

Reihe 17

Biotechnik/  
Medizintechnik

Nr. 297

Dipl.-Ing. Annekathrin Päßler,  
Großröhrsdorf

## Frakturschwellungen - Simulationsmodelle und geregelte Therapiegeräte



Technische Universität Dresden  
Institut für Feinwerktechnik  
und Elektronik-Design  
Institutsdirektor Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig

ifte



Technische Universität Dresden

# **Frakturschwellungen - Simulationsmodelle und geregelte Therapiegeräte**

**Annekathrin Päßler**

der Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik der Technischen Universität Dresden  
zur Erlangung des akademischen Grades eines

**Doktor-Ingenieurs**  
(Dr.-Ing.)

vorgelegte Dissertation

Vorsitzender:	Prof. Dr.-Ing. habil. Dr. h. c. mult. Klaus-Jürgen Wolter
Gutachter:	Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig Prof. Dr. med. Andreas Deußen
Beisitzer:	Prof. Dr.-Ing. habil. Dipl.-Math. Klaus Röbenack
Tag der Einreichung:	26.06.2019
Tag der Verteidigung:	25.11.2019



# Fortschritt-Berichte VDI

Reihe 17

Biotechnik/  
Medizintechnik

Dipl.-Ing. Annekathrin Päßler,  
Großröhrsdorf

Nr. 297

## Frakturschwellungen - Simulationsmodelle und geregelte Therapiegeräte



Technische Universität Dresden  
Institut für Feinwerktechnik  
und Elektronik-Design  
Institutsdirektor Prof. Dr.-Ing. habil. Jens Lienig

**ifte**

Päßler, Annekathrin

## **Frakturschwellungen – Simulationsmodelle und geregelte Therapiegeräte**

Fortschr.-Ber. VDI Reihe 17 Nr. 297. Düsseldorf: VDI Verlag 2020.

246 Seiten, 101 Bilder, 48 Tabellen.

ISBN 978-3-18-329717-7, ISSN 0178-9600,

€ 85,00/VDI-Mitgliederpreis € 76,50.

**Für die Dokumentation:** Kühlsystem – Kompressionssystem – Peltier-Element – Photoplethysmographie – Kardiovaskuläres System – Physiologie – Gewebeschichten – Freiformverschweißen – Kühlkurve – Druckkurve

Diese Arbeit befasst sich mit der Entwicklung eines Kühl-Kompressionssystems zum aktiven Schwellungsabbau bzw. zur präventiven Schwellungsverhinderung für die Anwendung an Sprunggelenkfrakturen. Das in dieser Arbeit entwickelte hydraulisch-pneumatische System berücksichtigt die lokalen physiologischen Reaktionen des Körpers auf eine Temperatur- und Druckänderung über entsprechende Sensoren. Regelalgorithmen sind in der Lage, vorgegebene Kühl- und Druckkurven angepasst an individuelle Patienten zu verfolgen. Durch Erstellung von Modellen zur Nachbildung der zu beeinflussenden Physiologie des Menschen können nötige Parameter für die technischen Teilsysteme simuliert werden. Die Aufspaltung der Blutgefäße in Gefäßarten unterschiedlicher Größe und Lage in verschiedenen Gewebeschichten im Bereich der unteren Extremität liegen dabei im Fokus. Dadurch ist es möglich, sowohl auf die Druckänderungen in den Gefäßen, als auch auf die Wärmeleitung zwischen den Gewebeschichten einzugehen.

### **Bibliographische Information der Deutschen Bibliothek**

Die Deutsche Bibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliographie; detaillierte bibliographische Daten sind im Internet unter [www.dnb.de](http://www.dnb.de) abrufbar.

### **Bibliographic information published by the Deutsche Bibliothek**

(German National Library)

The Deutsche Bibliothek lists this publication in the Deutsche Nationalbibliographie (German National Bibliography); detailed bibliographic data is available via Internet at [www.dnb.de](http://www.dnb.de).

© VDI Verlag GmbH · Düsseldorf 2020

Alle Rechte, auch das des auszugsweisen Nachdruckes, der auszugsweisen oder vollständigen Wiedergabe (Fotokopie, Mikrokopie), der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen, im Internet und das der Übersetzung, vorbehalten.

Als Manuskript gedruckt. Printed in Germany.

ISSN 0178-9600

ISBN 978-3-18-329717-7

## Vorwort

Die vorliegende Arbeit ist im Rahmen meiner Tätigkeit am Institut für Feinwerktechnik und Elektronik-Design (IFTE) der Fakultät Elektrotechnik und Informationstechnik an der Technischen Universität Dresden entstanden.

Bevor der wissenschaftliche Teil dieser Arbeit beginnt, möchte ich nicht versäumen, mich bei den Menschen zu bedanken, die zum Gelingen des vorliegenden Schriftstücks beigetragen haben.

Zu allererst möchte ich mich bei Herrn Professor Dr.-Ing. habil. Jens Lienig vom IFTE bedanken, der mir die Chance gegeben hat, an seinem kollegialen und wissenschaftlich vielseitigen Institut meine Arbeit durchzuführen. Vielen Dank für Hinweise und Tipps rund um Promotionsangelegenheiten und nützliche Gedankenimpulse zum Vorgehen beim Veröffentlichen und dem Ausarbeiten einer wissenschaftlichen Schrift.

Herrn Professor Dr. med. Andreas Deussen vom Institut für Physiologie der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus der Technischen Universität Dresden danke ich sehr herzlich für die Übernahme des Zweitgutachtens meiner Arbeit und die sehr engagierten und hilfreichen Hinweise seitens der medizinischen Sichtweise.

Herrn Professor em. Dr.-Ing. habil. Dr. h.c. Werner Krause vom IFTE danke ich besonders herzlich für sein unermüdliches hervorragendes Korrekturlesen meiner Texte und seine große Geduld bei langen Pausenzeiten zwischen den einzelnen Zusendungen!

Bei Herrn Professor Dr.-Ing. habil. Dr. h. c. mult. Klaus-Jürgen Wolter bedanke ich mich herzlich für die Übernahme des Vorsitzes in der Promotionskommission!

Herrn Professor Dr.-Ing. Hubert Lakner danke ich herzlich für die Bereitschaft, als viertes Mitglied der Promotionskommission aufzutreten. Aufgrund einer terminlichen Überschneidung sprang dann allerdings spontan Herr Professor Dr.-Ing. habil. Dipl.-Math. Klaus Röbenack ein. Schön, dass gerade Sie diesen Posten übernommen haben! Sie wissen ja, dass ich ein großer Fan von Ihnen bin! :-)

Herrn Professor em. Dr. med. Hans Zwipp sowie Frau PD Dr. med. Susanne Rein vom UniversitätsCentrum für Orthopädie und Unfallchirurgie der Medizinischen Fakultät Carl Gustav Carus der Technischen Universität Dresden danke ich für die Anregung zum Thema!

Ein herzlicher Dank gebührt der Technischen Universität Dresden für die Vergabe eines Stipendiums zur Förderung von Nachwuchswissenschaftlerinnen und der AiF Projekt GmbH zur Gewährung einer Zuwendung im Rahmen eines ZIM-Kooperationsprojektes!

Der MEDITECH Sachsen GmbH danke ich für die vertrauensvolle Zusammenarbeit.

Besonders hervorzuheben ist das Dankeschön an meinen Mentor PD Dr.-Ing. Thomas Nagel, der mich die ganze Zeit wissenschaftlich und motivierend unterstützt hat! Du hast einmal gesagt: „Wir müssen das Promotionsboot steuern!“ Als ich nach diesem Wort gesucht habe, bot mir das Internet ein Bild von Gummistiefeln an. Scheinbar sollte ich mich also lieber wetterfest anziehen und auf Sturm einstellen. Ich fand's lustig. ;-) Ich werde dich in humorvoller und dankbarer Erinnerung behalten.

