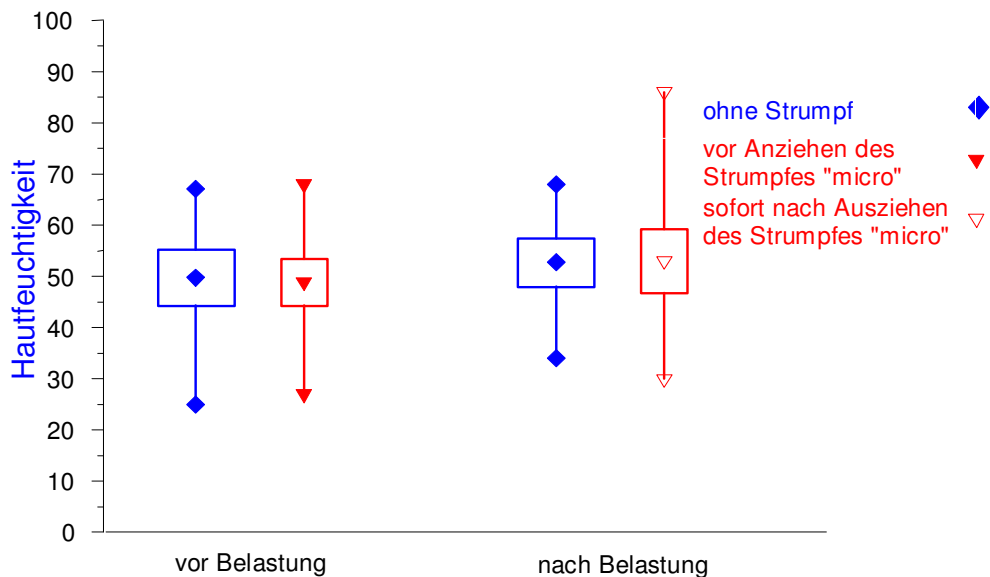


Abb. 22: Hautfeuchtigkeit bei Venotrain micro auf B- Niveau, bevor der Kompressionsstrumpf vor der Belastung angezogen wurde und sofort nach Ausziehen des Strumpfes nach dem Laufen

3.3.2 Venotrain strong auf B-Niveau

Auf B-Höhe stieg die Hautfeuchtigkeit nach der Belastung am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, von $50,8 \pm 10,24$ vor der Belastung auf $56,10 \pm 13,63$ nach der Belastung ($p < 0,05$). Auch am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm die Hautfeuchtigkeit von $49,05 \pm 8,58$ vor der Belastung auf $56,70 \pm 17,82$ nach der Belastung zu ($p < 0,02$).

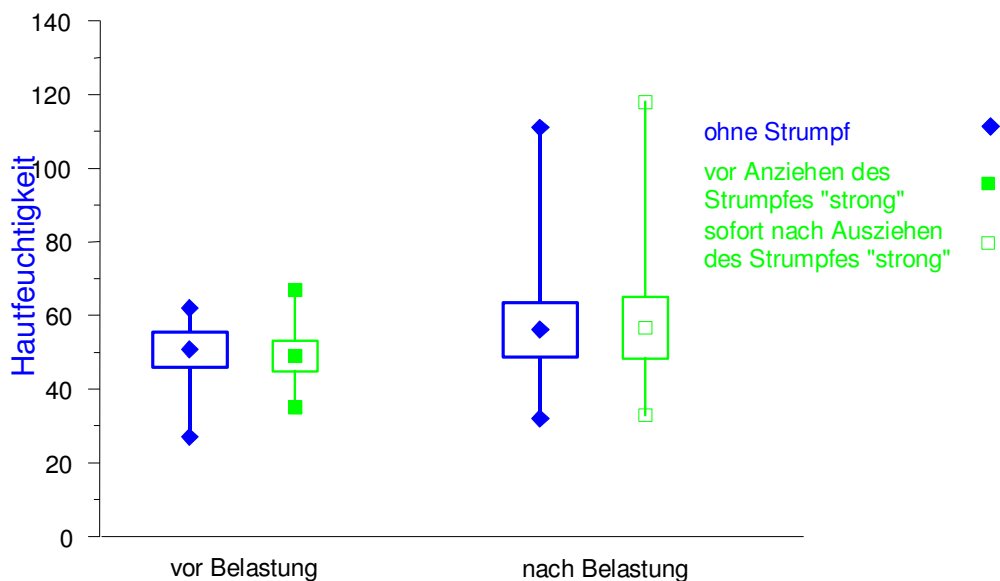


Abb. 23: Hautfeuchtigkeit bei Venotrain strong auf B-Niveau, bevor der Kompressionsstrumpf vor der Belastung angezogen wurde und sofort nach Ausziehen des Strumpfes nach dem Laufen

3.3.3 Venotrain micro auf C-Niveau

Auf C-Höhe stieg die Hautfeuchtigkeit nach der Belastung am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, von $53,55 \pm 10,38$ vor der Belastung auf $56,55 \pm 9,21$ nach der Belastung ($p < 0,03$). Auch am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm die Hautfeuchtigkeit von $55,65 \pm 9,44$ vor der Belastung auf $59,17 \pm 9,64$ nach der Belastung zu ($p < 0,12$).

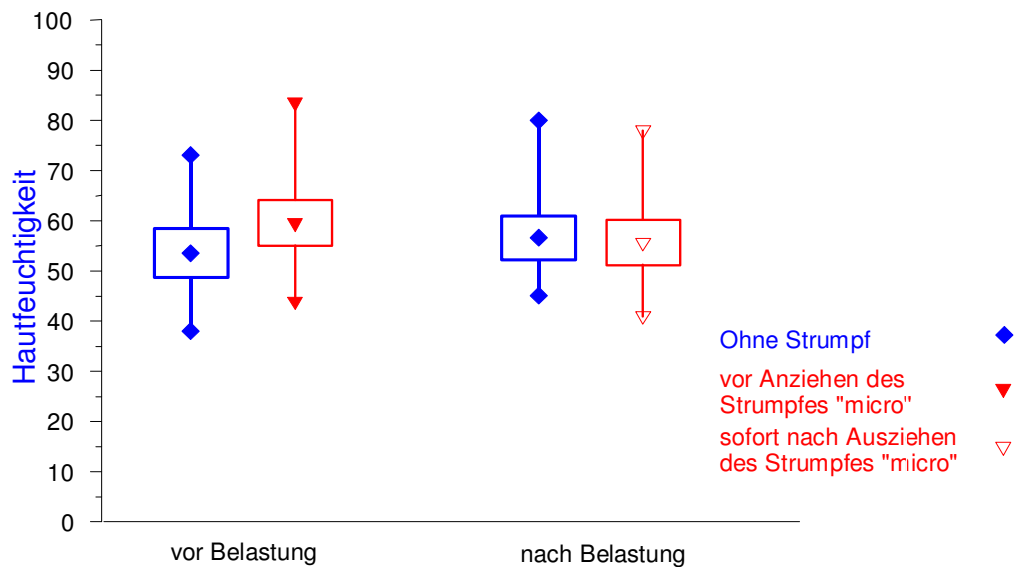


Abb. 24: Hautfeuchtigkeit bei Venotrain micro auf C- Niveau, bevor der Kompressionsstrumpf vor der Belastung angezogen wurde und sofort nach Ausziehen des Strumpfes nach dem Laufen

3.3.4 Venotrain strong auf C-Niveau

Auf C-Höhe stieg die Hautfeuchtigkeit nach der Belastung am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, von $54,15 \pm 11,28$ vor der Belastung auf $56,25 \pm 16,31$ nach der Belastung ($p < 0,41$). Auch am Bein, das den Kompressionsstrumpf trug, nahm die Hautfeuchtigkeit von $54,21 \pm 8,97$ vor der Belastung auf $59,05 \pm 15,82$ nach der Belastung zu ($p < 0,12$).

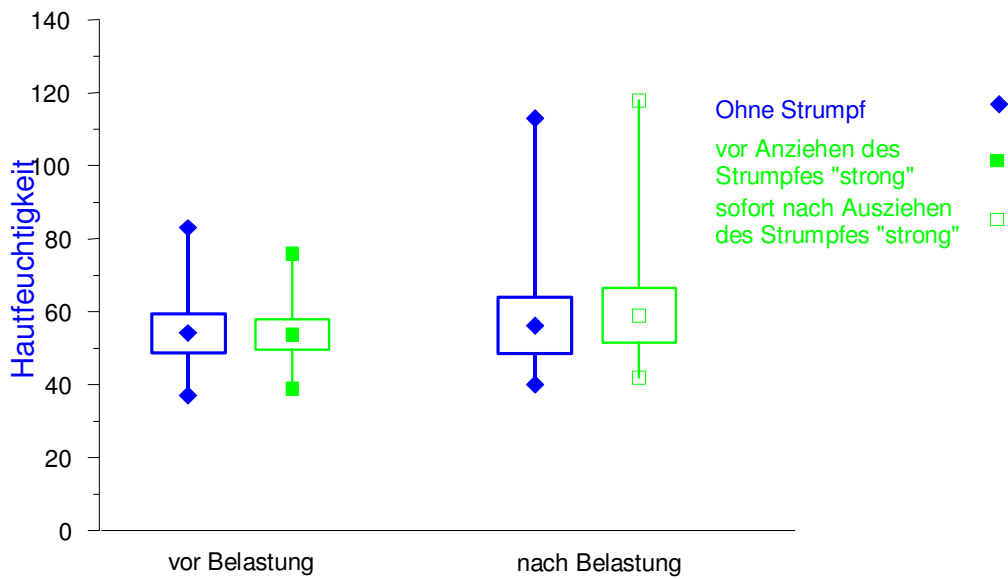


Abb. 25: Hautfeuchtigkeit bei Venotrain strong auf C-Niveau, bevor der Kompressionsstrumpf vor der Belastung angezogen wurde und sofort nach Ausziehen des Strumpfes nach dem Laufen

3.3.5 Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe

Vergleicht man die Zunahme der Hautfeuchtigkeit vor und nach der Belastung, so stellt man beim Kompressionsstrumpf Venotrain strong eine größere Zunahme als beim Kompressionsstrumpf Venotrain micro fest. Der Vergleich der Differenzen der Werte vor- nach der Belastung ergibt $p = 0,06$.

	Vor Belastung	Nach Belastung	Differenz (nach- vor)
Venotrain micro	52,25±10,08	56,28±11,99	4,03±10,6
Venotrain strong	51,56±9,04	57,87±16,68	6,51±13,9

Tab. 3: Vergleich der mittleren Hautfeuchtigkeit (auf B- und C-Niveau) bei Venotrain micro und strong vor und nach der Belastung, sowie die Differenz der Werte.

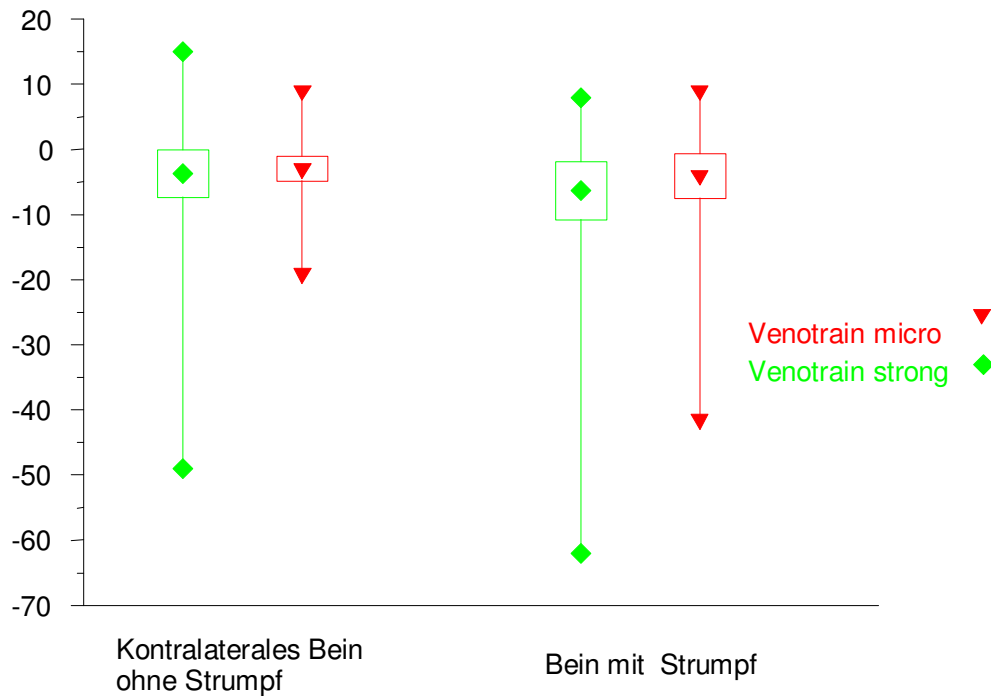


Abb. 26: Mittlere Hautfeuchtigkeit auf B- und C- Niveau von Venotrain micro und strong, bzw. deren unbedeckten kontralateralen Beine; Differenzen vor-nach der Belastung

3.4 Korrelation von transepidermalem Wasserverlust und Hautfeuchtigkeit auf B- Niveau

Auf B- Niveau wurden die Änderung des transepidermalen Wasserverlusts ΔTEWL und die Veränderung der Hautfeuchtigkeit ΔHautf korreliert. Es ergaben sich folgende Koeffizienten: an den Beinen ohne Strumpf $r = 0,5969$ bzw. $r = 0,3878$; bei Venotrain micro $r = 0,7339$ und bei Venotrain Strong $r = 0,8488$.

