

Quantifizierung von Temperaturveränderungen nach Anwendung des Trainingsgerätes "Wobbler" mittels medizinischer Infrarotthermografie

Bachelorarbeit

Zur Erlangung des akademischen Grades

Bachelor of Science (BSc)

im Studiengang Sportmedizinische Technik

Fachhochschule Koblenz, RheinAhrCampus Remagen

Fachbereich Mathematik & Technik

Vorgelegt von

Veronika Auer

geb. am 14.05.1992 in München

523464

Interner Betreuer: Prof. Dr. Matthias Kohl-Bareis

Externer Betreuer: ao.Univ.-Prof. Ing. Dr. Christian Raschner

Zweitprüfer: Prof. Dr. Marco Junglas

durchgeführt bei: Institut für Sportwissenschaft, Universität Innsbruck Olympiazentrum

Innsbruck, am 29.02.2016

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre hiermit an Eides statt durch meine eigenhändige Unterschrift, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet habe. Alle Stellen, die wörtlich oder inhaltlich den angegebenen Quellen entnommen wurden, sind als solche kenntlich gemacht.

Mit der hochschulinternen Veröffentlichung der Arbeit bin ich

☒ einverstanden

☐ n i c h t einverstanden.

Ich bin damit einverstanden, dass:

- der Titel meiner Arbeit mit meinem Namen und denen der Betreuer im Bibliothekskatalog (OPAC) veröffentlicht wird und
- die Arbeit als PDF hochschulintern eingesehen werden kann.

Dafür erhält die Hochschule ein einfaches, nicht übertragbares Nutzungsrecht ausschließlich für den Zweck der Veröffentlichung in der Bibliothek. Das Recht der Veröffentlichung oder Verwertung durch den Verfasser oder die Verfasserin auf andere Weise, z.B. über einen Verlag, bleibt davon unberührt. Die Hochschule ist nicht verpflichtet, die Arbeit zu veröffentlichen. Das Einverständnis kann jederzeit schriftlich (per Brief!) widerrufen werden. Die Bibliothek wird die Arbeit dann unverzüglich aus dem OPAC oder der Auslage entfernen. Die Veröffentlichung hängt außerdem von der später erteilten Zustimmung des Erstbetreuers ab.

Ort, Datum

Unterschrift

Gender-Klausel

Die weibliche Form ist in der vorliegenden Bachelorarbeit der männlichen Form gleichgestellt. Aus Gründen der einfachen Lesbarkeit wurde die männliche Form verwendet.

Inhaltsverzeichnis

Zusammenfassung	1
Abstract	2
1 Einleitung	3
1.1 Infrarotthermografie in der Humanmedizin	3
1.2 Physikalische Grundlagen der IRT	4
1.3 Physiologische Grundlagen der Durchblutung	6
1.4 Thermoregulation bei Belastung	9
1.5 Aktueller Forschungsstand	10
2 Methodik & Materialien	12
2.1 Hypothesen	12
2.2 Probanden	12
2.3 Erhebungsinstrumente	13
2.3.1 VarioCAM InfraTec	13
2.3.2 EXAM5	15
2.3.3 „Wobbler“	16
2.4 Standardisierung	17
2.5 Untersuchungsdesign	17
2.6 Statistische Auswertung	20
3 Ergebnisse	21
4 Diskussion	31
5 Conclusio	38
6 Abbildungsverzeichnis	39
7 Tabellenverzeichnis	39
8 Formelverzeichnis	40
9 Literaturverzeichnis	40
10 Anhang	45

Zusammenfassung

Einleitung

Das nicht-invasive und strahlungsfreie Verfahren der Infrarotthermografie (IRT) ist in der Humanmedizin besonders in der Krebsforschung ein angesehenes, unterstützendes Diagnostikum und hat sich in diversen Einsatzgebieten bewährt. Da die physiologische Wärmeverteilung im Körper zwischen beiden Körperhälften symmetrisch ist, können auf Grundlage der regionalen Erwärmungsmuster Rückschlüsse über physiologische und pathologische Veränderungen im Körper gezogen werden. Das Ziel dieser Studie war, aufbauend auf den physiologischen Grundlagen und dem aktuellen Forschungsstand, die Überprüfung einer mittels IRT quantifizierbaren Veränderung der Abstrahlungsmuster der unteren Extremitäten nach der Anwendung des Trainingsgerätes „Wobbler“.

Methodik

Insgesamt nahmen 31 Sportstudenten (10 ♀, 21 ♂) der Universität Innsbruck im Alter von im Schnitt 23,3(±2,6) Jahren teil. Nach einer 15-minütigen Akklimatisierungsphase, dem Ausfüllen des Fragebogens und der Markierung der anatomischen Punkte, erfolgte die erste Infrarot-Aufnahme zur Ermittlung der Baselinedaten. Es folgte eine 12-minütige „Wobbler“ Anwendung im Sitzen, mit dem zuvor definierten dominanten Bein und anschließend die zweite Aufnahme. Die Bilder wurden in der Analysesoftware EXAM 5 eingelesen und auf Grundlage der anatomischen Marker definierte Formen zur genauen Temperaturanalyse eingefügt. Die statistische Auswertung erfolgte mit IBM SPSS Statistics (Version 23), womit die Differenzen zwischen beiden Beinen, vor und nach Belastung (anterior/posterior) mittels Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung geprüft wurden. Zur Überprüfung der Signifikanz wurde der Wilcoxon-Test angewendet, wobei das Signifikanzniveau auf $p \leq 0,05$ für signifikant und $p \leq 0,01$ für hoch signifikant festgelegt wurde.

Ergebnisse

Die quantitative Auswertung der Daten ergab hoch signifikant erhöhte Werte für die Differenz der Wärmeverteilung zwischen belasteter und unbelasteter Seite im Bereich der Unterschenkel (anterior/posterior) bezogen auf das linke ($z = -2.716, p = 0.007, z = -2.877, p = 0.004$), wie auch das rechte Bein ($z = -3.418, p = 0.001, z = -3.186, p = 0.001$). Für die Differenz der Wärmeverteilung der Oberschenkel anterior konnten für die Probanden mit Intervention rechts hoch signifikant erhöhte Werte ($z = -2.612, p = 0.009$) und für alle mit Intervention links signifikant erhöhte Werte ($z = -2.504, p = 0.012$) errechnet werden. Auf der Rückseite der Oberschenkel zeigte sich lediglich bei den Testpersonen mit dominantem Bein rechts eine hoch signifikant ($z = -2.758, p = 0.006$) erhöhte Temperaturverteilung nach Intervention, während bei den Probanden mit Dominanz links keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden konnten.

Diskussion

Die nach der Intervention erhöhte Temperatur an der Hautoberfläche kann durch eine verringerte sympathische Aktivität erklärt werden. Durch die Senkung der sympathischen Reflexaktivität der Haut erfolgt eine Vasodilatation und die Wärmeabgabe wird ermöglicht. Es kann vermutet werden, dass durch die zunehmende Aktivierung des Parasympathikus der "Wobbler" einen regenerativen Effekt hat. Es können daher über die ermittelten Wärmemuster indirekte Rückschlüsse auf regulatorische Prozesse der Muskulatur gezogen werden. Dieses Prinzip konnte bereits ebenfalls bei Massagen beobachtet werden. Es gilt zu berücksichtigen, dass mittels IRT keine Ursachen einer erhöhten Durchblutung analysiert werden können. Die Interpretation der physiologischen Abläufe im Körper ist durch fehlende Informationen tiefer liegender thermoregulativer Anteile der Haut eingeschränkt und Bedarf zusätzlicher bildgebender Verfahren.

„Key words“: Infrarotthermografie, „Wobbler“, Durchblutung, Temperaturmuster

Abstract

Introduction

Non-invasive and non-radiating technology of Medical Infrared Thermography (MIT) is a useful additional diagnostic tool in the field of human medicine, particularly in breast cancer research and has proved off useful in various fields of application. Since the physiological heat distribution in the body is symmetric between body halves, it is possible to draw conclusions about physiological changes and thermal abnormalities of the human body based on the infrared radiation pattern of the lower extremities.

The goal of this study was the examination of temperature distributions of the lower limbs using MIT after the application of the regenerative device “Wobbler”, based on physiological principles and the current state of research

Methods

31 students of the University of Innsbruck (10 ♀, 21 ♂) with an average age of 23.3 (± 2.6) years took part in this study. After an acclimatization period of 15 minutes, the completion of the questionnaires and the marking of the anatomical markers, the first infrared images for the determination of baseline data were taken. That was followed by a 12 minute session on the “Wobbler” for the previously defined dominant leg and a second infrared image. After importing the resulting images in the software EXAM 5, predefined shapes were inserted based on the anatomical markers to enable a standardized temperature analysis. The statistical evaluation was performed with IBM SPSS Statistics (Version 23) while the differences between both legs before and after strain and for all views were tested for normal distribution using the Shapiro-Wilk test. To examine statistical significance the non-parametric Wilcoxon test was applied, with the levels set for significance at $p \leq 0.05$ and high significance at $p \leq 0.01$.

Results

The quantitative evaluation of the data detected highly significant increased temperature differences between the loaded and unloaded leg after the application of the “Wobbler”, in the area of the lower legs (anterior/posterior), relating to the left ($z = -2.716, p = 0.007, z = -2.877, p = 0.004$) as well as the right leg ($z = -3.418, p = 0.001, z = -3.186, p = 0.001$). The differences in the temperature distribution of the anterior thighs was increased highly significant for all subjects with intervention on the right leg ($z = -2.612, p = 0.009$) and showed significant increases for the ones with intervention on the left side ($z = -2.504, p = 0.012$). For the posterior thigh, significant differences in the temperature distribution were detected for all subjects with the dominant leg on the right side ($z = -2.758, p = 0.006$), while there was no significant difference for all subjects with dominance on the left side.

Discussion

The increased temperature of the skin surface after the application of the “Wobbler” could be explained by a decreased sympathetic activity. By reducing the sympathetic reflex activity of the skin, a vasodilatation is affected which allows heat dissipation to the environment. It can be assumed that the increased effect of the parasympathetic nervous system exerted by the “Wobbler” has a regenerative effect on the body. Thus it is possible to draw conclusions about regulatory processes of muscles based on the amount of heat dissipated at the skin surface. This is the same principle that can be observed after massage treatment. It is important to know however, that MIT cannot define root causes or sources leading to increased blood flow. The interpretation of physiological procedures in the human body is limited due to a lack of information of thermoregulatory processes in deeper lying tissues and must be combined with other, more structural means of medical imaging.

„Key words“: Medical Infrared Thermography, „Wobbler“, thermoregulation, temperature patterns

1 Einleitung

Der Einsatz der Infrarotthermografie (IRT) im Bauwesen, in der Automobilindustrie sowie in Forschung und Entwicklung ist bereits Standard. Die stete Weiterentwicklung derameratechnik in den letzten Jahren ermöglichte in allen Bereichen vielseitige Einsatzgebiete und eine inzwischen unkomplizierte Handhabung. Infolgedessen findet dieses einfache, strahlungsfreie Verfahren auch zunehmend Beachtung im Bereich der Human- und der Veterinärmedizin. So fand diese Methode in letzterer den Durchbruch im Pferderennsport, in dem Muskel- und Gelenksentzündungen, Huferkrankungen und physiologische Veränderungen mit Hilfe der IRT gezielt diagnostiziert und dadurch behandelt werden konnten. Besondere Vorteile hat dieses bildgebende Verfahren in diesem Fall durch seine berührungslose Messtechnik und seine mobile Einsatzmöglichkeit, welche eine stressfreie Anwendung und Diagnostik für das Tier ermöglichen. Da die anatomischen und physiologischen Ähnlichkeiten zwischen Mensch und Tier Rückschlüsse zulassen, war der Weg in die Humanmedizin nicht mehr weit, so dass es fast als logische Konsequenz erscheint, dass auch dort sinnvolle Einsatzmöglichkeiten vorliegen.

1.1 Infrarotthermografie in der Humanmedizin

In der Humanmedizin wurde das Verfahren der Infrarotthermografie 1987 vom American Medical Association Council als geeignet eingestuft und von der American Academy of Medical Infrared Imaging anerkannt (American Academy of Thermology).

In der Krebsforschung gilt die IRT schon lange als eine zuverlässige Technik für das Brust-Screening. Tumore sind charakterisiert durch die Entstehung neuer pathologischer Blutgefäße, also einer erhöhten Angiogenese, welche eine gesteigerte metabolische Aktivität mit sich bringt. Demzufolge können Temperaturveränderungen auf ein abnormales Wachstum zurückgeführt werden (Head et al., 1993).

Inzwischen hat sich die IRT in einer Vielzahl weiterer Einsatzgebiete bewährt, so beispielsweise in der Dermatologie, Chirurgie, Neurologie, Sportmedizin (Ammer, 2006; Kaczmarek et al., 1999) sowie in der Anamnese von unterschiedlichsten Gefäßerkrankungen (Ammer, 1996). Dies beinhaltet sowohl arterielle (Arteriopathien) als auch venöse Gefäßerkrankungen (Venopathien). Besonders gut sichtbar sind mittels IRT Varizen, da die betroffenen Venen knapp unter der Hautoberfläche verlaufen. So konnte beispielsweise von Staszkiwicz et al. (2000) eine Sensitivität und Spezifität für das Mapping der insuffizienten Venen mittels IRT von 93,7% bzw. 85,4% nachgewiesen werden.

Basierend darauf ermöglicht diese nicht-invasive und strahlungsfreie Messmethode in der Humanmedizin einen schnellen und problemlosen Einsatz sowie eine Quantifizierung von physiologischen Veränderungen im Körper.

In Abbildung 1 sind alle bildgebenden Verfahren, die in der Medizin Anwendung finden und innerhalb des elektromagnetischen Spektrums liegen, dargestellt.

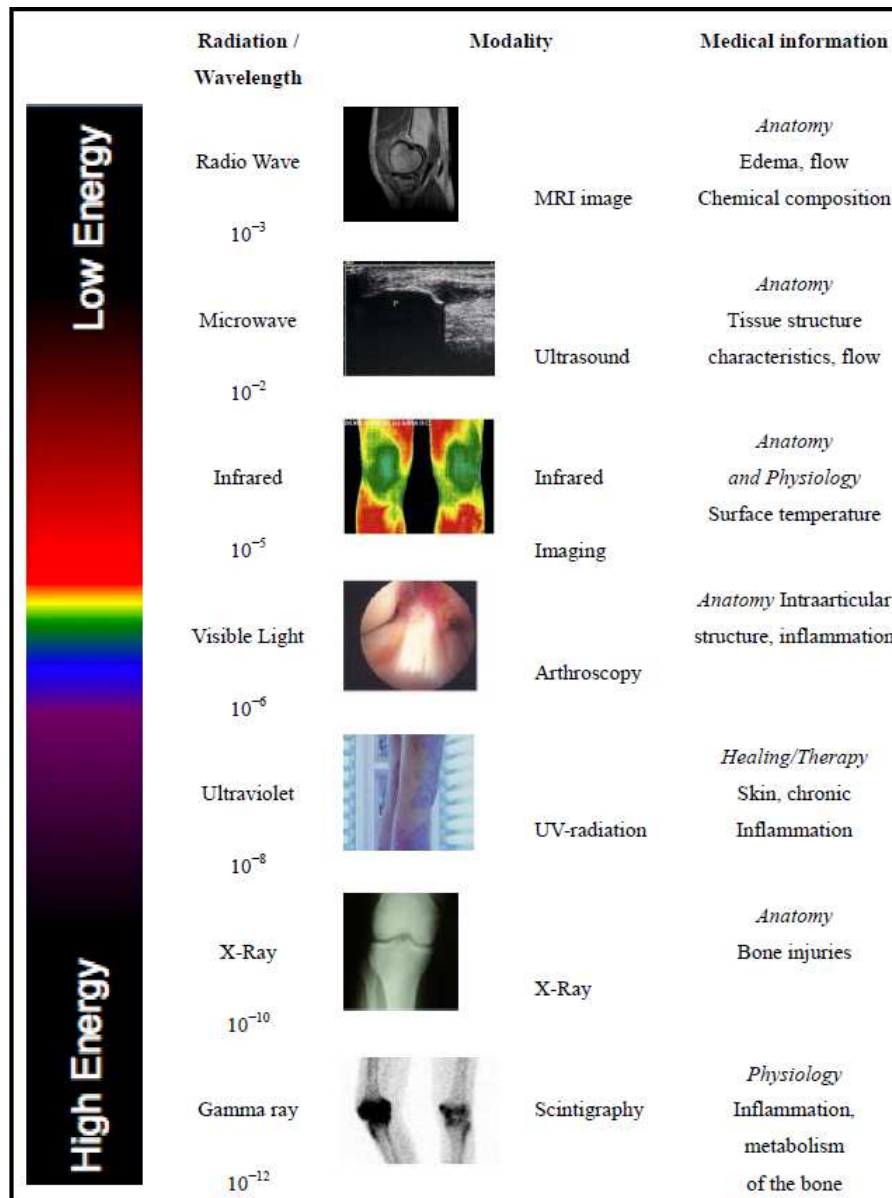


Abbildung 1: bildgebende Verfahren der Medizin im Bereich des elektromagnetischen Spektrums (Hildebrandt et al., 2010, S.4703)

1.2 Physikalische Grundlagen der IRT

Die IRT nutzt die physikalische Gesetzmäßigkeit, dass jeder Körper mit einer Temperatur oberhalb des absoluten Nullpunktes von 0 K elektromagnetische Strahlung aussendet. Die Intensität der emittierten Strahlung steht dabei in einem Zusammenhang mit der Molekülbewegung im Objekt. Diese Aktivität der Bewegung ist gleich Null bei einer Temperatur eines Gegenstandes von 0 K oder $-273,15^{\circ}\text{C}$. Je wärmer die Oberflächentemperatur des Körpers, desto mehr bewegen sich demzufolge Atome und

Moleküle und umso mehr Infrarotstrahlung wird produziert. Die Infrarotkamera zeichnet ausschließlich diese für das menschliche Auge nicht sichtbare Intensität der Strahlung im Infrarotbereich auf.