Meinen lieb gewonnenen Kolleginnen und Kollegen am IFTE danke ich besonders herzlich für ihre Freundschaft. Es macht mich glücklich, dass ich eure „kleine Schwester auf Zeit“ sein konnte und kann! Hervorgehoben seien meine Zimmerkollegen Dr.-Ing. René Richter, Dr.-Ing. Robert Witt, Richard Günther und Sebastian Pech sowie die erweiterte Mittagsrunde aus Ariane Franze, Dr.-Ing. Jens Schirmer, Konrad Henkel und Roman Goldberg. Und natürlich die gute Seele am Institut: Iris Bönisch. Ihr anderen seid aber auch gemeint! Danke für eure Unterstützung bei technischen Details und Simulationsfragen, kluge Ratschläge und Lebensweisheiten, anregende Diskussionen inklusive Erweiterung der Allgemeinbildung, imaginäre Statuten zur Tablettabgabe, Wortgefechte, übertragene übertriebene Begeisterung für Outdoor-Unternehmungen, den Beweis der Überlebensfähigkeit unter fast ausschließlich homogener Ernährung bestehend aus Nudeln zum Mittag, Freitagsrätself aus der Wüste, Frühstücksrunden sowie leckere Suppen, das Bild eines geschwellenen Fußes für meinen Vortrag, selbst gebackene Kuchen zu Geburtstagen, absurde Wetten um Nudelteller bis ins Jahr 2024 und den Erlass der Einzahlungspflicht für Wortspiele während des Mittagessens! Ich habe mich wahnsinnig über eure Ideen und die Umsetzung meiner „hochoffiziellen Verteidigung“ am Abend gefreut! Ihr seid die besten Kollegen, die man sich wünschen kann!

Einen nicht unerheblichen Beitrag haben fleißige und engagierte Studierende zu dieser Arbeit geleistet. Hervorzuheben sind dabei die Diplom-Ingenieure Heiko Rathmann, Markus Fielitz, Simon Busch, Tim Berger, Mandy Barchmann und Aline Schollbach. Es hat mich sehr gefreut, euch in eurer Ausbildung begleiten zu dürfen!

Meinen Freunden danke ich für die gekonnte Ablenkung von meiner Arbeit. Es ist schön, mit euch auf den Bus zu warten, Würfel rollen zu lassen, kompetenten Mittagsrunden beizuwohnen oder stundenlange Diskussionen über Gott und die Welt zu führen! Viel Lachen inklusive!

Ein besonders herzliches Dankeschön gebührt meiner Familie, die mir immer den Rücken gestärkt hat. Vor allem:

Mutti, wow, du hast meinen PC, der in der vorletzten Woche der Arbeit an meinen Simulationen kaputt ging, wieder zum Laufen gebracht, sodass ich meinen Zeitplan halten konnte! Wer kann sowas schon von seiner Mutter sagen? Dankeschön!

Vati, ja, du hast Recht, ich hätte nicht so viele Details bearbeiten sollen. Schön, dass wir uns in vielen Sachen so ähnlich sind. :-)

Mein großer Bruder, ich brauch nicht bei Wikipedia nachlesen, ich habe ja dich! ;-)

Ich bin unheimlich dankbar, euch zu haben!

Nicht zuletzt gibt es ein besonders liebes Dankeschön an meinen Freund. Danke für deine Unterstützung bei Motivationsproblemen, hilfreiche Diskussionen und so manche leckere warme Mahlzeit, ohne die ich vor meinem PC verhungert wäre. Ja, ich weiß, bei Technikfragen hast du mehr Ahnung ... ich dafür aber bei allem anderen! ;-)

Die Thematik meiner Arbeit hat mir nicht nur gezeigt, dass ich das Raynaud-Syndrom habe, sondern auch eine große Begeisterung und einen tiefen Respekt vor der mathematisch-physiologischen Komplexität des menschlichen Körpers hervorgerufen. Es hat mir viel Spaß gemacht, dieses Thema zu bearbeiten!



„Von außen - und erst recht von innen - sieht der Prozess  
wissenschaftlicher Forschung ungeordnet und verwirrend aus.  
Man ist versucht zu glauben, Wissenschaftler seien selber unordentlich und verwirrt.  
In gewisser Hinsicht sind sie es - das gehört zur Forschung.  
Wenn man wüsste, was man tut, wäre es keine Forschung.“

- Terry Pratchett -  
(aus „The Science of Discworld III: Darwin's Watch“)

# Inhaltsverzeichnis

Vorwort .....	III
Inhaltsverzeichnis .....	VI
Abkürzungsverzeichnis .....	X
Symbolverzeichnis .....	XII
Kurzfassung .....	XXVI
Abstract .....	XXVII
1 Einleitung .....	1
1.1 Problembeschreibung und Motivation .....	1
1.2 Zielstellung der Arbeit .....	2
2 Medizinische Grundlagen .....	3
2.1 Frakturen und ihre Behandlung .....	3
2.2 Beeinflussung der Entzündungsreaktion .....	6
2.2.1 Entzündungsreaktion .....	6
2.2.2 Lokale Kältetherapie .....	7
2.3 Beeinflussung der Venen- und Lymphtätigkeit .....	14
2.3.1 Ödembildung .....	14
2.3.2 Transportmechanismen .....	16
2.3.3 Kompressionstherapie .....	17
2.4 Zusammenfassung .....	24
3 Stand der Technik .....	25
3.1 Kühlsysteme .....	25
3.2 Kompressionssysteme .....	28
3.3 Kühl-Kompressionssysteme .....	32
3.4 Simulationsmodelle menschlicher Physiologie .....	34
3.5 Zusammenfassung .....	38
4 Präzisierung der Aufgabenstellung .....	40
4.1 Konzeptvorstellung .....	40
4.2 Anforderungsliste .....	41
4.3 Arbeitsschritte .....	44
4.4 Zusammenfassung .....	45
5 Entwicklung eines Lösungsansatzes .....	46
5.1 Funktionsstruktur .....	46
5.2 Hardwareseitige prinzipielle Wirkstruktur .....	48
5.2.1 Auswahl des Wärmesenke-Prinzips .....	48

5.2.2	Bestandteile des Systems.....	48
5.3	Simulationstechnische Modellebenen .....	50
5.4	Zusammenfassung .....	52
6	Modelle der Physiologie.....	53
6.1	Klinische Umgebung.....	53
6.2	Modellerstellung des genormten Körpers .....	54
6.2.1	Festlegung eines genormten Mensch-Extremitäten-Modells .....	54
6.2.2	Modellierung des kardiovaskulären Systems .....	55
6.2.3	Validierung des kardiovaskulären Modells .....	70
6.2.4	Bewertung des Physiologie-Modells des genormten Körpers.....	83
6.3	Schwellungsverlauf an der Sprunggelenkfraktur .....	83
6.4	Thermoregulation und Temperatureinfluss .....	85
6.4.1	Thermomodellierung des gesunden Körpers.....	85
6.4.2	Thermomodellierung der Sprunggelenkfraktur mit Entzündungsherd.....	90
6.4.3	Simulationen mit dem Thermomodell.....	90
6.4.4	Bewertung des Modells von Thermoregulation und Temperatureinfluss .....	95
6.5	Gewebemodellierung und Druckeinfluss .....	95
6.5.1	Gewebemodellierung des gesunden Körpers .....	95
6.5.2	Simulationen mit dem Druckmodell.....	99
6.5.3	Bewertung des Modells von Gewebemodellierung und Druckeinfluss.....	104
6.6	Zusammenfassung .....	104
7	Kühlung in technischer Realisierung und Modell .....	105
7.1	Aufbau des hydraulischen Kühlsystems.....	107
7.1.1	Kühladern.....	107
7.1.2	Kühlmedium .....	110
7.1.3	Hydraulische Zuleitungsstrecke .....	110
7.1.4	Elektronikkomponenten zur Steuerung des hydraulischen Kreislaufs .....	111
7.1.5	Temperatursensormatte .....	112
7.2	Aufbau der Wärmesenke aus Peltier-Elementen .....	119
7.2.1	Auswahl eines geeigneten Peltier-Elements.....	119
7.2.2	Ansteuerung der Peltier-Elemente.....	120
7.2.3	Ableitung der Abwärme .....	120
7.3	Einfacher Reglerentwurf für das Kühlsystem .....	121
7.3.1	Festlegung von Regelgrößen des Kühlsystems.....	122
7.3.2	Umsetzung des Kühlreglers.....	122
7.3.3	Regelung der Lüfterdrehzahl .....	123