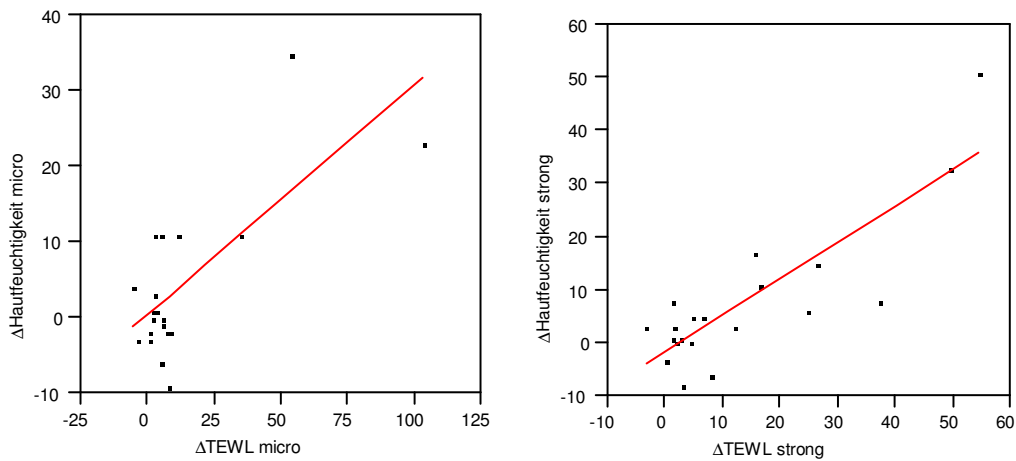


Abb. 27: Korrelation von der Änderung des transepidermalen Wasserverlusts Δ TEWL und der Veränderung der Hautfeuchtigkeit Δ Hautf bei Venotrain micro und Venotrain strong

3.5 Gewicht

3.5.1 Venotrain micro

Das Gewicht des Kompressionsstrumpfes Venotrain micro nahm von $21,94 \pm 1,80$ g vor der Belastung auf $22,03 \pm 1,82$ g nach der Belastung zu ($p < 0,0001$). Dies entspricht einer Zunahme von 92 ± 78 mg.

3.5.2 Venotrain strong

Das Gewicht des Kompressionsstrumpfes Venotrain strong betrug $44,87 \pm 3,17$ g vor der Belastung und $44,95 \pm 3,18$ g nach der Belastung ($p < 0,013$), was eine Gewichtszunahme von 79 ± 129 mg bedeutet.

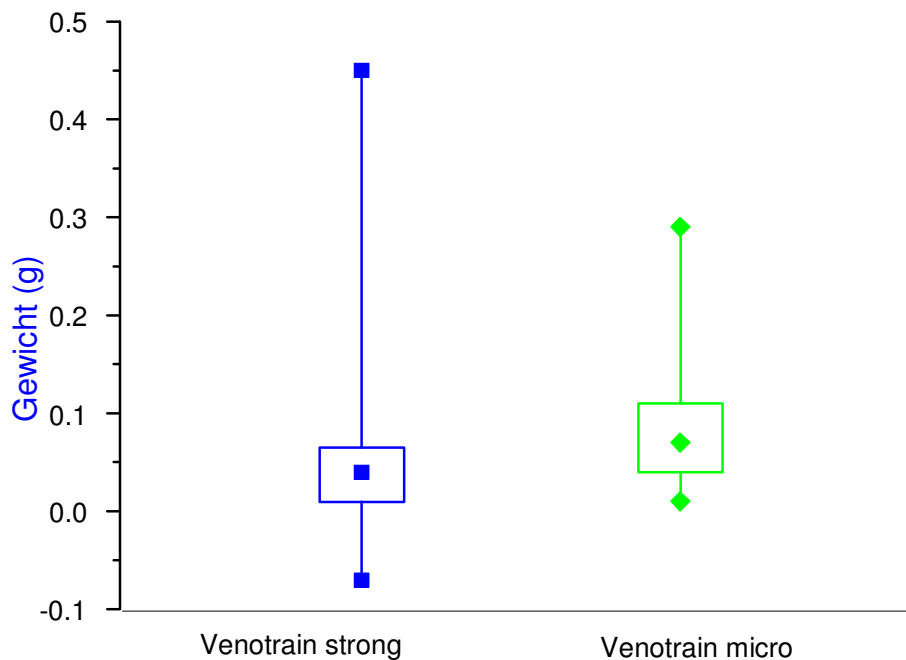


Abb. 28: Vergleich des Gewichts der beiden Kompressionsstrümpfe; Differenz Gewicht nach Belastung und vor Belastung

3.6 Korrelation von Gewichtsänderung und Veränderung des transepidermalen Wasserverlusts und der Hautfeuchtigkeit

Zur Erklärung der Gewichtsveränderung des Kompressionsstrumpfes nach körperlicher Belastung wurde die Änderung des Gewichts ΔGew mit der Änderung von transepidermalem Wasserverlust ΔTEWL korreliert. Dabei ergab sich für Venotrain strong ein Korrelationsfaktor von $r = 0,80$ und für Venotrain micro von $r = 0,45$. Außerdem wurde die Gewichtsänderung ΔGew mit der Veränderung der Hautfeuchtigkeit ΔHautf korreliert, wobei der Korrelationsfaktor bei Venotrain strong $r = 0,857$ und bei Venotrain micro $r = 0,49$ betrug.

	Δ Gewicht	Δ TEWL	Δ Hautfeuchtigkeit
Venotrain micro	92±78 mg	12,9±25,14 g/hm ²	4,15±10,43
Venotrain strong	79±129 mg	13,58±16,8 g/hm ²	7,65±13,58

Tab. 4: Mittelwerte der Gewichtsveränderung Δ Gewicht (Gewicht nach Belastung- Gewicht vor Belastung), Δ TEWL (transepidermaler Wasserverlust nach Belastung ohne Strumpf gemessen- transepidermaler Wasserverlust vor Belastung auf B- Niveau) und Δ Hautfeuchtigkeit (Hautfeuchtigkeit nach Belastung- Hautfeuchtigkeit vor Belastung auf B- Höhe)

3.7 Anpressdruck

3.7.1 *Venotrain micro*

Der Kompressionsstrumpf Venotrain micro erbrachte im Stehen einen Kompressionsdruck von 41,72±10,35 mmHg in Höhe des B-Niveaus. Auf C-Niveau war der Kompressionsdruck mit 31,95±6,87 mmHg deutlich geringer, was einem mittleren Druckgefälle von 9,77± mmHg und einer mittleren Druckreduktion von 23,41% entspricht. Der maximale Arbeitsanpressdruck lag in Höhe des B-Niveaus bei 57,58±13,10 mmHg; in Höhe des C-Niveaus bei 50,71±9,24 mmHg.

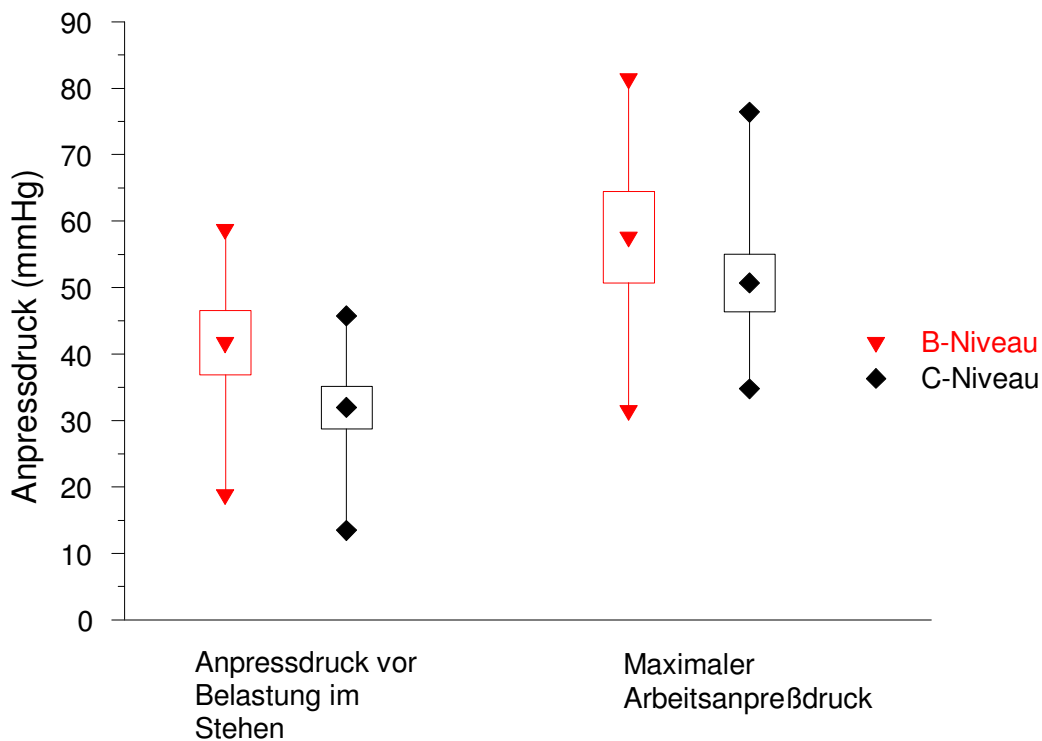


Abb. 29: Ruheanpressdruck und maximaler Arbeitsanpressdruck des Venotrain micro auf B- und C-Niveau

3.7.2 Venotrain strong

Der Kompressionsstrumpf Venotrain strong erbrachte im Stehen einen Kompressionsdruck von $45,25 \pm 9,98$ mmHg in Höhe des B-Niveaus. Auf C-Niveau war der Kompressionsdruck mit $30,81 \pm 8,37$ mmHg deutlich geringer, das entspricht einem mittleren Druckgefälle von $14,44 \pm$ mmHg, einer mittleren Druckreduktion von 31,9%.

Der maximale Arbeitsanpressdruck lag in Höhe des B-Niveaus bei $63,27 \pm 12,31$ mmHg; in Höhe des C-Niveaus bei $51,94 \pm 10,10$ mmHg.

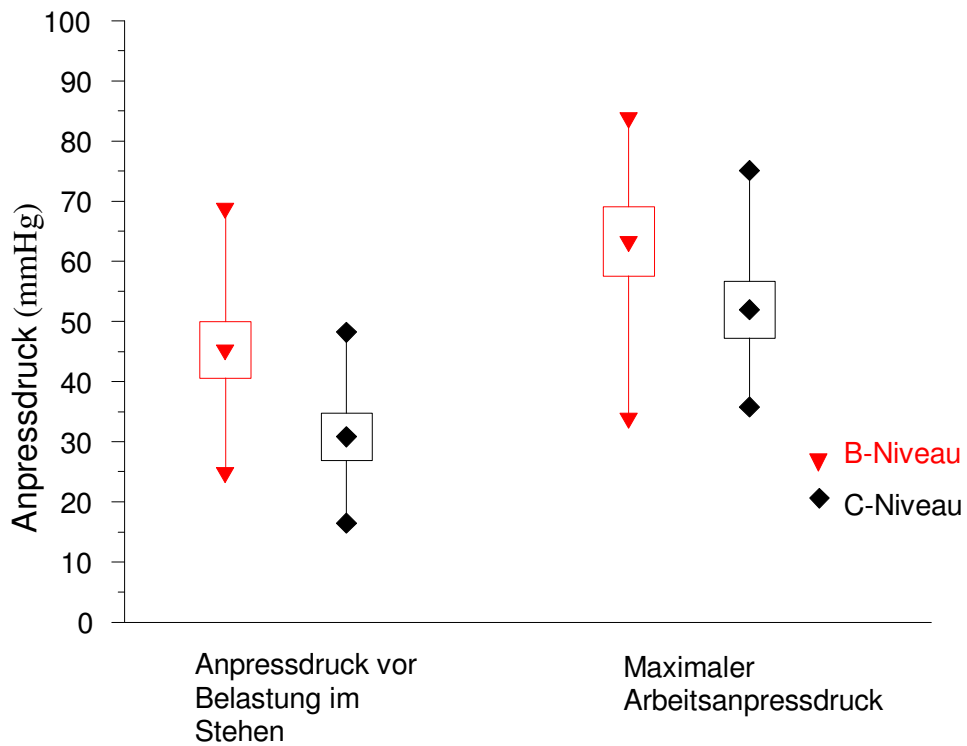


Abb. 30: Ruheanpressdruck und maximaler Arbeitsanpressdruck von Venotrain strong auf B- und C-Niveau

3.7.3 *Quotient maximaler Arbeitsanpressdruck/ Ruheanpressdruck im Stehen*

Für Venotrain micro errechnete sich auf B- Höhe ein Quotient aus maximalem Arbeitsanpressdruck/ Ruheanpressdruck im Stehen von $1,40 \pm 0,25$, für Venotrain strong von $1,41 \pm 0,20$. Auf C- Niveau betrug der Quotient bei Venotrain micro $1,58 \pm 0,59$ und bei Venotrain strong $1,68 \pm 0,55$.

3.7.4 Vergleich der beiden Kompressionsstrümpfe

In Höhe des B-Niveaus ergab sich sowohl im Stehen als auch während der Belastung ein höherer Anpressdruck bei dem Kompressionsstrumpf Venotrain strong als bei dem Kompressionsstrumpf Venotrain micro. Auf C-Niveau wies der Kompressionsstrumpf Venotrain micro im Stehen einen höheren Anpressdruck auf, während der Belastung jedoch der Kompressionsstrumpf Venotrain strong.