Das elektromagnetische Strahlungsspektrum umfasst dabei die Gesamtheit aller elektromagnetischen Wellen, wobei der Bereich der Infrarotstrahlung in einem Spektralbereich mit einer Wellenlänge von $0,78\mu m$ und $1000\mu m$ liegt. Die Infrarotstrahlung kann wiederum in die Teile der „nahen Infrarot-“ ($780nm - 3\mu m$), „mittleren Infrarot-“ ($3\mu m - 50\mu m$) und „fernen Infrarotstrahlung“ ($50\mu m - 1mm$) unterteilt werden (Bernhard, 2004). Da jedoch die Energiemengen oberhalb eines Bereichs von ca. $14\mu m$ sehr gering sind, wird für die IRT hauptsächlich der Wellenlängenbereich von $0,7\mu m$ bis $14\mu m$ verwendet (Optris, 2011).

Die physikalischen Grundlagen und Strahlungsgesetze nehmen den schwarzen Körper als Grundlage. Dies ist ein fiktiver Körper, welcher die gesamte einfallende Strahlung absorbiert, es kommt also weder zu einer Reflexion noch zu einer Transmission.

Der Emissionsgrad ε , auch Emissivität genannt, beschreibt das Verhältnis der abgegebenen Strahlung eines realen Körpers zu einem idealen, schwarzen Körper. Dieser Wert kann zwischen 0 und 1 liegen, wobei 1 die Emissivität eines idealisierten, schwarzen Strahlers beschreibt. Somit sind Materialien mit einem Wert nahe 1 optimal für die bildgebenden Verfahren der Thermografie, weshalb auch die Haut mit einem Emissionsgrad von 0,98 und einer Körpertemperatur im Bereich von $37^\circ C$ ein geeignetes Objekt für die Infrarotthermografie (Gatt et al., 2015) darstellt.

Die Abhängigkeit der Strahlungsintensität eines schwarzen Körpers von seiner Temperatur T und der Wellenlänge λ beschreibt das Planck'sche Strahlungsgesetz, welches die Grundlage der berührungslosen Temperaturmessung bildet.

$$W_{\lambda,T} = \frac{2\pi hc^2}{\lambda^5} \frac{1}{e^{hc/\lambda kT} - 1} = \frac{C_1}{\lambda^5 \cdot \left(e^{C_2/\lambda T} - 1 \right)} [Wm^{-2} \mu m^{-1}]$$

Formel 1: Planck'sches Strahlungsgesetz

$$h = \text{planck'sches Wirkungsquantum} = 6,626 \cdot 10^{-34} Js$$

$$k = \text{Boltzmann-Konstante} = 1,381 \cdot 10^{-23} J/K$$

$$c = \text{Lichtgeschwindigkeit} = 2,998 \cdot 10^8 m/s$$

$$C_1 = 3,74 \cdot 10^{-16} Wm^2$$

$$C_2 = 1,44 \cdot 10^{-2} Km$$

$$T = \text{Temperatur in [K]}$$

Integriert man das Planck'sche Gesetz über alle Wellenlängen so erhält man die Gesamtstrahlung des Körpers, welche dem Stefan-Boltzmann Gesetz entspricht.

$$M = \sigma \cdot T^4$$

Formel 2: Stefan-Boltzmann'sches Gesetz

$$\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8} \left[\text{W/m}^2 \cdot \text{K}^4 \right]$$

Dies bedeutet, dass die Gesamtstrahlung eines schwarzen Körpers proportional mit der vierten Potenz der Temperatur ansteigt. Aus der graphischen Darstellung des Planck'schen Strahlungsgesetzes lässt sich zusätzlich das Wiensche Verschiebungsgesetz ableiten. Dieses zeigt, dass sich das Strahlungsmaximum mit zunehmender Temperatur hin zu kurzwelligeren Bereichen verschiebt.

Die menschliche Haut emittiert Infrarotstrahlung, bei einer durchschnittlichen Temperatur von 37°C, in einem Wellenlängenbereich von 2 – 20 μm mit durchschnittlichen Spitzen von 10 μm (Steketee, 1973). Die speziell für den Einsatz in der Medizin entwickelten Thermografiekameras müssen somit eine besondere Sensibilität in diesem Wellenlängenbereich aufweisen.

Diese beschriebenen Strahlungsintensitäten werden mit Hilfe eines Strahlungsdetektors in ein elektrisches und somit messbares Signal umgewandelt. Wärmedetektoren können dabei in gekühlte und ungekühlte Kategorien unterteilt werden, wobei die Wärmeempfindlichkeit von ungekühlten Kameras ca. 0,05°C beträgt (Lahiri, 2012).

1.3 Physiologische Grundlagen der Durchblutung

„Der wichtigste Ort des Wärmeaustausches mit der Umgebung ist die Haut“ (Klinke et al., 2010, S. 503).

Die entstehenden Bilder basieren auf der Wärmemenge, die an der Hautoberfläche durch Infrarotstrahlung abgeführt wird. Um nun physiologische oder sogar pathologische Veränderungen zu erkennen, muss man das komplexe System der Regulation der Körpertemperatur verstehen.

Das wichtigste Ziel des Körpers ist dabei die Konstanz der Körperkerntemperatur bei ca. 37°C, auch Homöothermie genannt (vgl. Abbildung 2). Diese ist erforderlich, da nahezu alle Vorgänge im menschlichen Körper von der Temperatur abhängig sind und in diesem Bereich optimiert ablaufen. Steigt die Umgebungstemperatur an, so schließt die 37°C-Isotherme auch das innere der Extremitäten ein und die Wärmeabgabe nimmt zu (Gekle et al., 2010). Es muss demzufolge ein Gleichgewicht zwischen Wärmeproduktion und Wärmeabgabe bestehen (Silbernagel & Desopoulou, 2012).

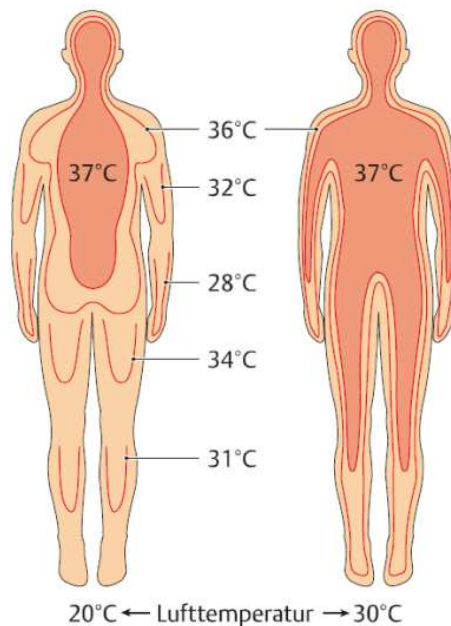


Abbildung 2: Körpertemperatur bei verschiedenen Lufttemperaturen (Gekle et al., 2010, S.575)

Hierfür verfügt der menschliche Körper über vier komplexe Mechanismen (vgl. Abbildung 3):

1. Wärmestrahlung / Radiation: Dies ist die Übertragung von Wärme auf kältere Objekte, welche jedoch ohne direkten Kontakt erfolgt, also durch elektromagnetische Wellen. Je größer der Temperaturunterschied zwischen beiden Gegenständen, desto größer ist die abgestrahlte Energie.
2. Wärmeleitung / Konduktion: Diese Wärmeübertragung basiert auf dem direkten Kontakt zweier Objekte. Dieser Mechanismus folgt dabei dem Diffusionsgesetz, das heißt die Wärmeübertragung funktioniert nur bei Objekten mit unterschiedlichen Temperaturen.
3. Strömung / Konvektion: Die Konvektion beschreibt den Wärmeaustausch der Haut mit Hilfe eines externen Mediums, wie zum Beispiel Luft oder Wasser. Dies kann mit einem Heizkörper verglichen werden, welcher Wärme über die Luft an einen Raum abgibt.
4. Verdunstung / Evaporation: Bei körperlicher Belastung oder bei Außentemperaturen über 37°C muss zusätzlich eine Wärmeabgabe durch die Abgabe von Wasserdampf über die Hautoberfläche erfolgen. Dieser Mechanismus der Schweißbildung wird auch Perspiratio sensibilis genannt (Huppelsberg & Walter, 2015).

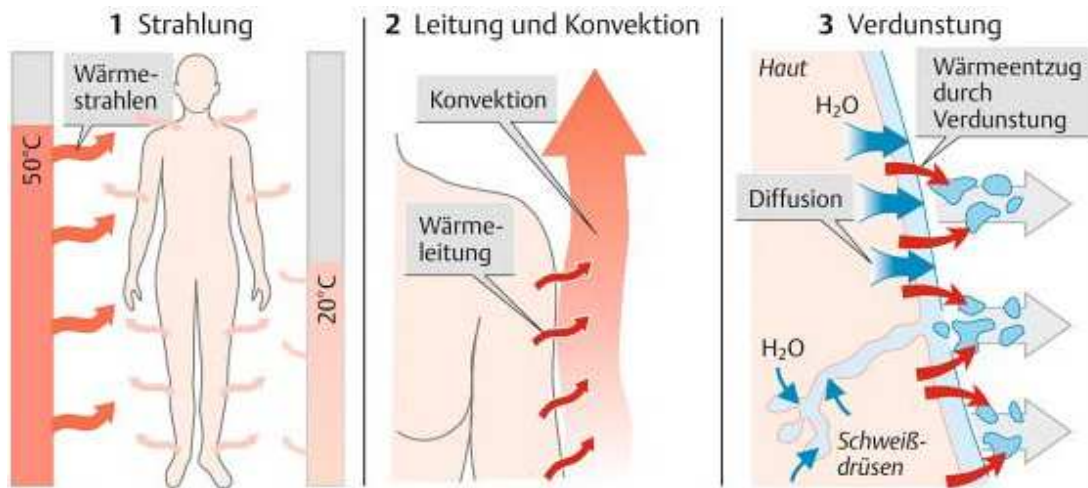


Abbildung 3: Mechanismen der Wärmeabgabe (Silbernagel & Despopoulos, 2012, S.235)

Im thermischen Neutralbereich ist die Wärmestrahlung mit 50-60 % der wichtigste Mechanismus der Temperaturregulation (Huppelsberg & Walter, 2015). Charkoudian (2003) hat bewiesen, dass das sympathische Nervensystem hauptverantwortlich für den Blutfluss in der Haut ist und somit auch der wichtigste Faktor für die Wärmestrahlung. Variationen der Körperschaltemperatur können folglich durch Veränderungen der Durchblutung beeinflusst bzw. hervorgerufen werden.

Die Informationen über externe Temperaturänderungen werden über zentrale und periphere Messfühler, sogenannten Thermosensoren, an das Temperaturregulationszentrum im Hypothalamus weitergegeben. Dieses leitet anschließend Mechanismen ein, um die Körperschaltemperatur zu regulieren. Bei einer Temperatur, die über dem Sollwert liegt, nehmen daher die Hautdurchblutung und die Schweißsekretion zu. Es kommt zur Vasodilatation, das heißt zu einer Erweiterung der Blutgefäße, wodurch überschüssige Wärme nach außen abgeleitet werden kann.

Da die Extremitäten zusammen insgesamt mehr als die Hälfte der Körperoberfläche ausmachen (Beine 38%, Arme 18%), tragen diese folglich bedeutend zur Wärmeabgabe bei (Allgöwer & Siegrist, 2013). Im Bereich der Extremitäten kann außerdem durch die lokale Regulation der arteriovenösen Anastomosen die Wärmeabgabe zusätzlich begünstigt werden. Diese direkten Verbindungen zwischen Arterien und Venen befinden sich hauptsächlich in den Extremitäten und werden bei Wärmebelastung geöffnet (vgl. Abbildung 4). Dadurch sinkt der Strömungswiderstand in der Haut, der Blutfluss wird gesteigert und die Wärmeabgabe nimmt infolgedessen zu (Huppelsberg & Walter, 2015).

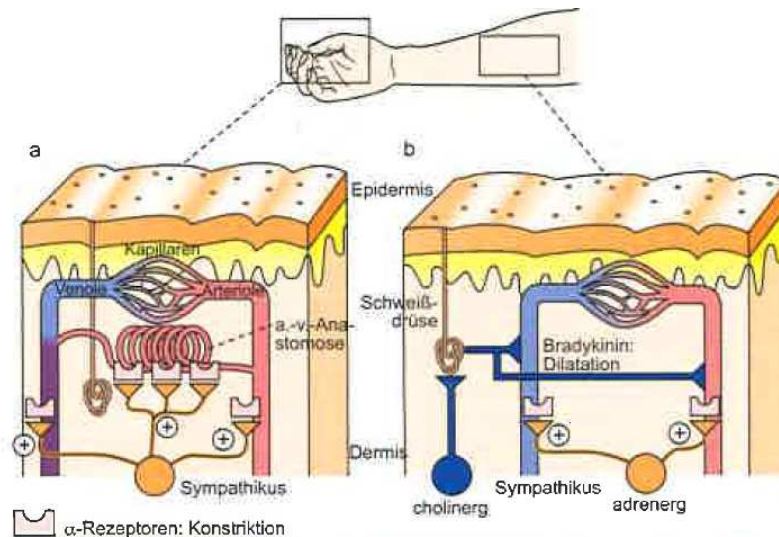


Abbildung 4: Durchblutungsregulation der Haut mit Hilfe der arteriovenösen Anastomosen (Linke & Wiesner, 2001, S.225)

Im Gegensatz dazu können sich die Gefäße bei einer kalten Umgebung verengen, auch Vasokonstriktion genannt, was eine verminderte Hautdurchblutung und eine vermehrte Wärmeproduktion zur Folge hat (Wallin, 1990).

1.4 Thermoregulation bei Belastung

Bei körperlicher Arbeit ist die thermische Belastung im Körper so hoch, dass Anpassungen in der Kreislaufregulation getroffen werden müssen, um eine Hyperthermie zu vermeiden. Damit die Wärme aus den Muskeln abtransportiert werden kann, muss das Herzzeitvolumen erhöht und die Durchblutung der beteiligten Muskelgruppen gesteigert werden. Da sich das Herzzeitvolumen aus dem Produkt der Herzfrequenz und des Schlagvolumens berechnet, müssen folglich diese beiden Größen bzw. eine davon ansteigen. Außerdem kommt es durch eine Gefäßerweiterung in den Arteriolen aktiver Muskelgruppen zu einer Umverteilung der Durchblutung, weg von inaktiven Organen und hin zur arbeitenden Muskulatur. (Pape et al., 2014)

Die Hautdurchblutung ist abhängig von der Dauer und Intensität der Belastung. Bei Belastungen mittlerer Intensität, die aber über einen langen Zeitraum andauern, muss die entstehende Wärme kontinuierlich abgeführt werden. Die Hautdurchblutung nimmt folglich zu. Bei kurzen Belastungen mit hoher Intensität soll der aktiven Muskulatur ein maximaler Blutfluss zur Verfügung stehen, weshalb die Hautdurchblutung zunächst vermindert ist, bevor sie nach Belastungsende zum Wärmeabtransport zunimmt. (Pape et al., 2014)

Eine zusätzliche Kühlung der Haut wird durch die Schweißproduktion des Körpers ermöglicht. Da die Hautdurchblutung dann weniger stark ansteigen muss, steht ein größerer Teil des Herzzeitvolumens der Muskulatur zur Verfügung. Die „Schwitzschwelle“ kann durch Training herabgesetzt werden, sodass die Schweißproduktion früher einsetzt.

Die Erwärmung des Körpers kann durch aktive oder passive Arbeit erfolgen und ist somit aufgeteilt in die Faktoren „selbst bewegen“ und „bewegt werden“. Das Prinzip der passiven Bewegung ist eine beliebte Methode im Bereich der Regeneration nach sportlicher Belastung, um den Abtransport von Stoffwechselprodukten anzuregen (Bose, 2008). Neben bekannten Maßnahmen wie Massagen, Sauna und Schlaf gibt es auch Geräte, die den Körper passiv bewegen. Der „Wobbler“ ist ein Beispiel dafür und simuliert auf Grundlage der passiven Regeneration eine 3-dimensionale Bewegung zur Aktivierung und Lockerung relevanter Muskelgruppen (www.wobbler.cc).

1.5 Aktueller Forschungsstand

Aktuelle Studien belegen die Anwendung der IRT in diversen Einsatzbereichen als eine reliable und reproduzierbare Methode zur Bestimmung von Temperaturverteilungen und Temperaturmuster verschiedener Körperregionen.

Als Grundlage für eine Vielzahl an Studien wird angenommen, dass allgemein ein enger Zusammenhang zwischen der Hauttemperatur und dem Blutfluss besteht (Herrick & Hutchinson, 2004). Außerdem hängt die Temperatur der Gliedmaßen maßgeblich vom peripheren Blutfluss ab (Sajjadi et al., 2013). Da der physiologische Zustand des menschlichen Körpers stark durch die Temperatur auf der Hautoberfläche dargestellt wird (Diakides et al., 2012), ist die Körpertemperatur ein verlässlicher Indikator für körperliche Dysfunktionen.

Gatt et al. (2015) beschränkten sich in ihrer Studie auf die Temperaturverteilung der Extremitäten. Das Ziel der Studie war zum einen das Sammeln von Grunddaten der Temperaturverteilung definierter Körperregionen und zum anderen die Identifizierung von signifikanten Temperaturunterschieden zwischen Hand und Fuß. Grundsätzlich kann nach Gatt et al. (2015) eine Symmetrie der Hauttemperatur zwischen gleichen Regionen in den Gliedmaßen vorausgesetzt werden. Zusätzlich wurde die IRT als eine geeignete und reproduzierbare Methode zur Messung der Temperaturverteilung eingestuft.

Nach Lahiri et al. (2012) wurde die IRT als eine erfolgreiche Methode in den Bereichen der Brustkrebsdiagnose, Diabetes, Zahnheilkunde und der Neuropathie bestätigt.

Im Bereich der Gefäßerkrankungen wurden von Deng et al. (2015) die Diagnose der tiefen Venenthrombose mittels IRT genauer untersucht. 96% der Patienten konnten mit diesem Verfahren korrekt als krank erkannt werden. Daraus folgt, dass die IRT zur Erkennung der tiefen Venenthrombose als ein zusätzliches, diagnostisches Screening effektiv genutzt werden kann.