7.4	Messungen und Ergebnisse mit dem Kühlsystem .....	123
7.4.1	Parametervariation.....	123
7.4.2	Einfluss der einfachen Regelung .....	126
7.4.3	Messungen am Menschen.....	126
7.4.4	Messunsicherheit .....	132
7.4.5	Bewertung des entwickelten Kühlsystems .....	132
7.5	Simulation des Kühlsystems.....	133
7.5.1	Modellierung von Peltier-Elementen.....	133
7.5.2	Modellierung des Kühlsystems .....	136
7.5.3	Simulationen mit dem modellierten Kompressionssystem.....	138
7.5.4	Zusammenschluss der Modelle Physiologie und Kühlung.....	140
7.5.5	Bewertung des simulierten Kühlsystems.....	142
7.6	Zusammenfassung .....	142
8	Kompression in technischer Realisierung und Modell.....	143
8.1	Aufbau des Kompressionssystems .....	144
8.1.1	Druckkammern .....	145
8.1.2	Druckmedium.....	148
8.1.3	Elektronikkomponenten zur Steuerung des pneumatischen Kreislaufs.....	149
8.1.4	Pneumatische Zuleitungstrecke .....	150
8.2	Einfacher Reglerentwurf für das Kompressionssystem.....	150
8.2.1	Festlegung von Regelgrößen des Kompressionssystems .....	150
8.2.2	Notwendige Drücke und Druckverläufe.....	151
8.2.3	Umsetzung des Konstantdruckreglers .....	152
8.2.4	Umsetzung der Druckimpulssteuerung .....	152
8.3	Messungen und Ergebnisse mit dem Kompressionssystem .....	152
8.3.1	Parametervariation bei Messungen am Menschen .....	153
8.3.2	Einfluss der einfachen Regelung durch Muskelspannung.....	157
8.3.3	Einfluss verschiedener Anfangsdrücke .....	158
8.3.4	Messunsicherheit .....	159
8.3.5	Bewertung des entwickelten Kompressionssystems .....	159
8.4	Simulation des Kompressionssystems.....	160
8.4.1	Modellierung des Kompressionssystems.....	160
8.4.2	Simulationen mit dem modellierten Kompressionssystem.....	162
8.4.3	Zusammenschluss der Modelle Physiologie und Kompression .....	164
8.4.4	Bewertung des simulierten Kompressionssystems.....	168
8.5	Zusammenfassung .....	168

9	Bewertung des Kühl-Kompressionssystems .....	169
9.1	Bewertung des Gesamtsystems .....	169
9.1.1	Zusammenschluss von Kühlsystem und Kompressionssystem .....	169
9.1.2	Betrachtungen zusätzlicher Komponenten .....	169
9.1.3	Systembewertung .....	172
9.2	Bewertung der Simulationsmodelle .....	172
9.2.1	Zusammenschluss beider Therapie-Modelle mit der Physiologie .....	172
9.2.2	Verhinderung oder Abbau des Schwellungsvolumens .....	175
9.2.3	Modellbewertung .....	176
9.2.4	Vorschlag für zu optimierende Systemparameter .....	176
9.3	Vorschlag für Patientenstudien .....	177
9.4	Zusammenfassung .....	178
10	Richtlinien für den Entwurf von Kühl-Kompressionssystemen an Frakturschwellungen .....	179
11	Gesamtzusammenfassung .....	183
11.1	Wichtigste Ergebnisse der Arbeit und Schlussfolgerungen .....	183
11.2	Weiterführende Aufgaben .....	186
	Glossar .....	190
	Anhang A Physiologische Parameter .....	196
	Anhang B Protokoll der Auswahl des Peltier-Elements .....	199
	Anhang C Bestimmung der Kenngrößen $S_M$ , $R_M$ und $K_M$ .....	200
	Literaturverzeichnis .....	203

# Abkürzungsverzeichnis

AIK	apparative intermittierende Kompression
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
ANOVA	Varianzanalyse (engl. Analysis of variance)
AO	Arbeitsgemeinschaft für Osteosynthesefragen
AWMF	Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften
Bi <sub>2</sub> Te <sub>3</sub>	Bismutellurid
BMI	Body-Mass-Index
CAO	Computer Aided Optimization
CCL	Kompressionsklasse
COP	Coefficient of Performance
CRP	C-reaktives Protein
DEGAM	Deutschen Gesellschaft für Allgemeinmedizin und Familienmedizin
DEHP	Diethylhexylphthalat
DIN	Deutsches Institut für Normung
EM-GR A	Empfehlungsgrad A der DEGAM, höchster Grad
ERC	Europäische Reanimationsleitlinien (European Resuscitation Council)
FCF	Fibroblast Growth Factor
FSS	Vollaussteuerungsbereich (engl. full scale span)
H <sub>2</sub> O	Wasser
HKP	Heiz-Kühl-Platte
I <sup>2</sup> C-Bus	Inter-Integrated Circuit, serieller Datenbus
ICD-10	Internationale statistische Klassifikation der Krankheiten und verwandter Gesundheitsprobleme (engl. International Statistical Classification of Diseases and Related Health Problems), Ausgabe 10 aus dem Jahr 2013
IPK	intermittierende pneumatische Kompression
IR	Infrarot
LED	Leuchtdiode (engl. light-emitting diodes)
MOSFET	Metall-Oxid-Halbleiter-Feldeffekttransistor
N <sub>2</sub>	Stickstoff
NC	unbestromt geschlossen (engl. normally closed)
O <sub>2</sub>	Sauerstoff
PAL	Aktivitätsfaktor (engl. physical activity level)
PE IV	Pronations-Eversions-Fraktur IV. Stadium
PVC	Polyvinylchlorid
PVC-P	Weich-Polyvinylchlorid, P steht für „plasticized“

---

PWM	Pulsweitenmodulation
RGT-Regel	Reaktionsgeschwindigkeit-Temperatur-Regel
ROI	Region of Interest
SKO	Soft Kill Option
SMD	oberflächenmontiertes Bauelement (engl. surface-mounted device)
TEC	Peltier-Element (engl. thermoelectric cooler)
VEGF	Vascular Endothelial Growth Factor

# Symbolverzeichnis

Zeichen	Benennung	SI-Einheit
Englische Symbole		
$A$	Fläche	$\text{m}^2$
$A_{\text{cool}}$	Fläche des Anwendungsgebietes einer Kühllader	$\text{m}^2$
$A_f$	Filtrationsfläche	$\text{m}^2$
$A_{\text{fan}}$	durchströmte Fläche des Lüfters	$\text{m}^2$
$A_{\text{ges,ves}}$	Gesamtquerschnittsfläche der Gefäßart	$\text{m}^2$
$A_{\text{press}}$	Fläche des Anwendungsgebietes einer Druckkammer	$\text{m}^2$
$A_{\text{body}}$	Körperoberfläche	$\text{m}^2$
$A_{\text{WT,PE}}$	Fläche eines Peltier-Elements	$\text{m}^2$
$a_{\text{cs,part}}$	Wichtungskoeffizient für die Vasokonstriktion	-
$a_{\text{dl,part}}$	Wichtungskoeffizient für die Vasodilatation	-
$b_{\text{ft}}$	Fußbreite	$\text{m}$
$b_{\text{part,tis}}$	Dicke der Gewebeschichten	$\text{m}$
$C$	Compliance (Reziprokwert der elastischen Widerstände)	$\frac{\text{m}^4 \cdot \text{s}^2}{\text{kg}}$
$C_{\text{DK+tis}}$	Compliance von Druckkammer und Gewebe	$\frac{\text{m}^4 \cdot \text{s}^2}{\text{kg}}$
$C_{\text{tc}}$	Wärmekapazität der Kaltseite des Peltier-Elements	$\frac{\text{J}}{\text{K}}$
$C_{\text{th}}$	Wärmekapazität der Heißeite des Peltier-Elements	$\frac{\text{J}}{\text{K}}$
$C_{\text{thKK}}$	Wärmekapazität vom Kühlkörper	$\frac{\text{J}}{\text{K}}$
$C_s$	Parameter für die Vasokonstriktion	-
$c$	spezifische Wärmekapazität	$\frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot \text{K}}$
$c_{\text{bl}}$	spezifische Wärmekapazität von Blut	$\frac{\text{J}}{\text{kg} \cdot \text{K}}$
$Dl$	Parameter für die Vasodilatation	$\frac{\text{W}}{\text{K}}$
$d$	Durchmesser	$\text{m}$
$d_{\text{fan}}$	Tastverhältnis zur Regelung der Lüfterdrehzahl	%
$d_{\text{Heart}}$	Maximaldurchmesser des Herzens	$\text{m}$
$d_{\text{part,tis,ves,squeez}}$	Durchmesser der Gefäße nach Quetschen durch äußere Druckeinwirkung	$\text{m}$
$d_{\text{part,tis,ves,suck}}$	Durchmesser der Gefäße durch Saugwirkung nach äußerer Druckeinwirkung	$\text{m}$