	Venotrain micro	Venotrain strong
Ruheanpressdruck	41,72 mmHg	45,25 mmHg p<0,2
Maximaler Arbeitsanpressdruck	57,58 mmHg	63,27 mmHg p<0,09

Tab. 5: Ruheanpressdruck im Stehen und maximaler Arbeitsanpressdruck auf B-Niveau im Vergleich (jeweils Mittelwert, statistische Signifikanz bezogen auf Venotrain micro)

	Venotrain micro	Venotrain strong
Ruheanpressdruck	31,95 mmHg	30,81 mmHg p<0,53
Maximaler Arbeitsanpressdruck	50,71 mmHg	51,94 mmHg p<0,62

Tab. 6: Ruheanpressdruck im Stehen und maximaler Arbeitsanpressdruck auf C-Niveau im Vergleich (jeweils Mittelwert, statistische Signifikanz bezogen auf Venotrain micro)

3.8 Venöse Wiederauffüllzeit t_0 (s)

Die venöse Wiederauffüllzeit nach 10 Zehenständen konnte sowohl durch den Kompressionsstrumpf Venotrain micro, als auch durch den Kompressionsstrumpf Venotrain strong verlängert werden. Ohne Strumpf betrug die venöse Wiederauffüllzeit $19,45 \pm 7,96$ s, mit Venotrain micro $26,36 \pm 10,71$ s ($p < 0,0002$) und mit Venotrain strong $33,60 \pm 12,28$ s ($p < 0,0001$).

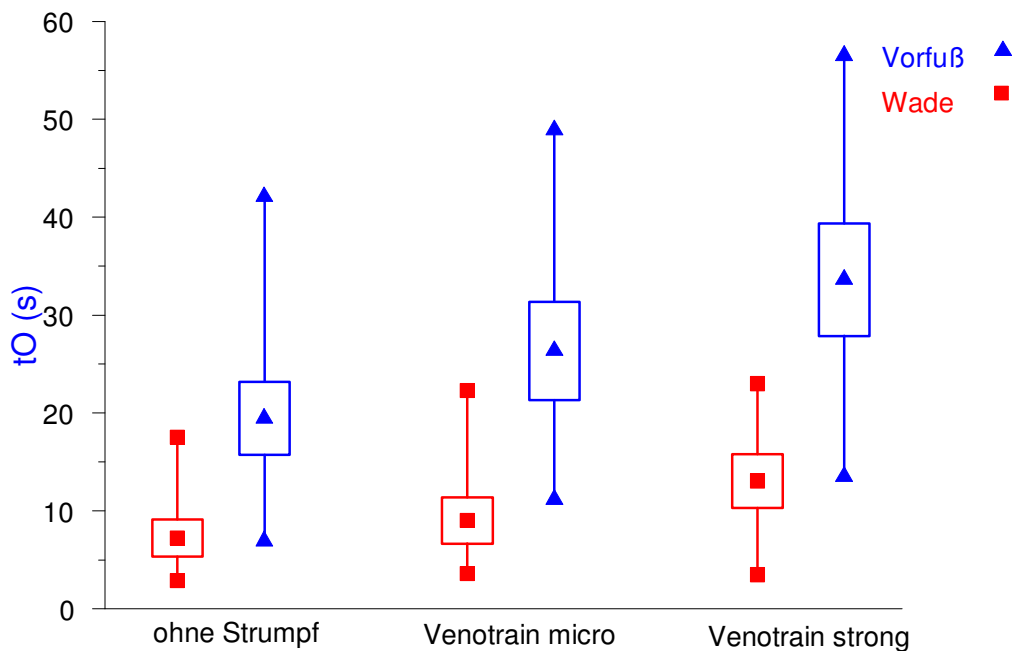


Abb. 31 : Venöse Wiederauffüllzeit t_0 (s) nach 10 Zehenständen mit und ohne Kompressionsstrumpf an Wade und Vorfuß

3.9 Halbe venöse Wiederauffüllzeit $t_{1/2}$ (s)

Die halbe venöse Wiederauffüllzeit wurde von $4,53 \pm 2,82$ s ohne Strumpf durch den Kompressionsstrumpf Venotrain micro auf $8,16 \pm 5,23$ s ($p < 0,0002$) und durch den Kompressionsstrumpf Venotrain strong auf $13,23 \pm 25,12$ s ($p < 0,10$) verlängert.

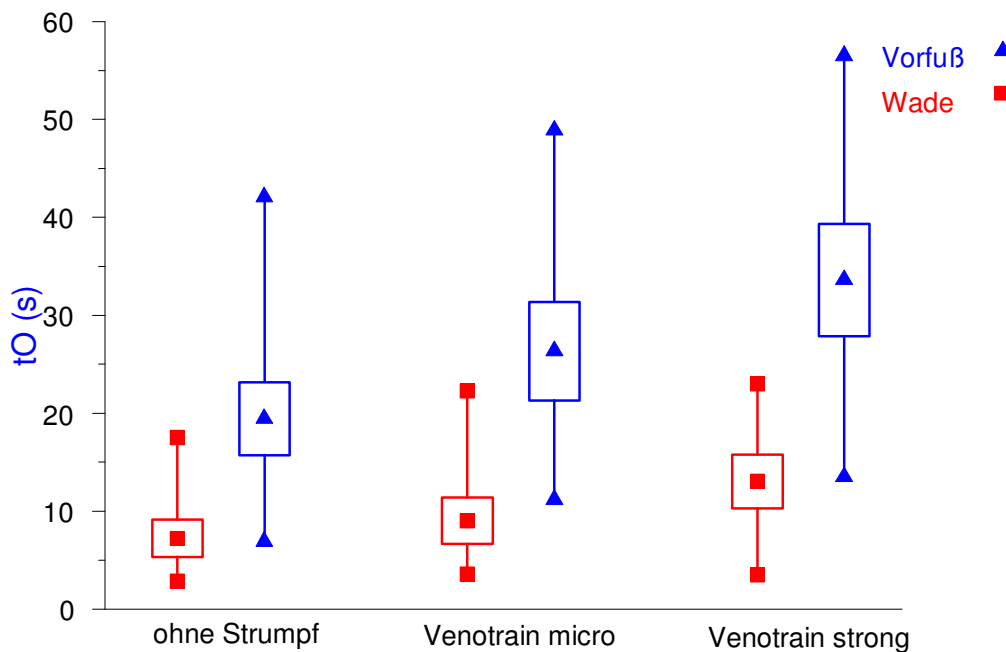


Abb. 32: Halbe venöse Wiederauffüllzeit $t_{1/2}$ (s) nach 10 Zehenständen mit und ohne Kompressionsstrumpf

3.10 Subjektiver Tragekomfort

Der Kompressionsstrumpf Venotrain micro wurde vom Großteil der Patienten als angenehmer empfunden als Venotrain strong. Dies zeigte sich am deutlichsten bei der Frage, wie bequem der Strumpf saß. Außerdem wurde es als frei formulierte Bemerkung am Ende des Fragebogens 5 mal genannt.

Venotrain strong warf bei 9 Patienten am Fußrücken Falten, micro jedoch nur bei 2 Patienten. Außerdem gaben 3 Patienten an, dass Venotrain strong am Vorderfuß rutschte, 4 nannten ein Verrutschen am Bein, und 5 Patienten beklagten Faltenbildung am Knöchel. Das Material des Venotrain strong wurde von 5 Patienten als grob empfunden, das des Venotrain micro jedoch als leicht und angenehm.

Ergebnisse

	Venotrain micro	Venotrain strong
Gab Halt	8,58±2,42	8,73±1,72
Saß bequem	7,35±2,59	6,21±3,40
Haut juckte	1,29±0,98	1,26±0,93
Haut trocknete aus	2,0±1,69	1,89±2,18
Schwitzte unter Strumpf	2,70±2,22	1,26±0,65
Zu eng	3,58±3,45	2,05±2,34
Schnürte Haut ein	3,05±3,15	4,42±3,97
Schränkte Bewegungsfreiheit ein	2,06±1,76	1,05±0,22
Feuchtigkeit staute sich	2,5±2,0	1,11±0,47
Wärme staute sich	2,25±2,35	1,42 ±1,07
Kalte Füße	2,18±1,97	2,78±3,25

Tab. 7: Ergebnismittelwerte des Fragebogens, wobei 1 „gar nicht“ und 10 „sehr“ vorhanden bedeutet

	Venotrain micro	Venotrain strong
Strumpf angenehm zu tragen	5	2
Super, weil Material nicht so dick	2	0
Strumpf sitzt gut	1	4
Strumpf bildete Falten an Fußrücken und/oder Knöchel	2	12
Gewebe grob, dick	0	5
Strumpf rutscht am Fuß und/oder Bein	1	5

Tab. 8: Häufigkeit der frei formulierten Kommentare bei den Kompressionsstrümpfen

4 Zusammenfassung der Ergebnisse

Während einer 15minütigen laufbandergometrischen Belastung zeigte sich ein deutlicher Anstieg von Hauttemperatur, Hautfeuchtigkeit und transepidermale Wasserverlust sowohl an den Beinen, die Kompressionsstrümpfe trugen, als auch an den Beinen, die keine Strümpfe trugen. Die Beine ohne Kompressionsstrumpf verzeichneten jeweils geringere Anstiege; unter Venotrain strong konnte tendenziell eine stärkere Erhöhung von Hauttemperatur, Hautfeuchtigkeit und transepidermale Wasserverlust festgestellt werden als unter Venotrain micro. Die Änderung von transepidermale Wasserverlust und Hautfeuchtigkeit unter Kompressionsmaterialien korrelieren miteinander.

Während sich der transepidermale Wasserverlust nach Beendigung der körperlichen Belastung am Bein, das keinen Kompressionsstrumpf trug, im Verlauf rückläufig zeigte, konnte nach Ausziehen der Kompressionsstrümpfe, eine Zunahme gegenüber den Werten, die durch die Kompressionsmaterialien hindurch gemessen wurden, beobachtet werden. Durch Venotrain micro wurde mehr Wasserdampf abgegeben als durch Venotrain strong, wobei Venotrain micro während der Belastung mehr Wasser aufnahm.

Der Ruheanpressdruck lag bei beiden Kompressionsstrümpfen in dem für diese Kompressionsklasse angegebenen Bereich und zeigte das im Verlauf des Beins gewünschte nach distal ansteigende Druckgefälle. Venotrain strong wies ein größeres Druckgefälle vom Knöchel zur Wade auf als Venotrain micro. Der Anpressdruck des Venotrain strong war in B- Höhe sowohl im Stehen als auch in Bewegung tendenziell höher als der des Venotrain micro. Für beide Kompressionsstrümpfe errechnete sich in dieser Messhöhe ein ähnlicher Quotient (max. Arbeitsdruck/ Ruheanpressdruck im Stehen). In C- Höhe lag der Ruheanpressdruck des Venotrain strong tendenziell niedriger, der Arbeitsdruck jedoch höher als der des Venotrain micro, so dass sich für Venotrain strong ein größerer Quotient von Arbeitsdruck/ Ruheanpressdruck ergab.

Der positive Effekt beider Kompressionsstrümpfe auf die Hämodynamik konnte mit Hilfe der Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie gezeigt werden. Venotrain strong verlängerte die venöse Wiederauffüllzeit signifikant mehr als Venotrain micro.

Die Patienten gaben, nach ihrer subjektiven Beurteilung der Kompressionsmaterialien nach 2-3tägigem Tragen befragt, bei Venotrain strong die meisten Beschwerden an und empfanden Venotrain micro angenehmer. Im subjektiven Trageempfinden spiegelten

Zusammenfassung der Ergebnisse

sich die apparativ gewonnenen Unterschiede zwischen den hier verwendeten Kompressionsmaterialien jedoch nur teilweise wieder.

5 Diskussion

5.1 Kompressionsbehandlung

Die Kompressionstherapie gilt neben der Bewegungstherapie als ein wichtiger Grundpfeiler für die Prophylaxe und Behandlung der chronisch venösen Insuffizienz. Besondere Bedeutung kommt einer frühzeitigen und konsequenten Therapie zu, um die Progredienz der Erkrankung zu verlangsamen (34). Die Wirksamkeit der Kompressionstherapie konnte in zahlreichen Untersuchungen nachgewiesen werden (79).

Kompressionsstrümpfe sollen das Bein entstauen, den venösen Rückstrom wiederherstellen, und eine Wiederanschoppung des Ödems verhindern, da die extrafaszialen Venen entleert und die Strömungsgeschwindigkeit erhöht wird. Die Funktion der Venenklappen kann wiederhergestellt und eine paradoxe Strömung aufgehoben werden. Zusätzlich wird die Mikrozirkulation positiv beeinflusst (34).