Da außerdem manche Temperaturveränderungen über die Zeit aufgezeichnet werden müssen, wendeten Skala et al. (2013) die dynamische IRT an. Mittels eines zusätzlichen Echtzeit 3D-Scanners kann das Tracking der Bewegung eines Probanden und einer definierten „Region of Interest“ erfolgen. Entstehende 3D-Modelle können für die Analyse verwendet und

verglichen werden. Dies ermöglicht zum Beispiel eine Klassifizierung von Trainingseinheiten, sowie die Diagnose einer Vielzahl durch Temperaturänderungen deutlich werdender medizinischer Zustände.

Zusammenfassend kann die IRT, zusätzlich zu den bildgebenden Verfahren der Medizin und aufbauend auf die neuesten technischen Fortschritte, ein ergänzendes Analysemittel in den genannten Bereichen darstellen.

Somit war das Ziel der vorliegenden Arbeit, die Überprüfung einer mittels IRT quantifizierbaren Veränderung der Abstrahlungsmuster der unteren Extremitäten nach der Anwendung des Trainingsgerätes „Wobbler“.

2 Methodik & Materialien

2.1 Hypothesen

Aufbauend auf die oben genannte Zielsetzung wurde folgende Hypothese formuliert:

Nullhypothese (H0):

Die Anwendung des Trainingsgerätes Wobbler bewirkt keine mittels Infrarotthermografie quantifizierbare Veränderung der Abstrahlungsmuster der unteren Extremitäten

Alternativhypothese (H1):

Die Anwendung des Trainingsgerätes Wobbler bewirkt eine mittels Infrarotthermografie quantifizierbare Veränderung der Abstrahlungsmuster der unteren Extremitäten

2.2 Probanden

Im Rahmen dieser Studie nahmen insgesamt 31 Probanden teil. Die anthropometrischen Daten des Probandenkollektivs sind in Tabelle 1: Probanden Statistik aufgeführt. Die Teilnehmer waren Sportstudenten der Universität Innsbruck sowie ein Athlet des Olympiazentrums. Die Probanden wurden im Vorfeld der Studie mittels eines Informationsschreibens über die Ziele, Voraussetzungen, Untersuchungsgeräte und die Durchführung informiert und mussten ihr Einverständnis schriftlich bestätigen.

Tabelle 1: Probanden Statistik

Variablen	weiblich (n=10)	männlich (n=21)
	Mittelwert (± SD)	Mittelwert (± SD)
Alter [y]	23.5 (± 2.6)	22.9 (± 2.6)
BMI [$\frac{kg}{m^2}$]	21.6 (± 1.3)	22.6 (± 1.3)
Gewicht [kg]	60.2 (± 6.4)	73.7 (± 4.1)
Größe [cm]	166.8 (± 5.6)	180.5 (± 4.9)

Ausschlusskriterien wurden vorab anhand eines Fragebogens überprüft. Diese waren aktuelle Verletzungen der unteren Extremitäten, die in den letzten zwei Monaten operativ behandelt wurden. Außerdem wurde im Zuge des Fragebogens nach dem aktuellen Gesundheitsstand, einer Erkältung/Fieber, Beschwerden an Muskeln und Gelenken, Vorverletzungen der unteren Extremitäten sowie der aktuellen sportlichen Aktivität gefragt. Wichtig für die Messungen war zudem noch die Angabe des Sprungbeins, da nur dieses bei der Intervention belastet wurde. Dieses wurde als dominantes Bein definiert und nach der Intervention mit der unbelasteten Seite verglichen.

Die Testpersonen wurden vorab in Anlehnung an Ring und Ammer (2000) darauf hingewiesen, am Tag der Untersuchung keine Cremes oder Salben zu verwenden. Des Weiteren wurden sie darum gebeten 12 Stunden vor der Messung einen Saunabesuch oder eine physiotherapeutische Behandlung zu vermeiden. Zwei Stunden vor der Messung sollte außerdem nicht mehr geduscht werden.

2.3 Erhebungsinstrumente

Die Datenerhebung wurde mittels folgender Testgeräte durchgeführt.

2.3.1 VarioCAM InfraTec

Die VarioCAM high resolution von der Firma InfraTec (vgl. Abbildung 5 & 6) mit Firmensitz in Dresden, Deutschland, ist eine speziell für den medizinischen Gebrauch sensibilisierte Wärmebildkamera.



Abbildung 5: VarioCam high resolution Rückansicht (InfraTec, 2009)



Abbildung 6: VarioCAM high resolution Frontansicht (InfraTec, 2009)

Um für den Einsatz in der Medizin zugelassen zu werden, musste diese Kamera eine besonders dafür vorgesehene CE-Zertifizierung aufweisen. 2013 hat die Firma Inframedic GmbH eine erste offizielle Zertifizierung nach dem Medizinproduktegesetz für ihre Infrarot-Thermographie-Systeme erlangt. Hierzu wurde ein Konformitätsbewertungsverfahren durchgeführt, welches mittels diverser Prüfverfahren die Erfüllung von Anforderungen und rechtlichen Grundlagen prüft. (Inframedic, 2013)

Die VarioCAM high resolution basiert auf einem ungekühlten Mikrobolometer-FPA-Detektor, welcher Temperaturen in einem Messbereich von -40°C bis 1200°C erfassen kann, und arbeitet im langwelligen Spektralbereich von $7,5\mu\text{m}$ – $14\mu\text{m}$. Die Temperaturauflösung liegt bei Werten unter 0,05 K bei 30°C mit einer Messgenauigkeit von $\pm 1,5\text{K}(0\ldots 100)^{\circ}\text{C}$ oder $\pm 2\%(< 0\text{ bzw. } > 100)^{\circ}\text{C}$. Diese Kamera verfügt über eine Bildauflösung von 320x240 Bildpunkten sowie ein hochauflösendes Farbdisplay und einen Farbsucher. Die

Stromversorgung erfolgt über ein externes Netzteil oder über einen Akku 7,2 V. (InfraTec, 2009)

Vor der Messung musste darauf geachtet werden, dass ein Emissionsgrad von 0,98 eingestellt wurde, da Temperaturabstrahlungen der Haut gemessen wurden. Zusätzlich wurde die gewünschte Farbpalette der Temperaturskala, in diesem Fall die VarioCAM-Palette, gewählt. Diese wird von der International Standards Organization (ISO) für die Darstellung von Temperaturveränderungen im medizinischen Gebrauch empfohlen. Alle zur Auswahl stehenden Farbpaletten sind in Abbildung 7 dargestellt.

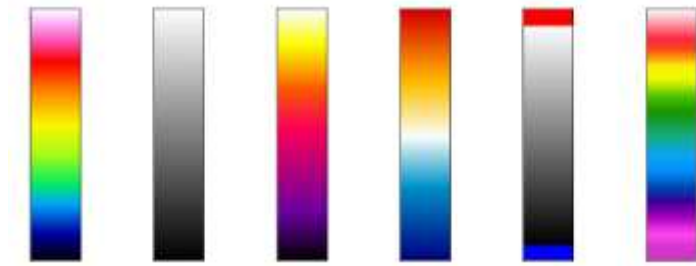


Abbildung 7: Farbpaletten der VarioCam
VarioCAM, BlackWhite, IronBow, BlueRed, Marked BW, Rainbow (InfraTec, 2009)

Alle Bilder wurden mit Datum und Uhrzeit vermerkt und auf der SD-Karte abgespeichert. Das Einlesen und Bearbeiten der aufgenommenen Daten erfolgte über das Programm EXAM5.

Die schematische Darstellung der Bildentstehung vom Probanden bis hin zur sichtbaren Darstellung ist in Abbildung 8 dargestellt.

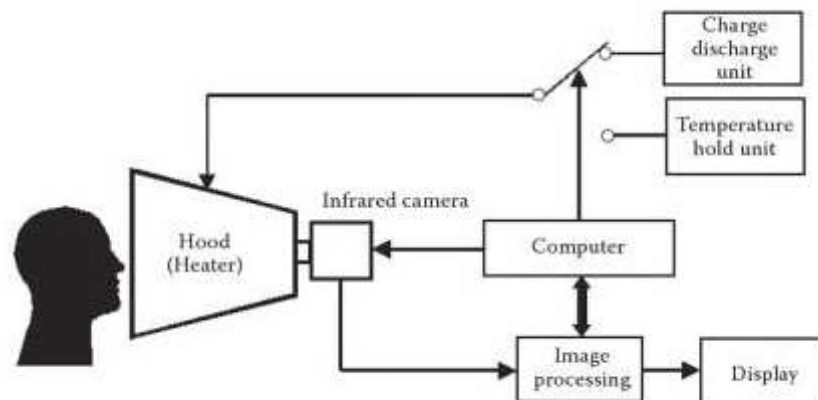


Abbildung 8: "Schematische Darstellung des Emissionsmesssystems" (Hassan et al., 2007, S.14-17)

Der Temperaturregler stabilisiert den Detektor mittels eines Peltier-Elements und ermöglicht somit eine Unabhängigkeit von der Umgebungstemperatur. Der Detektor besteht aus einer Vielzahl kleiner Detektorelemente, welche die abgegebene Wärmestrahlung des Objekts absorbieren und diese abbilden. (InfraTec)

2.3.2 EXAM5

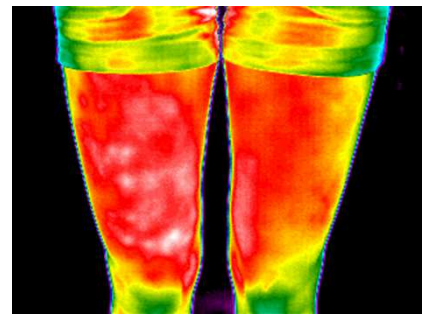
EXAM5 ist eine Analysesoftware, welche es ermöglicht, Faktoren wie Temperaturbereich und –niveau oder den Hintergrundkontrast einzustellen. Außerdem besitzt sie die Funktion der Bildfusion, wodurch das anatomische und das Infrarotbild übereinander gelegt und auf Grundlage der anatomischen Marker definierte Formen zur genauen Temperaturanalyse eingefügt werden können. Dieses Verfahren wird in den Abbildungen 9 und 10 genauer dargestellt. In den Abbildungen 10a und 10b sind zusätzlich die Histogramme der Temperaturverteilungen der ausgewählten Bereiche zu sehen. Innerhalb dieser Formen konnten alle für die Untersuchung relevanten Temperaturwerte ermittelt werden. Basierend auf den Bildpunkten konnte für die Wärmeverteilung innerhalb der festgelegten Form ein thermografischer Mittelwert, das Minimum und das Maximum ausgegeben werden. Die thermografischen Mittelwerte wurden schließlich zur genaueren Analyse der Veränderung der Abstrahlungsmuster heran gezogen.



a. anatomisches Bild

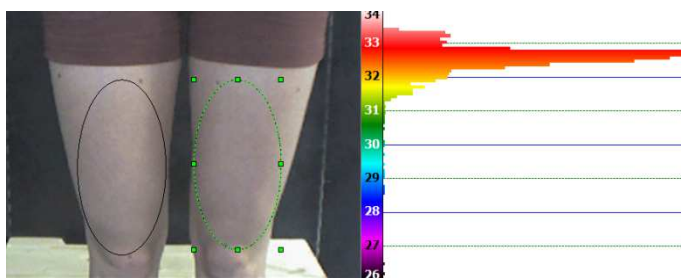


b. überlagertes Bild

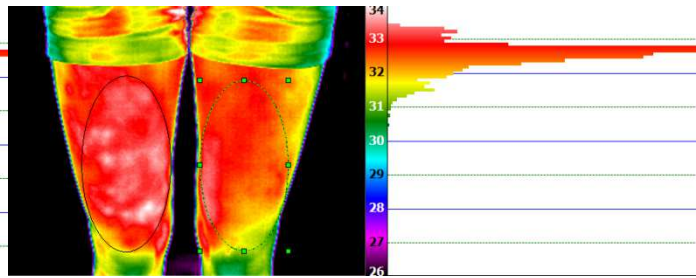


c. Infrarotbild

Abbildung 9: Bildfusion



a. anatomisches Bild mit eingefügten Formen



b. Infrarotbild mit eingefügten Formen

Abbildung 10: Einfügen der anatomischen Formen

2.3.3 „Wobbler“

"Der „Wobbler“ (vgl. Abbildung 11) ist ein neu entwickeltes Gerät, welches mittels eines Antriebs eine 3-dimensionale Bewegung simuliert und somit die gelenkrelevanten Muskeln des Bewegungsapparates aktiviert." (Wobbler)

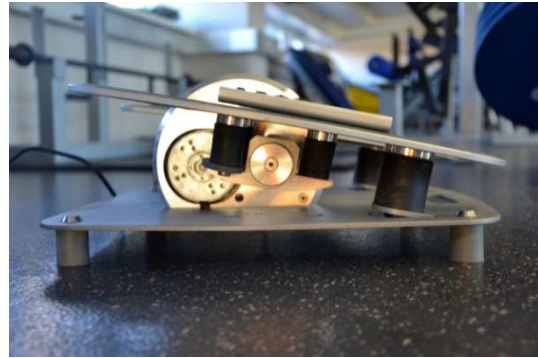


Abbildung 11: der "Wobbler"

Der „Wobbler“ kann auf unterschiedliche Körperregionen und laut Firma in den Bereichen Venengesundheit, Regeneration und Orthopädie angewendet werden. Die Körperhaltung bei der Durchführung entscheidet über die innervierten Körperregionen und Auswirkung auf entsprechende Muskelgruppen. So kann der "Wobbler" für die Anwendung auf die unteren Extremitäten sitzend, mit auf dem Gerät aufgestellten Beinen, auf dem Rücken liegend, mit aufgelegten Waden oder im Liegen mit auf dem Gerät aufgestellten Beinen angewendet werden. Im Bereich der oberen Extremitäten besteht die Möglichkeit, durch das Ablegen der Unterarme auf dem Gerät auch die Muskulatur der Schulterpartie und des Oberkörpers nach dem Training zu lockern und zu regenerieren. Alle möglichen Anwendungen sind in Abbildung 12 dargestellt.



Abbildung 12: Anwendungsempfehlungen des Wobblers (Wobbler Manual, S.6)

Diese Studie beschränkt sich ausschließlich auf den regenerativen Aspekt des Gerätes und dessen Auswirkung auf die unteren Extremitäten, weshalb der „Wobbler“ lediglich in der sitzenden Position angewendet wurde. Das Gerät hat außerdem unterschiedliche Intensitätslevel, die mit einer Fernbedienung eingestellt werden können. Die Frequenz liegt dabei in einem Bereich zwischen 1,5 Hz – 11 Hz und einer Amplitude von ca. 12mm ($\pm$ 6mm). Für die beschriebene Studie wurde das höchste Intensitätslevel bei einer Dauer von 12min eingestellt.

2.4 Standardisierung

Um die Ergebnisse der IRT vergleichbar zu machen und Fehlinterpretationen zu vermeiden, müssen Standardisierungsmaßnahmen vorgenommen werden. Hierfür wurden von Thermografie Gesellschaften spezielle Vorgaben erstellt, die den Aufnahmeraum, die Patientenvorbereitung, die Technik der Geräte und die Thermoanalyse beinhalten. Nach Ring und Ammer (2000) sollte der Raum eine Größe von 2x3m nicht unterschreiten und ferner eine Raumtemperatur zwischen 18°C und 25°C aufweisen, da Zittern oder Schwitzen das Wärmebild stark beeinflussen würden. Am Tag der Aufnahme sollten die Probanden außerdem auf überdurchschnittlichen Alkohol-, Kaffee- oder Zigarettenkonsum verzichten und die Anwendung von Kosmetika, Salben oder Cremes an relevanten Stellen unterlassen. Auch Physiotherapie, Elektro- und Ultraschalltherapie können die Wärmeabstrahlung bis zu sechs Stunden nach der Behandlung beeinflussen. Außerdem wird eine Akklimatisierungsphase von 15min empfohlen, um den Körper an die Raumtemperatur zu gewöhnen. Bei Aufnahmen der unteren Extremitäten sollte ein direkter Bodenkontakt mit den Füßen ohne Schuhe vermieden werden. Die Kamera soll zusätzlich auf einem Stativ angebracht sein, wobei darauf zu achten ist, dass ein Winkel von 90° zu Körperstellen die gemessen werden gegeben ist. Als Hintergrund sollte eine schwarze, weiße oder graue Fläche verwendet werden, um den Temperaturbereich einzugrenzen und äußere Störquellen zu vermeiden. Diese und weitere Standardisierungsvorschriften wurden in Anlehnung an Ring und Ammer (2000) eingehalten, um valide Werte zu erhalten.

2.5 Untersuchungsdesign

Die Untersuchung fand zwischen dem 13. und 20. November 2015 in den Räumen des Olympiazentrums Tirol in Innsbruck statt. Um eine Beeinflussung der Körpertemperatur durch externe Faktoren wie Außentemperatur, Bekleidung oder eine zuvor stattgefundene sportliche Aktivität auszuschließen, mussten die Probanden eine Akklimatisierungsphase von 15min in kurzer Hose einhalten. Die Raumtemperatur lag zu Beginn der Messung bei 23,3 °C und wurde alle 30 min überprüft. Während der Akklimatisierungsphase wurden die Teilnehmer gebeten den vorbereiteten Fragebogen und eine schriftliche Einverständniserklärung selbstständig auszufüllen. Schon hier musste darauf geachtet werden,

die Oberschenkel beim Sitzen nicht auf der Sitzfläche abzulegen, um eine Beeinflussung der Hauttemperatur gesichert auszuschließen.