$d_{skin,Ari,Temp}$	Gefäßdurchmesser nach Veränderung durch Kühlung oder Erwärmung	m
$d_{TVPE}$	PWM-Tastverhältnis des Peltier-Stroms	%
$d_{W,PVC}$	Foliendicke der PVC-Folie	m
$d_{W,ves}$	Wanddicke eines Gefäßes	m
$d_{WLP}$	Schichtdicke der Wärmeleitpaste	m
$d_{WT}$	Durchmesser der Windungen des Wärmetauschers	m
$E$	Elastizitätsmodul	Pa
$E_{chem}$	chemische Energie	J
$E_{kin}$	kinetische Energie	J
$E_{therm}$	thermisch Energie	J
$e$	Regelabweichung von Zweipunktregelung bei Druckmessung	Pa
$F_{krit}$	statistisch kritischer Wert	-
$F_{top}$	Kraft von oben auf Druckkammer	N
$f$	Frequenz	Hz
$f_d$	Faktor zur Anpassung an den Ausgangsdurchmesser bei einer Temperatur $T_{skin,0}$ ohne äußere Beeinflussung	-
$f_{HF}$	Herzfrequenz	Hz
$f_{Lyc}$	Kontraktionsfrequenz der Lymphangione	Hz
$f_{Lyc,rest}$	Kontraktionsfrequenz der Lymphangione unter Ruhe	Hz
$f_{period,press}$	Frequenz der Kompressionsperioden	Hz
$f_{repeat,cool}$	Periodizität („Häufigkeit“) der Kühlung	Hz (1/d)
$f_{repeat,press}$	Periodizität („Häufigkeit“) der Kompression	Hz (1/d)
$f_{stat}$	Effektstärke eines mittleren Effekts nach COHEN	-
$g$	Fallbeschleunigung	$\frac{m}{s^2}$
$h_{press}$	Eindringtiefe der Druckkammer	m
$h_{press,part,tis}$	Eindringtiefe des Gewebes	m
$h_{RIME}$	Höhe des RIME-74	m
$h_{stop,part,tis}$	maximale Eindringtiefe des Gewebes bis Anschlagpunkt	m
$I_{air+tis}$	Inertance (Trägheitswiderstand) von Gas und Gewebe	$\frac{kg}{m^4}$
$I_{FT,TEC}$	Strom durch das Peltier-Element beim <i>FerroTec</i> -Beispiel	A
$I_{RIME,max}$	Maximalstrom des RIME-74	A
$I_S$	Bilanz zwischen verschiedenen Flächenleistungsdichten	$\frac{W}{m^2}$
$I_{TEC}$	Strom durch ein Peltier-Element	A
$K$	Kompressionsmodul	Pa
$K_f$	Filtrationskoeffizient	$\frac{m^4 \cdot s}{kg}$
$K_I$	Integrierbeiwert eines I-Reglers	-

$K_M$	Wärmeleitfähigkeit der Seiten des Peltier-Elements	$\frac{W}{K}$
$K_{M,FT}$	Wärmeleitfähigkeit der Seiten im Peltier-Element nach <i>FerroTec</i>	$\frac{W}{K}$
$K_{M,T_c}$	Wärmeleitfähigkeitskoeffizient der Seiten im Peltier-Element für die Kaltseiten-Temperatur nach <i>FerroTec</i>	W
$K_{M,T_h}$	Wärmeleitfähigkeitskoeffizient der Seiten im Peltier-Element für die Heiseiten-Temperatur nach <i>FerroTec</i>	W
$K_p$	Proportionalbeiwert des P-Reglers	-
$k_1$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung der Wärmeleitfähigkeit der Seiten im Peltier-Element nach <i>FerroTec</i>	$\frac{W}{K}$
$k_2$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung der Wärmeleitfähigkeit der Seiten im Peltier-Element nach <i>FerroTec</i>	$\frac{W}{K^2}$
$k_3$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung der Wärmeleitfähigkeit der Seiten im Peltier-Element nach <i>FerroTec</i>	$\frac{W}{K^3}$
$k_4$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung der Wärmeleitfähigkeit der Seiten im Peltier-Element nach <i>FerroTec</i>	$\frac{W}{K^4}$
$k_{cloth}$	Wärmedurchgangskoeffizient des normal bekleideten Menschen	$\frac{W}{m^2 \cdot K}$
$k_{DK}$	Federsteifigkeit bzw. Dehnbarkeit der Druckkammern	$\frac{N}{m}$
$k_{human}$	Wärmedurchgangskoeffizient des unbekleideten Menschen	$\frac{W}{m^2 \cdot K}$
$k_{H_2O}$	Wasserdurchlässigkeit	$\frac{m^2 \cdot s}{kg}$
$k_{PAL}$	PAL-Wert (Aktivitätsfaktor)	-
$k_{part,tis}$	Gewebe(-feder-)steifigkeit der Gewebeschichten	$\frac{J}{K}$
$l$	Länge	m
$l_{body}$	Körpergröße	m
$l_{foot}$	Fußlänge	m
$l_{RIME} (\square)$	quadratische Abmessungen des RIME-74	m
$M_k$	Parameter zur Berechnung der Nervenleitgeschwindigkeit	-
$m$	Masse	kg
$m_{body}$	Körpermasse	kg
$m_{top}$	Masse von oben auf Druckkammer	kg
$m_{uEx}$	Masse der unteren Extremität	kg
$\dot{m}_{H_2O}$	Massenstrom von Wasser	$\frac{kg}{s}$
$n$	Anzahl	-
$n_{cool,KA}$	Anzahl der Kühlradern	-
$n_{cool,sens}$	Anzahl der Temperatursensoren	-
$n_{FT,pn}$	Anzahl der pn-Übergänge im Peltier-Element beim <i>FerroTec</i> -Beispiel	-
$n_{press,DK}$	Anzahl der Druckkammern	-

$n_{\text{press,pd}}$	Anzahl der beginnenden Durchläufe „proximal → distal“ der Ansteuerung der Druckkammern	-
$n_{\text{press,sens}}$	Anzahl der Drucksensoren	-
$n_{\text{pulse,press}}$	Anzahl Druckimpulse an einer Stelle in einer Periode im Kompressionssystem	-
$n_{\text{RIME,pn}}$	Anzahl der pn-Übergänge im RIME-74	-
$n_{\text{tis,ves,prox}}$	Anzahl proximal im Körper befindlicher Gefäße der gleichen Gewebeschicht	-
$P_{\text{basal}}$	Grundumsatz des Körpers	W
$P_{\text{mpat,ges}}$	Gesamtumsatz des mobilisierten Patienten	W
$P_{\text{mpat,kin}}$	Umsatz für Bewegung beim mobilisierten Patienten	W
$P_{\text{RIMEmax}}$	maximale Leistung des RIME-74	W
$P_{\text{RthHW}}$	Heizleistung am Heizwiderstand	W
$p$	Druck	Pa
$p_{\text{a,0}}$	mittlerer aortaler Druck auf Herzhöhe	Pa
$p_{\text{bl,high}}$	oberer Grenzwert des Blutdrucks	Pa
$p_{\text{bl,low}}$	unterer Grenzwert des Blutdrucks	Pa
$p_{\text{c}}$	hydrostatischer Druck in der Kapillare	Pa
$p_{\text{dif}}$	Differenz zwischen Soll- und Istdruck in Druckkammer	Pa
$p_{\text{DK}}$	gemessener Druck in der Druckkammer	Pa
$p_{\text{eff}}$	effektiver Filtrationsdruck	Pa
$p_{\text{env}}$	Umgebungsluftdruck	Pa
$p_{\text{heart,right}}$	Druck erzeugt vom rechten Ventrikel	Pa
$p_{\text{hpump}}$	Förderdruck der Hydraulikpumpe	Pa
$p_{\text{hydr}}$	hydrostatischer Druck der Blutsäule	Pa
$\Delta p_{\text{hyt}}$	Größe des Bereichs zulässiger Druckschwankung ohne Nachregelung in der Zweipunktregelung bei der Druckmessung	Pa
$p_{\text{i}}$	hydrostatischer Druck im Interstitium	Pa
$p_{\text{konst,press}}$	konstanter Anwendungsdruck des Kompressionssystems	Pa
$p_{\text{mess}}$	gemessener Druck in Druckkammer	Pa
$p_{\text{musc,intra}}$	Druck vom Muskel auf die umliegenden Gefäße	Pa
$p_{\text{press}}$	Druckeinwirkung durch Kompression	Pa
$p_{\text{press,F}}$	Druck nach Forderungen	Pa
$p_{\text{press,R}}$	real einzustellender Druck in Druckkammer zur Erfüllung der Druck-Forderungen auf das Gewebe	Pa
$p_{\text{pulse,press}}$	Druck während eines Kompressionsimpulses des Kompressionssystems	Pa
$p_{\text{reg}}$	nachgeregelter Druck durch Pneumatikpumpe	Pa
$p_{\text{swell}}$	Schwellungsdruck in der Fraktur	Pa
$p_{\text{tm}}$	transmuraler Druck	Pa
$p_{\text{v,0}}$	zentraler Venendruck auf Herzhöhe	Pa