5.2 Kompressionsmaterial

In dieser Studie wurden Konfektionskompressionsstrümpfe verwendet. Die Vor- und Nachteile von maßgefertigten Kompressionsstrümpfe gegenüber Konfektionskompressionsstrümpfen werden in der Literatur kontrovers diskutiert (2). Die noch gültigen Bestimmungen der GZG für Standardgrößen von Kompressionsstrümpfe mittels Messung der Längen und Umfänge besteht seit 1966 unverändert. Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass der Mensch in den letzten 30 Jahren größer geworden ist (108). Laut Wienert sind daher 75,6% der in seiner Studie untersuchten Probanden nicht mehr ins bestehende Normsystem einteilbar (108). In anderen Veröffentlichungen ist jedoch nur von 50 bzw. 10% der Patienten die Rede, bei denen aus diesem Grund eine Maßanfertigung indiziert ist (80,108). Diesen Sachverhalt berücksichtigend, müsste die Maßtabelle zur Größenbestimmung von Serienstrümpfen verändert werden (108), da die Verbesserung der Hämodynamik durch schlecht angepasste Kompressionsstrümpfe nur unzureichend ist und die Compliance der Patienten unter anderem von einer guten Passform abhängig ist (16,50).

Mehrere Veröffentlichungen weisen darauf hin, dass aus wirtschaftlichen Gründen die Verordnung von Serienstrümpfen der Maßanfertigung vorzuziehen ist (3,80). Im Jahr 1982 wurden 76,5% der Patienten mit Kompressionsklasse II mit Konfektionsstrümpfen versorgt, so dass es sinnvoll erscheint, die Studie mit Serienstrümpfen durchzuführen.

Das Gestrick des Kompressionsstrumpfes Venotrain micro soll laut Herstellerangaben durch die vollständige Umwindung des Lycrafadens mit Microfasern die Hautfeuchtigkeit an die Außenseite des Strumpfes transportieren.

5.3 Hauttemperatur

Die Hauttemperaturen einer bestimmten Körperstelle besitzen eine große Streubreite, zum einen bei verschiedenen Menschen, zum anderen auch beim gleichen Menschen zu verschiedenen Zeiten und Bedingungen (69); außerdem unterliegt die Hauttemperatur tageszeitlichen Schwankungen (110). So schwanken die Angaben in der Literatur über die durchschnittliche Temperatur der Unterschenkel bei Gesunden. Kleine-Natrops gibt 28,5-29,7°C an (53), während die von Öhler gemessenen Temperaturen zwischen 32,4 und 35°C liegen (78).

Die Hauttemperatur von Venenkranken im Stadium I-III nach Widmer liegt, wie Leu et al herausfanden, am Malleolus medialis durchschnittlich um 1,5 °C (31,6°C±1,3) über der von Gesunden (30,1°C±1,8) (59). Auch Kelechi et al fanden bei Patienten mit CVI um 1°C erhöhte Temperaturen der Hautoberfläche in der Knöchelregion (51).

Die durchschnittliche Hauttemperatur vor der laufbandergometrischen Belastung auf B-Niveau betrug in dieser Studie 29,92 °C. Die Temperatur an dem Bein, das Venotrain strong trug, war bereits leicht erhöht, was damit erklärt werden kann, dass die Patienten bis zur Einregelung der Temperaturen bereits 2-3 Minuten mit angezogenen Kompressionsstrumpf standen, so dass in diesem Zeitraum schon die Temperatur angestiegen war. Allerdings können Temperaturschwankungen von 0,2 bis 0,3 °C vor Beginn des Laufens auch allein durch die Verlagerung des Gewichts von einem Bein auf das andere oder durch sonstige leichte Bewegungen verursacht werden (69).

Bei dynamischer Arbeit erhöht sich die Wärmeproduktion der arbeitenden Muskulatur, außerdem ändern sich die Durchblutungsverhältnisse, so dass die betreffenden Gebiete erheblich mehrdurchblutet sind (69). Bei schwerer Arbeit steigt so die Durchblutung

der Muskulatur um das Zehnfache, die der Haut um das Vierfache an (102). Die Hautdurchblutung bei Gesunden steigt dabei proportional an mit der Körperkerntemperatur. Entsprechend konnte nach Beendigung der Belastung ein Anstieg der Hauttemperatur sowohl an den Beinen, die Kompressionsstrümpfe trugen, als auch an den nackten Beinen festgestellt werden.

Die Körpertemperatur nimmt außerdem mit zusätzlicher Bekleidung unter Belastung stärker zu (52), wobei sowohl das Stoffmaterial (57), als auch die Art des Gestricks (75) die Hauttemperatur beeinflussen.

Ein initialer Temperaturabfall mit Minimum im ersten Drittel der Belastungsphase ist physiologisch. Zu diesem Ergebnis kam Miller, der die Belastungsthermie bei gesunden Probanden anwendete (69) und ursächlich die Konvektion beim Laufen nannte in Kombination mit einem Temperaturanstieg kurz vor Beginn des Laufens durch ruhiges Stehen auf der geneigten Fläche des Laufbandes. Dies kann eine venöse Stase bewirken, die erst mit Beginn der rhythmischen Kontraktion aufgelöst wird (69). Bachmann kam zu dem Schluss, dass Temperaturverläufe, die vom Start bis zum Ende kontinuierlich abfallen, auf eine schlechte Gefäßsituation schließen lassen (8). Er hatte das Hauttemperaturverhalten von Patienten mit arteriellen Verschlusskrankheiten während einer Belastung untersucht.

Bei der hier durchgeführten Studie wurde die Temperaturmessung direkt nach Beendigung des Gehens abgebrochen, um den transepidermalen Wasserverlust, sowie die Hautfeuchtigkeit zu bestimmen. Miller belastete auf einem Laufbandergometer bei 3 km/h Geschwindigkeit und 12,5% Steigung gesunde Patienten über 10 Minuten (69). Bei seinen Untersuchungen erreichten die Hauttemperaturen, die an Ober- und Unterschenkel gemessen wurden, den höchsten Punkt 3 Minuten nach Beendigung des Gehens. Nach Beendigung des Gehens fand Miller bei den Mittelwertkurven einen durchschnittlichen Temperaturanstieg um 0,5°C (69). Nakayama et al haben diesen Anstieg über dem arbeitenden Gebiet zu einem gewissen Ausmaß sowohl auf das Nachlassen des Vasomotorentonus zurückgeführt als auch mit dem Wegfall des konvektiven Wärmeverlusts erklärt (72). Betrachtet man den Einfluss der Muskeldurchblutung, so ist ihre Reaktion nach einer Arbeit als „reaktive Hyperämie“ bezeichnet worden (11).

Bei Patienten mit CVI ist im kranken Bein die Wahrnehmung von Wärme gegenüber Gesunden reduziert (89,92), was auf eine mangelnde Funktion der peripheren thermoaf-

ferenten C- Nervenfasern schließen lässt; Reinhardt et al fanden jedoch keine Veränderung in der sudomotorischen und vasomotorischen Funktion; Ardron et al führten eine Studie durch, bei der Änderungen des peripheren autonomen Systems und eine Störung der Vasodilatation als Ausdruck eines beeinträchtigten Axonreflex nachgewiesen wurden (4).

Der festgestellte tendenziell stärkere Anstieg von Hauttemperatur und transepidermale Wasserverlust am nackten Vergleichsbein von Venotrain strong weist bei den Patienten der hier vorliegenden Studie mit einer CVI im Stadium I und II nach Widmer auf ein funktionstüchtiges sudomotorisches System hin.

Häfner et al hatten bei gefäßgesunden, ebenfalls weiblichen Probanden nach ebenfalls 15minütiger Belastung auf einem Laufband (5km/h und 12° Steigung) eine durchschnittliche Erhöhung der Hauttemperatur um 1,1°C unter Venotrain micro festgestellt, die Temperatur des nackten Vergleichsbeins war jedoch lediglich um 0,5°C angestiegen (41). Die Messergebnisse unserer Studie mit venenerkrankten Patienten liegen mit 1,2°C Temperaturanstieg unter Venotrain micro und 0,9°C am Gegenbein deutlich höher, obwohl die Patienten mit nur 3 km/h liefen.

5.4 Transepidermaler Wasserverlust

Der transepidermale Wasserverlust wurde von Rothman als passive Wasserverdunstung durch die Epidermis definiert (86). In der Regel dient die Messung des transepidermalen Wasserverlustes mittels Tewameter der Bestimmung der Leistungsfähigkeit der Barrierefunktion der Haut (32). In dieser Studie wurde das Tewameter jedoch lediglich eingesetzt, um die Wasserverdunstung der Haut zu messen.

Die gemessene Wasserverdunstung setzt sich zusammen aus der perspiratio insensibilis (passive Wasserdiffusion durch die Haut und passive Sekretion durch die Schweißdrüsen und weitgehend temperaturunabhängig (98)), sowie der perspiratio sensibilis, die aufgrund von körperlicher Anstrengung einsetzt und auf einem aktiven, über cholinerge sympathische Nervenfasern ausgelösten Sekretionsvorgang der ekkrinen Schweißdrüsen beruht. Die ekkrinen Schweißdrüsen sind unter komfortablen Umweltbedingungen (bis 20°C (9)) inaktiv und werden erst durch thermische, körperliche oder emotionale Reize aktiviert.

Die Barrierefunktion der normalen Haut wird bei körperlicher Belastung und Standardbedingungen nicht beeinflusst (86).

In der Literatur fehlen bisher Angaben zum Verhalten der Barrierefunktion und zum transepidermalen Wasserverlust bei Patienten mit chronisch venöser Insuffizienz; de Luca stellte beim Vergleich des kutanen Wasserverlustes von Gesunden mit Patienten mit peripheren Gefäßerkrankungen keine Unterschiede fest (17).

Nilsson gibt in seiner Untersuchung gesunder, ruhender Probanden einen Mittelwert von 6,0 g/hm² an der Wade an. Der transepidermale Wasserverlust ist jedoch abhängig von der Struktur der Haut und der regionalen Verteilung der Schweißdrüsen, so dass ein direkter Vergleich mit den hier gemessenen Werten (10,47 g/hm² auf C-Höhe, die in etwa mit der Messstelle Nilssons vergleichbar ist) aufgrund der unterschiedlichen Messorte schwierig ist (76). Die Ergebnisse von Häfners Untersuchung venengesunder, jüngerer weiblicher Probanden an vergleichbarer Messstelle liegen mit 11,7 g/hm² über den in dieser Studie ermittelten Werten (41)

Die Schweißrate variiert sehr stark zwischen Individuen. Es werden „starke“ Schwitzer mit größeren Schweißdrüsen und „leichte“ Schwitzer mit kleineren Schweißdrüsen unterschieden, wobei Training eine Hypertrophie der existierenden Schweißdrüsen verursacht (33).

Die Wärme, die während Bewegung in den aktiven Muskeln produziert wird, gelangt via Konvektion zu einem großen Teil zum Körperkern und wird von Thermorezeptoren im präoptischen- anterioren Hypothalamus, der Haut, den Eingeweiden, sowie dem Rückenmark registriert. Die Signale werden dem posterioren Hypothalamus übermittelt, wo nach Abgleich mit dem Sollwert ein efferentes Signal generiert wird und neben der erhöhten Schweißsekretion der Blutfluss in den Hautkapillaren gesteigert wird (33). Um den kühlenden Effekt zu erzielen, muss der Schweiß auf der Hautoberfläche verdunsten. In Übereinstimmung mit der Literatur nahm der transepidermale Wasserverlust in der vorliegenden Studie unter der körperlichen Belastung zu (86).

Beide Kompressionsstrümpfe behinderten das Abdampfen von Wasser über der Haut.

Generell stellt Kleidung eine Isolationsschicht dar, die so als Barriere für Hitzetransfer und Verdunstung fungiert. Kleidung beeinträchtigt die Passage von Wasserdampf (30) und dadurch die Senkung der Körpertemperatur durch die Verdunstungskälte (84). Je mehr Kleidung getragen wird, desto geringer ist die evaporative Schweißrate (71). Die

Bedeckung der Haut einer schwitzenden Person beeinflusst über den Anstieg der Hauttemperatur wiederum die vom Hypothalamus gesteuerte Temperaturregulation (70). Der Wärmeverlust aufgrund von Verdunstung von Schweiß ist unter anderem abhängig von der Luftfeuchtigkeit bzw. dem Dampfdruck in der unmittelbaren Umgebung der Hautoberfläche. Schlecht belüftete und eng anliegende Kleidung wie Kompressionsstrümpfe reduzieren den konvektiven Luftstrom über der Haut, so dass der Schweiß Tropfen bildet anstatt zu verdunsten, und Konvektion und Radiation der Wärme von der Körperoberfläche eingeschränkt sind (33). Nach dem Ausziehen der Strümpfe war eine erhöhte Wasserverdunstung messbar, wobei gleichzeitig der transepidermale Wasserverlust am Vergleichsbein wieder deutlich rückläufig war, hier konnte die Feuchtigkeit bereits ca. 5 Minuten lang seit Beendigung des Laufens ungehindert verdunsten und eine Kühlung der Hautoberfläche bewirken.

Gioia konnte in einer Studie zeigen, dass der transepidermale Wasserverlust feuchter Haut nach Entfernen einer Okklusionsfolie initial sehr rasch abnimmt und dann langsam einen konstanten Wert annimmt (32). Dieser konstante Wert ist der natürliche transepidermale Wasserverlust-Wert des Individuums. Diese initiale Abnahme des Wasserverlusts innerhalb weniger als einer Minute kann mehr als 50% betragen. (32). Gioia verglich das Verhalten einer durchnässten Babywindel mit einer Okklusionsfolie. Die erste Messung nach Beendigung des Lauftrainings konnte erst mit zeitlicher Verzögerung bis zum Einpegeln der Werte (1-2 Minuten) beendet werden. Wenn man nun davon ausgeht, dass der Kompressionsstrumpf nach Beendigung ähnlich einer Okklusionsfolie Feuchtigkeit und Wärme unter dem Strumpf staut, müssen höhere Messwerte während des Lauftrainings angenommen werden.