Anschließend erfolgte die Markierung der anatomischen Marker der unteren Extremitäten wie in Abbildung 13 gezeigt. Die Punkte wurden so gewählt, dass die großen Muskelgruppen innerhalb der später eingefügten Formen lagen, da in diesen Bereichen der größte Effekt vermutet wurde. Am Knie wurden die obere Kante der Patella und die gut zu ertastende Tuberositas tibiae als Orientierungspunkte verwendet. Am Oberschenkel wurde zunächst die Spina iliaca anterior superior ertastet und von dort 15cm in Richtung Oberschenkel zwei Markierungen auf einer Linie aufgetragen. Am Sprunggelenk wurden Malleolus lateralis der Fibula und Malleolus medialis der Tibia ertastet und von dort 10cm proximal auf Schien- und Wadenbein je eine Markierung angebracht. Alle Punkte, die anterior aufgetragen wurden, wurden entlang einer Linie auf die Beinrückseite übertragen. (vgl. Abbildung 13)



Abbildung 13: Punkte der anatomischen Marker

Im Anschluss erfolgte die erste Aufnahme mittels Infrarotkamera als Basismessung, um den Ausgangszustand festzuhalten und somit eine eventuelle Veränderung feststellen zu können. Dargestellt werden Ober- und Unterschenkel jeweils anterior sowie posterior (vgl. Abbildung 14).



Abbildung 14: Infrarotaufnahme der unteren Extremitäten

Es folgte die 12-minütige „Wobbler“-Anwendung, die im Sitzen nur mit dem vor der Messung angegebenen dominanten Bein durchgeführt wurde. Dabei wurde ein Stuhl vor den „Wobbler“ gestellt, so dass der Fuß entspannt auf dem Gerät abgelegt werden konnte. Die Sitzposition musste zudem dazu beitragen, dass die Oberschenkel nicht auf der Sitzfläche auflagen, aber entspannt gehalten werden konnten (vgl. Abbildung 15).

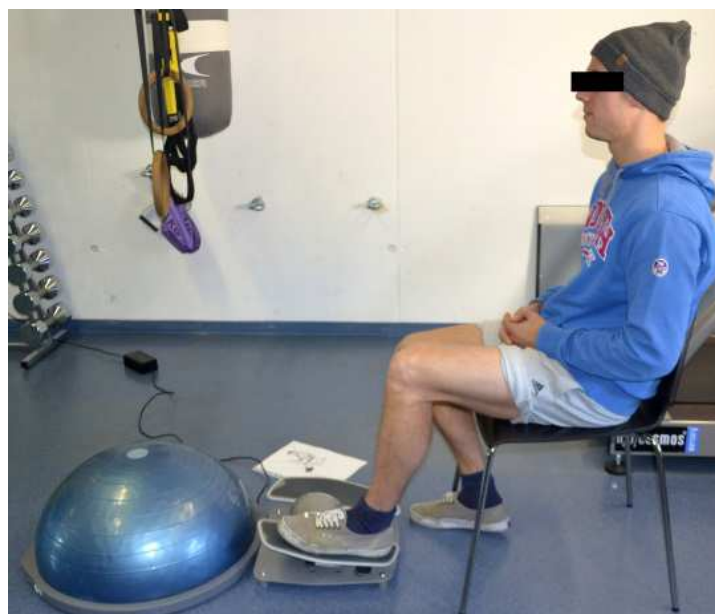


Abbildung 15: „Wobbler“-Anwendung

Es folgte die zweite Infrarot-Aufnahme, die den gleichen Bildausschnitt darstellt und die Messung für die Testperson abschloss. Nach der Durchführung der Messung wurde außerdem jeder Proband nach seinem subjektiven Empfinden befragt.

2.6 Statistische Auswertung

Die quantitative Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit Hilfe der Statistiksoftware IBM SPSS Statistics (Version 23). Die Differenzen zwischen beiden Beinen, vor und nach Belastung für alle Ansichten anterior/posterior, wurden mittels eines Shapiro-Wilk Tests auf Normalverteilung geprüft, welcher bei kleinen Stichproben besonders geeignet ist. Zur Überprüfung der statistischen Signifikanz der beobachteten Differenzen wurde schließlich ein nicht parametrischer Wilcoxon-Test für zwei verbundene Stichproben durchgeführt. Das Konfidenzintervall wurde auf 95%, das Signifikanzniveau auf $p \leq 0.05$ (*) für signifikant und auf $p \leq 0.01$ (**) für hoch signifikant festgelegt.

Die qualitative Analyse der Daten und die Unterteilung in unterschiedliche Erwärmungsmuster erfolgte durch die optische Prüfung der in EXAM5 bearbeiteten Bilder.

Alle dargestellten Diagramme wurden mit Hilfe von SPSS erstellt.

3 Ergebnisse

In Summe nahmen 33 Probanden an der Untersuchung teil, die Auswertung erfolgte aber nur von 31, da aufgrund der Ausschlusskriterien zwei Teilnehmer im Nachhinein als nicht geeignet eingestuft wurden.

Alle Personen gaben an am Tag der Messung "gesundheitlich fit" zu sein, lediglich zwei Personen hatten in den letzten drei Tagen eine Erkältung, jedoch kein Fieber. Vier Sportler hatten Operationen an den unteren Extremitäten, die jedoch alle länger als 7 Monate zurück lagen und kein störendes Narbengewebe in für die Messung relevanten Bereichen hinterlassen haben. Außerdem waren bis auf einen Probanden alle Personen Nichtraucher und absolvierten im Schnitt 6,7 Std Sport pro Woche. 16 der 31 Probanden definierten ihr rechtes Bein als Sprungbein und 15 das linke Bein.

Bei der quantitativen Auswertung der Daten wurden die mittels EXAM 5 ermittelten thermografischen Temperaturwerte der definierten anatomischen Formen der Temperaturverteilung vor und nach der Intervention untersucht. Der Wilcoxon-Test ermittelte hoch signifikante Werte ($p \leq 0.01$) für die Differenz der Wärmeverteilung zwischen beiden Seiten nach der Anwendung des „Wobblers“ im Bereich der Unterschenkel, sowohl anterior als auch posterior für die Anwendung auf das linke wie auch das rechte Bein (vgl. Tabelle 2).

Die in EXAM 5 ermittelten thermographischen Temperaturwerte der eingefügten Formen sind in den Abbildungen 16,17,18,19 für alle Körperregionen dargestellt. In den Tabellen 3,4,6,7 werden zudem Mittelwerte und Standardabweichungen der Oberflächentemperatur innerhalb der anatomischen Formen für die jeweiligen Perspektiven wiedergegeben.

Tabelle 2: Asymptotische Signifikanz der Unterschenkel nach Intervention

Asymptotische Signifikanz	Unterschenkel anterior	Unterschenkel posterior
Intervention links	$z = -2.716, p = 0.007$	$z = -2.877, p = 0.004$
Intervention rechts	$z = -3.418, p = 0.001$	$z = -3.186, p = 0.001$

MW = Mittelwert, US = Unterschenkel, OS = Oberschenkel, ant = anterior, pos = posterior, VT = Vortest, NT = Nachtest, re = rechts, li = links

* = $p < 0.05$ signifikant

* * = $p < 0.01$ hoch signifikant

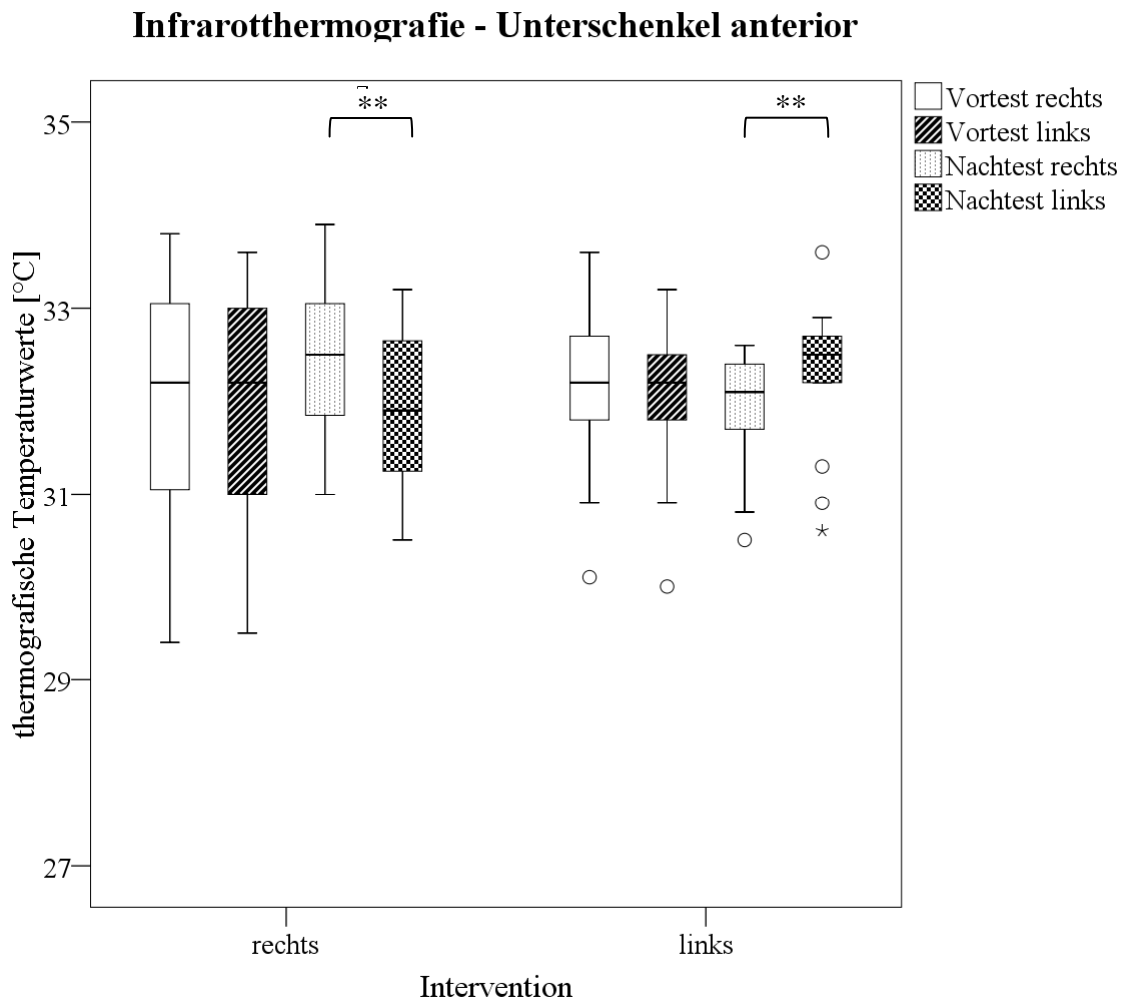


Abbildung 16: IRT Unterschenkel anterior vor und nach Intervention

Tabelle 3: Mittelwerte $\pm$ SD für die Unterschenkel anterior vor und nach Intervention

Mittelwert $\pm$ SD der thermografischen Temperaturwerte [°C]	MW_US_ant_ VT_re	MW_US_ant_ VT_li	MW_US_ant_NT_ re	MW_US_ant_ NT_li
Intervention links	32,0 $\pm$ 1,1	32,0 $\pm$ 1,0	32,0 $\pm$ 0,7	32,3 $\pm$ 0,9
Intervention rechts	32,0 $\pm$ 1,4	32,0 $\pm$ 1,3	32,4 $\pm$ 0,8	31,9 $\pm$ 0,9

Infrarotthermografie - Unterschenkel posterior

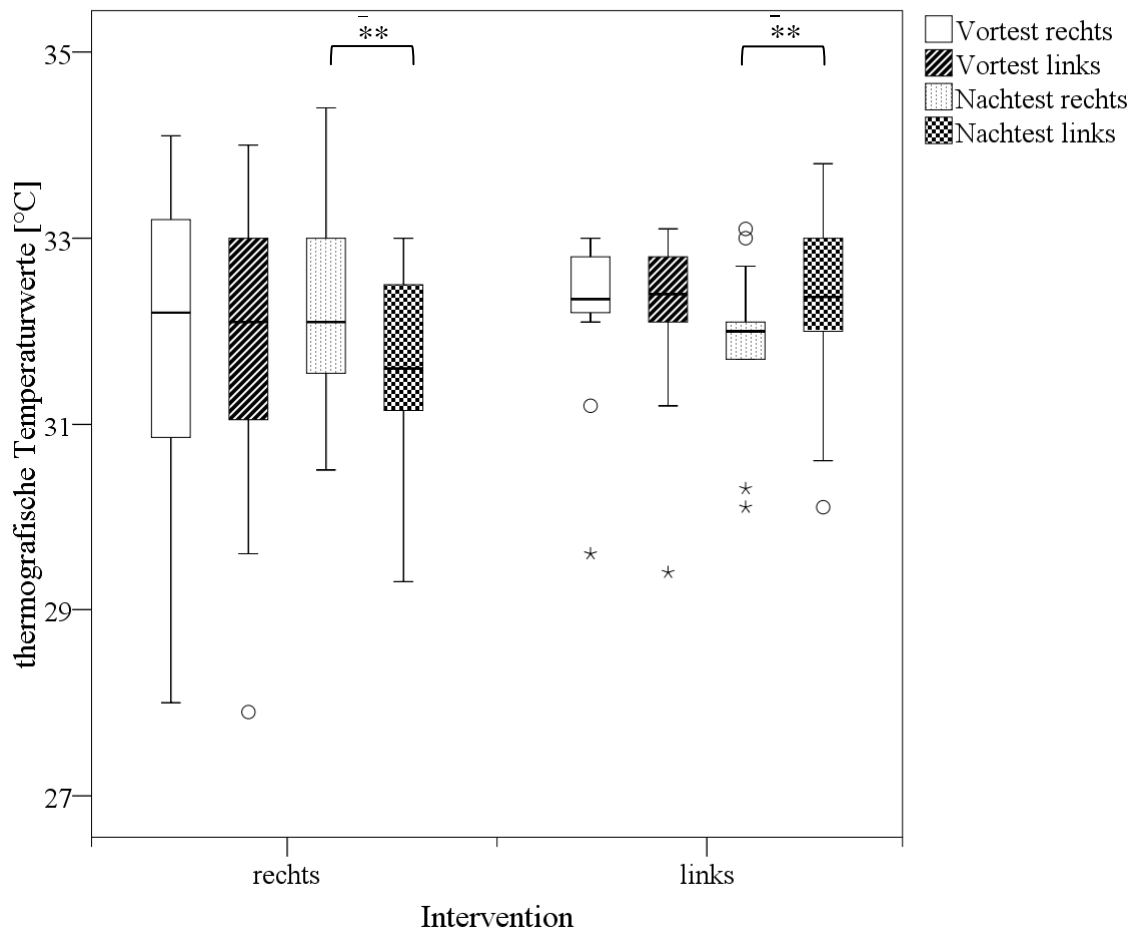


Abbildung 17: IRT Unterschenkel posterior vor und nach Intervention

Tabelle 4: Mittelwerte $\pm$ SD für die Unterschenkel posterior vor und nach Intervention

Mittelwert $\pm$ SD der thermografischen Temperaturwerte [°C]	MW_US_pos_VT_ re	MW_US_pos_VT_ li	MW_US_pos_NT_ re	MW_US_pos_NT_ li
Intervention links	32,3 $\pm$ 1,0	32,3 $\pm$ 1,1	32,0 $\pm$ 1,0	32,4 $\pm$ 1,1
Intervention rechts	31,9 $\pm$ 1,7	31,9 $\pm$ 1,6	32,3 $\pm$ 1,1	31,6 $\pm$ 1,2

Für die Wärmeverteilung der Oberschenkel anterior konnten für Probanden mit Intervention rechts hoch signifikante Werte und für alle mit Intervention links signifikante Werte ($p \leq 0.05$) errechnet werden (vgl. Tabelle 5; Abb. 18). Auf der Rückseite der Oberschenkel zeigte sich lediglich bei Testpersonen mit dominantem Bein rechts eine hoch signifikant veränderte Temperaturverteilung nach Intervention, während bei den Studenten mit Dominanz links keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden konnten (vgl. Abb.19). In allen signifikanten und hoch signifikanten Fällen war die Temperaturverteilung auf der mit dem "Wobbler" belasteten Seite erhöht.