$p_{\text{vaswall}}$	hydrostatischer Druck im Inneren der Kapillaren bezogen auf das Interstitium	Pa
$\bar{p}_{\text{ves,Lit}}$	mittlerer Druck anhand von Literatur	Pa
$p_{\text{ves,Lit,diast}}$	diastolischer Druck anhand von Literatur	Pa
$\bar{p}_{\text{ves,Lit,hydst}}$	mittlerer hydrostatischer Druck anhand von Literatur	Pa
$p_{\text{ves,Lit,syst}}$	systolischer Druck anhand von Literatur	Pa
$\bar{p}_{\text{ves,Sim}}$	mittlere simulierte Druckwerte in den Gefäßen	Pa
$p_{\text{ves,Sim,hydst}}$	simulierter hydrostatischer Druck in den Gefäßen	Pa
$pp$	prozentualer Anteil	%
$pp_{\text{bl}}$	Anteil der Durchblutung	%
$pp_{\text{d,part,tis,ves}}$	prozentualer Durchmesser der Blutgefäße bei Druckeinwirkung	%
$pp_{\text{fat}}$	Körperfettanteil	%
$pp_{\text{hkt}}$	Hämatokritwert	%
$pp_{Q_{\text{TG},0,org}}$	Anteil der Organsysteme an der Wärmebildung	%
$pp_{\text{tis,lym}}$	Anteil des Lymphflusses im Gewebe	%
$pp_{\text{tm,r,KS}}$	Verhältnis von transmuralen Druck zu Gefäßradius bei Wirkung des Kompressionssystems	%
$pp_{\text{tm,r,MP}}$	Verhältnis von transmuralen Druck zu Gefäßradius bei Wirkung der Muskelpumpen	%
$pp_{uEx}$	Anteil der unteren Extremität am Gesamtkörper	%
$pp_{V_{org}}$	prozentuale Durchblutung der Organe	%
$Q(T_{\text{surface}})$	Quantisierungsstufen der Temperatur in Infrarot-Aufnahme	-
$\dot{Q}_{\text{cool}}$	Wärmeabstrom für ein strömendes, kühlendes Medium	W
$\dot{Q}_{\text{foot,infl}}$	Wärmestrom aus dem entzündeten Fuß	W
$\dot{Q}_{\text{foot,well}}$	Wärmestrom aus dem gesunden Fuß	W
$\dot{Q}_{\text{hot}}$	Wärmestrom zwischen Kaltseite des Peltier-Elements und Kühlkörperoberfläche	W
$\dot{Q}_{\text{H}_2\text{O}}$	Wärmestrom zwischen Wärmetauscher und Kaltseite des Peltier-Elements	W
$\dot{Q}_{\text{infl}}$	Wärmestrom vom Entzündungsherd	W
$\dot{Q}_{\text{jc}}$	Wärmestrom durch die JOULE'sche Wärme auf der Kaltseite des Peltier-Elements	W
$\dot{Q}_{\text{jh}}$	Wärmestrom durch die JOULE'sche Wärme auf der Heißeite des Peltier-Elements	W
$\dot{Q}_{\text{KA},0}$	Wärmestrom über Kühladerfläche bei gesundem Menschen	W
$\Delta\dot{Q}_{\text{KA,infl,max}}$	zusätzlicher entzündungsbedingter maximaler Wärmestrom über Kühladerfläche	W
$\dot{Q}_{\text{Peltier}}$	Wärmestrom durch den Peltier-Effekt	W
$\dot{Q}_{\text{rück}}$	Wärmerückstrom im Peltier-Element	W
$\dot{Q}_{\text{TG,mpat,org}}$	Wärmeentwicklung in den Organsystemen beim mobilisierten Patienten	W

$\dot{Q}_{TG,0,org}$	Wärmeentwicklung in den Organsystemen bei geringer körperlicher Arbeit	W
$\dot{Q}_{3KA,0}$	Wärmestrom über dreifache Kühladerfläche bei gesundem Menschen	W
$\dot{Q}_{3KA,infl,cool}$	abzuführender Wärmestrom von drei Kühladern	W
$\Delta\dot{Q}_{3KA,infl,max}$	zusätzlicher entzündungsbedingter Wärmestrom über dreifache Kühladerfläche	W
$\Delta q_{m,tis}$	Stoffwechseländerung	$\frac{W}{m^3}$
$q_{m,0,tis}$	basale Stoffwechselrate	$\frac{W}{m^3}$
$R$	Widerstand	$\Omega$
$R_{KA}$	Strömungswiderstand der Kühlader	$\frac{N \cdot s}{m^5} \left( \frac{kPa \cdot s}{l} \right)$
$R_M$	elektrischer Modulwiderstand des leitenden Materials im Peltier-Element	$\Omega$
$R_{M,FT}$	elektrischer Modulwiderstand des leitenden Materials im Peltier-Element nach <i>FerroTec</i>	$\Omega$
$R_{M,T_c}$	elektrischer Modulwiderstandskoeffizient für die Kaltseiten-Temperatur nach <i>FerroTec</i>	$\Omega \cdot K$
$R_{M,T_h}$	elektrischer Modulwiderstandskoeffizient für die Heißeiten-Temperatur nach <i>FerroTec</i>	$\Omega \cdot K$
$R_{m,PVC}$	Zugfestigkeit von PVC-Folie	$\frac{N}{mm^2}$
$R_{org}$	Strömungswiderstand der Organe	$\frac{N \cdot s}{m^5} \left( \frac{kPa \cdot s}{l} \right)$
$R_{PVR}$	pulmonal-vaskulärer Widerstand des Lungenkreislaufs	$\frac{N \cdot s}{m^5} \left( \frac{kPa \cdot s}{l} \right)$
$R_{RIME,max}$	maximaler Gerätwiderstand des RIME-74	$\Omega$
$R_{sup}$	Resistance (Strömungswiderstand der Zuleitungsstrecke und Deformationswiderstand)	$\frac{N \cdot s}{m^5} \left( \frac{kPa \cdot s}{l} \right)$
$R_{thfan}$	thermischer Widerstand des Lüfters	$\frac{K}{W}$
$R_{tis,ves}$	Strömungswiderstand in den Gefäßen	$\frac{N \cdot s}{m^5} \left( \frac{kPa \cdot s}{l} \right)$
$R_{TPR}$	totaler peripherer Widerstand des Körperkreislaufs	$\frac{N \cdot s}{m^5} \left( \frac{kPa \cdot s}{l} \right)$
$R_{WLP}$	thermischer Widerstand der Wärmeleitpaste	$\frac{K}{W}$
$Ra_{Aro}$	mittlere Wandrauigkeit des Endothelgewebes in der Aorta	m
$Ra_{ves}$	mittlere Wandrauigkeit der Gefäße	m
$Ra_{Vnc}$	mittlere Wandrauigkeit des Endothelgewebes in den Hohlvenen	m
$Re_{bl}$	REYNOLDS'sche Zahl	-
$RES$	Vorhandensein und Art eines Reservoirs	o / g / k*
$r$	Radius	m
$r_1$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des elektrischen Modulwiderstandes nach <i>FerroTec</i>	$\Omega$