Durch die simultane Verwendung zweier Messzylinder konnte gewährleistet werden, dass rechtes und linkes Bein zum selben Messzeitpunkt direkt vergleichbar sind.

Vergleicht man die beiden Kompressionsstrümpfe Venotrain micro und strong, so stellt man fest, dass der transepidermale Wasserverlust nach Entfernen der Strümpfe bei Venotrain strong tendenziell stärker angestiegen war, durch den Strumpf hindurch jedoch weniger Wasser verdampfen konnte. Das Material des Venotrain micro nahm trotz seines geringeren Gewichts mehr Feuchtigkeit auf, konnte sie so weiter nach außen abgeben und Verdunstungskühlung bewirken. Ein Wärmeverlust durch Schwitzen tritt nur

bei durchnässter Kleidung auf. Ein trockenes Dress verzögert den Zeitpunkt, bis das Schwitzen eine Kühlung bewirkt (68). Venotrain strong hingegen gab weniger Wasserdampf nach außen ab, vielmehr staute sich die Feuchtigkeit unter dem Strumpf.

Die Behinderung des transepidermalen Wasserverlusts führt zu einer Schwellung des Stratum corneum, die auf intensiver Durchfeuchtung und Quellung ohne wesentliche Wärmeretention beruht. Der Grad dieser Quellung scheint erheblich mehr an subjektiv unangenehmen Empfindungen beteiligt als die Temperaturerhöhung der Hautoberfläche (99).

Gavin kam nach seiner Studie, bei der die Probanden mit unterschiedlichen Materialien bekleidet und halbnackt unter verschiedenen Bedingungen auf einem Laufband belastet wurden, zu dem Schluss, dass der Kleidungsstoff sich nicht auf die Thermoregulation während Belastung auswirkt. Allerdings waren die Testpersonen mit T-shirt und Radlerhose nur leicht bekleidet und die Messungen sehr ungenau (31). Kwon et al konnten einen Unterschied in der Schweißrate zwischen Stoffen mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften ausmachen (57). Und auch Heidbüchel stellte tendenzielle Unterschiede bei seinen Untersuchungen von Socken verschiedener Materialien fest (44).

Grundsätzlich korrelieren Luftdurchlässigkeit, um die Verdunstung der Hauttranspiration zu ermöglichen, und transepidermaler Wasserverlust nicht mit der Dicke des Gestricks; vielmehr scheint die Dichte, d.h. die Fadenstärke und die Maschenzahl pro cm^2 entscheidend zu sein (107). Die Maschenanzahl pro Flächeneinheit ist bei den hier verwendeten rundgestrickten Kompressionsstrümpfen nicht eindeutig zu belegen, da der gesamte Strumpf mit gleicher Maschenzahl gestrickt wird. Im Fesselbereich sind kleine und feste Maschen zu finden, die zum Oberschenkel hin größer und lockerer werden.

Die Kompressionsstrümpfe bedecken nur einen geringen Teil der Körperoberfläche. Da die Körperkerntemperatur linear mit der Arbeitsbelastung ansteigt (95), könnte eine höhere Arbeitsintensität eine ausreichende Hitzeproduktion bewirken, während der die luft- und wasserdurchlässigen Eigenschaften eines Kompressionsmaterials einen deutlicheren Effekt auf Hauttemperatur und Schweißrate ausüben könnten. Außerdem könnten die Umgebungsbedingungen verändert werden, z. B. in einer Erhöhung der Außentemperatur.

Tendenziell nahm auch der Wasserdampf der unbestrumpften Vergleichsbeine von Venotrain strong mehr zu, da die vom Hypothalamus ausgehenden Signale sowohl ipsi- als auch kontralateral die cholinergen präganglionären Neurone der intermediolateralen Säule im Rückenmark erreichen.

Die Schweißsekretion muss nicht abhängig sein von der Hauttemperatur, was auch schon Heidbüchel beschrieben hat (44). Dies wird von einigen Autoren in der Literatur unterstützt (62,110); es gibt jedoch auch Veröffentlichungen, die Hauttemperatur und transepidermalen Wasserverlust in engem Zusammenhang zu einander sehen (35). Der transepidermale Wasserverlust sollte demzufolge logarithmisch mit der Oberflächentemperatur der Haut ansteigen (86). Eine Beeinflussung durch Vasokonstriktion bzw. -dilatation ist nicht bekannt (85).

5.5 Hautfeuchtigkeit

Die Hautfeuchtigkeit, eigentlich der Wassergehalt des Stratum corneum, wird durch endogene und exogene Faktoren beeinflusst. Die wesentlichen endogenen Größen sind die perspiratio insensibilis, die perspiratio sensibilis sowie die wasserbindenden Komponenten der Haut. Exogene Faktoren sind Luftfeuchtigkeit, Lufttemperatur, Luftbewegung sowie pharmazeutische Präparate, die Wasser chemisch oder physikalisch binden können (43). Die Hautfeuchtigkeit verändert sich in Abhängigkeit von Alter, Geschlecht und Lokalisation der Messung (43,62). Das Corneometer ist ein bewährtes Gerät zur Messung der Hautfeuchtigkeit (60). Die biologische Streubreite der Hautfeuchtigkeit macht es nicht möglich, definierte Zahlenwerte als normal zu benennen (42) und erklärt die große interindividuelle Streuung der Messwerte. Häfner et al hatten an ähnlichen Messstellen die Hautfeuchtigkeit bei gesunden, allerdings jüngeren weiblichen Patienten untersucht und mit 61,1 einen deutlich höheren Wert bestimmt als der hier vorliegende von 52,1 (41).

In der Literatur fehlen bis dato Angaben über die Hautfeuchtigkeit von Patienten mit chronisch venöser Insuffizienz.

In der vorliegenden Studie wurde ein stärkerer Anstieg der Hautfeuchtigkeit unter beiden Strümpfen durch die körperliche Anstrengung beobachtet, als an den Beinen, die keine Kompressionsstrümpfe trugen.

Kritikpunkt ist zum einen die verzögerte Messung der Hautfeuchtigkeit erst 5 Minuten nach Beendigung des Laufbandtests, zum anderen die nicht simultane Messung der Beine. Die Reihenfolge der Messungen (Bein mit und ohne Strumpf) war jedoch nicht festgelegt, sondern wechselte zufallsmäßig.

M. Loden et al konnten in einer Studie zeigen, dass Körperhaare die Messergebnisse des Corneometers beeinflussen und zu einer Unterschätzung der Hautfeuchtigkeit führen (60), wohingegen Rasieren an unbehaarten Körperstellen die Corneometermeßwerte nicht signifikant beeinflusst. Die Messareale der zu untersuchenden Patienten der vorliegenden Studie waren alle entweder unbehaart oder wenig behaart; so dass einige Messwerte zu gering ausgefallen sein könnten. Die Patienten waren angehalten, die Beine am zweiten und dritten Untersuchungstag nicht einzucremen. M. Loden et al hatten in einer weiteren Studie den möglichen Einfluss von Cremerückständen, die nicht absorbiert worden waren, auf die Messung der Hautfeuchtigkeit nachgewiesen (61). Jedoch kann nicht ausgeschlossen werden, dass Rückstände von Duschgels, Seifen etc. die Messergebnisse verfälschen.

Unter den Bedingungen der hier durchgeführten Studie, bei Provokation der perspiratio sensibilis, wurde eine Korrelation von Hautfeuchtigkeit und transepidermalem Wasserverlust festgestellt. Hegner ermittelte in einer Studie mit 80 gesunden männlichen und weiblichen Probanden die Hautfeuchtigkeit an 11 verschiedenen Körperstellen (43) und verglich die Ergebnisse mit den Daten von Ude (100), der die relative Feuchtigkeitsabgabe an den gleichen 11 Hautbezirken bestimmt hatte. Dabei kam er zu dem Ergebnis, dass keine Gleichwertigkeit von relativer Hautfeuchte und Feuchtigkeitsabgabe besteht. Allerdings handelte es sich um unterschiedliche Patientenkollektive, die verglichen wurden, auch wurde Alter und Geschlecht der Patienten nicht berücksichtigt. Ein weiterer Unterschied zu der vorliegenden Studie besteht darin, dass die Messungen Hegners und Udes bei Standardbedingungen durchgeführt wurden, während derer lediglich perspiratio insensibilis vorliegt (43). Auch Loden et al fanden bei der Untersuchung von 15 gesunden Patienten keine Korrelation von Kapazität (Messgröße des Corneometers) und transepidermalen Wasserverlust (62)

5.6 Gewicht

Bei beiden verwendeten Kompressionsstrümpfen konnte nach dem Tragen eine Gewichtszunahme festgestellt werden; diese beruht auf der Schweißaufnahme. Hierbei ist zu beachten, dass der Schweiß zwar vornehmlich aus Wasser besteht, aber auch Kristalle verschiedenster chemischer Zusammensetzung enthält, die sich bei der Schweißverdunstung auf der Haut niederschlagen (44). Ferner bleiben unter anderem Talg und Schmutzpartikel haften. Die Verwendung derselben Strumpffarten und die Prüfung derselben Probanden erlaubt es, diesen Faktor gleichwertig zu achten, er ist damit nicht maßgeblich für die Versuchsergebnisse.

Heidbüchel untersuchte den Einfluss vier unterschiedlicher Strümpfe auf die Hauttemperatur und die Hautfeuchte am Fuß (44). Dabei kam er zu folgendem Ergebnis: Socken, die viel Feuchtigkeit speichern, hinterlassen einen weniger feuchten Fuß als solche mit geringerem Wasseraufnahmevermögen. In der vorliegenden Studie geht die Zunahme des Strumpfgewichts mit dem Anstieg von Hautfeuchtigkeit und transepidermalem Wasserverlust einher. Hautfeuchtigkeit und transepidermaler Wasserverlust wurden allerdings erst ungefähr 5 Minuten nach Ausziehen des Kompressionsstrumpfes gemessen, in denen wieder erneuter Schweiß produziert wurde, wohingegen Heidbüchel die Hautfeuchtigkeit mittels Aufdrücken von Filterpapier direkt nach Entfernen der Strümpfe bestimmt hatte.

Die Unterschiede in der Schweißaufnahme von Venotrain micro und strong sind nur gering ausgeprägt, liegen innerhalb der biologischen Streubreite und sind daher allenfalls richtungsweisend.

5.7 Anpressdruck

In der vorliegenden Studie konnten Unterschiede im Anpressdruckverhalten zweier unterschiedlicher Kompressionsstrumpfmateriale der Kompressionsklasse II aufgezeigt werden. Medizinische Kompressionsstrümpfe entfalten ihre volle Wirksamkeit nicht in Ruhe, sondern erst in Kombination mit Bewegung, indem die physiologische Muskel- und Knöchelpumpe unterstützt wird (22). Neben dem Ruheanpressdruck wurden daher auch die Arbeitsanpressdrucke dynamisch gemessen.

In Deutschland erhältliche medizinische Kompressionsstrümpfe werden entsprechend der Richtlinien der Gütegemeinschaft Deutscher Gummistrümpfe routinemäßig auf die Einhaltung der Druckeigenschaften überprüft, wobei der statische Ruhedruck an Extremitätenmodellen *in vitro* gemessen wird. Beim Druckmessgerät nach Stolk basieren die Messungen zum Beispiel auf der Kraft, die benötigt wird, um das Material um einen bestimmten Betrag zu dehnen (94). Diese Messverfahren erlauben keine Aussagen über die realen Belastungen am Bein des Patienten. In der vorliegenden Studie wurden lediglich der Belastungsdruck im Stehen, nicht aber der Ruhedruck am sitzenden oder liegenden, jede Muskeltätigkeit vermeidenden Patienten gemessen, so dass die ermittelten Werte nur schwer mit den vom Hersteller angegebenen *in vitro* Ruheanpressdrücken verglichen werden können. Untersuchungen von Häfner et al an 9 Kompressionsstrümpfen der Kompressionsklasse II ergaben, dass der Anpressdruck im Liegen im Bereich der Fessel mit dem textiltechnisch angegebenen Druckwert korrespondiert (40), der Anpressdruck nahm von der liegenden zur stehenden Körperposition um durchschnittlich 40% zu. Legt man dieses Verhältnis für die Berechnung der Ruheanpressdrücke der hier verwendeten Kompressionsstrümpfe zugrunde, so kann die Zuordnung zur Kompressionsklasse II bestätigt werden. Veraart fand jedoch, dass 1/5 der Kompressionsstrümpfe, die vom Hersteller der Kompressionsklasse II zugeordnet waren, *in vivo* Anpressdrücke unter 25 mmHg hatten. Diese Diskrepanz wurde durch die unterschiedlichen angewandten *in-vitro* und *in-vivo* Messtechniken erklärt. Bei zu geringem Anpressdruck ist die Funktion des Kompressionsstrumpfes eingeschränkt; zu hohe Drucke können durch venösen Rückstau, Strangulationsphänomene oder arterielle Malperfusion zu folgenschweren Komplikationen führen und werden von den Patienten nur schwer toleriert.

Der durch elastische Strümpfe ausgeübte Druck nimmt in stehender Position und beim Laufen gegenüber dem Liegen zu (40,45).