Tabelle 5: Asymptotische Signifikanz der Oberschenkel nach Intervention

Asymptotische Signifikanz	Oberschenkel anterior	Oberschenkel posterior
Intervention links	$z = -2.504, p = 0.012$	$z = -1.832, p = 0.067$
Intervention rechts	$z = -2.612, p = 0.009$	$z = -2.758, p = 0.006$

Infrarotthermografie - Oberschenkel anterior

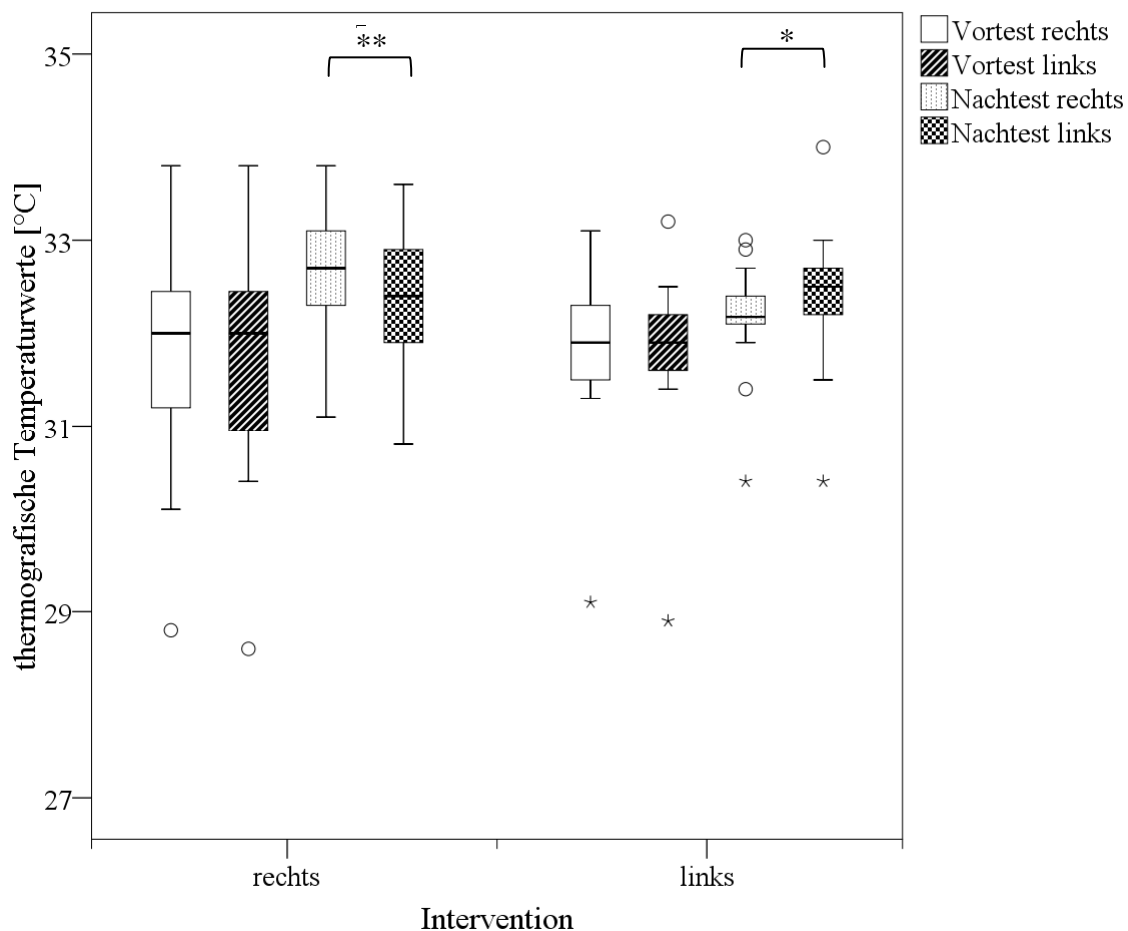


Abbildung 18: IRT Oberschenkel anterior vor und nach Intervention

Tabelle 6: Mittelwerte $\pm$ SD für die Oberschenkel anterior vor und nach Intervention

Mittelwert $\pm$ SD der thermografischen Temperaturwerte [°C]	MW_OS_ant_VT_ re	MW_OS_ant_VT_ li	MW_OS_ant_NT_ re	MW_OS_ant_NT_ li
Intervention links	31,8 $\pm$ 1,0	31,8 $\pm$ 1,0	32,2 $\pm$ 0,7	32,4 $\pm$ 0,8
Intervention rechts	31,8 $\pm$ 1,3	31,8 $\pm$ 1,3	32,6 $\pm$ 0,8	32,3 $\pm$ 0,8

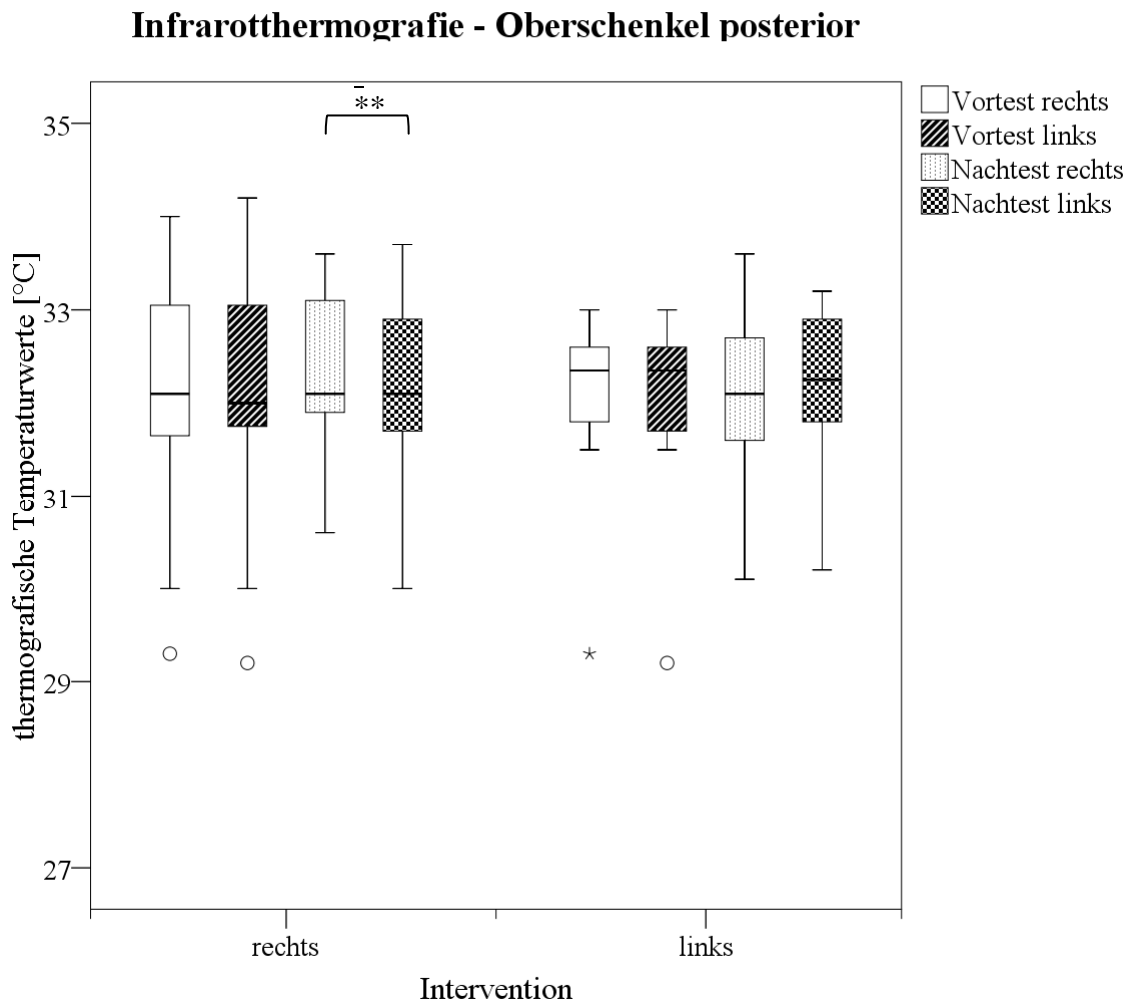


Abbildung 19: IRT Oberschenkel posterior vor und nach Intervention

Tabelle 7: Mittelwerte $\pm$ SD für die Oberschenkel posterior vor und nach Intervention

Mittelwert $\pm$ SD der thermografischen Temperaturwerte [°C]	MW_OS_pos_VT_ re	MW_OS_pos_VT_ li	MW_OS_pos_NT_ re	MW_OS_pos_NT_ li
Intervention links	32,1 $\pm$ 0,9	32,1 $\pm$ 1,0	32,1 $\pm$ 0,8	32,3 $\pm$ 0,8
Intervention rechts	32,2 $\pm$ 1,3	32,2 $\pm$ 1,4	32,3 $\pm$ 0,9	32,1 $\pm$ 1,1

Auch auf der unbelasteten Seite konnte nach Anwendung des „Wobblers“ eine Temperaturveränderung festgestellt werden, welche in einem Intervall von $[-0.3^{\circ}\text{C}; +0.5^{\circ}\text{C}]$ Temperaturunterschied lagen. Da dies jedoch sowohl verringerte, als auch erhöhte Temperaturwerte waren, konnte keine Tendenz in eine Richtung erkannt werden. Die Differenz zwischen belasteter und unbelasteter Seite war jedoch bei allen Erhebungen nach der Anwendung des „Wobblers“ erhöht.

Als Grundvoraussetzung der Messung von Differenzen der Temperaturverteilung wurde vorausgesetzt, dass zwischen gesunden Körperhälften eine Symmetrie der Wärmeverteilung angenommen werden kann. Diese konnte für 94% aller Teilnehmer vor Anwendung des „Wobblers“ nachgewiesen werden. Dies ist zum einen in Abbildung 20 graphisch dargestellt und kann zusätzlich in der qualitativen Auswertung optisch verifiziert werden (vgl. Abbildung 21). Alle abweichenden Verteilungen konnten durch Vorverletzungen oder Vorbelastungen erklärt werden. Ein Beispiel für eine asymmetrische Wärmeverteilung im Bereich des Knies, bedingt durch flächiges Narbengewebe, wird in Abbildung 22 gezeigt. Da das Narbengewebe keinen Einfluss auf den für die quantitative Auswertung wichtigen Bereich hatte, konnte dieser Proband trotzdem in die Versuchsreihe aufgenommen werden.

Symmetrie - vor und nach der Intervention

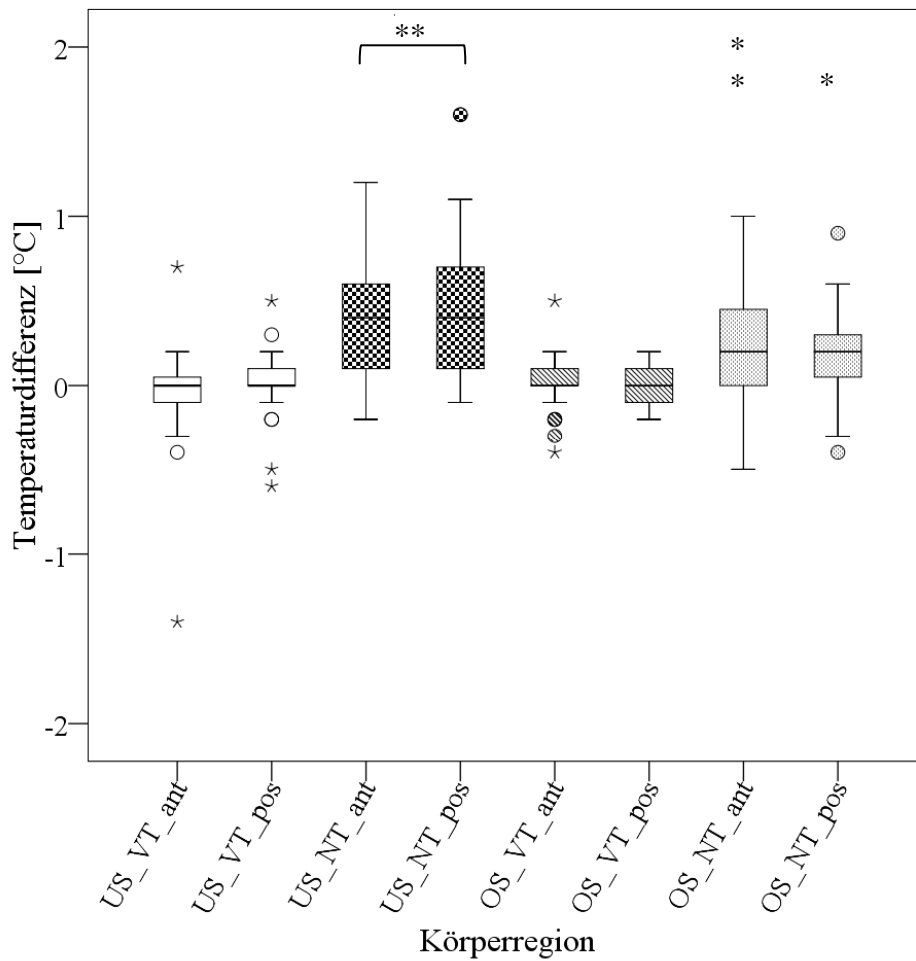


Abbildung 20: Symmetrie belastet vs. unbelastet vor und nach Intervention

Vor der Intervention sind im Mittel keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Seiten zu erkennen, was auch die visuell beobachtete Symmetrie bestätigt. Grundsätzlich konnten im Bereich der Unterschenkel deutlichere Änderungen im Vergleich zu den Oberschenkeln wahrgenommen werden, wobei diese bei den Unterschenkeln vorwiegend an den Waden und bei den Oberschenkeln vermehrt auf der Vorderseite zu beobachten waren. Die minimalen und maximalen Temperaturdifferenzen, sowie der Median bei Vor- und Nachtest für Unterschenkel und Oberschenkel sind in Tabelle 9 aufgeführt.

Tabelle 8: Asymptotische Signifikanz der Temperaturdifferenzen nach der Intervention zwischen belasteter und unbelasteter Seite

	Nachtest anterior		Nachtest posterior	
	Unterschenkel	Oberschenkel	Unterschenkel	Oberschenkel
Asymptotische Signifikanz	$z = -2.778$ $p = 0.004$	$z = -2.524$ $p = 0.01$	$z = -3.143$ $p = 0.003$	$z = -2.091$ $p = 0.037$

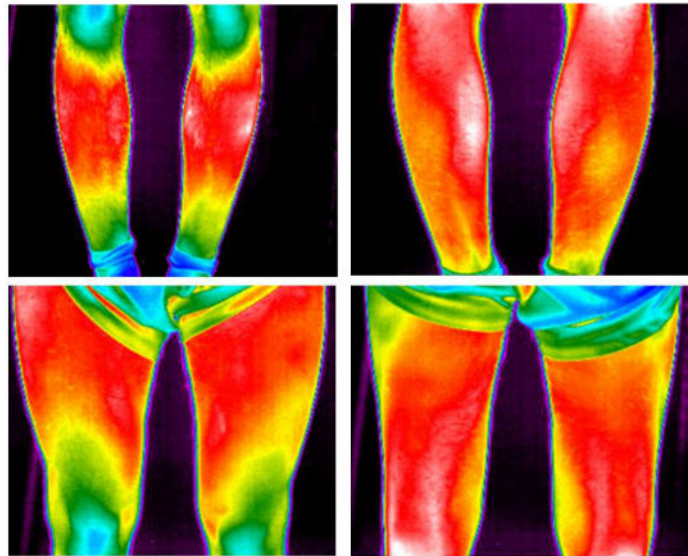


Abbildung 21: Symmetrie der Wärmeverteilung der unteren Extremitäten vor Intervention (links: Unterschenkel und Oberschenkel anterior, rechts: Unterschenkel und Oberschenkel posterior)

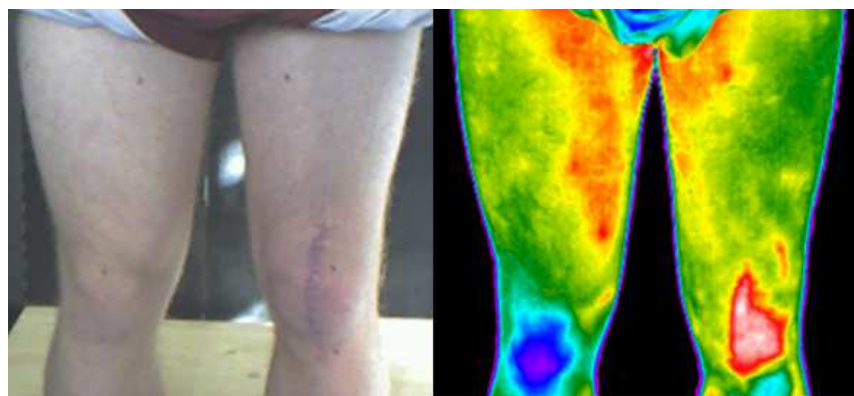


Abbildung 22: asymmetrische Temperaturverteilung durch Narbengewebe

Tabelle 9: Temperaturwerte(min, max, median) Vortest und Nachtest

Temperaturwerte [°C]	Minimum		Maximum		Median	
	Vortest	Nachtest	Vortest	Nachtest	Vortest	Nachtest
Unterschenkel	-0,3	-0,2	+0,2	+1,2	0	0,4
Oberschenkel	-0,2	-0,5	+0,2	+1,0	0	0,2

Zusätzlich zu den ermittelten Temperaturwerten sind unterschiedliche Muster der Wärmeverteilung auf der Hautoberfläche der unteren Extremitäten zu erkennen. Diese können in "flächige Erwärmung", "Fleckenmuster" und "Gefäßzeichnung" unterteilt werden. In den

Abbildungen 23, 24 und 25 ist je ein Beispiel der aufgetretenen Erwärmungsmuster dargestellt. Abgebildet sind die Unterschenkel von posterior sowie die Oberschenkel von anterior jeweils vor (links) und nach (rechts) Intervention.