$r_2$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des elektrischen Modulwiderstandes nach <i>FerroTec</i>	$\frac{\Omega}{K}$
$r_3$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des elektrischen Modulwiderstandes nach <i>FerroTec</i>	$\frac{\Omega}{K^2}$
$r_4$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des elektrischen Modulwiderstandes nach <i>FerroTec</i>	$\frac{\Omega}{K^3}$
$r_{fan}$	Länge eines Lüfterflügelrades	m
$r_{FIA}$	Radius entnommen aus der Arbeit von FIALA (Tabelle 47)	m
$r_{part,tis,lateral}$	Außenradien der Gewebeschichten des Extremitätenbereichs weiter außen gelegen (lateral)	m
$r_{part,tis,medial}$	Außenradien der Gewebeschichten des Extremitätenbereichs weiter innen gelegen (medial)	m
$S_M$	SEEBECK-Koeffizient	$\frac{V}{K}$
$S_{M,FT}$	SEEBECK-Koeffizient nach <i>FerroTec</i>	$\frac{V}{K}$
$S_{M,T_c}$	SEEBECK-Koeffizientsparameter für die Kaltseiten-Temperatur nach <i>FerroTec</i>	V
$S_{M,T_h}$	SEEBECK-Koeffizientsparameter für die Heiseiten-Temperatur nach <i>FerroTec</i>	V
$SG$	Schuhgröße	-
$\vec{s}_{press}$	Richtung der Druckausbreitung über die Druckkammern	-
$s_1$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des SEEBECK-Koeffizienten nach <i>FerroTec</i>	$\frac{V}{K}$
$s_2$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des SEEBECK-Koeffizienten nach <i>FerroTec</i>	$\frac{V}{K^2}$
$s_3$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des SEEBECK-Koeffizienten nach <i>FerroTec</i>	$\frac{V}{K^3}$
$s_4$	spezifischer Koeffizient zur Berechnung des SEEBECK-Koeffizienten nach <i>FerroTec</i>	$\frac{V}{K^4}$
$T$	Temperatur	°C oder K
$T_0$	Ausgangstemperatur	°C oder K
$T_{bl}$	Bluttemperatur	°C oder K
$T_{bl,a}$	Temperatur des arteriellen Blutes	°C oder K
$T_{bl,high}$	oberer Grenzwert der Bluttemperatur	°C oder K
$T_{bl,low}$	unterer Grenzwert der Bluttemperatur	°C oder K
$T_c$	Kaltseitentemperatur am Peltier-Element	°C oder K
$T_{cloth}$	Temperatur an der Außenseite der Kleidung	°C oder K
$T_{cool}$	Anwendungstemperatur des Kühlsystems	°C oder K
$T_{dif}$	Differenz zwischen Soll- und Isttemperatur unter Kühllader	°C oder K
$T_{env}$	Umgebungstemperatur	°C oder K
$T_{env,SPE}$	Umgebungstemperatur nach der Arbeit von SPECHT	°C oder K
$T_h$	Heiseitentemperatur am Peltier-Element	°C oder K
$T_{hyp}$	Körpermiterntemperatur vorgegeben im Hypothalamus	°C oder K

$\Delta T_{\text{hyp}}$	Änderung der Körperkerntemperatur vorgegeben vom Hypothalamus	K
$T_{\text{H}_2\text{O},\text{in}}$	Temperatur des einströmenden Kühlmediums	°C oder K
$T_{\text{H}_2\text{O},\text{out}}$	Temperatur des ausströmenden Kühlmediums	°C oder K
$\Delta T_{\text{infl}}$	Temperaturanstieg bei Entzündung	K
$T_{\text{KA}}$	real vorliegende Temperatur unterhalb der Sensormatte der Kühllader	°C oder K
$T_{\text{mess}}$	gemessene Temperatur der Sensormatte	°C oder K
$T_{\text{reg}}$	nachgeregelte Temperatur am Peltier-Element	°C oder K
$\Delta T_{\text{RIME,max}}$	maximal erreichbare Temperaturdifferenz mit dem RIME-74	K
$\Delta T_{\text{sen,er}}$	Genauigkeit der Temperaturmessstrecke	K
$T_{\text{skin}}$	Körpertemperatur auf der Haut	°C oder K
$T_{\text{skin,infl}}$	Temperatur der Haut bei Entzündung	°C oder K
$T_{\text{skin,m}}$	mittlere Hauttemperatur	°C oder K
$T_{\text{surface}}$	Temperatur der Hautoberfläche	°C oder K
$\Delta T_{\text{TEC}}$	Temperaturdifferenz zwischen Kalt- und Heißseite am Peltier-Element	K
$t$	Zeit	s
$\overline{t_{\text{body}}}$	durchschnittliches Alter des Menschen	s
$t_{\text{cool}}$	Anwendungsdauer der Kühlung	s
$t_{\text{healing}}$	Dauer der Frakturheilung	s (d)
$t_{\text{hold,press}}$	Haltezeit/berlappungszeit eines Druckimpulses beim Übergang zur nächsten Kammer im Kompressionssystem	s
$t_{\text{LD}}$	stationäre Liegedauer	s (d)
$t_{\text{lym}}$	Zeit der Lymphe zum Durchqueren eines Lymphgefes	s
$t_{\text{pause,period}}$	Pause am Ende einer Periode im Kompressionssystem	s
$t_{\text{pause,press}}$	Pause zwischen den Druckimpulsen im Kompressionssystem	s
$t_{\text{period,press}}$	Periode eines Druckimpulsdurchlaufs	s
$t_{\text{press}}$	Anwendungsdauer der Kompression	s
$t_{\text{pulse,press}}$	Dauer eines Druckimpulses des Kompressionssystems	s
$t_{\text{relax}}$	Relaxationszeit zum vollständigen Entspannen des komprimierten Gewebes	s
$t_{\text{swell}}$	Zeit ab dem Auftreten einer Fraktur	s
$t_0$	Zeitpunkt bei Auftreten der Fraktur	s
$t_{18}$	Zeit vom Khlbeginn bis zum erstmaligen Erreichen der therapeutischen Kühltemperatur von 18 °C auf der Haut	s
$t_{20}$	Zeit vom Khlbeginn bis zum erstmaligen Erreichen der Kühltemperatur von 20 °C auf der Haut	s
$U_{\text{DK},i}$	(digitale) Messspannung des i-ten Drucksensors	V
$u_{\text{DK}}$	analoge Messspannung des Drucksensors	V
$U_{\text{fan}}$	Steuerspannung des Lüfters	V
$U_{\text{HAV}}$	Steuerspannung des hydraulischen Auslassventils	V
$U_{\text{HEV}}$	Steuerspannung des hydraulischen Einlassventils	V

$U_{HP}$	Steuerspannung der Hydraulikpumpe	V
$U_{hpump}$	Pumpenspannung der Hydraulikpumpe	V
$U_{KA,i}$	(digitale) Messspannung des i-ten Temperatursensors	V
$U_{PAV}$	Steuerspannung des pneumatischen Auslassventils	V
$U_{PE}$	(digitale) Steuerspannung der Peltier-Elemente	V
$u_{PE}$	analoge Messspannung der Temperatursensoren	V
$U_{PEV}$	Steuerspannung des pneumatischen Einlassventils	V
$u_{PE}$	analoge Steuerspannung der Peltier-Elemente	V
$U_{PP}$	(digitale) Steuerspannung der Pneumatikpumpe	V
$u_{PP}$	analoge Steuerspannung der Pneumatikpumpe	V
$U_{RIME,max}$	Maximalspannung des RIME-74	V
$U_{S,fan}$	Versorgungsspannung des Lüfters	V
$U_{S,HAV}$	Versorgungsspannung des hydraulischen Auslassventils	V
$U_{S,HEV}$	Versorgungsspannung des hydraulischen Einlassventils	V
$U_{S,HP}$	Versorgungsspannung der Hydraulikpumpe	V
$U_{S,HS}$	Versorgungsspannung des Temperatursensors	V
$U_{S,MC}$	Versorgungsspannung des Mikrocontrollers und der Steuerelektronik	V
$U_{S,PAV}$	Versorgungsspannung des pneumatischen Auslassventils	V
$U_{S,PE}$	Versorgungsspannung der Peltier-Elemente	V
$U_{S,PEV}$	Versorgungsspannung des pneumatischen Einlassventils	V
$U_{S,PP}$	Versorgungsspannung der Pneumatikpumpe	V
$U_{S,PS}$	Versorgungsspannung des Drucksensors	V
$U_{TEC}$	Spannung über einem Peltier-Element	V
$u$	Umfang	m
$V$	Volumen	m <sup>3</sup>
$V_{Atr}$	Vorhof-Volumen des Herzens	m <sup>3</sup>
$V_{bl}$	Gesamtblutvolumen	m <sup>3</sup>
$V_{bl,org}$	durchschnittliches Blutvolumen der Organe	m <sup>3</sup>
$V_{DK}$	Volumen der Druckkammer	m <sup>3</sup>
$V_{HLB}$	Volumen der Halbleiterblöcke eines Peltier-Elements	m <sup>3</sup>
$V_{incr}$	Schwellungsvolumen während des Anschwellens	m <sup>3</sup>
$V_{KA}$	Volumen der Kühllader	m <sup>3</sup>
$V_{Ker}$	Volumen einer Keramikplatte eines Peltier-Elements	m <sup>3</sup>
$V_{KK}$	Volumen des Kühlkörpers	m <sup>3</sup>
$V_{press}$	verdrängte Volumen durch den Druckimpuls	m <sup>3</sup>
$V_{press,part,tis}$	verdrängtes Gesamtvolumen an Gewebe bei Eindrückprüfung	m <sup>3</sup>
$V_{RV}$	Restvolumen des Herzens nach einem Schlag	m <sup>3</sup>
$V_{SV}$	Schlagvolumen des Herzens	m <sup>3</sup>
$V_{swell}$	Schwellungsvolumen	m <sup>3</sup>
$V_{Vent}$	Fassungsvermögen eines Ventrikels	m <sup>3</sup>