Für die in dieser Studie verwendeten Kompressionsstrümpfe ließ sich eine Abnahme des Anpressdruckes von distal nach proximal nachweisen. Dieses Kompressionsgefälle ist für die optimale Wirkung des Kompressionsstrumpfes von entscheidender Bedeutung und wurde häufig beschrieben. Der abnehmende Druckgradient von der Fessel bis zur Wade, sowie der Ruhedruck sind verantwortlich für die Verbesserung der venösen Auffüllzeit im Bereich des Vorfußes. Auch konnte wiederum bestätigt werden, dass ein

Kompressionsprodukt mit einem hohen Arbeitsanpressdruck besonders günstige phlebologische Effekte und eine gute Entstauung bewirkt (40). Der Unterschied von Arbeits- zu Ruhedruck hängt vor allem von der Beschaffenheit (Dehnbarkeit) des Kompressionsmaterials ab (93); mit zunehmender Dehnbarkeit nimmt der Arbeitsdruck ab.

Häfner hatte bei seiner Untersuchung von 4 verschiedenen Kompressionsstrümpfen unterschiedlicher Kompressionsklassen eine Korrelation der Verbesserung der venösen Hämodynamik durch den Kompressionsstrumpf mit dem Quotienten von Arbeitsdruck/Ruhedruck nachweisen können (38). Die Quotienten der beiden hier untersuchten Kompressionsstrümpfe können mit 1,40 bzw. 1,41 in diese Untersuchung eingereiht werden. Für die Verbesserung der venösen Hämodynamik sind - wie oben ausgeführt - mehrere Faktoren maßgeblich, die sich gegenseitig in ihrer Wirkung beeinflussen.

So wies Venotrain micro ein signifikant geringeres Druckgefälle und geringere Ruhe- und Arbeitsdrucke bei ähnlichem Quotienten von Arbeitsdruck/Ruhedruck auf B-Niveau wie Venotain strong auf. Die Hämodynamik wurde jedoch weniger verbessert wie durch Venotrain strong. Van Geest konnte in einer Studie zeigen, dass Kompressionsstrümpfe mit einer niedrigen Dehnbarkeit, aber hohen Kompression die kapilläre Filtrationsrate genauso verringern wie Strümpfe mit einer hohen Dehnbarkeit und geringeren Kompression (101).

5.8 Hämodynamik

Beide untersuchten Kompressionsstrümpfe beeinflussten- wie in der Literatur beschrieben- die venöse Hämodynamik positiv (24,64); allerdings konnten zwischen den beiden Kompressionsmaterialien Unterschiede in der akuten Verbesserung der venösen Wiederauffüllzeit aufgezeigt werden.

Die Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie wird in der Angiologie hauptsächlich in der Venenverschlußplethysmographie zur Messung der arteriellen Durchblutung und des venösen Abstroms verwendet, aber auch zur quantitativen Venenfunktionsdiagnostik unter dynamischen Bedingungen eingesetzt. Ein wesentlicher Vorteil dieser nicht-invasiven Methode ist, dass die Messfühler direkt auf den Kompressionsstrumpf platziert werden können, ohne den Kompressionseffekt zu beeinträchtigen, und Bewegungen möglich sind.

Die positiven Effekte der Kompressionstherapie auf die venöse Hämodynamik wurden in zahlreichen klinischen und experimentellen Untersuchungen untersucht und belegt. Dabei wurden verschiedene Methoden angewendet: Lawrence und Kakkar beschrieben eine Zunahme der venösen Fließgeschwindigkeit nach dem Anlegen eines Antithrombosestrumpfes in der Radioisotopenzintigraphie (58), Partsch (79) konnte zeigen, dass ein Kompressionsstrumpf zu einer Blutvolumenreduktion, gemessen mit Hilfe der Fussvolumetrie und Kapazitätsplethysmographie, und zu einer Erhöhung der Strömungsgeschwindigkeit in den Bein- und Beckenvenen, gemessen mit der Isotopenzintigraphie, führt. Altenkämper wies mittels Lichtreflexionsrheographie nach, dass die venöse Auffüllzeit beim Tragen von Thromboseprophylaxestrümpfen signifikant vergrößert ist (2). Auch phlebographisch (Fröhlich (26)) und mit der Dopplersonographie konnte der Nachweis erbracht werden. Cornwall beschrieb die Verlängerung der venösen Auffüllzeit mit Hilfe der Photoplethysmographie (16) und stellte einen engen Zusammenhang zwischen unterschiedlichen Kompressionen und der venösen Auffüllzeit dar. Van Geest stellte luftplethysmographisch eine Verbesserung der venösen Hämodynamik durch das Tragen von Kompressionsstrümpfen fest (101). Auch die periphere Venendruckmessung oder Phlebodynamometrie erlaubt eine Quantifizierung der venösen Hämodynamik (67), diese ist jedoch invasiv- es wird der Venendruck von distal gelegenen, vorwiegend tiefen Beinvenen gemessen- und wird daher von den Patienten nur ungern toleriert. Die Phlebodynamometrie gilt bei der quantitativen Beschreibung der Hämodynamik nach wie vor als Goldstandard mit der größten Aussagekraft, kann jedoch über die Hypervolämie keine Aussage machen und wird in der Praxis häufig durch nicht- invasive Verfahren abgelöst, die andere Einschränkungen beinhalten. Bei der Lichtreflexionsrheographie wird die Blutfülle der venösen Gefäßplexus der Cutis bestimmt und so indirekt auf das Volumen rückgeschlossen; die Messparameter variieren mit der Sondenlokalisation und unterliegen intraindividuellen Schwankungen. Die Plethysmographie mittels Quecksilber- oder Wasserdehnungsstreifen ermittelt die Gesamtvolumenänderung eines Extremitätensegments, von dem das venöse Volumen allerdings nur einen Teil darstellt, und von dem auf das Fußvolumen geschlossen wird. Bablich konnte im Vergleich von Phlebodynamometrie und Quecksilberdehnungsstreifenplethysmographie eine enge Korrelation der Wiederauffüllzeit t_0 und der venösen Drainage herstellen (7). Louisy et al fanden eine Korrelation zu einem simultan stattfin-

denden photoplethysmographischen Verfahren und ebenfalls eine gute Reproduzierbarkeit der Messwerte (64).

Neben dem Akuteffekt der Kompressionstherapie auf die venöse Hämodynamik sind auch langfristige positive Effekte nach mehrwöchiger Kompressionstherapie beschrieben (28,38).

5.9 Subjektiver Tragekomfort

Mit Hilfe des verwendeten Fragebogens über den Tragekomfort wurden die folgenden unterschiedlichen Bewertungen objektiviert. Einige Eigenschaften der Kompressionsstrümpfe wurden von den Patienten als gleichwertig eingestuft.

Vergleicht man das subjektive Empfinden der Patienten mit den objektiven Messergebnissen, so stellt man fest, dass Venotrain micro enger empfunden wurde, obwohl die Anpressdrucke sowohl im Stehen als auch in Bewegung unter denen des Venotrain strong lagen. Venotrain micro wies allerdings ein geringeres Druckgefälle von der Fessel zur Wade auf. Die Patienten schwitzten unter Venotrain micro mehr und empfanden einen stärkeren Wärme- und Feuchtigkeitsstau. Unter Laufbandbedingungen hatte sich jedoch apparativ gezeigt, dass Hauttemperatur, Hautfeuchtigkeit und transepidermaler Wasserverlust unter Venotrain strong stärker anstiegen. Möglicherweise wird von den Patienten die stärkere Wasseraufnahme des Venotrain micro als unangenehm empfunden.

Der Fragebogen wurde nach 2-3tägigem Tragen im Alltag ausgefüllt; da die Studie im Winter durchgeführt wurde und die Patienten nicht dazu befragt wurden, ob sie sich in dieser Zeit sportlich betätigt hatten, ist es möglich, dass im Fragebogen keine extremen Bedingungen in die Bewertung miteinfließen. Ein Vergleich der subjektiven Empfindungen direkt nach der körperlichen Belastung wäre interessant.

Der Fragebogen zum zweiten getragenen Kompressionsstrumpf wurde von den Patienten allein zu Hause ausgefüllt, so dass Fehler und Verwechslungen (viel/wenig) bei der Einschätzung der Empfindung möglich sind. Da die Kompressionsstrümpfe nicht bei allen Patienten in der gleichen Reihenfolge getragen wurden, sollte sich dieser Fehler ausgleichen.

Unter „Bemerkungen“ gaben die Patienten deutlich mehr negative Items wie Faltenwurf, grobe Gewebestruktur, Verrutschen des Kompressionsstrumpfes bei Venotrain strong an; dies stimmt mit der tendenziell schlechteren Einstufung im Fragebogen bei „Strumpf saß bequem“ überein. Venotrain micro wurde als „angenehmer“ empfunden. Da zur Größenauswahl der Strümpfe dieselben Umfangsmessdaten verwendet wurden, scheint die Dicke und Unflexibilität des Gestricks eine mögliche Ursache zu sein, allerdings muss auch berücksichtigt werden, dass die Fußspitze bei Venotrain strong geschlossen, bei Venotrain micro jedoch offen war.

Für den Tragekomfort relevant scheint in dieser Studie vor allem die exakte Passform des Kompressionsstrumpfes. Aussum beschreibt, dass eine beträchtliche Anzahl verordneter Kompressionsstrümpfe von den Patienten nicht getragen wird, weil die Strümpfe nicht passen und als unangenehm empfunden werden (6). Weidinger ermittelte, dass nur 33% der Patienten ihren Strumpf regelmäßig tragen; in den Niederlanden wird nur die Hälfte der verschriebenen Kompressionsstrümpfe von den Patienten getragen (74). Als Hauptgründe der Non-Compliance benennt Weidinger eine nicht exakte Passform (24%) und zu 66% Unverträglichkeiten, die von subjektiven Missempfindungen bis hin zu schweren kontakt- allergischen Ekzemen reichen (104).

Fischer macht einen reduzierten Tragekomfort durch zu hohe Kompressionsdrucke oder lokale Druckspitzen durch falschen Zug dafür verantwortlich, dass entsprechend einer repräsentativen Umfrage von 4530 Patienten nur etwa 40% aller verordneten Kompressionsmittel auch tatsächlich getragen werden. Auch Scott et al. berichten, dass ein Großteil der mangelnden Compliance auf kosmetische Aspekte und fehlenden Tragekomfort zurückzuführen ist (91).

Bei regelmäßigem Tragen von Kompressionsstrümpfen verbessern sich nicht nur die apparativ nachweisbaren Parameter, sondern auch Items wie schwere Ödem- Schmerzen, Juckreiz oder Müdigkeit modifizieren sich innerhalb von nahezu drei Wochen und führen zu einer neuen Lebensqualität (39).

5.10 Schlussfolgerung

Viele verordnete Kompressionsstrümpfe werden aufgrund von geringem Tragekomfort von den Patienten abgelehnt (55). Dieser äußert sich nach Angaben der Patienten unter anderem in Wärme- und Feuchtigkeitsstau unter dem Kompressionsmaterial. In der vorliegenden Studie wurden diese beobachteten Phänomene bestätigt, indem die Patienten auf einem Laufband gering körperlich belastet wurden: Die Hauttemperatur sowie der transepidermale Wasserverlust steigen unter Kompressionsstrümpfen stärker an als an unbestrumpften Beinen.

Das sudomotorische System bei Patienten mit CVI im Stadium I und II nach Widmer scheint funktionstüchtig, allerdings kann keine qualitative Aussage im Vergleich zu Venengesunden getroffen werden. Andere Veröffentlichungen lassen auf eine mangelnde Funktion der peripheren thermoafferenten C- Nervenfasern, sowie auf eine Neuropathie schließen (89,92).

Auch die Hautfeuchtigkeit steigt während körperlicher Anstrengung wiederum stärker unter der Kompression. Die Behinderung der Verdunstung des Schweißes von der Hautoberfläche durch Kleidung hat eine Durchfeuchtung und Quellung des Stratum corneums zur Folge, so dass bei den vorliegenden Bedingungen mit perspiratio sensibilibis die Hautfeuchtigkeit mit dem transepidermalen Wasserverlust korreliert (99). Beide verwendete Kompressionsmaterialien unterscheiden sich tendenziell in ihrem Feuchtigkeits- und Temperaturverhalten während leichter körperlicher Belastung. Eine stärkere Belastung der Patienten könnte eventuell diese Unterschiede verdeutlichen.

Was Anpressdruck und Verbesserung der Hämodynamik betrifft, unterschieden sich die Kompressionsstrümpfe signifikant. Beide Materialien weisen einen für die Funktion unerlässlichen, von der Fessel zur Wade abnehmenden Druckgradienten auf.

Venotrain strong verbessert die venösen Funktionsparameter mehr als Venotrain micro; allerdings bedingt letzterer eine geringere Erhöhung von Hauttemperatur und Wasserverlust. Die subjektive Einschätzung des Tragekomforts durch die Patienten stimmt nicht immer mit den apparativ gefundenen Unterschieden der beiden Kompressionsmaterialien überein.

Ob sich die geringen Unterschiede der beiden Kompressionsmaterialien im Wärme- und Feuchtigkeitsverhalten auf die Compliance der Patienten auswirken, ist fraglich und wurde nicht untersucht. Die Trageeigenschaften des Venotrain micro wurden von den

Patienten insgesamt angenehmer empfunden. Eine gelungene Therapie setzt in jedem Fall eine gute Akzeptanz des Kompressionsmaterials durch die Patienten voraus, so daß ein Kompressionsstrumpf, der zwar eine geringere Wirksamkeit aufweist, aber regelmäßig getragen wird, einem Therapeutikum, das von dem Patienten abgelehnt wird, vorzuziehen ist.