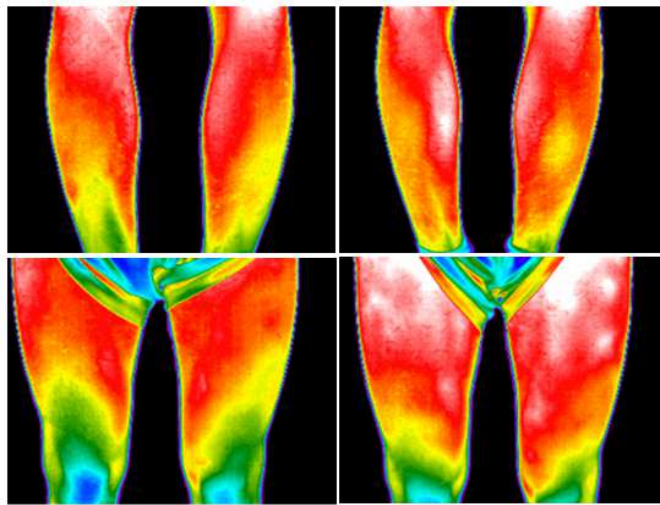


Abbildung 23: Beispiel „flächige Erwärmung“

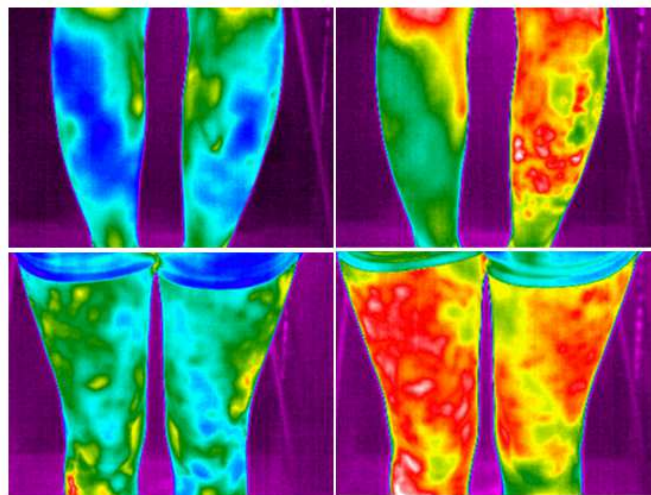


Abbildung 24: Beispiel „Fleckenmuster“

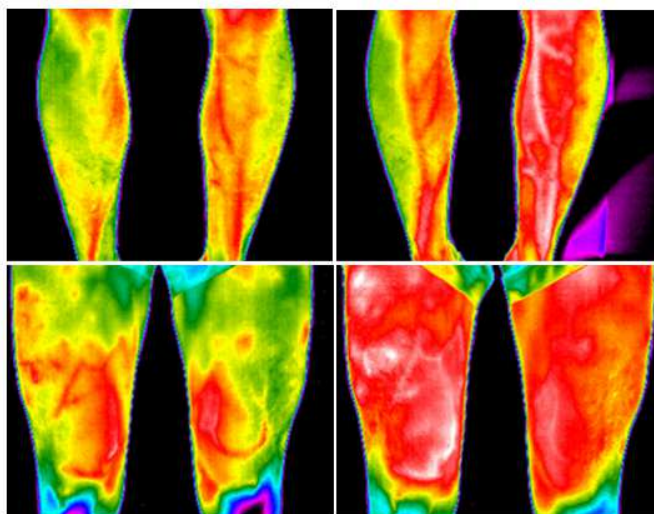


Abbildung 25: Beispiel „Gefäßzeichnung“

Tabelle 10: Interpretation der Erwärmungsmuster hinsichtlich Geschlecht, BMI, h/Woche und Sonstiges

Erwärmungsmuster	Geschlecht	BMI ($\pm$ SD) [$\frac{kg}{m^2}$]	Trainingsstunden/ Woche [h]	Sonstiges
flächig	14 ♂	23 ($\pm 1,3$)	7,7 h/Woche	100 % Männer
Fleckenmuster	9 ♀, 1 ♂	22 ($\pm 1,4$)	5,2 h/Woche	90 % Frauen
Gefäßzeichnung	1 ♀, 6 ♂	22 ($\pm 1,3$)	7,6 h/Woche	geringster BMI im Schnitt

Zur genaueren Interpretation dieser Auffälligkeiten wurden die ausgefüllten Fragebögen heran gezogen und in allen drei Gruppen der Abstrahlungsmuster die Faktoren BMI, Sportart, Trainingsstunden/Woche und sonstige Besonderheiten bewertet (vgl. Tabelle 10). Der Großteil der Teilnehmer (45%) konnte in die Gruppe der „flächigen Erwärmung“ eingeteilt werden. Dies waren ausschließlich Männer mit einem durchschnittlichen BMI von 23 ($\pm 1,3$) [$\frac{kg}{m^2}$], was einem Normalgewicht für Männer diesen Alters entspricht. Bezüglich der Sportarten konnte keine Klassifizierung hinsichtlich der 5 motorischen Grundfähigkeiten Kraft, Ausdauer, Schnelligkeit, Beweglichkeit und Koordination getroffen werden. Die Anzahl der Trainingsstunden pro Woche betrug bei den Probanden mit „flächiger Erwärmung“ im Schnitt 7,7 h/Woche. In die Probandengruppe mit der Kennzeichnung „Fleckenmuster“ konnten 32 % der Teilnehmer eingeteilt werden und bestand zu 90% aus Frauen. Der durchschnittliche BMI in dieser Gruppe lag bei 22 ($\pm 1,4$) [$\frac{kg}{m^2}$], was ebenfalls einem Normalgewicht aller beteiligten Personen entsprach. Zusätzlich war ein männlicher Proband in dieser Gruppe mit einem BMI von 23,9 [$\frac{kg}{m^2}$]. Auch hier konnte bezüglich der Sportart keine Tendenz erkannt werden, wobei die Trainingsstunden pro Woche bei 5,2 h/Woche lag. Weitere 23% wurden in die Gruppe „Gefäßzeichnung“ eingeteilt. Der Großteil dieser Gruppe war männlich und der BMI lag bei 22 ($\pm 1,3$) [$\frac{kg}{m^2}$]. Hinsichtlich der Sportarten gab es auch hier keine mögliche Einteilung bei einem Trainingsumfang von 7,6 Trainingsstunden pro Woche.

Zusätzlich zur optischen Beurteilung der Thermografiebilder wurde das subjektive Empfinden der Probanden anhand der Fragebögen und der Befragungen nach der Anwendung ausgewertet. Lediglich ein Proband hatte den „Wobbler“ schon vor den Testungen mehrmals angewendet. Das Gefühl nach der Anwendung wurde von 94% als „kribbeln“ beschrieben, 32% gaben außerdem an eine Entspannung oder Lockerung wahrzunehmen, weitere 16% empfanden nach der Anwendung das belastete Bein als erwärmt. Grundsätzlich wurde die Anwendung und die Höhe der Intensität von allen Teilnehmern als angenehm empfunden und 80% gaben an, die Anwendung nach Möglichkeit wiederholen zu wollen.

4 Diskussion

Das Ziel war die Überprüfung einer mittels IRT quantifizierbaren Veränderung der Abstrahlungsmuster der unteren Extremitäten nach der Anwendung des Trainingsgerätes „Wobbler“. Als Resultat konnten sowohl für die Unterschenkel als auch im Bereich der Oberschenkel signifikante bis hoch signifikante erhöhte Werte für die Temperaturdifferenz zwischen belasteter und unbelasteter Seite festgestellt werden. Hoch signifikante Werte konnten dabei im Bereich des Unterschenkels für Vorder- und Rückseite ermittelt werden.

Den Athleten des Olympiazentrums Innsbruck steht der „Wobbler“ seit ca. einem Jahr als Hilfsmittel zur Regeneration zur Verfügung. Die zu erwartenden regenerativen Effekte zielen auf eine funktionelle Wiederherstellung beanspruchter Körperteile ab und leiten eine Kette von physiologischen Abläufen im Körper ein. Mechanosensitive Rezeptoren in Haut und Muskel reagieren auf regenerative Maßnahmen mit einer Lockerung und Tonusabnahme der Muskulatur. Geht man die Überlegung also von der physiologischen Seite an, so muss die Abhängigkeit der Blutflussrate vom vegetativen Nervensystem beachtet werden. Bleibt der Temperatureinfluss im Bereich der sogenannten Indifferenztemperatur, also zwischen 27°C - 32°C, die unter Grundumsatzbedingungen als angenehm empfunden werden (Linke & Wiesner, 2010), so wird die Wärmeregulation ausschließlich durch die Hautdurchblutung gesteuert. Wie schon im Kapitel 1.3 Physiologische Grundlagen der Durchblutung beschrieben, ist der Hypothalamus dabei die "zentrale Schaltstelle" der Temperaturregulation. Ist der Sympathikus aktiviert, so kommt es zu einer peripheren Konstriktion und der Blutfluss nimmt ab. Bei einer verringerten Aktivität des Sympathikus überwiegt die Wirkung des Parasympathikus, was bedeutet, dass die Hautgefäße dilatieren, die peripheren Anastomosen sich öffnen und die Wärmeabgabe steigt (Linke & Wiesner, 2001). Das bedeutet, dass die Hautdurchblutung über den Sympathikus kontrolliert wird. Dilatatorische Reaktionen erfolgen also über eine Hemmung des Sympathikus (Golenhofen, 1978). Im Rückschluss bedeutet dies, dass ein Ansteigen der Temperatur nach Anwendung des Trainingsgerätes, physiologisch mit einer "Sympathikolyse", d.h. dem Herabsetzen der sympathischen Innervation, gekoppelt ist. Es kann also vermutet werden, dass durch die Aktivierung des Parasympathikus der "Wobbler" einen regenerativen Effekt auf den Körper hat. Basierend auf den physiologischen Veränderungen wird die Hypothese, dass nach Anwendung des Trainingsgerätes „Wobbler“ eine quantifizierbare Veränderung der Abstrahlungsmuster der unteren Extremitäten zu beobachten ist, bestätigt.

Zudem konnten im Bereich der Unterschenkel relativ zu den Oberschenkeln höhere Temperaturunterschiede wahrgenommen werden. Diese Ergebnisse bestätigen den optischen Eindruck, der während der Messung entstanden ist. Durch die sitzende Position der Probanden und dem direkten Kontakt von Fuß und Gerät konnte schon während des „Wobbelns“ eine deutliche Bewegung der Wade beobachtet werden. Auch die Befragung der Probanden nach der Anwendung ließ hinsichtlich des subjektiven Empfindens darauf schließen, dass ein deutlicherer Effekt im Unterschenkel zu spüren war. Analog dazu wurde die Oberschenkelmuskulatur gemessen zum Unterschenkel visuell deutlich weniger bewegt.

Mechanisch und physiologisch betrachtet lässt sich die Erwärmung aufgrund der Bewegung des Gewebes und der Muskeln erklären. Dies ist vergleichbar mit einer Studie von Cochrane et al. (2008), welche die Erhöhung der Muskeltemperatur nach Anwendung einer Ganzkörper-Vibrationsplatte beschreibt. Die mechanische Energie wird durch Reibung in den Gelenken in Wärme umgewandelt. Diese mechanische Erwärmung hat insbesondere Auswirkung auf die gelenksnahe Muskulatur. Dies ist im Bereich des Sprunggelenks und des Unterschenkels posterior der M.triceps surae, welcher aus den drei Anteilen M.gastrocnemicus, M.soleus und M.plantaris besteht. Alle drei haben als gemeinsame Sehne die Achillessehne, welche die Muskulatur mit den Knochen verbindet und die Aufgabe hat, die Kraft der Muskulatur auf das Skelettsystem zu übertragen. Da die Gelenke in diesem Fall jedoch passiv von außen bewegt werden und nicht aktiv von beteiligten Muskelgruppen, wird folglich die Bewegung der Gelenke und somit Wärme durch mechanische Energie auf die Muskulatur übertragen. Die Muskulatur auf der Vorderseite des Unterschenkels wird besonders durch den Schienbeinmuskel M.tibialis anterior geprägt, dessen Hauptfunktion die Extension bzw. die Dorsalflexion des Fußes ist. Auf der Oberschenkelvorderseite ist der M.quadriceps femoris der einzige Strecker des Kniegelenks, welcher sich aus vier Muskelköpfen zusammensetzt. Die Oberschenkelflexoren setzen sich zusammen aus dem M.biceps femoris, dem M.semitendinosus, sowie dem M.semimembranosus. Die Reibung in den beteiligten Gelenken ist abhängig von der Masse der mitwirkenden Komponenten. Dies müsste eine erhöhte Wärmeentwicklung im Bereich des Oberschenkels induzieren, da dieser vergleichsweise mehr Muskelmasse besitzt als der Unterschenkel. Da der „Wobbler“ aber zu einer vermehrten Bewegung des Sprunggelenks und dessen gelenksnaher Muskulatur führt, kommt es in diesem Bereich an der Hautoberfläche gesteigert zu veränderten Temperaturmustern. Eine erhöhte Reibung in den Sprung- und Kniegelenken wird zwar durch Verbindungsgewebe wie Knorpel oder Bindegewebe vermindert, kann aber nicht komplett ausgeschlossen werden.

Da die IRT Messungen Darstellungen der Temperatur an der Hautoberfläche sind, werden Prozesse der Haut repräsentiert. Das heißt die IRT ermöglicht die Quantifizierung kutanovaskularer Reaktionen, welche zu den unbewussten thermoregulatorischen Maßnahmen zählen (van den Berg, 2010). Zu den bewussten Maßnahmen bei Kälte würde beispielsweise das Wärmer-Anziehen zählen. Die unbewussten können wiederum in ein aktives oder physiologisches System sowie ein passives oder biophysisches System unterteilt werden (van den Berg, 2010).

Kutane Gefäßveränderungen gehören zum passiven oder biophysischen System unbewusster thermoregulatorischer Maßnahmen. Durch die Senkung der sympathischen Reflexaktivität der Haut, das bedeutet der Gefäßwiderstand in der Haut nimmt ab, erfolgt eine Vasodilatation und die Wärmeabgabe wird ermöglicht. Dieses Prinzip kann, wie von diversen Studien nachgewiesen wurde, auch bei Massagen beobachtet werden (Kolster & Kolster, 2003; Löber & van den Berg, 2007). Als psychogene Wirkungen des „Wobblers“ können also schlussfolgernd, ähnlich wie bei einer Massage, eine verminderte sympathische Aktivität, eine folglich verminderte sympathische Reflexaktivität der Haut und eine somit geförderte Durchblutung genannt werden.

Eine weitere Einflussgröße auf die Durchblutung ist die Orthostase-Reaktion. Sie ist ein Mechanismus, der verhindert, dass es bei einem Wechsel der Körperhaltung, also beispielsweise vom Sitzen zum Stehen, zu einem Abfall des Blutdrucks kommt. Diesem wird mit Hilfe der Muskelpumpe und einem erhöhten Gefäßdruck in den tiefen Beinvenen entgegen gewirkt. Das venöse Blut muss kurzfristig aus der unteren Körperhälfte, gegen die Schwerkraft, zum Herzen zurück transportiert werden. Dies führt zu einer Änderung diverser Kreislaufparameter und schließlich zu einer Vasokonstriktion, besonders der arteriellen Gefäße, was wiederum unter anderem eine Erhöhung des Blutdrucks und des venösen Tonus ermöglicht und somit den Rückstrom fördert (Linke & Wiesner, 2010). Die in diesem Projekt gewählte sitzende Position der Probanden ist demzufolge durch eine verminderte Orthostase-Reaktion im Vergleich zum Vorgang Liegen-Stehen begründet (Silbernagel & Despopoulos, 2012). Im Optimalfall müsste entweder die „Wobbler“-Anwendung im Stehen oder die IRT Aufnahmen im Sitzen ausgeführt werden. Da jedoch eine stehende Anwendung nicht möglich ist und eine IRT Aufnahme im Sitzen deutliche Einschränkungen involviert, mussten diese Möglichkeiten ausgeschlossen werden.

Bei der weiteren Interpretation der Temperaturwerte ist zu beachten, dass auf der Oberschenkelrückseite beim Einfügen der anatomischen Formen im IRT-Bild nur die untere Hälfte des Oberschenkels gewählt wurde, um den Einfluss des Sitzens, bzw. der Auflage der Haut auf der Sitzfläche auszuschließen. Die erhaltenen Temperaturmittelwerte werden somit aus einer deutlich kleineren Fläche ermittelt und sind folglich im Vergleich zur Oberschenkelvorderseite weniger reliabel. Dies könnte ein Hauptgrund für die teilweise weniger signifikanten Werte nach Intervention bezüglich der Oberschenkelrückseite sein.

Zudem erfolgte die „Wobbler“-Intervention, wie in der Methodik beschrieben, einbeinig, also nur mit dem im Fragebogen angegebenen Sprungbein. Dies sollte verhindern, dass externe Faktoren, welche die Oberflächentemperatur über die Zeit des Versuches beeinflussen, fälschlicherweise dem „Wobbler“ zugeordnet werden. Da die ermittelten Temperaturdifferenzen zwischen beiden Seiten im Vergleich zu anderen Studien nach Ausdauerbelastungen (Sanz-López et al., 2015) sehr gering waren, hätten schon kleinste äußere Einflüsse das Ergebnis verfälschen können. Wie bereits in den Ergebnissen dargestellt, konnten auch auf der unbelasteten Seite geringfügige Temperaturveränderungen festgestellt werden. Dabei wurde zwischen Wärmeverlust und Wärmezunahme keine Tendenz erkannt. Die Temperaturwerte der unbelasteten Seite wurden somit als Baselinewerte für die Veränderungen der Temperatur über die Zeit verwendet. Man geht davon aus, dass externe Faktoren im selben Maß auch die belastete Seite beeinflusst haben. Zwar musste eine strikte Akklimatisierungsphase der Probanden eingehalten werden, doch konnten kleine Temperaturschwankungen im Raum nicht komplett ausgeschlossen werden. Der Einfluss der „Wobbler“-Bewegung auf das unbelastete Bein wird dabei ausgeschlossen, kann jedoch nicht nachgewiesen werden.

Wie bereits im Ergebnissteil erwähnt, wurde als Grundlage zur Bestimmung der Oberflächentemperatur angenommen, dass in gesunden Körpern die Wärmeverteilung seitengleich ist (Jessen, 2002). Dies kann auch nach Gatt et al. (2015) zwischen gleichen Regionen in den Gliedmaßen vorausgesetzt werden. Ermöglicht wird dies durch die schon

beschriebene zentrale Steuerung des Hypothalamus, der nach Soll- und Istwert-Vergleich die Wärmeproduktion und –abgabe regelt.

In dieser Studie konnte für 94% der Teilnehmer vor Beginn der Intervention eine Symmetrie zwischen den untersuchten Körperseiten sowohl quantitativ, mit Hilfe der ermittelten Zahlenwerte, als auch qualitativ, anhand der Bilder, nachgewiesen werden. Eine Temperaturdifferenz von $> 0,5^{\circ}\text{C}$ wurde laut Selfe et al. (2008) im Bereich der Knie als asymmetrisch bzw. pathologisch definiert. Lediglich zwei Probanden wiesen im Ruhezustand eine Temperaturdifferenz zwischen rechtem und linkem Bein über dem genannten Normwert auf. In beiden Fällen können diese Abweichungen jedoch durch flächiges Narbengewebe erklärt werden. Drei weitere Sportler hatten Operationen an den unteren Extremitäten, die jedoch alle über ein halbes Jahr zurück lagen und keine Narben in für diese Untersuchung relevanten Bereichen hinterließen.

Zusätzlich konnten durch die visuelle Darstellung der Temperaturverteilungen der unteren Extremitäten unterschiedliche Erwärmungsmuster beobachtet werden. Diese wurden in die bereits genannten drei Gruppen „flächige Erwärmung“, „Fleckenmuster“ und „Gefäßzeichnung“ unterteilt.