$\dot{V}$	Volumenstrom	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{bl}}$	Blutvolumenstrom	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{DK},i}$	Volumenstrom je Druckkammer	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{f}}$	effektive Filtrationsrate	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{fan}}$	Volumenabstrom der Luft am Lüfter	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{HVM}}$	Herzminutenvolumen	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{hpump}}$	Volumenstrom der Hydraulikpumpe	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{in}}$	Volumeneinstrom in die Pneumatikpumpe	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{KA},i}$	Volumenstrom je Kühllader	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{lym,ges,rest}}$	Lymphzeitvolumen in Ruhe	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{lym,ges,max}}$	maximal erreichbares Lymphzeitvolumen bei körperlicher Anstrengung	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{out},i}$	Volumenausstrom aus dem System	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{ppump}}$	Volumenstrom der Pneumatikpumpe	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{press}}$	Volumenstrom durch den Druckimpuls	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{res}}$	Volumenstrom zum und vom Reservoir	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{uEx,soll}}$	Soll-Volumenstrom in der unteren Extremität	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{uEx,ves,Sim}}$	simulierte Volumenströme der Gefäße der unteren Extremität in Ruhe	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\dot{V}_{\text{uEx,ves,The}}$	theoretisch ermittelte Volumenströme der Gefäße der unteren Extremität in Ruhe	$\frac{\text{m}^3}{\text{s}}$
$\text{Var}K_{\text{x,cool}}$	Variationskoeffizient zu den Temperaturen und Kühlzeiten bei Messunsicherheitsbetrachtungen mit dem Kühlsystem	%
$\text{Var}K_{\text{x,press}}$	Variationskoeffizient zu den Spannungswerten für die qualitative Druckmessung bei Messunsicherheitsbetrachtungen mit dem Kompressionssystem	%
$v$	Geschwindigkeit	$\frac{\text{m}}{\text{s}}$
$v_{\text{fan}}$	Luftgeschwindigkeit durch den Lüfter	$\frac{\text{m}}{\text{s}}$
$v_{\text{NCV}}$	Nervenleitgeschwindigkeit	$\frac{\text{m}}{\text{s}}$

$v_{NCV0}$	Ausgangsnervenleitgeschwindigkeit bei Standardtemperatur	$\frac{m}{s}$
$v_{PWV}$	Pulswellengeschwindigkeit	$\frac{m}{s}$
$\bar{v}_{ves,Lit}$	mittlere Strömungsgeschwindigkeit in den Gefäßen anhand von Literatur	$\frac{m}{s}$
$\bar{v}_{tis,ves,Sim}$	simulierte mittlere Strömungsgeschwindigkeit in den Gefäßen	$\frac{m}{s}$
$w_{bl}$	Perfusionsrate	$\frac{m^3}{s}$
$w_{bl,0,tis}$	Basalwert der Blutperfusion	$\frac{m^3}{s}$
$\bar{x}_{cool}$	Mittelwerte der Temperaturen und Kühlzeiten bei Messunsicherheitsbetrachtungen mit dem Kühlsystem	°C oder s
$\bar{x}_{press}$	Mittelwerte der Spannungswerte für die qualitative Druckmessung bei Messunsicherheitsbetrachtungen mit dem Kompressionssystem	V
$z_{part,ves}$	Faktor zur anteiligen Betrachtung der Druckfläche zum druckbeaufschlagten Bereich	-

---

Griechische Symbole		
$\Delta$	Änderung einer physikalischen Größe	-
$\Delta$	Schrittweite von Quantisierungsstufen der Temperatur	K
$\alpha_{stat}$	Fehler 1. Art	%
$\beta_{ind}$	Faktor für quadratische Querschnitte des Indenters als Anpassung an die Form der Druckkammern	-
$\beta_{stat}$	Fehler 2. Art	%
$\beta'$	auf Volumen gewichtetes Energieäquivalent der Blutperfusion	$\frac{W}{K}$
$\beta'_0$	Energieäquivalenz der Haut in Ruhe	$\frac{W}{K}$
$\gamma_{bl}$	Wärmeausdehnungskoeffizient von Blut	$\frac{1}{K}$
$\varepsilon_{body}$	Emissionsgrad der menschlichen Haut	-
$\varepsilon_{ves}$	Dehnung eines Gefäßes	-
$\eta_{bl}$	dynamische Viskosität von Blut	mPa · s
$\eta_{PE}$	Wirkungsgrad des Peltier-Elements	-
$\lambda$	Wärmeleitfähigkeit	$\frac{W}{m \cdot K}$
$\lambda$	Wellenlänge	m
$\lambda_{air}$	Wärmeleitfähigkeit der Luft	$\frac{W}{m \cdot K}$
$\lambda_{bl}$	Wärmeleitfähigkeit von Blut	$\frac{W}{m \cdot K}$
$\nu_{bl}$	kinematische Viskosität von Blut	$\frac{m^2}{s}$
$\nu_{tis}$	POISSONzahl für Gewebe	-

$\pi_c$	kolloidosmotischer Druck in der Kapillare	Pa
$\pi_i$	kolloidosmotischer Druck im Interstitium	Pa
$\pi_{\text{koll}}$	kolloidosmotischer Druck im Inneren der Kapillaren bezogen auf das Interstitium	Pa
$\rho$	Dichte	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
$\rho_{\text{bl}}$	Dichte von Blut	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
$\rho_{\text{FCF}}$	Dichte des Wachstumsfaktors FCF	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
$\rho_{\text{VEGF}}$	Dichte des Wachstumsfaktors VEGF	$\frac{\text{kg}}{\text{m}^3}$
$\sigma$	Reflexionskoeffizient	-
$\sigma$	STEFAN-BOLTZMANN-Konstante	$\frac{\text{W}}{\text{m}^2 \text{K}^4}$
$\sigma_{\text{ves}}$	Wandspannung eines Gefäßes	
$\sigma_{\text{x,cool}}$	Standardabweichungen der Temperaturen und Kühlzeiten bei Messunsicherheitsbetrachtungen mit dem Kühlsystem	K oder s
$\sigma_{\text{x,press}}$	Standardabweichungen der Spannungswerte für die qualitative Druckmessung bei Messunsicherheitsbetrachtungen mit dem Kompressionssystem	V
$\omega$	geometrischer Faktor bzgl. Polar- oder Kugelkoordinaten	-

## Indices und Index-Zusätze

body	auf den menschlichen Körper bezogen
bl	Blut
max	Maximalwert
min	Minimalwert
end	Endwert
0	unter Ruhebedingungen bzw. Ausgangsbedingungen
a	außerhalb
i	innerhalb
c	bezogen auf die Kaltseite im Peltier-Element
h	bezogen auf die Heißeite im Peltier-Element

auf Flächenleistungsdichte  $I$  oder Wärmestrom  $\dot{Q}$  bezogen:

meta	auf den Stoffwechsel bezogen
work	auf die verrichtete mechanische Arbeit bezogen
radi	auf die Wärmestrahlung bezogen
conv	auf die Wärme Konvektion mit der Umgebungsluft bezogen
cond	auf die Wärmeleitung mit der Umgebung bezogen
evap	auf den Wärmestrom durch Verdunstung bezogen
resp	auf den Wärmestrom durch Atmung bezogen

auf spezifische Wärmekapazität  $c$ , Wärmeleitfähigkeit  $\lambda$  und Dichte  $\rho$  bezogen:

Al	Aluminium
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
Bi <sub>2</sub> Te <sub>3</sub>	Bismutellurid
C <sub>3</sub> H <sub>8</sub> O <sub>2</sub>	Propylenglykol bzw. 1,2-Propandiol
H <sub>2</sub> O	Wasser
PF	PolyFlex
PVC	Polyvinylchlorid
WLP	Wärmeleitpaste

bezogen auf Schuhgröße  $SG$ :

male	Männer
female	Frauen
child	Kinder

auf verschiedene anatomische Bereiche bezogen:

<i>lym</i>	auf die Lymphgefäße bezogen
<i>Lyk</i>	Lymphkapillaren
<i>Lyp</i>	Präkolektoren
<i>Lyc</i>	Kolektoren
<i>Lys</i>	Lymphsammelstämme
<i>org</i>	auf die Organsysteme bezogen
<i>L<sub>ung</sub></i>	Lunge
<i>Bra</i>	Gehirn
<i>Cor</i>	Herzkoronarien
<i>Gas</i>	Magen-Darm-Trakt
<i>Liv</i>	Leber
<i>Kid</i>	Nieren
<i>M<sub>us</sub></i>	Muskeln
<i>SkB</i>	Haut und Skelett
<i>Ex</i>	untere Extremität
<i>part</i>	örtlich auf die untere Extremität bezogen
<i>thigh</i>	Oberschenkel
<i>shank</i>	Unterschenkel bzw. Wade
<i>foot</i>	Fuß
<i>tis</i>	auf die Gewebeschichten bezogen
<i>bone</i>	Knochen
<i>m<sub>us</sub></i>	Muskeln
<i>fat</i>	Fett
<i>skin</i>	Haut

<i>ves</i>	auf die Blutgefäße bezogen
<i>Aro</i>	Aorta
<i>Arg</i>	große Arterien
<i>Ara</i>	Arterienäste
<i>Ari</i>	Arteriolen
<i>Kap</i>	Kapillaren
<i>Vni</i>	Venolen
<i>Vna</i>	Venenäste
<i>Vng</i>	große Venen
<i>Vno</i>	Hohlvenen (Venae cavae)

auf Volumenstrom in den Gefäßen  $\dot{V}_{uEx,ves,Sim}$  oder in den Lymphsammelstämmen  $\dot{V}_{uEx,Lys}$  bezogen:

id1	bei Druckeinwirkung mit dreieckförmigen Impulsen mit 1 Hz
id3	bei Druckeinwirkung mit dreieckförmigen Impulsen mit 1/3 Hz
infl	bei Entzündung
ir1	bei Druckeinwirkung mit rechteckförmigen Impulsen mit 1 Hz
ir3	bei Druckeinwirkung mit rechteckförmigen Impulsen mit 1/3 Hz
it	bei Druckeinwirkung mit therapeutischer Impulsabfolge
it18	bei Druckeinwirkung mit therapeutischer Impulsabfolge und Kühlung auf 18,65 °C
sqr	bei Druckeinwirkung mit realem Konstantdruck
sq18	bei Druckeinwirkung mit realem Konstantdruck und Kühlung auf 18,65 °C
sqx	bei Druckeinwirkung mit maximalem Konstantdruck (Anschlagpunkt)
18	bei Kühlung auf 18,65 °C
26	bei Kühlung auf 23,06 °C
30	bei Kühlung auf 30,00 °C

mit \* o für ohne, g für Glas, k für Kunststoff.

Bei den Symbolen sind normaler Weise die typischen Formelzeichen der physikalischen Größe verwendet. Um die Übersichtlichkeit zwischen Wärme und Volumenstrom sowie zwischen Druck und Prozentangabe zu wahren, wird in dieser Arbeit der Volumenstrom mit  $\dot{V}$  angegeben und Prozentangaben mit *pp*. Typische Einheiten in anderer Darstellung als die SI-Einheiten sind teilweise in Klammern hinter der SI-Einheit zu finden.

Die Indices sind steil dargestellt. Nur wenn ein Index stellvertretend für eine Menge von verschiedenen Indices steht, wird die Gruppe aller dieser Indices inklusive des Übergeordneten kursiv geschrieben.

## Kurzfassung

Diese Arbeit befasst sich mit der Entwicklung eines Kühl-Kompressionssystems zum aktiven Schwellungsabbau bzw. zur präventiven Schwellungsverhinderung für die Anwendung an Sprunggelenkfrakturen. Durch Anwendung von lokaler Kältetherapie an Entzündungsherden wird die Geschwindigkeit des Stoffwechsels verlangsamt und die Schwellungsneigung damit verringert. Gleichzeitig bewirkt eine pulsierende Kompression auf das Gewebe den Abtransport bereits angesammelten Schwellungsvolumens durch einen verstärkten Volumenstrom in den Blutgefäßen und im Lymphsystem. Das in dieser Arbeit entwickelte System findet erstmals Anwendung unter einem Stützverband und berücksichtigt die lokalen physiologischen Reaktionen des Körpers auf eine Temperatur- und Druckänderung über entsprechende Sensoren. Regelalgorithmen sind in der Lage, vorgegebene Kühl- und Druckkurven angepasst an individuelle Patienten zu verfolgen. Das geschlossene Kühlsystem arbeitet mit Peltier-Elementen als Wärmesenke und versorgt über einen Wärmetauscher und einen mit Wasser gefüllten hydraulischen Pumpkreislauf über Ventile gesteuert Kühlcladen zur lokalen Temperatursenkung an gemessenen Entzündungsherden. Die Kühlcladen sind dabei aus 3D-gedrucktem flexiblem Filament mit mäanderförmigem Verlauf zur Anpassung an die Anatomie des Patienten gefertigt. Das Kompressionssystem arbeitet mit Umgebungsluft, die durch eine pneumatische Zuführungsstrecke durch Ventile in unterschiedliche Druckkammern aus PVC gelangt. Messungen am menschlichen Gewebe mit Hilfe von Photoplethysmographen zeigen die vorausgesagten gewünschten Effekte auf den Volumenstrom. Die Änderung der Einstellungen verschiedener Parameter der Funktionsmuster des Therapiegerätes erzeugen verschieden starke Auswirkungen auf den Therapieeffekt. Um unnötige Testreihen an Patienten zu vermeiden, kam es zur Entwicklung von Simulationsmodellen des in Hard- und Software erstellten Kühl-Kompressionssystems. Durch Erstellung von Modellen zur Nachbildung der zu beeinflussenden Physiologie des Menschen kann das gewünschte Verhalten der technischen Teilsysteme simuliert werden. Die Physiologie wird dabei vor allem auf das kardiovaskuläre System des Menschen nebst parallelen Lymphgefäßen bezogen, wobei eine Aufspaltung der Blutgefäße in Gefäßarten unterschiedlicher Größe und Lage in verschiedenen Gewebeschichten im Bereich der unteren Extremität im Fokus liegt. Dadurch ist es möglich, sowohl auf die Druckänderungen in den Gefäßen, als auch auf die Wärmeleitung zwischen den Gewebeschichten einzugehen. Die Simulationsergebnisse bestätigen ebenfalls den erwarteten therapeutischen Effekt. Eine Grundlage für die weiterführende Erarbeitung patientenindividueller optimierter Kühl- und Druckkurven für das vorliegende Kühl-Kompressionssystem ist damit geschaffen.

## Abstract

This work is focused on the development of a cooling-compression-system for active swelling reduction and precautionary swelling prevention for use on ankle fractures. The application of local cold therapy to inflammatory areas decreases the rate of metabolism and thus reduces the tendency to swell. At the same time, a pulsating compression on the tissue causes the removal of already accumulated swelling volume by an increased volume flow in the blood vessels and the lymphatic system. The system developed in this work is used for the first time under a support bandage. It considers the local physiological reactions of the body to a temperature and pressure change via corresponding sensors. Control algorithms are able to follow given cooling and pressure curves adapted to individual patients. The closed cooling system works with Peltier elements as a heat sink. It supplies water via a heat exchanger and a hydraulic pump circuit controlled by valves to cooling tubes for local temperature reduction at measured inflammation areas. The cooling tubes are made of 3D printed flexible filament with a meander-shaped route for adaptation to the anatomy of the patient. The compression system works with ambient air, which passes through a pneumatic feed section through valves into different pressure chambers made of PVC. Measurements on human tissue using photoplethysmographs show the predicted desired effects on the volume flow. Changing the parameter settings of the functional modals of the therapy device generates varied strong effects on the therapy effect. In order to avoid unnecessary series of tests on patients, simulation models of the cooling-compression-system created in hardware and software were developed. By creating models to simulate the human physiology to be influenced, the desired behavior of the technical subsystems can be simulated. The physiology is mainly related to the cardiovascular system of the human together with parallel lymph vessels, whereby the focus is on separation of the blood vessels into vessel types of different size and location in different tissue layers in the area of the lower extremity. This makes it possible to respond both to the changes in pressure in the vessels, as well as on the heat conduction between the tissue layers. The simulation results also confirm the expected therapeutic effect. A basis for the further development of patient-specific optimized cooling and pressure curves for the present cooling-compression-system are thus created.