6 Zusammenfassung

Fragestellung: In der vorliegenden Studie wurde der Einfluss zweier unterschiedlicher konfektionierter Kompressionsstrümpfe auf die folgenden Eigenschaften der Haut am Unterschenkel vor, während und nach einer standardisierten Belastung untersucht: Hauttemperatur, transepidermaler Wasserverlust und Hautfeuchtigkeit. Die Kompressionsprodukte wurden außerdem bezüglich der Aufnahme von Wasser, ihres Anpressdrucks, ihrer Wirksamkeit und des Tragekomforts miteinander verglichen.

Material und Methoden: An der Studie nahmen 20 weibliche Patienten mit chronisch venöser Insuffizienz im Stadium I und II nach Widmer teil. Die Patienten wurden an 2 unterschiedlichen Untersuchungstagen laufbandergometrisch bei 12° Steigung und 3 km/h 15 Minuten belastet, wobei ein Bein einen Kompressionsstrumpf trug und das andere unbedeckt blieb. Vor und nach der Belastung wurden der transepidermale Wasserverlust sowie die Hautfeuchtigkeit beider Beine in Höhe des medialen Malleolus und der Wade ermittelt. Während des Laufens wurde die Hauttemperatur der beiden Beine in Höhe des medialen Knöchels und der Verlauf des Anpressdruckes der Kompressionsstrümpfe an 4 Lokalisationen pro Unterschenkel aufgezeichnet. Außerdem wurde die Aufnahme von Wasser in den Kompressionsstrumpf und an einem weiteren Untersuchungstermin mit Hilfe der Quecksilberstreifenplethysmographie die hämodynamische Wirkung der Kompressionsstrümpfe bestimmt. Nach 2-3tägigem Tragen der Kompressionsprodukte wurde ein Fragebogen zum Tragekomfort ausgefüllt.

Ergebnisse: Hauttemperatur, transepidermaler Wasserverlust und Hautfeuchtigkeit stiegen bedingt durch körperliche Arbeit unter Kompressionsstrümpfen stärker an als an Beinen, die unbedeckt waren (z. B. Hauttemperatur unter Venotrain strong zu unbedecktem Bein nach Belastung $p = 0,01$; transepidermaler Wasserverlust unter Venotrain micro zu unbedecktem Bein nach Belastung $p = 0,1$). Die durch die Dehnungsstreifenplethysmographie erhobenen Daten zur venösen Funktion und Abpumpleistung (t_0) mit und ohne Kompressionsstrumpf zeigten eine akute Verbesserung der venösen Hämodynamik ($p < 0,001$). Der Anpressdruck der Kompressionsstrümpfe lag in dem für sie vorgegebenen Druckniveau und wies das gewünschte Druckgefälle von distal nach proximal auf. Venotrain strong verbesserte die Hämodynamik signifikant mehr als Venotrain micro ($p = 0,0004$) und wies bei höherem Anpressdruck im Bereich

der Fessel ein größeres Druckgefälle auf (31,9% bzw. Venotrain micro 23,41%). Unter Venotrain strong nahmen transepidermaler Wasserverlust, Hauttemperatur und Hautfeuchtigkeit tendenziell mehr zu als unter Venotrain micro, wobei auch die Parameter des unbedeckten kontralateralen Beines von Venotrain strong stärker anstiegen. Der Tragekomfort von Venotrain micro wurde von den Patienten nach mehrtägigem Tragen höher eingeschätzt.

Schlussfolgerung: Patienten mit CVI im Stadium I und II nach Widmer verfügen über ein funktionsfähiges sudomotorisches System. Die von vielen Patienten beklagten negativen Begleiterscheinungen wie Wärme- und Feuchtigkeitsstau unter Kompressionsstrümpfen konnten bestätigt werden. Das Kompressionsmaterial hat Einfluss auf das Temperatur- und Feuchtigkeitsverhalten der Haut unter dem Kompressionsstrumpf; wobei sich Venotrain strong und Venotrain micro bei leichter körperlicher Belastung nur gering unterscheiden. Nach Einschätzung der Patienten war Venotrain micro angenehmer zu tragen. Ein gesteigerter Tragekomfort kann sich positiv auf die Compliance der Patienten- für ein Gelingen der Therapie von CVI unbedingte Voraussetzung- auswirken.

7 Literaturverzeichnis

1. Adams, E. F.: The genuine works of Hippocrates. 1849 Sydenham, London
2. Altenkämper, H.: Untersuchungen zum Wirkungsnachweis von Strümpfen zur Thromboseprophylaxe. Med Welt 1980; 37: 41ff
3. Altenkämper, H.: Die Langzeitbehandlung mit Serien- Kompressionsstrümpfen ist effektiv und wirtschaftlich. Der Kassenarzt 1982; 22: 2-4
4. Ardron, M. E., Elme, R. D., McKernan, S.: Microvascular skin responses in elderly people with varicous leg ulcers. Age Ageing 1991; 20: 124-128
5. Arnoldi, C. C.: Venous pressure in the leg of healthy human subjects at rest and during muscular exercise in the nearly erect position. Acta Chir Scand 1965; 130: 570-583
6. Aussum, J. F.: Pressure measurement at the elastic stocking. MMW 1965; 107: 2195-2201
7. Bablich, H. J.: Apparative Venenfunktionsdiagnostik im Vergleich. Medizinische Dissertation 2002, Universität Tübingen
8. Bachmann, H.: Vergleichende Untersuchungen der Hauttemperatur unter Belastung auf dem Laufbandergometer mit der Angiographie in der Diagnostik bei arterieller Verschlusskrankheit. Medizinische Dissertation 1984, Universität Würzburg
9. Baker, H., Kligman, A. M.: Measurement of transepidermal water loss by electrical hygrometry. Instrumentation and response to physical and chemical insults. Arch Dermatol 1967; 96: 441-452
10. Beebe, H. G.: Classification and grading of chronic venous disease in the lower limbs. A consensus statement. J Cardiovasc Surg 1997; 437-441
11. Bollinger, A.: Funktionelle Angiologie. Lehrbuch und Atlas. 1979 Thieme, Stuttgart
12. Brown, R. H.: European legislation and its relation to methods performance criteria and standardization. Appl Occup Environ Hyg 2000; 15: 100-105
13. Caspari, C.: System des chirurgischen Verbandes. 1822 Zirges, Leipzig

14. Christopoulos, D. C., Nicolaidis A.N., Belcaro, G., Kalodiki, E.: Venous hypertensive microangiopathy in relation to clinical severity and effect of elastic compression. *Phlebology* 1991; 17: 809-813
15. Coget, J. M., Merlen, J. F., Dupuis- Cuny, C.: Influences de la compression sur la microcirculation. *Phlebologie* 1986; 39: 509-516
16. Cornwall, J. V., Dore, C. J., Lewis, J. D.: Graduated compression and its relation to venous refilling time. *Br Med J* 1987; 295: 1087-1090
17. De Luca, R., Matarazzo, A., Ferraro, F., Di Donna, V.: Measurement of cutaneous evaporation. Cutaneous water loss in peripheral vascular disease. *Boll Soc Ital Biol Sper* 1983; 59: 1496-1498
18. DeSilva, A., Widmer, L. K., Martin, H., Mall, T. H., Glaus, L., Schneider, M.: Varicose veins and chronic venous insufficiency. *VASA* 1974; 3: 118
19. Diehm, C.: Epidemiologie und Pathogenese der Varikosis. *Herz* 1989; 14: 267-273
20. Eberth- Willershausen, W., Marshall, M.: Prävalenz, Risikofaktoren und Komplikationen peripherer Venenerkrankungen in der Münchner Bevölkerung. *Der Hautarzt* 1984; 35: 68-77
21. Eichlisberger, R., Widmer, M. T., Frauchiger, B., Widmer, L. K., Jäger, K.: Zur Häufigkeit des postthrombotischen Syndroms. *WMW* 1994; 10: 192-195
22. Ernst, E., Saradeth, T.: Konservative Therapie der chronisch venösen Insuffizienz. *WMW* 1992; 1: 16-22
23. Fischer, H.: Venenleiden- Eine repräsentative Untersuchung in der Bundesrepublik Deutschland. 1981 Urban Schwarzenberg, München
24. Franzeck, U. K., Weber, S., Schneider, E., Bollinger, A.: Multisegmentale dynamische Plethysmographie zur nicht- invasiven Untersuchung der Venenfunktion unter besonderer Berücksichtigung der Arbeitshyperämie. *Schweiz med Wschr* 1983; 113: 1580-1586
25. Fritsch, K. W.: Die Therapie des varikösen Symptomenkomplexes. *WMW* 1913; 63: 122-129
26. Fröhlich, H., Wuppermann, Th.: Semiquantitative funktionelle Phlebographie. Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der Radiologie. *Nuklearmedizin* 1981; 134: 77ff

27. Gallenkemper, G., Bulling, B. J., Gerlach, H., Jünger, M., Kahle, B., Klüken, N., Lehnert, W., Rabe, E., Schwahn- Schreiber, C.: Leitlinien zur Diagnostik und Therapie der chronischen venösen Insuffizienz. *Phlebol* 1998; 27: 32-35
28. Galler, S.: Wirkung der Kompressionstherapie auf die kutane Mikrozirkulation im Stauungsgebiet bei chronischer Veneninsuffizienz. Medizinische Dissertation 1997, Universität Tübingen
29. Galler, S., Klyscz, T., Jung, M. F., Steins, A., Bort, S., Hahn, M., Jünger, M.: Clinical efficacy of compression therapy and its influence on cutaneous micro-circulation. *Phlebol* 1995; Suppl 1: 907-909
30. Gavin, T.: Clothing and thermoregulation during exercise. *Sports Med* 2003; 33: 941-947
31. Gavin, T., Babington, J. P., Harms, C. A., Ardelt, M. E., Tanner, D. A., Stager, J. M.: Clothing fabric does not affect thermoregulation during exercise in moderate heat. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 2124-2130
32. Gioia, F.: The dynamics of transepidermal water loss from hydrated skin. *Skin research and technology* 2002; 8: 178-186
33. Gleeson, M.: Temperature regulation during exercise. *Int J Sports Med* 1998; 19: 96-99
34. Götz, V., Pohlmann, B. K.: Bei Venenleiden frühzeitig adäquat intervenieren. *Phleb* 1999; 2: 2-12
35. Grice, K., Sattar, H., Sharratt, M., Baker, H.: Skin temperature and transepidermal water loss. *J Invest Dermatol* 1971; 57: 108-110
36. Gurlt, E.: Geschichte der Chirurgie. 1964 Olms, Hildesheim
37. Hach W.: Die Rezirkulationskreise der primären Varikose. *Phlebol* 1991; 20: 81-84
38. Häfner, H. M.: Biophysikalische Wirkungen von unterschiedlichen Kompressionsmaterialien bei Patienten mit chronisch venöser Insuffizienz. Medizinische Dissertation 1999, Universität Tübingen
39. Häfner, H. M.: Tübinger Studienergebnisse zum Druckverhalten verschiedener Kompressionstherapeutika. *Orthopädie Technik* 2000; 1059-1062

40. Häfner, H. M., Eichner, M., Jünger, M.: Medizinische Kompressionstherapie. Zentralblatt für Chirurgie 2001; 126: 551-556
41. Häfner, H. M., Voller, B., Schlez, A., Büchtemann, A., Jünger, M.: Feuchtigkeits-, Temperatur- und Anpressdruckverhalten von unterschiedlichen Kompressionsmaterialien unter Belastung am Laufband im Vergleich an gefäßgesunden Probanden. VASA 1999; 28: 229
42. Hegner, G.: Ein neues Messverfahren zur Bestimmung der Hautfeuchtigkeit und dessen klinische Anwendbarkeit. Medizinische Dissertation 1985, Universität Aachen
43. Hegner, G., Wienert, V., Sick, H., Gahlen, W.: Hautfeuchtigkeit und Lebensalter. Fortschr Med 1981; 99: 486-490
44. Heidbüchel, E.: Der Einfluss der Struktur und Zusammensetzung von Schuhen und Strümpfen auf die Hauttemperatur und Hautfeuchte am Fuß. Medizinische Dissertation 1975, Universität Tübingen
45. Hirai, M.: The effect of posture and exercise on elastic stocking compression at different sites of the leg. VASA 1999; 28: 190-194
46. Hjöréngard, I. C., Stürup, H.: Venous pressure in primary and postthrombotic varicose veins. Acta Chir Scand 1949; 99: 133-153
47. Hohlbaum, G. G.: Der medizinische Kompressionsstrumpf. 1987 Schattauer, Stuttgart, New York
48. Jamieson W.G.: State of the art of venous investigation and treatment. Clin J Surg 1993; 36: 119-128
49. Jünger, M., Galler, S., Klyscz, T., Jung, M., Steins, A., Hahn, M.: Improvement of skin microcirculation by compression therapy in chronic venous insufficiency. Phlebol 1996; Suppl 1: 10-13
50. Jünger, M., Maichle, A., Klyscz, T., Häfner, H. M., Hahn, M., Rassner, G.: Dynamische In- vivo- Anpressdruckmessung zur Qualitätskontrolle der Kompressionsstrümpfe. Hautarzt 1997; 48: 471-476
51. Kelechi, T. J., Haight, B. K., Hermann, J., Michel, Y., Brothers, T., Edlund, B.: Skin temperature and chronic venous insufficiency. J WOCN 2003; 30: 17-24
52. Kenny, G. P., Reardon, F. D., Thoden, J. S.: Changes in exercise and post-exercise core temperature under different clothing conditions. Int J Biometeorol 1999; 43: 8-13