Die Probandengruppe mit „flächigem Erwärmungsmuster“ bestand zu 100% aus männlichen Probanden. Der BMI dieser Personen lag in einem Bereich, der als normalgewichtig eingeordnet werden konnte, allerdings auf die Gesamtheit aller teilnehmenden, männlichen Personen gesehen einem überdurchschnittlichen BMI entspricht. Auch in anderen Studien, wie zum Beispiel bei Hildebrandt et al. (2012), konnten flächige Erwärmungsmuster nach Belastung der unteren Extremitäten erkannt werden, die jedoch nicht weiter interpretiert wurden. Auffällig in der Gruppe der „Fleckenmuster“ ist, dass die Personen zu 90% weiblich waren. Der einzige männliche Proband konnte mit seinem BMI von $23,9 \text{ kg}/(\text{m})^2$ zwar als normalgewichtig eingestuft werden, lag damit aber im Vergleich zu allen teilnehmenden männlichen Probanden über dem Durchschnitt von $22,6 \pm 1,3 \text{ kg}/(\text{m})^2$. In einer vergleichbaren Studie von Hildebrandt et al. (2012) wurden ebenfalls IRT-Aufnahmen der unteren Extremitäten mit „fleckigem Erwärmungsmuster“ dargestellt. Dies konnte dort speziell nach aerober Belastung beobachtet werden und wurde als die Darstellung der Perforatorgefäße, welche aus tiefer liegendem Gewebe entstehen, identifiziert. Mit steigender Belastung tragen diese vermehrt zur Erwärmung der Hauttemperatur bei (Hildebrandt et al., 2012). Jedoch war in der vorliegenden Studie bei 90% der Probanden der Gruppe mit „fleckiger Wärmeverteilung“ auch schon vor der Belastung dieses Muster sichtbar, was eher nicht auf eine Darstellung der Perforatorgefäße schließen lässt. Vielmehr kann vermutet werden, dass der bei Frauen erhöhte Fettanteil dabei eine Rolle spielt, vor allem da auch der männliche Proband, der in diese Gruppe eingeordnet werden konnte, einen im Mittel höheren BMI aufwies. In diesem Zusammenhang konnten in einer Studie von Savastano et al. (2009) signifikante Unterschiede zwischen mittels IRT gemessenen Hauttemperaturen und dem BMI der Probanden beschrieben werden. Im Bereich des Abdomens wurden für Teilnehmer mit überdurchschnittlichem BMI geringere Hauttemperaturen ermittelt, wogegen sich die Kerntemperatur nicht signifikant zwischen beiden Gruppen unterschied. Die signifikanten Unterschiede der Hauttemperatur im Bereich des Abdomens wurden in diesem Fall durch

vermehrtes subkutanes abdominales Fettgewebe erklärt. Da Fettgewebe ein schlechter Wärmeleiter ist, funktioniert es als Isolationsschicht, welche die Übertragung der Bauchwärme nach außen vermindert. Rückschließend kann also Fettgewebe das korrekte Reflektieren der Wärme auf der Hautoberfläche verhindern. Das „Fleckenmuster“ könnte somit durch ein inhomogenes subkutanes Gewebe entstehen, welches die Wärme partiell bis an die Hautoberfläche passieren lässt und partiell durch Fetteinlagerung isoliert. Es muss im Zuge dieser Überlegungen jedoch erwähnt werden, dass in der erwähnten Studie von Savastano et al. (2009) als Vergleichsgruppe fettleibige Probanden, d.h. mit einem BMI von $\geq 30 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$ herangezogen wurden. Dies war in der vorliegenden Studie nicht der Fall, in der alle Teilnehmer einen normalen BMI aufwiesen. Im Gegensatz zu einer Studie von Agarwal et al. (2014), in welcher auch bei Probanden mit Normalgewicht eine Verminderung der Hauttemperatur bei höherem BMI beobachtet werden konnte, wurden in dieser Studie keine Unterschiede festgestellt. Es gab keine Temperaturtendenz in einer der drei Gruppen, die auf signifikante Temperaturunterschiede durch anatomisch strukturelle Grundlagen zurückgeführt werden konnte.

Die letzte Gruppe, jene mit „Gefäßzeichnungen“, bestand überwiegend aus männlichen Probanden und wies im Vergleich zu den beiden anderen Gruppen mit $22 \pm 1,3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$ den geringsten BMI auf. Mit 7,6 Trainingsstunden pro Woche lag sie außerdem über dem Durchschnitt von 6,7 h/Woche. Da die beobachteten Erwärmungsmuster nur zusätzliche Ergebnisse waren, welche nicht konkret zum Ziel dieser Studie gehörten, sind die oben angeführten Überlegungen lediglich spekulativ und müssten mit mehr Material belegt werden, um verwertbare Aussagen zu ergeben.

Hinsichtlich des subjektiven Empfindens waren sich die Probanden einig, die Anwendung trotz der eingestellten Maximal-Frequenz von 11 Hz als angenehm zu beurteilen. Dieses Gefühl ist vergleichbar mit anderen erholenden Behandlungen, wie Massage oder Sauna. Auch dann ist, wie oben besprochen, der Parasympathikus dafür zuständig Körperfunktionen, die der Erholung und Regeneration dienen zu aktivieren und den Wiederaufbau von körpereigenen Energiereserven zu fördern.

Von der anbietenden Firma wird der "Wobbler" jedoch nicht nur als regeneratives Trainingsgerät empfohlen, sondern soll auch "aktiv" und im Bereich der Orthopädie angewendet werden können. Schon der Slogan der Firma wirbt mit der Aussage „Wie sonst schafft man 10.000 Schritte in 10 Minuten?“. Und im Bereich der Orthopädie wird beschrieben, dass durch die Aktivierung der gelenksnahen Muskulatur auch eine Mobilisation und Stabilisierung der Gelenke veranlasst wird. Hierbei muss jedoch, wie bereits oben erwähnt, deutlich zwischen kutanovasaler und muskulovasaler Reaktion unterschieden werden. Muskuläre Gefäßveränderungen gehören im Gegensatz zu kutanen Gefäßveränderungen zum aktiven oder physiologischen System (van den Berg, 2010).

Dabei spielt das Prinzip der Muskelpumpe, welche auch „venöse Beinpumpe“ genannt wird, eine wichtige Rolle. Diese ist dafür verantwortlich, dass das venöse Blut durch das Anspannen der Muskulatur, insbesondere in der Wade, zum Herzen zurück transportiert werden kann. Sie ist somit Antriebskraft für den venösen Blutkreislauf und unterstützt somit

das Herz. Beim alltäglichen Gehen zum Beispiel wird das Blut durch rhythmische Kontraktion der Beinmuskulatur mit Hilfe der Muskelpumpe in Richtung des Herzens gepumpt (Schwegler & Lucius, 2011). Ein wesentlicher Einflussfaktor auf den Gefäßwiderstand ist dabei die Spannung der glatten Gefäßmuskulatur. Sie bestimmt den Ruhetonus der Gefäßwände und kann durch myogene und neurogene Einflüsse erhöht (Vasokonstriktion) oder vermindert (Vasodilatation) werden (Linke & Wiesner, 2010). Das aktive System wird also durch hormonelle und reflektorische Veränderungen des Körpers eingeleitet. Sie führen zu einem veränderten Gefäßtonus, in diesem Fall zu einer Zunahme der Lumenweite, also zu einer Entspannung der Gefäße im Muskel. Der totale periphere Widerstand beschreibt dabei die Summe aller einzelnen Gefäßwiderstände und ist damit entscheidend an der Regulation des Blutdrucks beteiligt. Beginnende Belastungen machen sich an der Hautoberfläche durch eine Konstriktion der Gefäße bemerkbar. Dagegen kommt es in der arbeitenden Muskulatur zur einer gesteigerten Durchblutung durch Vasodilatation. Mit Beginn der Arbeit kommt es also zu einer Blutumverteilung von der Hautoberfläche in die Tiefe und somit in die Muskulatur. Dies müsste sich folglich, konträr zu den Ergebnissen dieser Studie, bei IRT Aufnahmen durch eine Abkühlung der Hautoberfläche bemerkbar machen. Beispiele dafür wurden unter anderem in einer Studie von Hildebrandt et al. (2012) dargestellt, in der eine deutliche Abkühlung im Bereich der Achillessehne nach einem 45-minütigen Lauf festgestellt werden konnte. Hält die muskuläre Belastung an, so muss die von der Muskulatur erzeugte Wärme, um die Körperkerntemperatur konstant zu halten, über das Interstitium nach außen abgegeben werden. Das heißt die Hautdurchblutung wird nach initialem Abfall zu Beginn der Aktivität wieder erhöht, da bei muskulärer Aktivität ca. 75% der produzierten Energie in Wärme und nur 25% in Arbeit umgewandelt werden (van den Berg, 2010). Die Wärmeabgabe erfolgt über die innere Wärmeübertragung mittels Konvektion. Das Blut ist dabei das tragende Medium, welches die Wärme im Körper verteilt. Der aktive Gewebemetabolismus ist aktiviert, die arteriovenösen Anastomosen in den Extremitäten, die in Ruhe fast vollständig verschlossen sind (Altmeyer et al., 2013), öffnen sich und die Wärmeabgabe nimmt zu.

Die Reliabilität der IRT im medizinischen Einsatz wurde durch diverse Studien bestätigt. So machte zum Beispiel Ammer (2006) die Aussage: „*There is sufficient evidence that thermal imaging is a reliable outcome measure which may be used in a variety of medical application*“. Auch Jiang et al. (2005) bestätigten dies und beschrieben die IRT zum heutigen Stand der Technik als ein zuverlässiges Messgerät. Es kann also angenommen werden, dass auch in dieser Studie mittels IRT reliable Werte gewonnen werden konnten.

In diesem Zusammenhang wurden von Ring und Ammer (2000) diverse Fehlerquellen beschrieben, die besonders durch eine fehlende Standardisierung des Versuchsaufbaus und der Durchführung entstehen können. Um dies zu vermeiden, wurde in dieser Studie hinsichtlich der vorgegebenen Standardisierungsmaßnahmen auf eine einheitliche Ausführung geachtet. Daher wurden alle Teilnehmer schon vor der Untersuchung darauf hingewiesen, eventuell beeinflussende Kriterien zu vermeiden. Auf einen überdurchschnittlichen Alkohol-, Kaffee- oder Zigarettenkonsum sollte verzichtet und die Anwendung von Kosmetika, Salben oder Cremes an relevanten Stellen unterlassen werden. Nach der Einhaltung einer vorgegebenen Akklimatisierungsphase wurden zudem an beiden Beinen Markierungen

angebracht, um die anatomischen Marker für alle Teilnehmer gleichermaßen anbringen zu können. Da rechtes und linkes Bein eines jeden Probanden miteinander verglichen wurden, war die exakte Anbringung besonders wichtig. Somit wurde ein einheitlicher und standardisierter Temperaturvergleich zwischen allen Probanden ermöglicht. Zudem wurde in den Ergebnissen gemäß Owens et al. (2004) auf die getrennte Darstellung von Intervention links und rechts geachtet. Dies soll verhindern, dass strukturelle Unterschiede beider Seiten die Ergebnisse irrtümlich verfälschen.

Allerdings muss in diesem Zusammenhang hinsichtlich der Standardisierung, den äußeren Bedingungen sowie der Gerätetechnik noch auf limitierende Faktoren eingegangen werden. Von Ring und Ammer (2000) wurde vorgegeben, dass bei Aufnahmen der unteren Extremitäten ein direkter Bodenkontakt ohne Schuhwerk vermieden werden soll. Dies wurde im Prinzip eingehalten, allerdings wurde nicht darauf geachtet standardisierte Schuhe zu verwenden. Da nach mehreren Voruntersuchungen festgestellt wurde, dass die „Wobbler“-Anwendung mit Schuhen angenehmer ist und zudem ein Wärmeaustausch zwischen Gerät und Proband verhindert werden musste, mussten während der Durchführung Schuhe getragen werden. Dies waren zwar hauptsächlich Sportschuhe, jedoch alle mit unterschiedlich dicken Sohlen und Dämpfungen. Der Einfluss des Schuhs auf die Ergebnisse ist nicht bekannt, wird jedoch als relativ gering eingeschätzt. Zusätzlich konnte beobachtet werden, dass durch die Bewegung des Gerätes der Schuh des aufgestellten Beines häufig ein wenig nach vorne verrutschte. Dies musste während der Messung durch kleine Korrekturen der Probanden ausgeglichen werden.

Der „Wobbler“ ist natürlich nicht auf die Beinregion limitiert und kann zusätzlich auf weitere Körperregionen angewendet werden. Es ist jedoch festzuhalten, dass diese Untersuchungen nicht auf andere Arten der Geräteanwendung oder weitere Körperregionen übertragen werden kann. Veränderte Körperhaltungen, Intensitäten und Ausführungen können den physiologischen Effekt unterschiedlich stark beeinflussen und zu konträren Ergebnissen führen.

Die VarioCAM von InfraTec ermöglichte eine einfache und nicht invasive Darstellung der Oberflächentemperatur der unteren Extremitäten. Wie schon beschrieben konnten mit Hilfe dieser Methode sehr gut erhöhte Temperaturwerte nach Anwendung des Trainingsgerätes „Wobbler“ quantifiziert werden. Abschließend muss erwähnt werden, dass mittels IRT keine genauen Ursachen einer erhöhten Durchblutung analysiert werden können. Dies wird durch die Variabilität der Anwendung und die komplexen Grundlagen der Physiologie erschwert, was die Interpretation der Ergebnisse verkompliziert. Eine der größten Schwierigkeiten ist dabei die Interpretation der physiologischen Abläufe im Körper anhand von Temperaturmustern der Haut. Um genaue anatomische Strukturen zu erkennen und die Ursachen zu identifizieren, müssten zusätzliche bildgebende Verfahren angewendet werden.

5 Conclusio

Das kostengünstige und berührungslose Verfahren der IRT ermöglichte in dieser Studie die Quantifizierung des neuen Trainingsgerätes „Wobbler“ als eine indirekte Methode der Darstellung physiologischer Vorgänge in den unteren Extremitäten. Nach der Anwendung konnten erhöhte Temperaturwerte sowohl in den Unterschenkeln als auch in den Oberschenkeln gemessen und im physiologischen Zusammenhang diskutiert werden. Die IRT-Messung ermöglicht somit die Analyse von physiologischen Prozessen der Haut, also kutanovasalen Reaktionen, in diesem Fall einer Senkung des Gefäßwiderstandes und einer Vasodilatation. Es können also indirekt Rückschlüsse auf regulatorische Prozesse der Muskulatur gezogen werden. Somit wurde der "Wobbler", bezogen auf seine regenerative Funktion, durch eine erhöhte parasympathische Aktivität nach der Anwendung als ein sinnvolles ergänzendes Trainingsgerät analysiert. Bezüglich weiterer Einsatzgebiete oder der Anwendung auf andere Körperteile, kann durch diese Studie jedoch keine Aussage über die Effektivität des "Wobblers" gemacht werden.

Die technischen Vorteile liegen dabei eindeutig in einer strahlungsfreien und berührungslosen Anwendung. Unphysiologisches Wachstum von Gewebe, zum Beispiel von Tumoren, kann durch die erhöhte Angiogenese zuverlässig dargestellt werden. Kommt es jedoch zu physiologischen Überlagerungen nach der Ausführung unterschiedlicher Aktivitäten, ist die Interpretation durch fehlende Information limitiert. Dann muss die Anwendung der IRT mit weiteren Verfahren kombiniert werden. Um die in der Diskussion beschriebene Problematik zwischen kutanen und muskulären Gefäßveränderungen zu klassifizieren, könnten in zukünftigen Studien bildgebende Verfahren angewendet werden, die es ermöglichen den Blutfluss genauer aufzuzeichnen. Eine Möglichkeit dies besser zu evaluieren wäre beispielsweise die Anwendung der Laser-Doppler-Fluxmetrie. Dieses ebenfalls nicht-invasive Verfahren macht es möglich, basierend auf dem Doppler-Effekt, auch tiefer liegende thermoregulative Anteile der Haut zu analysieren (Hach, 2007). Durch die sich bewegenden Erythrozyten kann eine Frequenzänderung des reflektierten Laserstrahls gemessen und elektronisch verrechnet werden (Ludwig et al., 2010). Als Ergebnis erhält man somit die relative Veränderung der Blutflussrate im Vergleich zum Ausgangswert (Hach, 2007). Es wäre damit also möglich die kutane Mikrozirkulation genauer zu beobachten, um Ursachen für physiologische Veränderungen nach diversen Einflussgrößen besser beurteilen zu können.

6 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: bildgebende Verfahren der Medizin im Bereich des elektromagnetischen Spektrums (Hildebrandt et al., 2010, S.4703)	4
Abbildung 2: Körpertemperatur bei verschiedenen Lufttemperaturen (Gekle et al., 2010, S.575)	7
Abbildung 3: Mechanismen der Wärmeabgabe (Silbernagel & Despopoulos, 2012, S.235)	8
Abbildung 4: Durchblutungsregulation der Haut mit Hilfe der arteriovenösen Anastomosen (Linke & Wiesner, 2001, S.225)	9
Abbildung 5: VarioCam high resolution Rückansicht (InfraTec, 2009).....	13
Abbildung 6: VarioCAM high resolution Frontansicht (InfraTec, 2009)	13
Abbildung 7: Farbpaletten der VarioCam	14
Abbildung 8: "Schematische Darstellung des Emissionsmesssystems" (Hassan et al., 2007, S.14-17)	14
Abbildung 9: Bildfusion	15
Abbildung 10: Einfügen der anatomischen Formen	15
Abbildung 12: Anwendungsempfehlungen des Wobblers (Wobbler Manual, S.6).....	16
Abbildung 11: der "Wobbler"	16
Abbildung 13: Punkte der anatomischen Marker	18
Abbildung 14: Infrarotaufnahme der unteren Extremitäten	19
Abbildung 15: „Wobbler“-Anwendung	19
Abbildung 16: IRT Unterschenkel anterior vor und nach Intervention	22
Abbildung 17: IRT Unterschenkel posterior vor und nach Intervention	23
Abbildung 18: IRT Oberschenkel anterior vor und nach Intervention	24
Abbildung 19: IRT Oberschenkel posterior vor und nach Intervention.....	25
Abbildung 20: Symmetrie belastet vs. unbelastet vor und nach Intervention.....	27
Abbildung 21: Symmetrie der Wärmeverteilung der unteren Extremitäten vor Intervention (links: Unterschenkel und Oberschenkel anterior, rechts: Unterschenkel und Oberschenkel posterior)	28
Abbildung 22: asymmetrische Temperaturverteilung durch Narbengewebe	28
Abbildung 23: Beispiel „flächige Erwärmung“	29
Abbildung 24: Beispiel „Fleckenmuster“	29
Abbildung 25: Beispiel „Gefäßzeichnung“	29

7 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Probanden Statistik.....	12
Tabelle 2: Asymptotische Signifikanz der Unterschenkel nach Intervention	21
Tabelle 3: Mittelwerte $\pm$ SD für die Unterschenkel anterior vor und nach Intervention	22
Tabelle 4: Mittelwerte $\pm$ SD für die Unterschenkel posterior vor und nach Intervention.....	23
Tabelle 5: Asymptotische Signifikanz der Oberschenkel nach Intervention	24
Tabelle 6: Mittelwerte $\pm$ SD für die Oberschenkel anterior vor und nach Intervention	25

Tabelle 7: Mittelwerte $\pm$ SD für die Oberschenkel posterior vor und nach Intervention.....	26
Tabelle 8: Asymptotische Signifikanz der Temperaturdifferenzen nach der Intervention zwischen belasteter und unbelasteter Seite	27
Tabelle 9: Temperaturwerte(min, max, median) Vortest und Nachtest	28
Tabelle 10: Interpretation der Erwärmungsmuster hinsichtlich Geschlecht, BMI, h/Woche und Sonstiges	30

8 Formelverzeichnis

Formel 1: Planck'sches Strahlungsgesetz	5
Formel 2: Stefan-Boltzmann'sches Gesetz	6

9 Literaturverzeichnis

- Agarwal, K., Lange, A. C., & Beck, H. (2014). Contactfree Infrared Thermography for the Determining “Normal Skin Temperature” in 50 Healthy Proband. *Pan American Journal of Medical Thermology*, 1(1), 43-49.
- Allgöwer, M., & Siegrist, J. (2013). *Verbrennungen: Pathophysiologie· Pathologie· Klinik· Therapie*. Springer-Verlag.
- Altmeyer, P., Hoffmann, K., & Stücker, M. (2013). *Kutane Mikrozirkulation*. Springer-Verlag.
- American Academy of Thermology. Thermology. Zugriff unter: <http://aathermology.org/organization/thermology/> (letzter Zugriff am 01.03.2015)
- Ammer, K. (1996). Diagnosis of raynaud's phenomenon by thermography. *Skin Research and Technology*, 2(4), 182-185.
- Ammer, K. (2006) Thermal imaging as outcome measure. *Thermology international.*, 16(4): 125.
- Bernhard, F. (2004). *Technische Temperaturmessung: physikalische und messtechnische Grundlagen, Sensoren und Meßverfahren, Meßfehler und Kalibrierung* (S.979)., Berlin, Heidelberg: Verlag Springer.
- Bose, C. (2008). *Histologische und histomorphometrische Untersuchung zur Regeneration osteochondraler Defekte im Kniegelenk zu ausgewählten Zeitpunkten* (Doctoral dissertation, Freie Universität Berlin).