53. Kleine- Natrop, H. E.: Hauttemperatur und Unterschenkelgeschwür. Arch Derm Syph 1950; 190: 500-554
54. Klyscz, T., Galler, S., Steins, A., Züder, D, Rassner, G., Jünger, M.: Einfluß einer Kompressionstherapie auf die Mikrozirkulation der Haut bei Patienten mit CVI. Hautarzt 1997; 48: 806-811
55. Klyscz, T., Jünger, M., Maichle, A., Rassner, G.: Optimierung der medizinischen Kompressionstherapie durch dynamische in- vivo- Messungen des Anpressdrucks mit einer piezoresistiven Mikro- Sonde. Akt Dermatol 1996; 22: 242-246
56. Kohler, H.: Geschichte der venösen Beinleiden und ihrer Behandlungsmethoden. Orthopädie Technik 1987; 1: 35-39
57. Kwon, A., Kato, M., Karamura, H.: Physiological significance hydrophilic and hydrophobic textile materials during intermittent exercise in humans under the influence of warm ambient temperature with and without wind. Eur J Appl Physiol 1998; 78: 487-493
58. Lawrence, D., Kakkar, V. V.: Graduated, static, external compression of the lower limb- A physiological assessment. Brit J Surg 1980; 67: 119ff
59. Leu, A. J., Yanar, A., Pfister, G., Geiger, M., Franzeck, U. K., Bollinger, A.: Mikroangiopathie bei chronisch venöser Insuffizienz. DMW 1991; 116: 447-453
60. Loden, M., Hagforsen, E., Lindberg, M.: The presence of body hair influences the measurement of skin hydration with the corneometer. Acta Derm Venereol 1995; 75: 449-450
61. Loden, M., Lindberg, M.: The influence of a single application of different moisturizers on the skin capacitance. Acta Derm Venereol 1991; 71: 79-82
62. Loden, M., Olsson, H., Axell, T., Werner- Linde, Y.: Friction, capacitance and transepidermal water loss in dry atopic and normal skin. Br J Dermatol 1991; 126: 137-141
63. Lofferer, G., Mostbeck, A., Partsch, H.: Untersuchungen über das Verhalten des Blutvolumens der unteren Extremität bei der chronisch venösen Insuffizienz. Zentralbl Phlebologie 1970; 9: 244-257
64. Lousiy, F., Schroiff, P.: Plethysmography with optoelectronic sensor: comparison with mercury strain gauge plethysmography. Avit Space Environ Med 1995; 66: 1191-1197

65. Martin, K., Banz, K., Dinkel, R.: Epidemiologie und Sozioökonomie venöser Erkrankungen- Entwicklungslinien einer Volkskrankheit in den 80er Jahren. Angiologie- Report, 1993
66. May, R, Nissl, R: The post- thrombotic syndrom, Surgery of the veins of the leg and pelvis 1979; Thieme, Stuttgart
67. May, R., Kriessmann, A.: Periphere Venendruckmessung. 1987 Thieme, Stuttgart
68. McArdle, W. D., Katch, F. I., Katch, V. L.: Exercise physiology. 1981 Lea&Febinger, Philadelphia
69. Miller, O.: Änderung der Hauttemperatur bei Gesunden während und nach einer Belastung auf dem Laufband. Medizinische Dissertation 1983, Universität München
70. Morooka, H., Niwa, M.: Moisture and water transport properties of clothing materials and comfort sensation. Jpn J Home Econ 1979; 30: 328-335
71. Nagata, H.: Evaporative heat loss and clothing. J Hum Ergol 1978; 7: 169-175
72. Nakayama, T., Ohnuki, Y., Niwa, K.: Fall in skin temperature during exercise. Jap J Physiol 1977; 27: 423-437
73. Neumann, H. A.: When therapy can only be a stocking. Scripta Phlebologica 1996; 4: 30-35
74. Neumann, H. A.: Compression therapy with medical elastic stockings for venous diseases. Dermatol Surg 1998; 24: 765-770
75. Nielsen, R., Endrusick, T.: Thermoregulatory responses to intermittent exercise are influenced by knit structure of underwear. Eur J Appl Physiol 1990; 60: 15-25
76. Nilsson, G. E.: On the measurement of evaporative water loss. Methods and clinical applications. Medizinische Dissertation 1977, Universität Linköping
77. Ohlert, P., Wienert, V.: Der Einfluss des Kompressionsstrumpfes auf die venöse Kapazität und den venösen Ausstrom des Unterschenkels. Swiss Med 1988; 10: 33-37
78. Öhler, J.: Über die Hauttemperatur des gesunden Menschen. Dtsch Arch klin Med 1904; 80: 245-262

79. Partsch, H.: Besserung der venösen Pumpleistung bei chronischer Veneninsuffizienz durch Kompression in Abhängigkeit von Andruck und Material. VASA 1984; 13: 52-54
80. Partsch, H.: Kompressionsstrümpfe der Klasse II als medizinische Indikation. VASA 1985; 14: 390-393
81. Partsch, H.: Zur Pathogenese des venösen Ulcus cruris. Hautarzt 1985; 36: 196-202
82. Partsch, H.: Reduktion der venösen ambulatorischen Hypertonie durch Veneneinengung. Z ärztl Fortbild 1986; 80: 123-126
83. Partsch, H.: Verbesserung der venösen Beinpumpe durch Kompressionsstrümpfe. Swiss Med 1988; 10: 27-31
84. Pascoe, D. D., Shanley, L. A., Smith, E. W.: Clothing and exercise. Sports Med 1994; 18: 38-54
85. Pinnagoda, J, Tupker, R. A, Agner, T., Serup, J.: Guidelines for transepidermal water loss measurement. Contact dermatitis 1990; 22: 164-178
86. Pinnagoda, J, Tupker, R. A, Coenraads, P. J., Nater, J. P.: Transepidermal water loss with and without sweat gland inactivation. Contact dermatitis 1989; 21: 16-22
87. Rabe, E.: Zur Pathogenese der chronisch venösen Insuffizienz, 153-163, in Klüken, N.: Ergebnisse der Angiologie Bd 39 1990; Schattauer, Stuttgart, New York
88. Rabe, E., Pannier- Fischer, F.: Zur Prävalenz von chronischen Venenkrankheiten in der erwachsenen Durchschnittsbevölkerung. Orthopädie Technik 2003; 11: 786-789
89. Reinhardt, F., Wetzell, T., Vetten, S., Radespie- Tröger, M., Hilz, M. J., Heuss, D., Neundörfer, B.: Peripheral neuropathy in chronic venous insufficiency. Muscle nerve 2000; 883-887
90. Schneider, W., Fischer, H.: Die chronisch- venöse Insuffizienz. 1969 Enke, Stuttgart
91. Scott, H. J., Colderidge Smith P.D.C., McMullin, G. M., Scurr, J. H.: Venous disease: investigation and treatment, fact or fiction? Ann R Coll Surg Engl 1990; 72: 188-192

92. Shami, S. K., Shields, D. A., Farrah, J., Scurr, J. H., Smith, C.: Peripheral nerve function in chronic venous insufficiency. *Eur J Vasc Surg* 1993; 7: 195-200
93. Stemmer, R., Marescaux, J., Furderer, C.: Die Kompressionsbehandlung der unteren Extremitäten speziell durch Kompressionsstrümpfe. *Hautarzt* 1980; 31: 355-365
94. Stolk, R.: Ein pneumatisches Druckmessgerät für direkte Messung von Druckwerten bei Kompressionsstrümpfen. *Phlebol Proktol* 1980; 9: 176-182
95. Stoltwijk, J. A. J., Hardy, J. D.: Partitional calorimetric studies of responses of man to thermal transients. *J Appl Physiol* 1966; 21: 967-977
96. Stöberl, C., Gabler, S., Partsch, H.: Indikationsgerechte Bestrumpfung- Messung der venösen Pumpfunktion. *VASA* 1989; 18: 35-39
97. Stöberl, C., Partsch, H., Mostbeck, A.: Zur Wirkungsweise der Beinkompression auf den Lymphtransport. *Swiss Med* 1988; 10: 53-56
98. Taylor, C. L., Buettner, K.: Influence of evaporative forces upon skin temperature dependency of human perspiration. *J Appl Physiol* 1953; 6: 113-123
99. Ude, P.: Hauttemperatur und Hautfeuchte unter Folienokklusionsverband. *Der Hautarzt* 1975; 26: 41-43
100. Ude, P.: Physikalische Hautmesswerte und ihre topographischen Unterschiede. *Ärztl Kosmetologie* 1978; 8: 221-227
101. van Geest, A. J., Veraart, J. C. J. M., Nelemans, P., Neumann, H. A. M.: The effect of medical elastic compression stockings with different slope values on edema. *Dermatol Surg* 2000; 26: 244-247
102. Wade, O. L., Bishop, J. M.: Cardiac output and regional blood flow. 1962; 95-107 Blackwell Scientific Publications, Oxford, UK
103. Weber, G.: Herstellung, Eigenschaften, Prüfung und Pflege medizinischer Kompressionsstrümpfe. 1987 in: *Der medizinische Kompressionsstrumpf*. Schattauer; Stuttgart, New York
104. Weidinger, P.: Kompressionsstrumpf -Hilfe oder Trauma- Patientenstatistik. 1989 in Denck, H. and Van Dongen, R. J. A. M.: *Therapie der Venenerkrankungen*; TM- Verlag, Hameln

105. Widmer, L. K.: Venenkrankheiten,. Häufigkeit und sozialmedizinische Bedeutung. 1978; 6-24 Huber, Bern, Stuttgart
106. Widmer, L. K., DeSilva, A., Kamber, V.: Die medizinisch bedeutsame Varikosis, Venen- Arterien- Krankheiten, koronare Herzkrankheit bei Berufstätigen 1981; Huber, Bern- Stuttgart- Wien
107. Wienert, V.: Die medizinische Kompressionstherapie. 1999 Blackwell Wissenschaftsverlag, Berlin, Wien
108. Wienert, V., Ahlbäumer, G.: Brauchen wir eine Norm für medizinische Kompressionsstrümpfe der Serienfertigung? Phlebol 1992; 21: 91-94
109. Wiseman, R.: Several surgical treatises. 1676 Royston& Took, London
110. Yosipovitch, G., Xiong, G. L., Haus, E., Sackett- Lundeen, L., Ashkenazi, I., Maibach, H. I.: Time- dependent variations of the skin barrier function in humans: transepidermal water loss, stratum corneum hydration, skin surface ph, and skin temperature. J Invest Dermatol 1998; 110: 20-23

8 Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. M. Jünger für die Überlassung des Themas und die freundliche Betreuung, außerdem Herrn Dr. H. M. Häfner für die freundliche Unterstützung.

Besonders bedanken möchte ich mich bei den Patienten, die sich bereit erklärt haben, an dieser Studie teilzunehmen und dafür Zeit investiert haben.

Herzlichen Dank Herrn Dr. M. Eichner vom Institut für Medizinische Biometrie der Universität Tübingen, der mir bei der statistischen Auswertung dieser Arbeit geholfen hat, sowie Herrn Privatdozent Dr. H. Haase aus Dersekow für wertvolle Hinweise bei der statistischen Auswertung.

Den Mitarbeitern der Angiologie und des Mikrozirkulationslabors der Tübinger Universitäts- Hautklinik will ich für ihre freundliche Hilfsbereitschaft danken.

Vielen Dank auch meinen Eltern, die mir das Studium ermöglichten und mich unterstützen.

Anhang

Fragebogen

Patientencode:

Datum:

AKTUELLE PATIENTENDATEN:

1. Initialen:
2. Strumpf:
3. Alter: Jahre
4. Größe: cm Gewicht: kg
5. Beschreiben Sie die Gefühle, die der Strumpf bei Ihnen ausgelöst hat:
„1“ bedeutet gar nicht und „10“ sehr

Der Strumpf gab Halt

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Der Strumpf saß bequem

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Die Haut juckte unter dem Strumpf

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Die Haut trocknete unter dem Strumpf aus

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Sie schwitzten unter dem Strumpf

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Der Strumpf war zu eng

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Der Strumpf schnürte die Haut ein

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Der Strumpf schränkte die Bewegungsfreiheit ein

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Die Feuchtigkeit staute sich unter dem Strumpf

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Die Wärme staute sich unter dem Strumpf

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Sie bekamen kalte Füße unter dem Strumpf

1 2 3 4 5 6 7 8 9 10

Bemerkungen: _____

Lebenslauf

Name	Andrea Sohns
Geburtsdatum	13.12.1976
Geburtsort	Stuttgart
Eltern	Gerda Sohns, geb. Klein Reinhard Sohns

Schulbildung

1983- 1987	Grundschule in Göppingen- Faurndau
1987- 1996	Hohenstaufen- Gymnasium Göppingen
1996	Abitur

Studium

9/1996- 12/2001	Studium der Zahnmedizin an der Eberhard- Karls- Universität Tübingen
-----------------	---

Prüfungen

3/1999	Vorphysikum
21.11.2001	Staatsexamen und Approbation

Berufstätigkeit

4/2002- 3/2004	Assistenz Zahnärztin in Karlsruhe
seit 7/2004	Assistenz Zahnärztin in Heiningen