- Charkoudian, N. (2003, Mai). Skin blood flow in adult human thermoregulation: how it works, when it does not, and why. In *Mayo Clinic Proceedings* (Vol. 78, No. 5, pp. 603-612). Elsevier.
- Cochrane, D. J., Stannard, S. R., Sargeant, A. J., & Rittweger, J. (2008). The rate of muscle temperature increase during acute whole-body vibration exercise. *European journal of applied physiology*, 103(4), 441-448.
- Deng, F., Tang, Q., Zeng, G., Wu, H., Zhang, N., & Zhong, N. (2015). Effectiveness of digital infrared thermal imaging in detecting lower extremity deep venous thrombosis. *Medical physics*, 42(5), 2242-2248.
- Diakides, M., Bronzino, J. D., & Peterson, D. R. (Eds.). (2012). *Medical Infrared Imaging: Principles and Practices*. CRC press.
- Gatt, A., Formosa, C., Cassar, K., Camilleri, K. P., De Raffaele, C., Mizzi, A., ... & Chockalingam, N. (2015). Thermographic patterns of the upper and lower limbs: baseline data. *International journal of vascular medicine*, 2015.
- Gefäßtonus. Zugriff unter: <http://flexikon.doccheck.com/de/Gefäßtonus> (letzter Zugriff am 01.03.2016).
- Gekle, M., Wischmeyer, E., Gründer, S., Petersen, M., & Schwab, A. (2010). *Taschenlehrbuch Physiologie*. Georg Thieme Verlag.
- Golenhofen, K. (1978). Die myogene Basis der glattmuskulären Motorik. *Klinische Wochenschrift*, 56(5), 211-224.
- Hach, W. (2007). *VenenChirurgie: Leitfaden für Gefäßchirurgen, Angiologen, Dermatologen und Phlebologen; mit 62 Tabellen*. Schattauer Verlag.
- Hassan, M., Chernomordik, V., Vogel, A., Hattery, D., Gannot, I., Little, R., ... & Gandjbakhche, A. (2007). Infrared imaging for functional monitoring of disease processes. *Medical Infrared Imaging*, 14-11.
- Head, J.F.; Wang, F.; Elliott, R. (1993). Breast thermography is a non-invasive prognostic procedure that predicts tumor growth rate in breast cancer patients. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 698, 153-158.
- Herrick, A. L., & Hutchinson, C. (2004). Vascular imaging. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 18(6), 957-979.
- Hildebrandt, C., Raschner, C., & Ammer, K. (2010). An Overview of Recent Application of Medical Infrared Thermography in Sports Medicine in Austria. *Sensors*, 10(5), 4700-4715.

- Hildebrandt, C., Zeilberger, K., Ring, E. F. J., & Raschner, C. (2012). The application of medical infrared thermography in sports medicine. An International Perspective on Topics in Sports Medicine and Sports Injury, In Dr. Kenneth R. Zaslav (Hrsg.), *Sports Medicine and Sports Injury, In Tech*
- Huppelsberg, J., Walter, K. (2015). Wärmehaushalt - Wärmeabgabe. In *Endspurt Vorklinik – Physiologie 2* (S.27-28). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG
- Inframedic (2013). Management Consultants – Aktuelles. Zugriff unter: <http://www.wqs.de/cms/inframedic-gmbh-erfolgreiche-beratung-bei-der-zertifizierung-von-medizinprodukten/> (letzter Zugriff am 01.03.2015)
- InfraTec Benutzerhandbuch (2009). *VarioCAM high resolution*, Dresden: Jenoptik
- InfraTec. Thermografie-Wärmebildkameras – Zugriff unter: <http://www.infratec.at/thermografie/waermebildkameras/variocamr-hr-research-600-serie.html> (letzter Zugriff am 01.03.2015)
- Jessen, C. (2002). Temperaturregulation und Wärmehaushalt. In R. Klinke, & S. Silbernagel (Hrsg.), *Lehrbuch Physiologie* (S. 381-392). Stuttgart.
- Jiang, L. J., Ng, E. Y. K., Yeo, A. C. B., Wu, S., Pan, F., Yau, W. Y., ... & Yang, Y. (2005). A perspective on medical infrared imaging. *Journal of medical engineering & technology*, 29(6), 257-267.
- Kaczmarek, M., Nowakowski, A., Siebert, J., & Rogowski, J. (1999). Infrared thermography: applications in heart surgery. In *Optoelectronic and Electronic Sensors III* (pp. 184-188). International Society for Optics and Photonics.
- Klinke, R., Pape, H., Kurtz A., & Silbernagel, S. (2010). Thermoregulation – Wärmeaustausch mit der Umgebung. In *Physiologie: 6.Auflage* (S.503-505). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG.
- Kolster, B. C., & Kolster, B. C. (2003). Wirkprinzipien der Massage. *Massage: Klassische Massage Querfraktionen Funktionsmassage*, 22-34.
- Lahiri, B. B., Bagavathiappan, S., Jayakumar, T., & Philip, J. (2012). Medical applications of infrared thermography: a review. *Infrared Physics & Technology*, 55(4), 221-235.
- Linke, C. F. W., & Wiesner, B. R. R. (2001). *Taschenatlas Physiologie*. Elsevier, Urban & Fischer

- Löber, M., & van den Berg, F. (2007). *Untersuchen und Behandeln nach Cyriax*. Springer-Verlag.
- Ludwig, M., Rieger, J., & Ruppert, V. (2010). *Gefäßmedizin in Klinik und Praxis: Leitlinienorientierte Angiologie, Gefäßchirurgie und interventionelle Radiologie*. Georg Thieme Verlag.
- Optris (2011). *Grundlagen der berührungslosen Temperaturmessung* (S.5)., IR-Broschüre, Zugriff unter: URL: http://www.mts.ch/documents/Optris-IR-Grundlagen_DE.pdf, (letzter Zugriff am 01.03.2015).
- Owens, E. F., Hart, J. F., Donofrio, J. J., Haralambous, J., & Mierzejewski, E. (2004). Paraspinal skin temperature patterns: an interexaminer and intraexaminer reliability study. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 27(3), 155-159.
- Pape, H. C., Kurtz, A., & Silbernagl, S. (2014). Leistungsphysiologie (683-686). In *Physiologie*. Georg Thieme Verlag.
- Ring, E. F. J., & Ammer, K. (2000). The technique of infrared imaging in medicine. *Thermology international*, 10(1), 7-14.
- Sajjadi, H. S., Seyedin, H., Aryankhesal, A., & Asiabar, A. S. (2013). A systematic review on the effectiveness of thermography in diagnosis of diseases. *International Journal of Imaging Systems and Technology*, 23(2), 188-193.
- Sanz-López, F., Martínez-Amat, A., Hita-Contreras, F., Del Campo, C. V., & Sánchez, C. B. (2015). Thermographic assessment of eccentric overload training within three days of a running session. *Journal of strength and conditioning research*.
- Savastano, D. M., Gorbach, A. M., Eden, H. S., Brady, S. M., Reynolds, J. C., & Yanovski, J. A. (2009). Adiposity and human regional body temperature. *The American journal of clinical nutrition*, 90(5), 1124-1131.
- Schwegler, J. S., & Lucius, R. (2011). *Der Mensch-Anatomie und Physiologie*. Georg Thieme Verlag.
- Selfe, J., Whitaker, J., & Hardaker, N. (2008). A narrative literature review identifying the minimum clinically important difference for skin temperature asymmetry at the knee. *Thermology international*, 18(2), 41-44.
- Silbernagl, S., Despopoulos, A., (2012). Herz-Kreislauf-System. In *Taschenatlas Physiologie* (S.236). Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG

- Skala, K., Lipić, T., Sović, I., Grubišić, I., & Grbeša, I. (2013). Towards 3D thermal models standardisation for human body in motion. *Quantitative InfraRed Thermography Journal*, 10(2), 207-221.
- Staszkiewicz, W., Madycki, G., Grzegorzolka, J., & Hendinger, W. (2000). The value of thermography in the preoperative mapping of primary and recurrent varicose veins. *Phlebologie-Stuttgart*-, 29(5), 129-133.
- Steketee, J. (1973). Spectral emissivity of skin and pericardium. *Phyics in medicine and biology*, 18(5), 686.
- Strunk-Richter, G. (2010). Thrombosen verhindern. *Heilberufe*, 62(12), 25-28.
- van den Berg, F. (2010). *Angewandte Physiologie: Band 1: Das Bindegewebe des Bewegungsapparates verstehen und beeinflussen*. Georg Thieme Verlag.
- Wallin, B. G. (1990). Neural control of human skin blood flow. *Journal of the autonomic nervous system*, 30, 185-190.
- Wobblers. Philosophie des Wobblers – Regeneration – Sport. Zugriff unter: <http://www.wobblers.cc/philosophie/> (letzter Zugriff am 01.03.2015).

10 Anhang

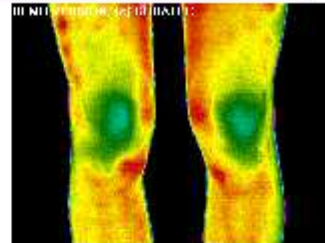
Auer Veronika

Bachelorarbeit Medizinische Infrarot-Thermografie

Informationen zur Versuchsdurchführung

Was ist Infrarot-Thermografie?

Die Infrarot-Thermografie ermöglicht die Aufzeichnung der Oberflächentemperatur eines Körpers und dessen Darstellung mit Hilfe spezieller Wärmebildkameras. Folglich können mit ihr Veränderungen der Abstrahlungsmuster der Haut, z.B. durch Durchblutungsänderungen oder Entzündungen, erkannt werden. Dieses Messverfahren ist kontakt- und strahlungsfrei und daher völlig unbedenklich.



Die medizinische Infrarot-Thermografie hat durch ihre stetig verbesserte Technologie in den letzten Jahren immer mehr an Bedeutung gewonnen, weswegen sie in der Verletzungsprophylaxe bei Sportlern schon erfolgreich zum Einsatz kam.

Was ist der Wobbler?

Der Wobbler ist ein neu entwickeltes Gerät, das mittels eines Antriebs eine 3-dimensionale Bewegung simuliert und somit die gelenkrelevanten Muskeln des Bewegungsapparates aktiviert. In dieser Untersuchung wird das Gerät ausschließlich auf die unteren Extremitäten angewendet. Das subjektive Empfinden kann als ein „Ausschütteln der Beine beschrieben werden“.



Ziel der Messung

Da die physiologische Wirkung des Wobblers noch nicht wissenschaftlich nachgewiesen wurde, ist es das Ziel dieser Untersuchung, anhand von Temperaturmustern, eine eventuelle Veränderung der Durchblutung mittels Infrarot-Thermografie nachzuweisen.

Durchführung

Zu Beginn findet eine 15-minütige Akklimatisierungsphase zur Anpassung der Körpertemperatur an die Raumtemperatur statt. Während dieser Zeit werden Sie gebeten einen Fragebogen zu bearbeiten. Anschließend wird eine Infrarotaufnahme der unteren Extremitäten erstellt, gefolgt von einer 12-minütigen Wobbler Anwendung. Abschließend wird noch einmal eine Infrarotaufnahme der unteren Extremitäten als eigentliche Datenerhebung durchgeführt.

Auf Wunsch können die erhobenen Daten und Bilder auch gerne individuell per Email zugeschickt werden.

Bitte vor der Messung beachten

- am Tag der Untersuchung bitte keine Cremes oder Salben verwenden
- 12h vor der Messung bitte Sauna und physiotherapeutische Behandlung vermeiden
- 2h vor der Messung nicht mehr duschen
- Für die Messung bitte eine kurze, nicht eng anliegende Hose mitbringen!
- Dauer der Messung pro Person ca. 30 min

Für weitere Fragen stehe ich jederzeit gerne zur Verfügung (vroni.auer@freenet.de)

Sportliche Grüße,

Veronika Auer

Fragebogen für den Probanden

Projekt: Infrarotthermografie nach Wobbler-Behandlung

Datum: _____

Angaben zur Person

Name, Vorname:

Telefon:

Geburtsdatum:

Email:

I. Allgemeiner Gesundheitszustand

1. Fühlst du dich heute gesundheitlich fit? Ja ☐ Nein ☐

Wenn nein, welche Beschwerden hast du:

2. Hattest du in den letzten drei Tagen:

- eine Erkältung? Wenn ja, wann? Ja ☐ Nein ☐

- Fieber? Wenn ja, wann? Ja ☐ Nein ☐

3. Hast du Beschwerden an Muskeln oder Gelenken/Verletzungen der UE (auch Muskelkater)?

Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja, wo und was? (→Protokoll)

4. Hattest du schon Operationen an den unteren Extremitäten? Ja ☐ Nein ☐

Wenn ja, welche Seite, was wurde gemacht?

II. Sport/Training

5. In welcher Sportart bist du derzeit regelmäßig aktiv?:

Trainingseinheiten/Woche:

6. Warst du in den letzten zwei Tagen sportlich aktiv? Ja ☐ Nein ☐

	Art (Ausdauer, Kraft, Schnelligkeit, Koordination)	Gesamtdauer (min)			Gesamtintensität		
		<60	60-120	>120	locker	mittel	hart
heute		☐	☐	☐	☐	☐	☐
gestern		☐	☐	☐	☐	☐	☐

III. Spezielle Fragen

7. Hast du in den letzten 12h enge Hosen/Strümpfe angehabt?	Ja ☐ Nein ☐
8. Warst du heute in der Sauna?	Ja ☐ Nein ☐
9. Hast du in den letzten 24h Koffein (Cola; Kaffee) zu dir genommen?	Ja ☐ Nein ☐
10. Hast du in den letzten 24h Alkohol zu dir genommen?	Ja ☐ Nein ☐
11. Rauchst du?	Ja ☐ Nein ☐
12. Hast du deine Beine in den letzten 24h eingecremt?	Ja ☐ Nein ☐
13. Wie ist dein derzeitiges Temperaturgefühl?	zu kühl ☐ angenehm ☐ zu warm ☐
14. Welches ist dein Sprungbein?	Beidseits ☐ rechts ☐ links ☐

Ich (Name des Teilnehmers/ der Teilnehmerin) _____ bin mündlich und schriftlich über die Studie und den Versuchsablauf aufgeklärt worden. Ich habe alle Informationen vollständig gelesen und verstanden. Mit der Erhebung und der anonymisierten Auswertung der Daten bin ich einverstanden.

Ort, Datum & Unterschrift des Teilnehmers

Messprotokoll IFT & Wobbler

Name Datum: weiblich ☐ männlich ☐ Alter: Größe: Gewicht:	Uhrzeit Raumeintritt	
	Uhrzeit Messung1	
	Uhrzeit Messung2	
	Luftfeuchte	
	Temperatur	

Bildnummer	Oberschenkel	Unterschenkel
Vor Belastung		
Nach Belastung		

Auffälligkeiten Proband: Operationen UE 	Auffälligkeiten Messung:
---	---

Subjektives Empfinden:

1. War das deine erste Wobbler Anwendung?	Ja ☐	Nein ☐
Wenn nein, wie oft hast du das Gerät davor schon benutzt?		
☐ < 5 Mal	☐ 5-10 Mal	☐ > 10 Mal
2. Hast du nach Abschluss der Behandlung Veränderungen wahrgenommen? Ja ☐ Nein ☐		
Wenn ja, welche?		
3. War die Intensität der Behandlung zu hoch oder zu niedrig?	Zu hoch ☐	Zu niedrig ☐
Was hättest du anders gemacht?		
4. Glaubst du die Wobbler Anwendung führt nach sportlicher Betätigung zu einer schnelleren Regeneration ähnlich wie eine Massage?		
	Ja ☐	Nein ☐
5. Würdest du die Behandlung nochmals wiederholen?		
	Ja ☐	Nein ☐

Anmerkungen: