

Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie,

Klinikum rechts der Isar

Technische Universität München

Direktor: Prof. Dr. Hans-Günther Machens

**Standardisierung und Validierung einer objektiven
3D-Evaluationsmethode der unteren Extremität im Vergleich zu herkömmlichen
Untersuchungsmethoden**

Stefan Maximilian Baumgartner

Vollständiger Abdruck der von der Fakultät für Medizin der Technischen Universität
München zur Erlangung des akademischen Grades eines Doktors der Medizin
genehmigten Dissertation.

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

1. Priv.-Doz. Dr. Maximilian Eder
2. Prof. Dr. Hans-Günther Machens

Die Dissertation wurde am 03.08.2016 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 17.05.2017 angenommen.

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Problematik	1
1.2	Methoden zur Vermessung der unteren Extremität	2
1.2.1	<i>Volumenberechnung aus Umfängen</i>	2
1.2.2	<i>Archimedische Methode</i>	5
1.2.3	<i>Optoelektronische Messverfahren</i>	7
1.2.4	<i>Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT)</i> ...	8
1.2.5	<i>Dreidimensionale Oberflächenerfassung</i>	8
1.3	Ziele der Arbeit	9
2	Material und Methodik	10
2.1	Erstellung eines virtuellen Beinmodells mittels 3D-Laserscanner	10
2.1.1	<i>Funktionsprinzipien des verwendeten Laserscanners</i>	10
2.1.2	<i>Standardisierung des 3D-Aufnahmeverfahrens am Puppenmodell</i>	12
2.1.3	<i>Durchführung der 3D-Aufnahmen an Probanden</i>	17
2.1.4	<i>Manuelle anthropometrische Vermessung der Probanden</i>	19
2.1.5	<i>Klinische Beispiele</i>	23
2.2	Statistische Auswertung	23
3	Ergebnisse	25
3.1	Puppenmodell	25
3.2	Probanden	26
3.3	Patienten	38

4	Diskussion	40
4.1	Das 3D-Scanverfahren – Herausforderungen und Möglichkeiten	41
4.2	Vergleich des 3D-Verfahrens mit Referenzmethoden	44
4.3	Ausblick.....	51
5	Zusammenfassung	52
6	Literaturverzeichnis.....	54
7	Abbildungsverzeichnis.....	61
8	Tabellenverzeichnis.....	64
9	Appendix	65
10	Danksagung	73
11	Curriculum Vitae	74

Abkürzungsverzeichnis

A	Fläche
AL	Anatomische Landmarke
BMI	Body Mass Index
CCD	Charge coupled device Bildsensor
CT	Computertomographie
DVM	Distaler Volumenmarker
EL	Epicondylus lateralis
EM	Epicondylus medialis
FDA	Food and Drug Administration
h	Höhe der geometrischen Figur
IEC	International Electrotechnical Commission
ML	Malleolus lateralis
MM	Malleolus medialis
MRT	Magnetresonanztomographie
n	Anzahl
p	Signifikanz
Proz.-Abw.	Prozentuale Abweichung
PVM	Proximaler Volumenmarker
r	Korrelationskoeffizient nach Pearson
SD	Standardabweichung
SIAS	Spina iliaca anterior superior
SIPS	Spina iliaca posterior superior
TM	Trochanter major
TVT	Tiefe Venenthrombose
u	Distaler Umfang
U	Proximaler Umfang
V	Volumen
VarK	Variationskoeffizient

1 Einleitung

1.1 Problematik

Die Ursachen für Volumenzunahmen der unteren Extremität sind ebenso zahlreich wie vielfältig. Vereinfachend lassen sich chronische und akute Beinschwellungen unterscheiden (vgl. Tab. 1). Während die tiefe Beinvenenthrombose die Hauptursache für akute Beinschwellungen darstellt, gilt das Lymphödem als eine der häufigsten Ursachen für chronische Beinschwellungen (Gorman et al., 2000).

In gesunden Individuen herrscht ein homöostatischer Zustand zwischen kapillärer Filtration auf der einen und lymphatischer Resorption bzw. Lymphabfluss auf der anderen Seite. Beim Lymphödem entsteht eine Dysbalance aufgrund eines eingeschränkten lymphatischen Abflusses und es bilden sich exsudative Flüssigkeitsansammlungen im interstitiellen Raum (Cornely, 2006). Durch die Volumenzunahme und den damit einhergehenden Einschränkungen im Alltag beurteilen die Betroffenen ihre Lebensqualität oftmals als stark vermindert (Moffatt et al., 2003, Werngren und Lidman, 1994).

Weltweit gilt die Infektion mit tropischen Fadenwürmern wie *Brugia timori* (Supali et al., 2002) oder *Wuchereria bancrofti* (Keiser und Nutman, 2002) in Form der Elephantiasis als die häufigste Ursache für Lymphödeme der unteren Extremität. In westlichen Ländern hingegen treten sie vor allem iatrogen als Therapiefolge maligner Erkrankungen auf (Rockson und Rivera, 2008, Szuba und Rockson, 1998). So berichten Werngren und Lidman (1994) von einer Inzidenz von 22% bei Patientinnen mit Zustand nach Hysterektomie mit Exstirpation der Beckenlymphknoten und adjuvanter Radiotherapie. Die Inzidenz nach therapiertem Prostatakarzinom mit Lymphadenektomie wird auf 13% beziffert (Amdur et al., 1990). Doch auch nach Verbrennungen (Hettrick et al., 2004), Verletzungen oder gefäßchirurgischen Eingriffen (Carrizo et al., 1999) stellen Lymphödeme eine ernstzunehmende Komplikation dar. Das Aufkommen mikrochirurgischer Verfahren, wie der autologen Lymphgefäßtransplantation nach Baumeister (1981) oder des freien autologen Lymphknotentransfers (Becker et al., 2012), eröffnen heutzutage neue Alternativen zu den klassischen, konservativen Therapieansätzen.

Zur Objektivierung des Schweregrads der Schwellung, zur Dokumentation des Krankheitsverlaufs und nicht zuletzt um neue, konkurrierende Therapieverfahren

miteinander zu vergleichen, wird ein praktikables Verfahren zur Bestimmung der Beinvolumina benötigt, das genaue und reproduzierbare Ergebnisse liefert und dabei den Patienten möglichst wenig belastet.

Akut	Chronisch
Venös <ul style="list-style-type: none"> • Tiefe Venenthrombose (TVT) • Thrombophlebitis 	Lymphödem <ul style="list-style-type: none"> • Infektion • Iatrogen • Tumor • Trauma • Primär
Trauma <ul style="list-style-type: none"> • Muskelfaserriss • Fraktur • Hämatom 	
Weitere Ursachen <ul style="list-style-type: none"> • Erysipel • Arthritis • Idiopathisch 	Venös <ul style="list-style-type: none"> • Postthrombotisches Syndrom • Chronisch-Venöse-Insuffizienz • Lipodermatosklerose
	Weitere Ursachen <ul style="list-style-type: none"> • Lipödem • Hypoproteinämie • Kongenitale Fehlbildungen • Idiopathisch

Tabelle 1: Häufige Ursachen der Volumenzunahme der unteren Extremität. Modifiziert nach Gorman (2000)

1.2 Methoden zur Vermessung der unteren Extremität

In der Literatur sind zahlreiche Methoden zur Vermessung der unteren Extremität beschrieben. Die Messtechniken reichen von indirekter Volumenbestimmung über Umfangsmessungen bis zu komplexen Verfahren der modernen Bildgebung und sollen im Folgenden kritisch betrachtet werden:

1.2.1 Volumenberechnung aus Umfängen

Eine kostengünstige und vergleichsweise einfache Abschätzung ist durch die Berechnung des Volumens aus Umfängen möglich. Die dafür benötigten Werte werden in der Regel durch manuelle Maßbandmessungen an definierten Höhen der Extremität gewonnen. Alle auf diesem Prinzip beruhenden Verfahren verfolgen die Überlegung, dass die menschliche Extremität in ihrer Form einfachen geometrischen Figuren gleicht. Nachfolgend sollen die beiden gängigsten Vertreter dieser Idee vorgestellt werden.

1.2.1.1 Das Frustum-Modell

In dem von Lennihan und Mackereth (1973) beschriebenen ‚Frustum-Modell‘ wird das Bein vereinfachend als Kegelstumpf betrachtet (Abb. 1).

Für eine Volumenberechnung ist es nötig, den proximalen (U) und distalen Umfang (u) des zu vermessenden Beinsegments zu ermitteln. Diese Zirkumferenzen definieren die Grund- bzw. Deckfläche des Kegelstumpfes. Zudem wird der Abstand (h) zwischen den beiden Flächen gemessen. Die Mantelfläche des Kegelstumpfes erstreckt sich entsprechend zwischen Grund- und Deckfläche. Durch Einsetzen der Werte in Formel 1 kann anschließend das Volumen (V) des Beinsegments ermittelt werden.

$$V = \frac{h}{12\pi} (U^2 + Uu + u^2) \quad (1)$$

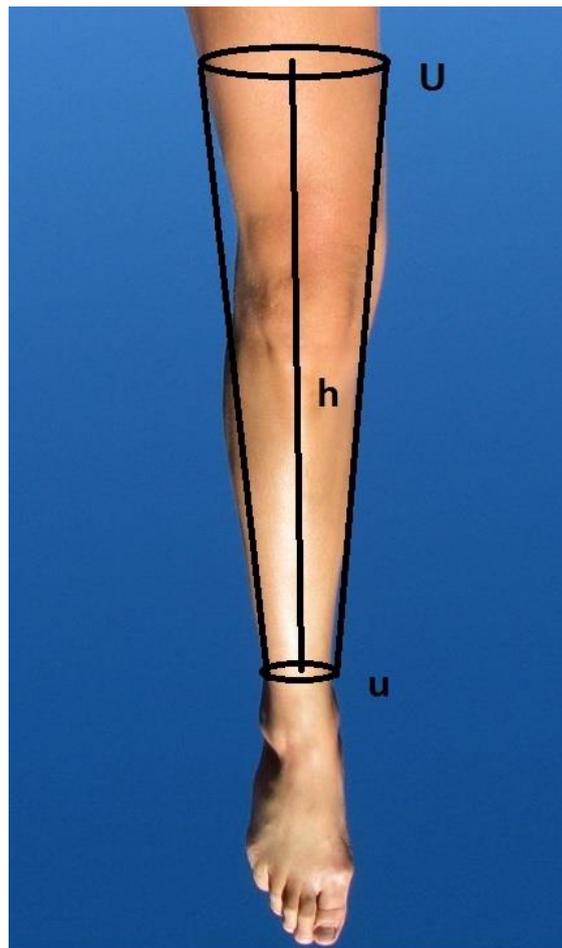


Abbildung 1: Schematische Darstellung des Frustum-Modells: U: Proximaler Beinumfang, u: distaler Beinumfang, h: Abstand zwischen proximalem und distalem Umfang

1.2.1.2 Das Disk-Modell

Einen ähnlichen, aber etwas aufwendigeren Ansatz der Volumenabschätzung verfolgt das ‚Disk-Modell‘ (Kaulesar Sukul et al., 1993, Mayrovitz et al., 2007). Hierbei wird das Bein vereinfachend als ein Stapel senkrechter Kreiszylinder definierter Höhe betrachtet (Abb. 2). Das Volumen eines einzelnen Zylinders lässt sich gemäß

geometrischer Überlegung aus dessen Höhe (h) und Umfang (U) der Grundfläche berechnen (Formel 2).

$$V = \frac{U^2}{4\pi} * h \quad (2)$$

Das Volumen des untersuchten Beinsegments ergibt sich analog durch Addition der einzelnen Zylindervolumina mit gleichbleibender Höhe (h) (Formel 3).

$$V = \frac{U_1^2 + U_2^2 + \dots + U_n^2}{4\pi} * h \quad (3)$$

Es hat sich als am praktikabelsten erwiesen, die Beinumfange im festen Abstand von 4 cm zu messen (Kuhnke, 1976). Folglich ergibt sich eine Zylinderhöhe (h) von 4 cm und die Formel wird durch Kürzen vereinfacht (Formel 4).

$$V = \frac{U_1^2 + U_2^2 + \dots + U_n^2}{\pi} * 1cm \quad (4)$$

Durch Einsetzen der entsprechenden Umfangswerte (U) ergibt sich das Volumen der Extremität in Kubikzentimeter.

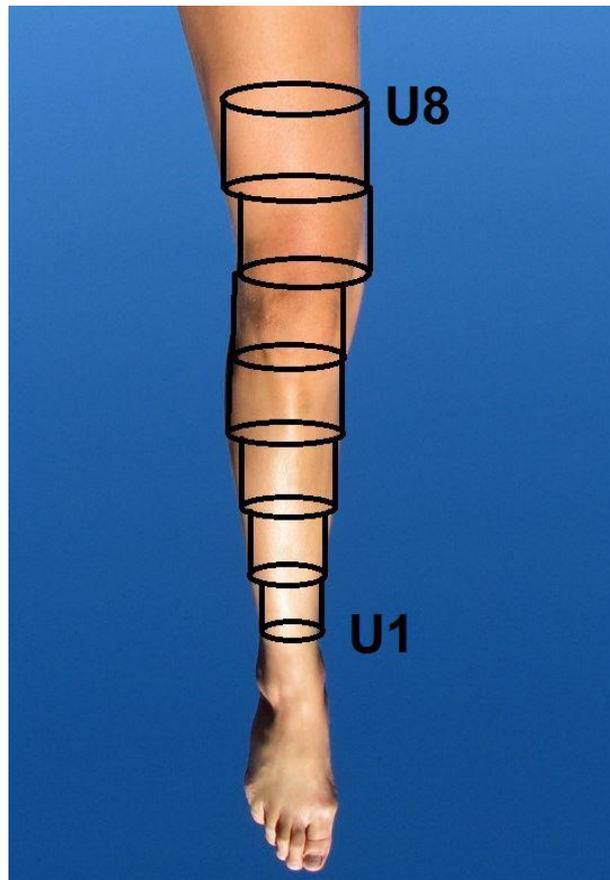


Abbildung 2: Schematische Darstellung des Disk-Modells. U_n =Umfang n .

Anhand dieser simplen Verfahren ist eine Abschätzung des Volumens der Extremität möglich. Offensichtlichster Kritikpunkt dieser Ansätze ist die Tatsache, dass sie auf Maßbandmessungen basieren und somit stark untersucherabhängig sind (Cheah et al., 1989). Als weiterer Nachteil der beiden Methoden ist zu erwähnen, dass sie nur das Volumen der annähernd runden Abschnitte der Extremität berechnen können. Eine Aussage zum Fußvolumen ist somit nicht zuverlässig möglich (Herpertz, 2010). Zudem ist bekannt, dass die indirekten Methoden der Volumenbestimmung, die auf kreisrunden Grundflächen basieren, dazu neigen, das Beinvolumen zu überschätzen (Perrin und Guex, 2000, Tierney et al., 1996).

1.2.2 Archimedische Methode

Eine direkte Bestimmung des Volumens wird durch die Archimedische Methode ermöglicht.

Der Legende nach entdeckte Archimedes von Syrakus bereits im 3. Jahrhundert vor Christus die Möglichkeit Körpervolumina durch Wasserverdrängung zu bestimmen, als König Hieron II. ihn beauftragte, seine goldene Krone auf Echtheit zu überprüfen (Sparavigna, 2011). Archimedes musste deshalb eine Möglichkeit finden, das Volumen eines unregelmäßig geformten Festkörpers zu bestimmen, ohne diesen zu beschädigen. Gemäß der Erzählung des römischen Architekturtheoretikers Vitruvius (Fensterbusch, 1996) kam Archimedes die rettende Idee, als er zum Baden in eine Wanne stieg und bemerkte, dass die überlaufende Wassermenge seinem Körpervolumen entsprach. Beim Eintauchen der Krone und eines Goldbarrens gleichen Gewichts verdrängte die Krone eine größere Menge Wasser (Abb. 3). Auf diese Weise konnte er zeigen, dass die Krone ein geringeres spezifisches Gewicht hatte und somit nicht vollständig aus Gold war.



Abbildung 3: Archimedes bei Experimenten. Aus: *Illustrations de Architecture ou Art de bien bastir, mis de latin en fraçoys par Ian Martin. Paris : Jean Gazeau, 1547*

Obwohl die Methode bereits seit der Antike bekannt ist, findet sie auch heute noch in abgewandelter Form Anwendung in der Klinik, um die Volumina der Extremitäten (Cheah et al., 1989, Deltombe et al., 2007, Megens et al., 2001, Sitzia et al., 1997), aber auch anderer Körperpartien (Eder, 2006) oder Resektionspräparaten (Soyer et al., 1992) zu bestimmen. Dazu stehen grundsätzlich zwei verschiedene Volumetertypen zur Verfügung. Bei der ersten, häufiger verwendeten Variante besteht das Volumeter aus einem Container mit einem Auslaufrohr. Der Patient taucht sein Bein in das Behältnis, das bis zum Auslauf mit Wasser gefüllt ist. Dadurch wird eine entsprechende Wassermenge verdrängt und fließt über das Auslaufrohr in einen Überlaufbehälter. Die am Ende der Messung im Überlaufbehälter befindliche Menge des Wassers entspricht dem Volumen der eingetauchten Extremität. Das Volumen kann mit einem skalierten Gefäß gemessen werden. Da bekannt ist, dass Wasser bei Raumtemperatur eine Dichte von etwa 1 g/cm^3 hat, ist es zudem möglich, das Volumen durch Wiegen des tarierten Überlaufbehälters zu bestimmen (Stranden, 1981).

Bei der zweiten Variante besteht das Volumeter lediglich aus einem Behälter, dessen Wasserstand vor und nach Eintauchen der Extremität notiert wird. Die Änderung des Wasserstandes kann mittels einer vorher an bekannten Körpern entwickelten Kalibrationskurve in Volumenwerte umgewandelt werden (Rabe et al., 2010).

1.2.3 Optoelektronische Messverfahren

Einen technisch deutlich aufwendigeren Ansatz verfolgen Optoelektronische Messinstrumente wie das Perometer (Pero-System GmbH, Wuppertal). Sie bestehen in der Regel aus einem quadratischen Rahmen und einer Schiene an der der Rahmen beweglich montiert ist. An zwei Seiten des Rahmens sind lichtemittierende Dioden verbaut, an den jeweils gegenüber liegenden Seiten befinden sich Empfänger. Der Patient platziert seine Extremität im Rahmen, der sich entlang der Schiene bewegt. Die im Rahmen eingebauten lichtemittierenden Dioden beleuchten die Extremität und ‚Tasten‘ sie dadurch ab (Labs et al., 2000, Stanton et al., 1997).

Anwendung fand das Verfahren bisher hauptsächlich in Sanitätshäusern, um die Anpassung von Thrombosestrümpfen zu verbessern. Vorteil der Methode ist eine berührungslose Erfassung des Beinvolumens (Man et al., 2004, Tierney et al., 1996). Vayssairat et al. (1994) kritisieren die optoelektronischen Messverfahren allerdings für ihre hohen Anschaffungskosten sowie den durch den Aufbau des Geräts beschränkten Messbereich. Eine Erfassung der gesamten Extremität einschließlich Fuß, Hüft- und Beckenregion ist mit dieser Methode nicht möglich. Zudem ist anzumerken, dass das Perometer konstruktionsbedingt über einen ‚blinden Bereich‘ verfügt, in dem die Extremität nicht erfasst wird (vgl. Abb. 4).

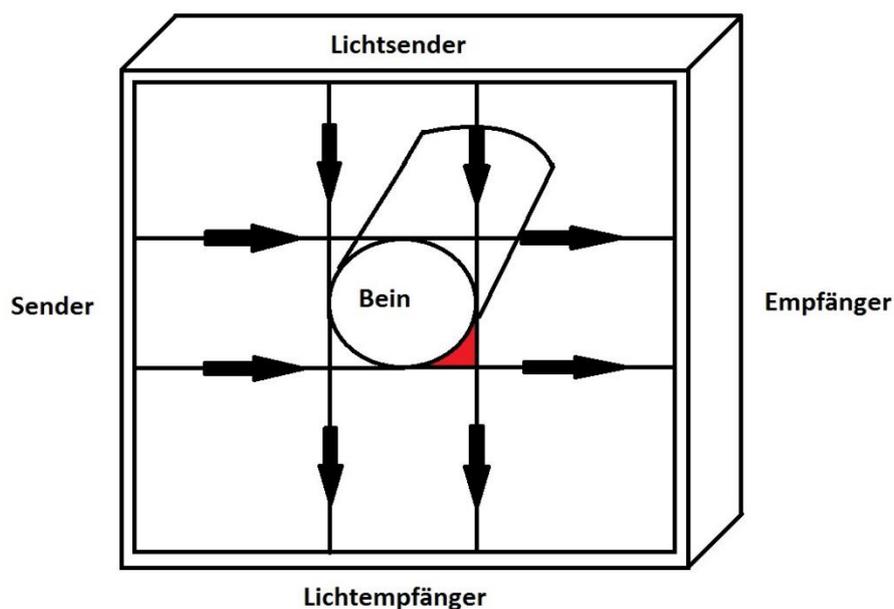


Abbildung 4: Funktionsprinzip des Perometers. Im Rahmen des Geräts befinden sich jeweils gegenüber liegend Sender und Empfänger. Rote Fläche: ‚Blinder Bereich‘ des Perometers. Eigene Abbildung, modifiziert nach Tierney et al. (1996)

1.2.4 Computertomographie (CT) und Magnetresonanztomographie (MRT)

Die modernen bildgebenden Verfahren ermöglichen eine genaue Darstellung des menschlichen Körpers. CT- und MRT-Aufnahmen bestehen aus Datensätzen einzelner zweidimensionaler Schnittbilder. Durch Zusammenfügen (=volume rendering) der Einzelaufnahmen lässt sich ein 3D-Modell der Extremität erstellen, dessen Volumen anschließend berechnet werden kann (Drebin et al., 1988).

Zur Klärung der Ätiologie pathologischer Volumenzunahmen können CT und MRT durchaus hilfreich sein (Haaverstad et al., 1992, Monnin-Delhom et al., 2002, Vaughan, 1990). Für eine Verlaufskontrolle des Beinvolumens sind die Methoden jedoch nur bedingt geeignet. Da die Aufnahmen in liegender Position angefertigt werden, kommt es zu einer Kompression der Weichteile, die das Volumen der Extremität entscheidend verfälschen können. Außerdem kommt es im Liegen im Vergleich zur Orthostase zu intravasalen Volumenschiebungen, die bei der Messung nicht erwünscht sind (Pannier und Rabe, 2004). Die Strahlenbelastung der Computertomographie und die immer noch lange Aufnahmedauer und die vergleichsweise hohen Kosten der Magnetresonanztomographie schränken die klinische Anwendbarkeit dieser Methoden zusätzlich ein.

1.2.5 Dreidimensionale Oberflächenerfassung

Die dreidimensionale (3D) Oberflächenerfassung stellt eine Alternativmethode zu den bereits beschriebenen klassischen Verfahren zur Vermessung der unteren Extremität dar. Erwähnt werden soll an dieser Stelle auch, dass die direkten Gipsabdrücke als einfachstes Verfahren zur Oberflächenerfassung an der unteren Extremität - im Gegensatz zu anderen Körperpartien - keine Rolle spielen. Das ist dadurch zu erklären, dass das Eingipsen der gesamten Extremität allein zur Volumenbestimmung als zu aufwendig betrachtet wird.

Eine deutlich attraktivere Möglichkeit zur dreidimensionalen Oberflächenerfassung bieten kontaktlose Verfahren. Bereits vor mehr als 40 Jahren starteten die ersten Versuche, die 3D-Geometrie der Körperoberfläche mittels Lichtschnittverfahren abzubilden (Lovesey, 1974). Seitdem wurde eine Vielzahl von Methoden entwickelt, die eine dreidimensionale Aufnahme ermöglichen, wobei Methoden basierend auf dem Triangulationsprinzip wie die Streifenlichtprojektion (Schwenzer et al., 1998), 3D-Photogrammetrie (Meier et al., 2011, Williams et al., 2008) und 3D-Laserscanner

(Eder, 2006, Kovacs-Hintz, 2006, Kovacs et al., 2007) die gängigsten Verfahren darstellen. Die genannten Techniken gestatten eine berührungslose Erstellung von 3D-Modellen, wodurch eine verfälschende Kompression des Gewebes vermieden wird. Zudem erlauben sie eine Fernerkundung (Remote Sensing), das heißt die Informationsgewinnung am Patienten und die Auswertung der akquirierten Daten kann zeitlich und räumlich unabhängig voneinander erfolgen, wodurch die Belastung für den Patienten reduziert wird. Bisher werden die Vorteile der 3D-Körperoberflächenerfassung vor allem von der Bekleidungsindustrie (D'Apuzzo, 2007, Karla P. Simmons, 2003) genutzt, doch auch in der Medizin finden die Verfahren in verschiedensten Bereichen Anwendung (Eder et al., 2012, Jones und Rioux, 1997, Kovacs et al., 2007, 2006, 2005, Sousa et al., 2012). In der Literatur finden sich jedoch kaum Arbeiten, die sich mit der Möglichkeit der dreidimensionalen Vermessung der unteren Extremität beschäftigen. Um die Praxistauglichkeit der Methode zu überprüfen, sind daher eingehende Untersuchungen nötig.

1.3 Ziele der Arbeit

In dieser Arbeit wird ein Verfahren zur dreidimensionalen Erfassung der unteren Extremität entwickelt und anschließend kritisch beurteilt. Besonderes Interesse gilt dabei der Präzision und Genauigkeit der Vermessung des Volumens sowie der Umfänge der Extremität. Zusätzliche Zielsetzung ist es, das 3D-Modell mit gängigen anthropometrischen Methoden zu vergleichen und Vor- und Nachteile der einzelnen Messverfahren zu analysieren.

Um Bewegungsartefakte und andere Störfaktoren auszuschließen, wird die Methode zunächst an einer Schaufensterpuppe standardisiert und auf Reproduzierbarkeit untersucht. Im nächsten Schritt wird das Messverfahren an gesunden Probanden angewendet, um Präzision und Genauigkeit zu ermitteln. Hierzu erfolgt die Auswertung der Probandenmodelle durch drei Untersucher mit unterschiedlichem medizinischem Hintergrundwissen. Zur Überprüfung der Genauigkeit wird das 3D-Modell mit der Volumenbestimmung nach dem Archimedischen Prinzip, dem bisherigen ‚Goldstandard‘, verglichen. Als zusätzliche Referenzmethode wird die Volumenkalkulation nach dem beschriebenen Disk-Modell herangezogen.

Der klinische Nutzen des entwickelten Verfahrens, der vor allem in der Objektivierung und Erleichterung der Dokumentation von Volumen- und Umfangsmessungen liegt, wird anschließend an ausgewählten Patientenbeispielen demonstriert.

2 Material und Methodik

Die Erhebung und Verarbeitung der Daten erfolgte strukturiert in mehreren Einzelschritten, welche folgend im Detail erläutert werden.

2.1 Erstellung eines virtuellen Beinmodells mittels 3D-Laserscanner

Zur Erstellung eines dreidimensionalen Beinmodells wurde ein 3D-Laserscanner des Typs Minolta Vivid 910® (Konica Minolta Co., Ltd., Osaka, Japan) verwendet. Bei dem benutzten Scanner handelt es sich um einen Linearlaserscanner, der es ermöglicht, ohne Berührung dreidimensionale Oberflächenmodelle zu generieren.

2.1.1 Funktionsprinzipien des verwendeten Laserscanners

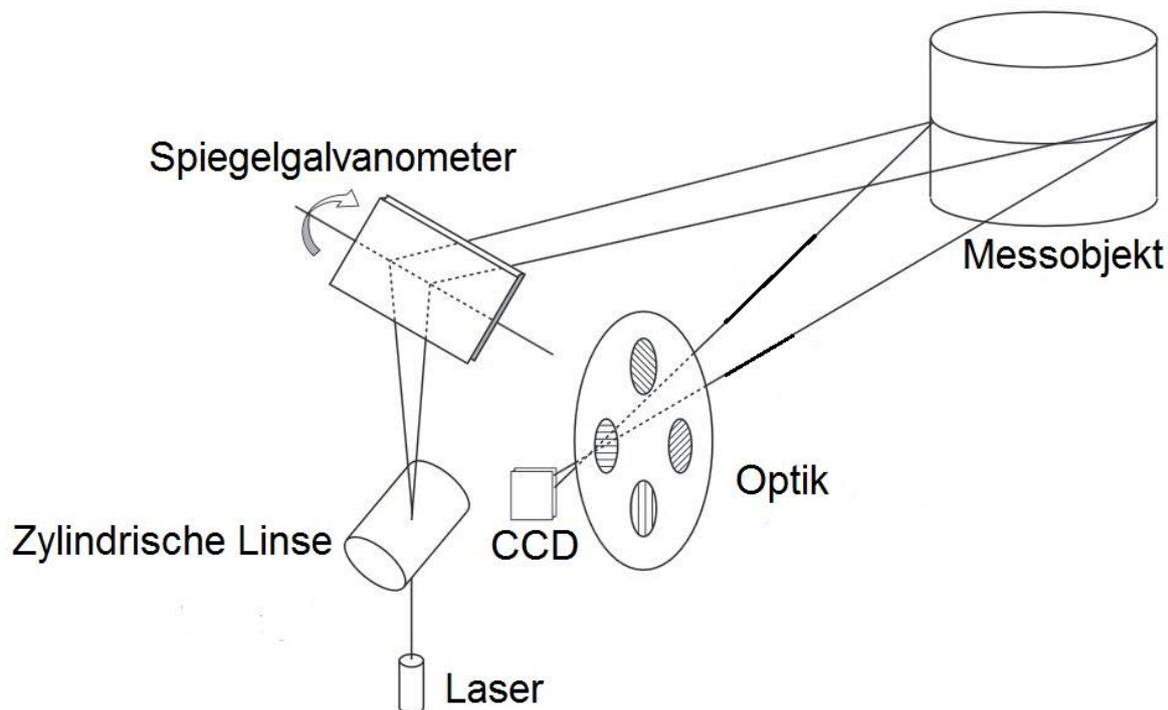


Abbildung 5: Technischer Aufbau des verwendeten 3D-Laserscanners. CCD = Charge-coupled device Bildsensor, modifiziert nach: Minolta Vivid 910® Instruction manual.

Die Funktion des Scanners beruht auf dem Prinzip der Laser-Triangulation (vgl. Abb. 5). Dabei wird ein Laserstrahl durch eine zylindrische Linse geleitet, wodurch ein horizontaler Lichtstreifen entsteht. Dieser trifft auf einen Spiegel, welcher den Lichtstreifen auf das Messobjekt projiziert. Der Spiegel ist an einem Galvanometer aufgehängt, dessen Spule eine mechanische Drehbewegung proportional zum elektrischen Strom erzeugt. Durch Drehung des Spiegels wird somit eine Beleuchtung

des Messobjekts von kranial nach kaudal ermöglicht. Die Scharfstellung des Messobjektes erfolgt dabei mittels aktivem Autofokus. Ein ebenfalls im Scanner verbauter CCD-Bildsensor (Charge-coupled device) empfängt das Licht des vom Messobjekt reflektierten Laserstrahls. Die so gewonnene Information erlaubt die Berechnung der Lageinformation des Messobjekts mithilfe des Triangulationsverfahrens:

Der Abstand zwischen Spiegelgalvanometer und CCD-Sensor ist bekannt. Diese Strecke bildet die Basis eines Dreiecks. Ebenso bekannt sind die Winkel zwischen Basis und emittiertem (Winkel α) bzw. reflektiertem (Winkel β) Lichtstrahl. Über trigonometrische Berechnungen lässt sich daraus die Lokalisation des dritten Dreieckspunktes (P) am Messobjekt ermitteln. Das Messprinzip ist in Abbildung 6 vereinfacht dargestellt. Eine Aufnahme im FINE-Modus dauert ca. 2,5 Sekunden und liefert eine Auflösung von 640 x 480 Bildpunkten. Die Lageinformation der einzelnen Punkte wird gespeichert, wodurch eine dreidimensionale Punktwolke entsteht. Im nächsten Schritt, dem sogenannten Meshing, wird das Areal zwischen jeweils drei benachbarten Bildpunkten aufgefüllt und somit die geschlossene Oberfläche des Messobjekts visualisiert. Zusätzlich zur dreidimensionalen Lage wird auch die Farbinformation der Oberfläche des Messobjektes erfasst. Weitere technische Daten des Scanners finden sich in Tabelle 2.

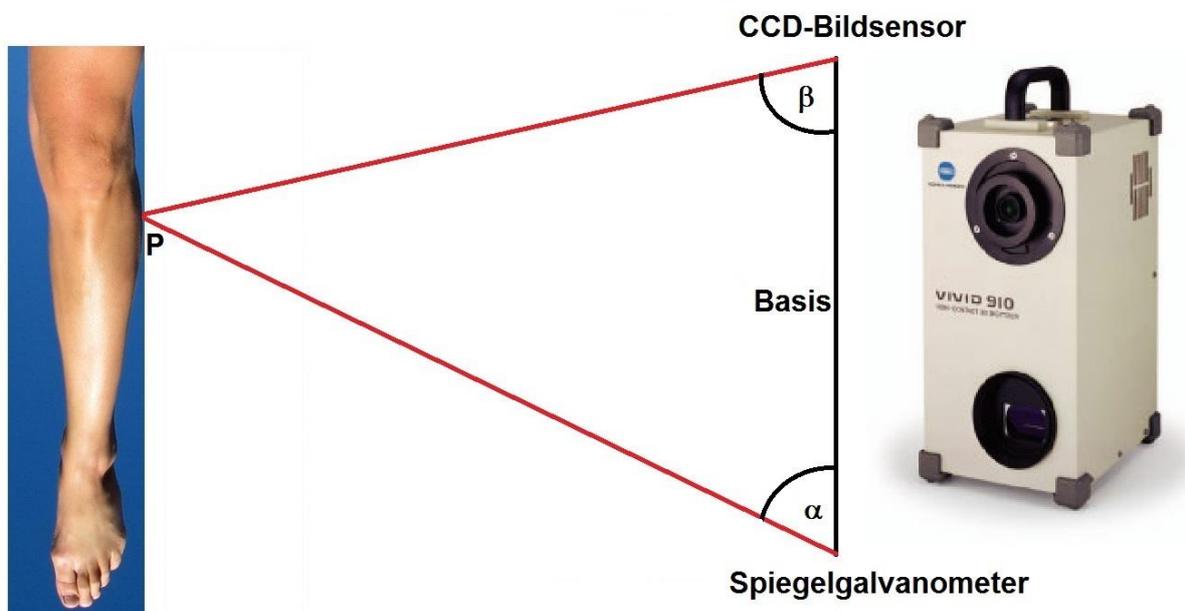


Abbildung 6: Funktionsprinzip der Triangulation: P = Punkt am Messobjekt, α = Winkel zwischen emittiertem Laserstrahl und Basis, β = Winkel zwischen reflektiertem Licht und Basis.

Objektive (austauschbar)	TELE: Brennweite f=25mm MIDDLE: Brennweite f=14mm WIDE: Brennweite f=8mm
Fokus	Aktiver Autofokus
Laser	30 mW, 690 nm FDA: Class 1 IEC: Class 2 (eye-safe)
Abstandsbereich zum Objekt	0,6 bis 2,5m
Anzahl der ausgegebenen Bildpunkte	FAST-Modus: 320 x 240 FINE-Modus: 640 x 480
Aufnahmedauer	FAST-Modus: 0,3 Sek FINE-Modus: 2,5 Sek
Zulässige Umgebungslichtbedingungen	< 500 lx

Tabelle 2: Technische Daten Minolta Vivid 910®

2.1.2 Standardisierung des 3D-Aufnahmeverfahrens am Puppenmodell

Um Bewegungsartefakte und andere humane Störfaktoren auszuschließen, wurde das 3D-Aufnahmeverfahren zunächst an einer handelsüblichen Schaufensterpuppe standardisiert und auf Reproduzierbarkeit untersucht.

2.1.2.1 Vorbereitung

Vor dem Scanvorgang wurden an beiden Beinen der Puppe je sieben anatomische Landmarken (AL) mittels schwarzer Haftetiketten (Ø 8mm) markiert. Bei den gewählten Landmarken (Tabelle 3) handelte es sich um markante anatomische Punkte, die am lebenden Objekt gut sicht- bzw. tastbar sind. Croce et al. (Croce et al., 1999) konnten in ihrer Arbeit eine gute Intra- und Inter-Examiner Präzision der AL-Positionsbestimmung nachweisen. Zusätzlich zu den AL wurden je Bein lateral zwei horizontale Markierungen mit wasserfestem Filzstift angebracht, die im weiteren Messverlauf als Volumenmarker dienten. Der distale Volumenmarker (DVM) befand sich direkt distal des Malleolus lateralis, der proximale (PVM) am Übergang zwischen proximalem und mittlerem Drittel der Strecke zwischen Epicondylus lateralis und Trochanter major.

Hüftregion (Regio coxae)	Spina iliaca anterior superior (SIAS)
	Spina iliaca posterior superior (SIPS)
	Trochanter major (TM)
Knieregion (Regio genus)	Epicondylus lateralis (EL)
	Epicondylus medialis (EM)
Sprunggelenk	Malleolus lateralis (ML)
	Malleolus medialis (MM)

Tabelle 3: Anatomische Landmarken

2.1.2.2 Aufnahmeverfahren

Der Laserscanner wurde im Abstand von 2,0 m zum Messobjekt auf einem höhenverstellbaren Tripod Stativ positioniert. Die Aufnahmen wurden unter standardisierten Raumlichtbedingungen angefertigt. Um ein umhüllendes 360° Modell der Puppenbeine zu erhalten wurden in Rotationsschritten von jeweils 45° Scans durchgeführt. Aufgrund des begrenzten Sichtfeld des Scanners und der für die weitere Verarbeitung benötigten Überlappung der Einzelaufnahmen, wurden je Position drei vertikal versetzte Aufnahmen angefertigt, so dass sich eine Anzahl von $8 * 3 = 24$ Einzelaufnahmen ergab. Nach diesem Untersuchungsprotokoll wurde die Puppe in fünf unabhängigen Sitzungen aufgenommen.

2.1.2.3 Datenverarbeitung

Zur weiteren Verarbeitung wurden die Einzelaufnahmen einer jeden Sitzung in die Software Geomagic Studio 2012 (Geomagic Inc., Morrisville, USA) importiert. Im ersten Arbeitsschritt wurden überflüssige Daten, die durch Scannen des Bodens und anderer die Beine umgebenden Objekte entstanden, entfernt. Dadurch konnte die Größe der Datensätze reduziert werden. Anschließend erfolgte die Registrierung der 24 einzelnen Aufnahmen zu einem umhüllenden, virtuellen Modell der beiden Beine (Abb. 7). Dieser Prozess des Zusammenfügens benötigt eine ausreichende Überlappung der Einzelaufnahmen und wird auch als ‚Mergen‘ bezeichnet. Da durch die dreidimensionalen Oberflächenscans an der aufrecht stehenden Puppe die Fußsohle nicht erfasst werden konnte, wurden die distalen Öffnungen am virtuellen Modell über die Option ‚Fill hole‘ geschlossen, um das Volumen nach kaudal zu begrenzen.



Abbildung 7: Umhüllendes 360° 3D-Modell der Puppe, Ansicht von ventral (links) und dorsal (rechts).

2.1.2.4 Auswertung und Datenerhebung

Zur Veranschaulichung der Reproduzierbarkeit des Messverfahrens wurden die einzelnen dreidimensionalen Puppenmodelle in der Software aufeinander gelegt und die durchschnittliche Oberflächendeviation ermittelt (Abb. 15).

Jedes der fünf virtuellen Puppenmodelle wurde von einem Untersucher fünfmal ausgewertet. Da die Schaufensterpuppe nicht symmetrisch war, wurden die Werte für das linke und rechte Bein getrennt betrachtet ($n = 50$). Für die Auswertung erfolgte eine Platzierung der definierten Landmarks auf der Oberfläche des Modells per Mausklick. Zur weiteren Datenanalyse wurden die Modelle im Anschluss in die Software Blender 2.66a (Blender Foundation, Amsterdam, Niederlande) importiert. Die weiteren Schritte der Datenanalyse basierten auf den so platzierten Landmarken und sollen im Folgenden näher erläutert werden:

Ein eigens von einem Diplom-Ingenieur (Forschungsgruppe CAPS – Computer Aided Plastic Surgery, TU München) angefertigtes Script erlaubte Blender die automatisierte Ermittlung der Umfänge sowie der Volumina der virtuellen Beine. Im Detail: Anhand

des Scripts konnte das Programm die vorher vom Untersucher gesetzten Landmarken am 3D- Modell erkennen und ihnen aufgrund ihrer Position die entsprechende Bezeichnung zuordnen.

Basierend auf dem von Vanwanseele et al. (2009) beschriebenen Verfahren zur Ableitung der mechanischen Beinachse aus oberflächlichen Landmarken wurde durch das Script automatisiert eine virtuelle Achse (Abb. 8) in das Modell integriert. Die Beinachse des Unterschenkels verläuft dabei vom Mittelpunkt der Strecke zwischen Malleolus lateralis (ML) und Malleolus medialis (MM) zum Mittelpunkt der Strecke zwischen Epicondylus lateralis (EL) und Epicondylus medialis (EM). Die Beinachse des Oberschenkels vom Mittelpunkt der Strecke zwischen Epicondylus lateralis (EL) und Epicondylus medialis (EM) zum erwarteten Mittelpunkt des Hüftkopfes. Dieser wurde dabei nach Bell et al. (1989, 1990) aus der Lokalisation der Spinae iliacae anteriores et posteriores ermittelt. Dieses Verfahren findet vor allem in der Ganganalyse – aber auch anderen orthopädischen Gebieten – Verwendung und erlaubt eine ausreichend genaue Vorhersage der tatsächlichen Achse (Reize et al., 2006).

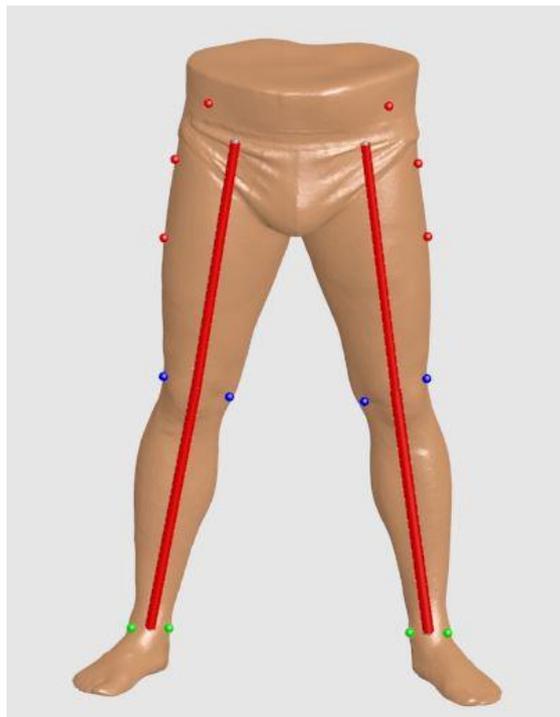


Abbildung 8: Virtuelles 3D-Modell eines Probanden mit Landmarken und integrierter Beinachse.

Die Integrierung dieser Achse ermöglichte die räumliche Ausrichtung der Volumen- und Umfangsmessungen am virtuellen Modell analog zu den Messungen am realen Objekt und diente somit der besseren Vergleichbarkeit der verschiedenen Verfahren.

Orthogonal zur Achse wurden im Abstand von 4 cm die Beinumfange (Abb. 9) ermittelt. Der am weitesten distal gelegene Umfang wurde auf Höhe des DVM, der am weitesten proximal gelegene Umfang auf Höhe des PVM bestimmt. Die Bestimmung der Umfänge erfolgte also auf gleicher Höhe wie die manuellen Umfangsmessungen.

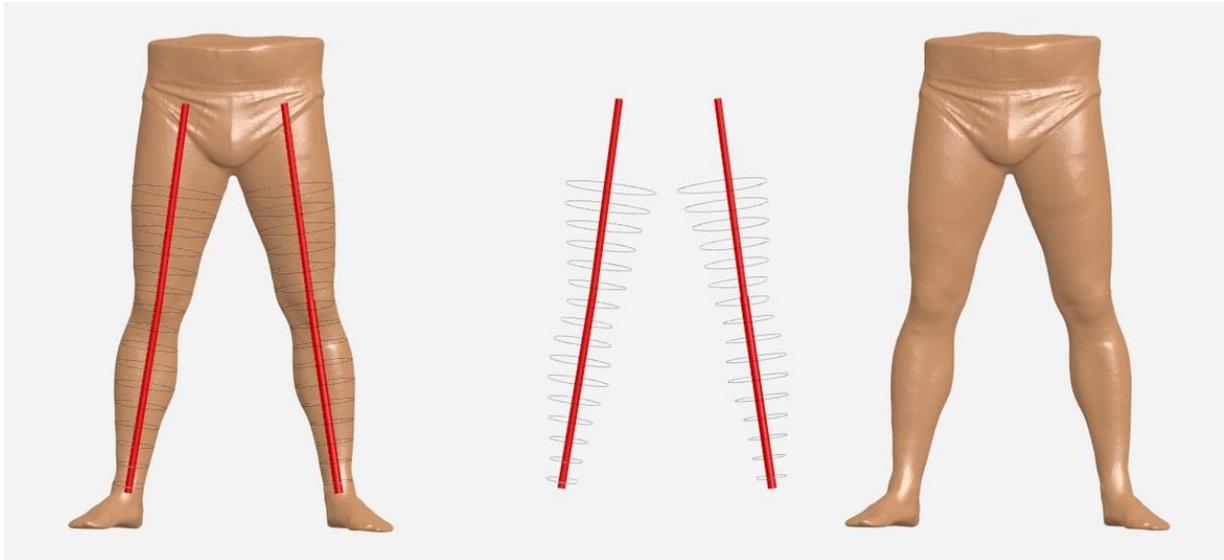


Abbildung 9: Beinumfange am 3D-Probandenmodell (links), Beinachse mit Umfangmessungen im Abstand von 4cm (Mitte) und 3-D Probandenmodell (rechts) zur besseren Übersicht nebeneinander dargestellt.

Auch bei der Ermittlung des Beinvolumens in Blender erfolgte die Ausrichtung des Deckels des zu bestimmenden Volumens orthogonal zur Beinachse. Um die digitalen Volumenberechnungen mit den konventionellen Methoden vergleichen zu können, wurden mehrere Volumina (Abb. 10) bestimmt. Die Berechnung des Volumens aus manuellen Umfangsmessungen ermöglicht nur das Abschätzen des Volumens der annähernd runden Beinabschnitte. Eine Volumenbestimmung des Fußes ist somit nicht möglich. Um die Methode dennoch mit der digitalen Volumenbestimmung vergleichen zu können, wurden am digitalen Modell separat das Volumen des Fußes von der Sohle bis zum DVM, sowie das Gesamtvolumen von Fußsohle bis zum PVM bestimmt. Die Differenz der beiden Volumina ergab somit das Nettovolumen des Beins ohne Fuß, welches dem aus Umfängen errechneten Volumen entspricht.

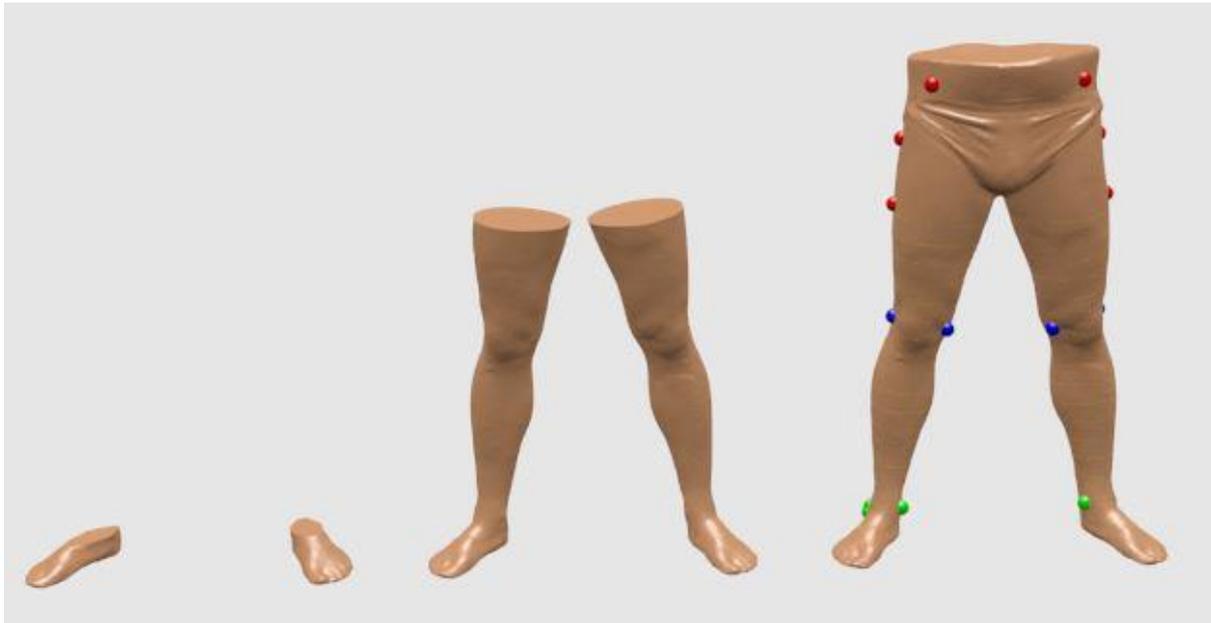


Abbildung 10: Volumina am digitalen 3D-Modell. Fußvolumen (links), Gesamtvolumen bis zum proximalen Marker (Mitte), Ausgangsmodell mit Landmarken (rechts). Nicht abgebildet: Nettovolumen (errechnet aus Gesamtvolumen-Fußvolumen).

2.1.3 Durchführung der 3D-Aufnahmen an Probanden

Um den am Puppenmodell entwickelten Vermessungsprozess auf Anwendbarkeit am lebenden Objekt zu überprüfen, und um das 3D-Verfahren mit klassischen anthropometrischen Methoden zu vergleichen, wurden 54 Beine 27 gesunder Probanden (11 weiblich, 16 männlich) gescannt.

Vor Beginn des Scanvorgangs wurden die Testpersonen über Ablauf des Verfahrens aufgeklärt und Geburtsdatum sowie Körpergröße und aktuelles Gewicht erfragt. Für die Probanden im Alter von 19 bis 57 Jahren ergab sich ein mittleres Alter von 26,0 Jahren mit einer Standardabweichung von 7,6 Jahren. Der kleinste Proband war 1,62 m, der Größte 2,02 m. Beim Gewicht reichten die Werte von 56 kg bis 92 kg. Bei einer durchschnittlichen Größe von 1,76 m ($\pm 0,10$ m) und einem durchschnittlichen Gewicht von 70,8 kg ($\pm 10,0$ kg) ergab sich somit ein mittlerer BMI von 22,75 ($\pm 1,85$).

An den bis auf die Unterhose entkleideten Beinen der Probanden wurden die beschriebenen Landmarken ertastet und analog zum Puppenmodell die Markierungen für proximalen (PVM) und distalen (DVM) Volumenmarker angebracht. Dies war erforderlich, um sicherzugehen, dass mit den unterschiedlichen Messverfahren der gleiche Abschnitt der Extremität erfasst wurde. Für den 3D-Scan wurden die Probanden angewiesen, sich mit gleichseitig verteiltem Körpergewicht und vor der Brust verschränkten Armen auf dem in Abbildung 11 gezeigten Standteppich zu

positionieren. Auf dem Standteppich befanden sich Markierungen für linken und rechten Fuß, sodass sich 8 jeweils um 45° versetzte Standpositionen ergaben.



Abbildung 11: Position der Probanden auf dem Standteppich. Während des gesamten Scanvorgangs wurde auf Einhaltung der Position innerhalb der Markierungen geachtet.

Während des gesamten 3D-Scanprozesses wurde auf die Einhaltung der oben beschriebenen Stellung der Probanden geachtet. Der Scan erfolgte analog zum Puppenmodell in 24 Einzelaufnahmen, die anschließend zu einem umhüllenden Modell zusammengefügt wurden.

Nach einer Einweisung in das Verfahren führten 3 Untersucher mit unterschiedlichen medizinischen und informatischen Kenntnissen die Platzierung der Landmarken an den 54 virtuellen Beinen jeweils 5-mal durch (n = 810). Nach Platzieren der Landmarken erfolgte die automatisierte Ermittlung der Volumina und Umfänge in Blender.

2.1.4 Manuelle anthropometrische Vermessung der Probanden

Um einen Vergleichswert zu den digital ermittelten Beinvolumen- und Umfangsmessungen zu erheben, wurden alle Probanden direkt im Anschluss an den Laserscan zusätzlich manuell vermessen. Hierbei wurden die Beinumfänge mittels Maßband und die Volumina mithilfe der Archimedischen Methode sowie der Formel für das Disk-Modell bestimmt.

Um eine Messung der Umfänge auf definierter Höhe zu gewährleisten, wurden auf der Strecke zwischen DVM und PVM ausgehend vom distalen Ende alle 4 cm Markierungen mit einem weißen Cajalstift auf der Haut angebracht (Abb. 12). Am stehenden Probanden wurde anschließend an jeder Markierung der Beinumfang mit einem handelsüblichen Maßband gemessen und der Wert auf einen Millimeter abgelesen und protokolliert.



Abbildung 12: *Messung der Umfänge mittels Maßband alle 4 cm.*

Dabei wurde darauf geachtet, dass auch während der manuellen Umfangbestimmung die in Abschnitt 2.1.3 beschriebene, standardisierte Position eingehalten wurde, um Schwankungen durch veränderte Muskelkontraktion zu vermeiden. Betrug die Distanz zwischen DVM und PVM bei einem Probanden zum Beispiel 69,5 cm, so wurden 17 ($68 \text{ cm} : 4 \text{ cm} = 17$) Markierungen angebracht und zusätzlich der Umfang am proximalen Volumenmarker (auf Höhe 69,5 cm) bestimmt. Aus den so erhaltenen Umfangwerten konnte mittels der in der Einleitung beschriebenen Methode nach dem Disk-Modell das Volumen zwischen DVM und PVM berechnet werden.

Die Beinvolumina wurden zudem nach dem Archimedischen Prinzip mit einem eigens konstruierten Volumeter (vgl. Abb. 13) ermittelt. Das für die Bestimmung des Gesamtbeinvolumens bis zur PVM verwendete Volumeter setzte sich zusammen aus einem Fass (Höhe 96 cm, Durchmesser der Öffnung 38 cm) und einem Auslauf auf 85 cm Höhe. Die Höhe des Volumeters wurde bei Bedarf an die individuelle Beinlänge der Probanden angepasst, indem eine entsprechende Anzahl von Fließen mit einer

Höhe von 0,9 cm am Boden platziert wurde. Dies diente dazu, während der Messung für einen stabilen Stand zu sorgen und somit Messfehler durch Bewegungen zu minimieren.



Abbildung 13: Ablauf der Archimedischen Methode. 1: Aufbau des Volumeters mit Einstiegshilfe. 2-4: Der Proband taucht seine Extremität kontrolliert bis zum PVM (=Proximaler Volumen Marker) in das Volumeter, aus dem das Wasser in ein Überlaufbehältnis fließt.

Das Volumeter wurde mit lauwarmem Wasser befüllt, bis das Wasser in einen unter dem Auslauf befindlichen Behälter überlief. Das im Überlaufbehälter aufgefangene Wasser wurde verworfen und der leere Behälter wieder unter dem Auslauf platziert. Um den Einstieg in das Volumeter zu erleichtern, wurde eine Klappleiter neben das Fass gestellt. Mit einem Bein auf der Klappleiter stehend tauchten die Probanden die zu vermessende Extremität langsam bis zur Markierung am proximalen Oberschenkel in das Volumeter. Anschließend wurde die Masse des im Überlaufbehälter aufgefangenen Wassers auf einer tarierten Waage (Kern DE24K2A, Kern & Sohn GmbH, Balingen) bestimmt und der Wert gemäß der Annahme ein Gramm entspricht einem Milliliter in eine Volumenangabe konvertiert. Die identische Prozedur wurde anschließend mit dem zweiten Bein durchgeführt.

Zur Bestimmung des Fußvolumens kam analog ein Volumeter zum Einsatz, in welches die Probanden den zu vermessenden Fuß bis zum distalen Volumen Marker (DVM) eintauchten (Abb. 14). Aus den Werten der beiden Volumetermessungen konnte somit das Nettobeinvolumen (= Beinvolumen abzüglich des Fußvolumens) ermittelt werden, was einen Vergleich zwischen der Archimedischen Methode und der Volumenberechnung nach dem Disk-Modell erlaubte.



Abbildung 14: Volumeter zur Bestimmung des Fußvolumens bis zum Distalen Volumen Marker (DVM) nach der Archimedischen Methode.

2.1.5 Klinische Beispiele

Zur Demonstration des klinischen Nutzens des 3D-Messverfahrens wurden exemplarisch zwei Patientinnen aufgenommen. Beide litten an einem drittgradigen Lymphödem der linken unteren Extremität.

Patientin 1 war eine 60-jährige Frau, bei der vor 10 Jahren eine Lymphadenektomie inguinal links vorgenommen worden war. Als Folge der Lymphadenektomie bildete sich im Verlauf ein deutliches Lymphödem des linken Beins aus. Ihr Körpergewicht betrug 96 kg, ihre Körpergröße 1,69 m (BMI = 33,6).

Bei Patientin 2 (67 Jahre) war das Lymphödem auf eine komplexe Sprunggelenksverletzung in der Jugend zurückzuführen. Bei einer Körpergröße von 1,65 m betrug ihr Gewicht 72 kg (BMI = 26,4).

Beide unterzogen sich einer mikrovaskulären Lymphknotentransplantation und wurden sowohl vor, als auch nach der Operation mittels 3D-Oberflächenscan erfasst. Aufgrund des sehr ausgeprägten Lymphödems und der dadurch eingeschränkten Mobilität war eine Volumenbestimmung nach der Archimedischen Methode mit dem vorgestellten Volumeter bei beiden Patientinnen nicht möglich.

2.2 Statistische Auswertung

Die statistischen Analysen erfolgten mit Hilfe der Software IBM® SPSS Statistics 20 (IBM Corp, Armonk, New York, USA) unter Anleitung einer Statistikerin (Institut für Medizinische Statistik und Epidemiologie, TU München).

Wiederholte Volumenmessungen wurden zu einem Mittelwert zusammengefasst und die Standardabweichung angegeben. Um die Reproduzierbarkeit zu analysieren, wurde als relatives Streuungsmaß der Variationskoeffizient (VarK) berechnet und in Volumenprozent angegeben ($\text{VarK} = \text{Standardabweichung} / \text{Mittelwert}$). Niedrige Werte sind dabei Zeichen für eine gute Reproduzierbarkeit.

Zur Untersuchung der Intra-Observer-Reliabilität wurde der Repeatability Coefficient (Bland und Altman, 1999) berechnet. Der Repeatability Coefficient ist ein Maß für die Präzision. Er ist ein absoluter Wert, der die Breite der Schwankung angibt, innerhalb derer die Werte wiederholter Messungen eines Untersuchers mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% liegen. Niedrige Werte signalisieren also eine gute Messpräzision.

Zum Inter-Observer Vergleich wurden Bland-Altman-Plots (Bland und Altman, 1999, 2007) erstellt. Dabei wird die Differenz zwischen den Messwerten zweier Untersucher gegen das Gesamtvolumen aufgetragen. Die 3 horizontalen Linien dienen der besseren Interpretation der Werte. Die mittlere Linie gibt die mittlere Differenz zwischen den beiden Untersuchern an. Die obere und untere Linie geben die ‚95%-Limits of Agreement‘ an, also wie groß die Schwankungsbreite der Übereinstimmung ist. 95% der Differenzen zwischen den beiden Untersuchern liegen demnach innerhalb dieser Grenzen. Gute Übereinstimmung zwischen den Untersuchern ist folglich gegeben, wenn die mittlere Differenz (mittlere Linie) nahe am Null Wert ist und die Limits of Agreement (obere und untere Linie) möglichst eng beieinander liegen.

Bland-Altman-Plots wurden auch zum Vergleich der verschiedenen Messmethoden erstellt. Des Weiteren wurde hierfür der Pearsonsche Korrelationskoeffizient (r) berechnet. Er stellt ein Maß für den linearen Zusammenhang zwischen den einzelnen Messverfahren dar. Erreicht r einen Betrag nahe 1, so steht dies für einen hohen linearen Zusammenhang. Je näher der Betrag an 0 liegt, desto geringer der lineare Zusammenhang. Um die Beziehung der einzelnen Messmethoden zueinander mathematisch festzuhalten, wurden zudem die entsprechenden Regressionsgleichungen ermittelt.

Wiederholte Umfangsmessungen am 3D-Modell wurden ebenfalls zu einem Mittelwert zusammengefasst und die Standardabweichung angegeben. Es wurde die prozentuale Abweichung der 3D-Umfänge (3D-Scan) zur manuellen Messung (Manuell) berechnet. (Proz. Abw. = $(|3D\text{-Scan} - \text{Manuell}| / \text{Manuell}) * 100$).

3 Ergebnisse

3.1 Puppenmodell

Im Vergleich der 3D-Oberflächen der einzelnen virtuellen Puppenmodelle (Abb. 15) zeigte sich eine durchschnittliche Abweichung von lediglich $0,017 \text{ cm} \pm 0,018$. Die größten Abweichungen waren dabei im Bereich der mittels Software eingelegten Fußsohle festzustellen. Aufgrund der guten Reproduzierbarkeit des Messverfahrens ist es somit gerechtfertigt, die einzelnen virtuellen Modelle für die weiteren Schritte als vergleichbar zu betrachten.

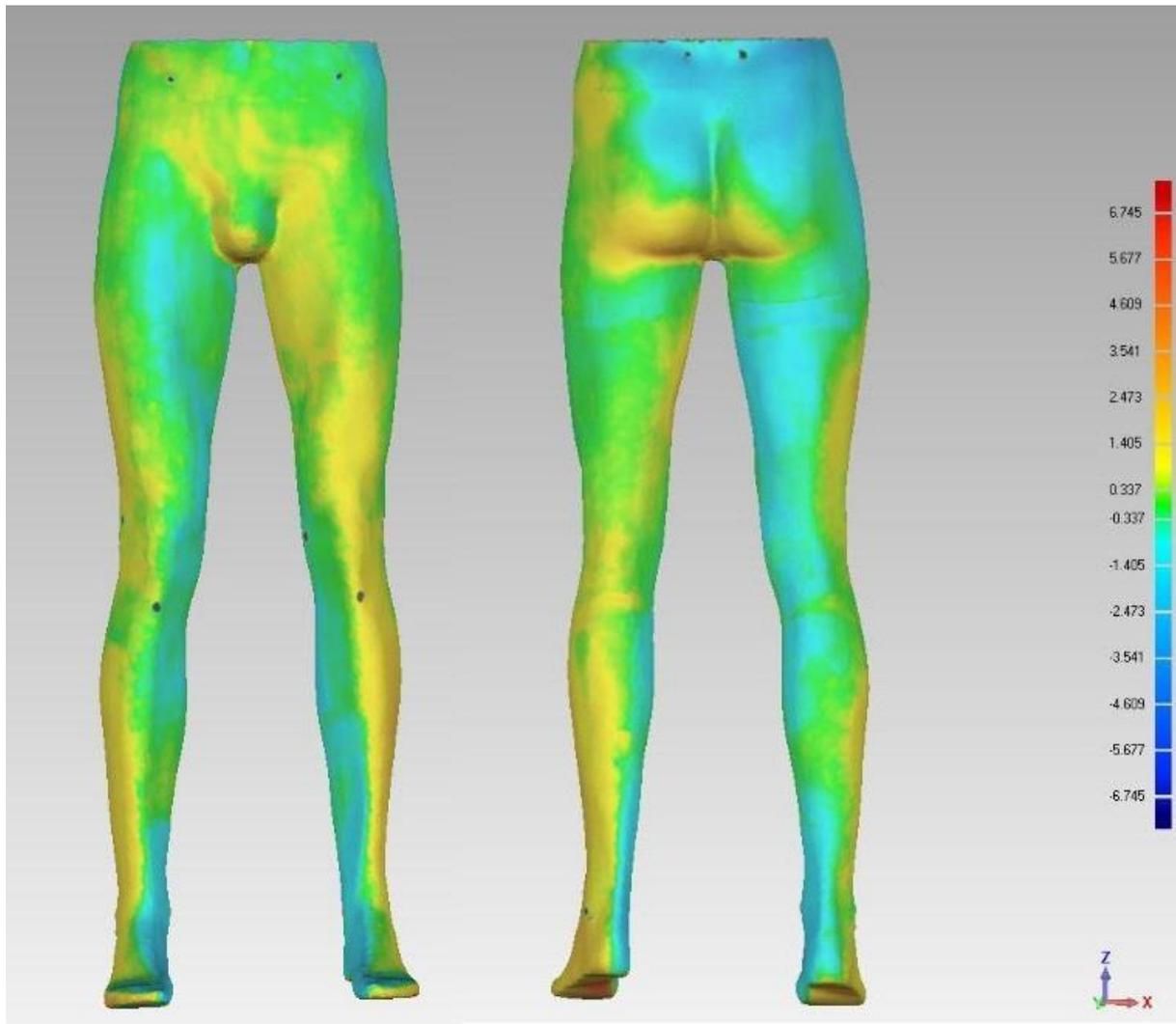


Abbildung 15: Darstellung der Oberflächenabweichung zweier 3D-Modelle der Puppe. Ansicht von ventral (links) und dorsal (rechts). Werte der Farbskala in mm.

Gemittelt über alle Messungen am virtuellen Modell ergab sich für das linke Bein ein Volumen von $8093 \text{ ml} \pm 48,8$ (minimal: 8027 ml , maximal: 8178 ml) und für das rechte

Bein ein Volumen von 8038 ml \pm 25,6 (minimal: 8009 ml, maximal: 8097 ml). Tabelle 4 liefert eine Übersicht über die gemessenen Volumina:

Objekt	Linkes/Rechtes Bein	Mittleres Volumen + SD [ml]	Mittlere Abweichung [Vol.-%]
Scan 1	Links	8042,73 \pm 16,5	0,20
	Rechts	8026,76 \pm 10,0	0,12
Scan 2	Links	8087,31 \pm 9,0	0,11
	Rechts	8039,66 \pm 9,2	0,11
Scan3	Links	8174,23 \pm 4,7	0,06
	Rechts	8083,55 \pm 12,1	0,15
Scan 4	Links	8053,38 \pm 11,6	0,14
	Rechts	8023,23 \pm 8,3	0,10
Scan 5	Links	8107,55 \pm 11,2	0,14
	Rechts	8019,24 \pm 7,2	0,09
Gesamt	Links	8093 \pm 48,8	0,60
	Rechts	8038 \pm 25,6	0,32

Tabelle 4: Präzision der Volumenbestimmung mittels 3D-Scan am Puppenmodell. SD = Standardabweichung, Vol.-% = Volumenprozent

Gesamt ergab sich folglich eine mittlere Abweichung von lediglich 0,60 Vol.-% am linken und 0,32 Vol.-% am rechten Bein.

3.2 Probanden

Drei Untersucher führten an allen 54 virtuellen Probandenbeinen jeweils 5 Auswertungen durch (n=810). Über alle Probanden hinweg ergab sich so ein mittleres Gesamtbeinvolumen von 8805 ml \pm 1317. Das mittlere Fußvolumen von Sohle bis DVM betrug 674 ml \pm 140, das mittlere Nettobeinvolumen (Beinvolumen ohne Fuß) betrug 8131 ml \pm 1197.

Als Maß für die Präzision der wiederholten Messungen der einzelnen Untersucher wurde der Repeatability Coefficient berechnet. Er ist ein absoluter Wert, der die Breite der Schwankung angibt, innerhalb derer die Werte wiederholter Messungen eines Untersuchers mit einer Wahrscheinlichkeit von 95% liegen. Bei der Bestimmung des gesamten Beinvolumens ergab sich für Untersucher 1 ein Wert von 36,12 ml, für Untersucher 2 ein Wert von 30,55 ml und für Untersucher 3 ein Wert von lediglich 23,90 ml. Die mittlere Messabweichung aller Untersucher entspricht einem Anteil von 0,14% \pm 0,06 der gemessenen Gesamtbeinvolumina.

Um die gemessenen Werte der einzelnen Untersucher zu vergleichen, wurden Bland-Altman-Plots erstellt (Abb. 16-18).

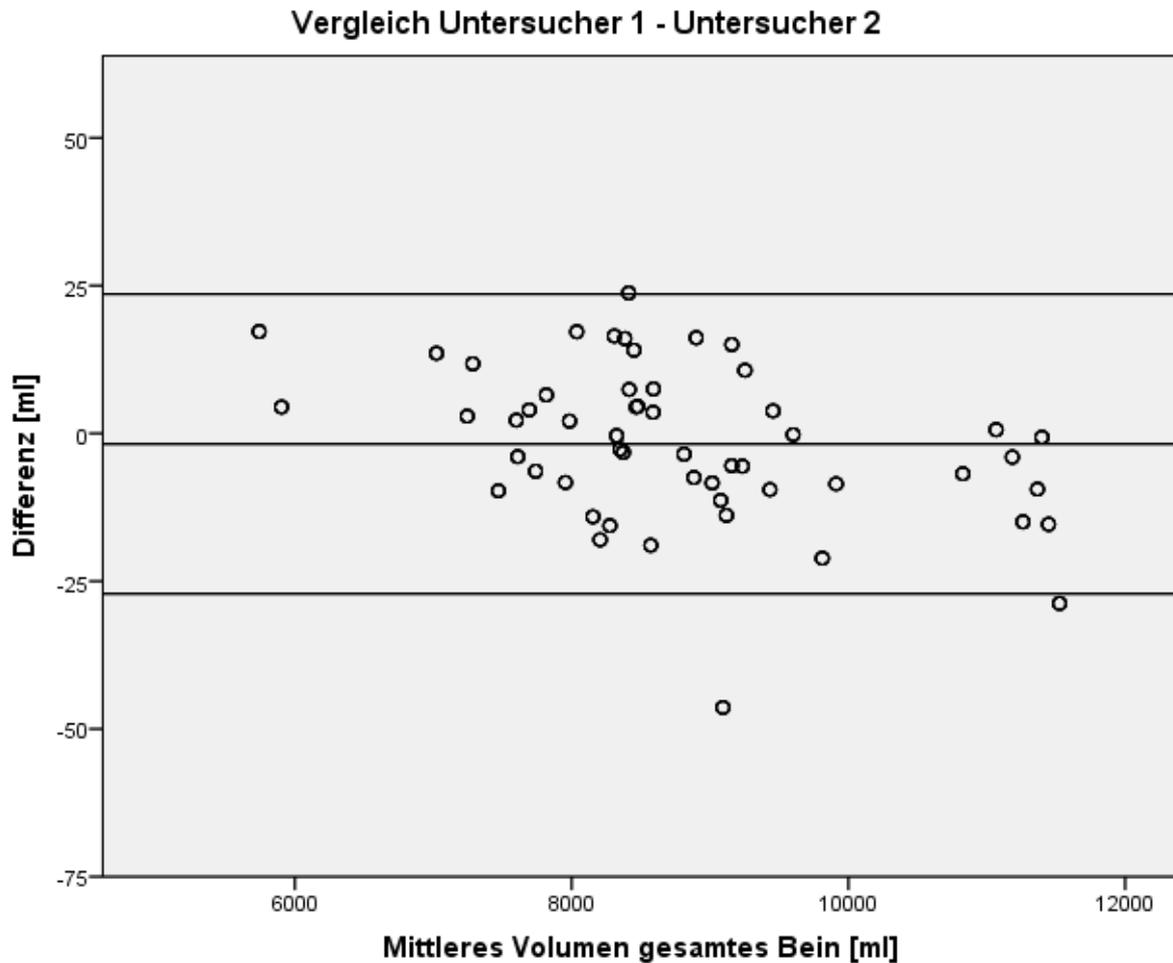


Abbildung 16: Bland-Altman-Plot Vergleich 3D-Gesamtbeinvolumina erhoben durch Untersucher 1 und 2.

Im Vergleich zwischen Untersucher 1 und Untersucher 2 zeigte sich eine mittlere Differenz von 1,8 ml. Die Limits of Agreement befanden sich bei 23,6 ml und -27,1 ml. Die Schwankungsbreite der Übereinstimmung betrug somit 50,7 ml (Abb. 16).

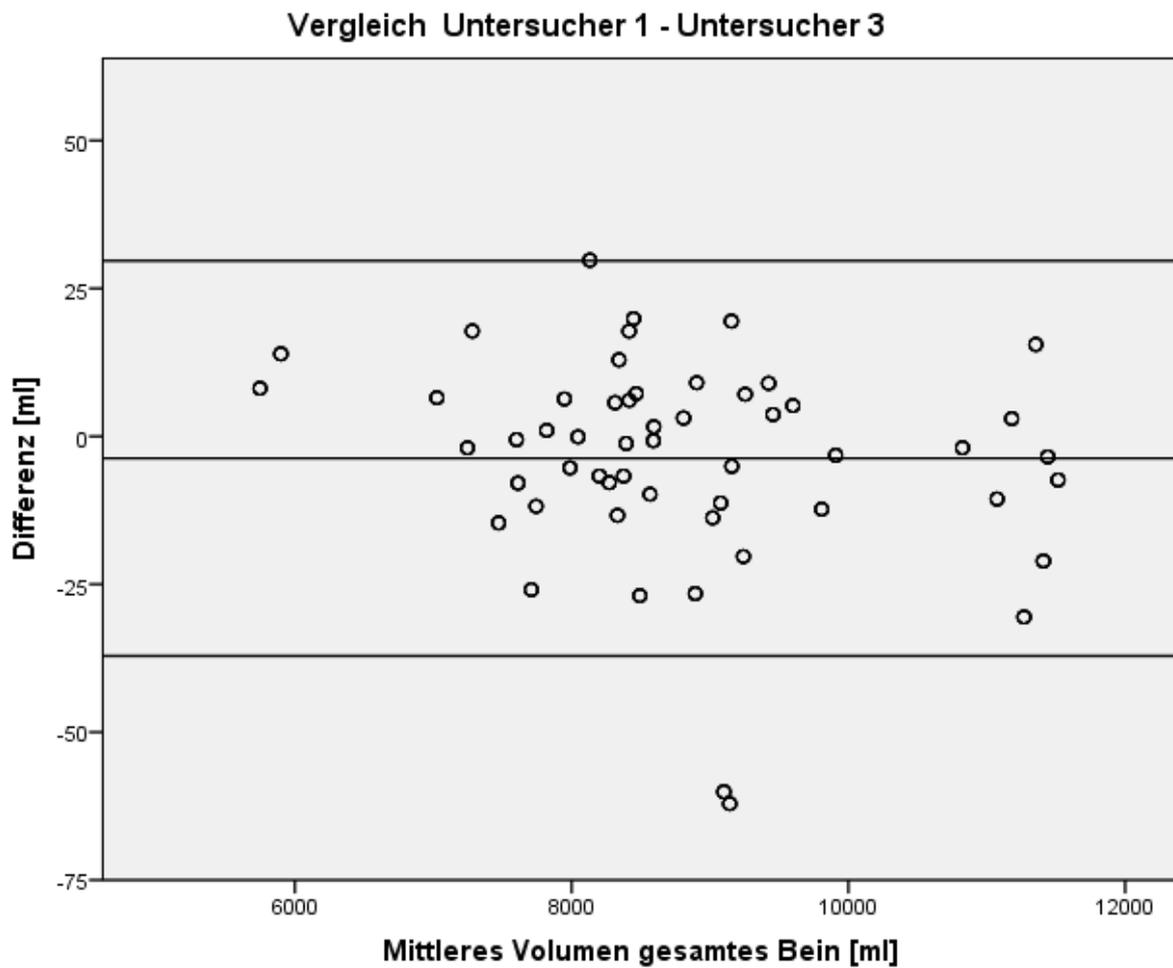


Abbildung 17: *Bland-Altman-Plot Vergleich 3D-Gesamtbeinvolumen erhoben durch Untersucher 1 und 3.*

Im Vergleich zwischen Untersucher 1 und Untersucher 3 (Abb. 17) betrug die mittlere Differenz 3,7 ml. Die Limits of Agreement lagen bei 29,7 ml und -37,1 ml, somit ergab sich eine Schwankungsbreite der Übereinstimmung von 66,8ml.

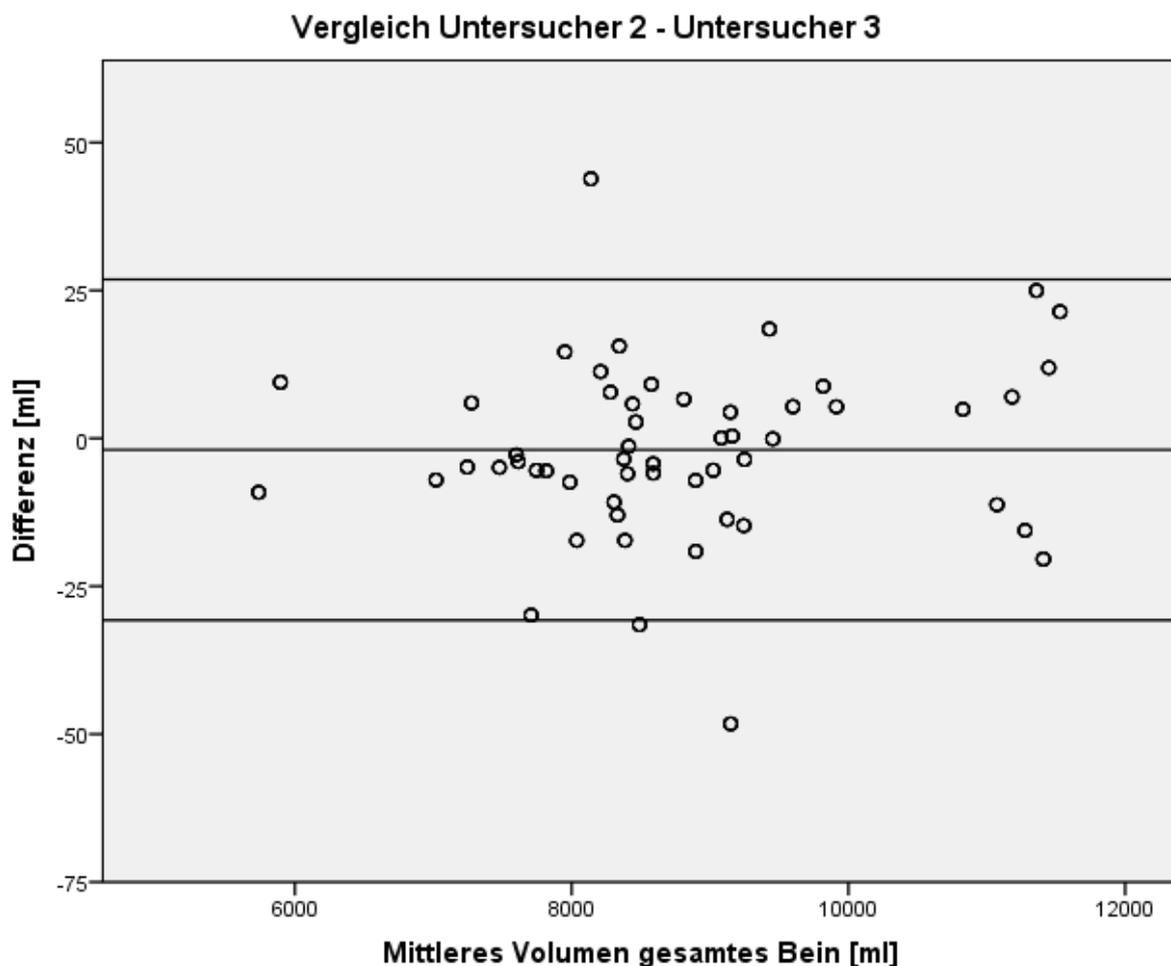


Abbildung 18: Bland-Altman-Plot Vergleich 3D-Gesamtbeinvolumen erhoben durch Untersucher 2 und 3.

Im Vergleich zwischen Untersucher 2 und Untersucher 3 lag die mittlere Differenz bei 1,9 ml. Die Limits of Agreement lagen bei 26,9 ml und -30,7ml, somit ergab sich ein Wert von 57,6 ml für die Schwankungsbreite der Übereinstimmung (Abb. 18).

In der Archimedischen Methode wurde ein mittleres gesamtes Beinvolumen von 8973 ml \pm 1322 gemessen. Das mittlere Fußvolumen belief sich auf 715 ml \pm 145. Folglich ergab sich ein mittleres Nettovolumen von 8257 ml \pm 1212.

Das anhand der Formel für das Disk-Modell aus den Umfängen errechnete Nettovolumen betrug im Mittel 8833 ml \pm 1325.

Zur Übersicht sind die in den verschiedenen Messverfahren erhobenen Nettovolumina in Tabelle 5 gelistet.

Extremität	3D-Scan	Archim. Methode	Formel
1	10446	10442	11230
2	10282	10308	10825
3	8386	8896	9346
4	8370	8905	9363
5	10470	10350	11370
6	10440	10424	11624
7	7719	8084	8320
8	7574	8142	8282
9	7427	7412	8025
10	7228	7416	7839
11	7032	7172	7752
12	6970	6966	7613
13	8082	8144	9067
14	8161	8081	9119
15	7934	7944	8442
16	7772	7874	8493
17	5426	5584	5923
18	5241	5502	5885
19	8306	8622	9063
20	7968	8082	8694
21	6747	7172	7512
22	6715	7232	7484
23	6486	6856	7246
24	6948	7142	7562
25	7065	7120	7742
26	7454	7204	7702
27	8694	8738	9430
28	8473	8700	9343

29	9063	9032	9589
30	9188	8948	9437
31	7808	7548	7991
32	8374	7931	8569
33	7648	7677	8298
34	7554	7394	7998
35	10266	10526	11391
36	10472	10816	11783
37	7777	8110	8455
38	7839	8194	8428
39	8475	8480	9266
40	8902	8814	9435
41	7852	7704	8076
42	7771	7808	8033
43	7720	7800	8384
44	7652	7688	8217
45	9993	10602	11079
46	10291	10726	11167
47	7855	8026	8730
48	8043	8056	8718
49	8328	8302	9013
50	8401	8652	9138
51	8607	9166	10050
52	8815	8950	9667
53	7171	7086	7906
54	7380	7348	7846
Mittel	8131 ± 1197	8257 ± 1212	8833 ± 1325

Tabelle 5: Nettovolumenwerte der einzelnen Extremitäten in den verschiedenen Messverfahren. Alle Angaben in ml.

Um die Übereinstimmungen der einzelnen Methoden zu verdeutlichen wurden Bland-Altman-Plots (Abb. 19-21) erstellt, die einen direkten Methodenvergleich ermöglichen. Bei allen Plots wurde dabei die gleiche Skalierung verwendet, um Fehleinschätzungen zu vermeiden. Verglichen wurden jeweils die mit den verschiedenen Verfahren gemessenen Nettovolumina. Jeder Kreis stellt ein Probandenbein dar.

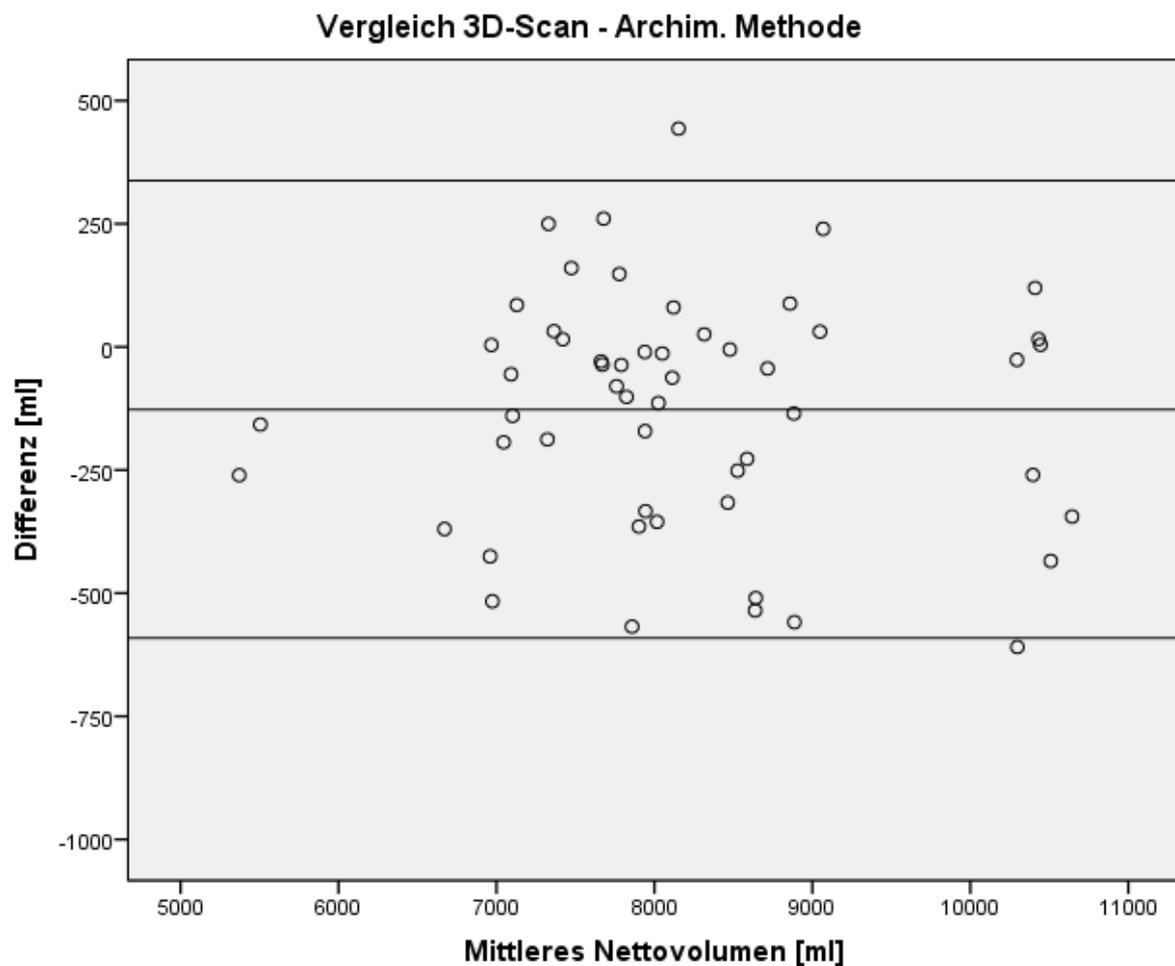


Abbildung 19: Bland-Altman-Plot Vergleich Nettovolumen 3D-Scan – Archimedische Methode.

Im Vergleich der mittels 3D-Scan und Archimedischer Methode erhobenen Nettovolumina zeigte sich, dass die 3D-Werte im Durchschnitt um 126 ml geringer ausfielen. Die Limits of Agreement für den Vergleich der beiden Messverfahren lagen bei -591,1 ml und 337,9 ml. Somit ergab sich eine Schwankungsbreite der Übereinstimmung von 929 ml (Abb. 19).

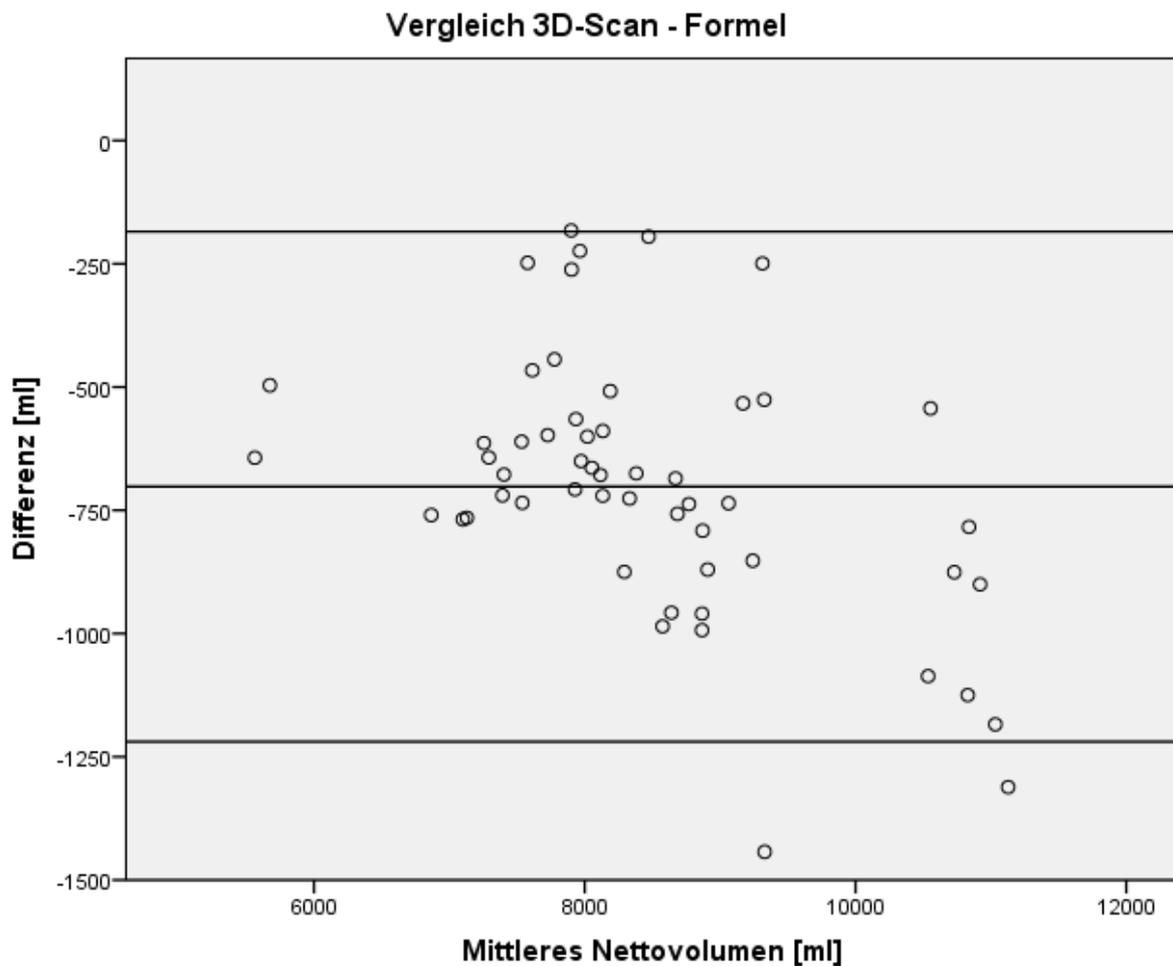


Abbildung 20: Bland-Altman-Plot Vergleich Nettovolumen 3D-Scan – Formel.

Im Durchschnitt fiel das Nettovolumen am 3D-Modell um 702 ml geringer aus als das mittels Formel errechnete Volumen. Die Limits of Agreement lagen bei -184,6 ml und -1219,4 ml (Abb. 20). Für die Schwankungsbreite der Übereinstimmung ergab sich folglich ein Wert von 1034,8 ml.

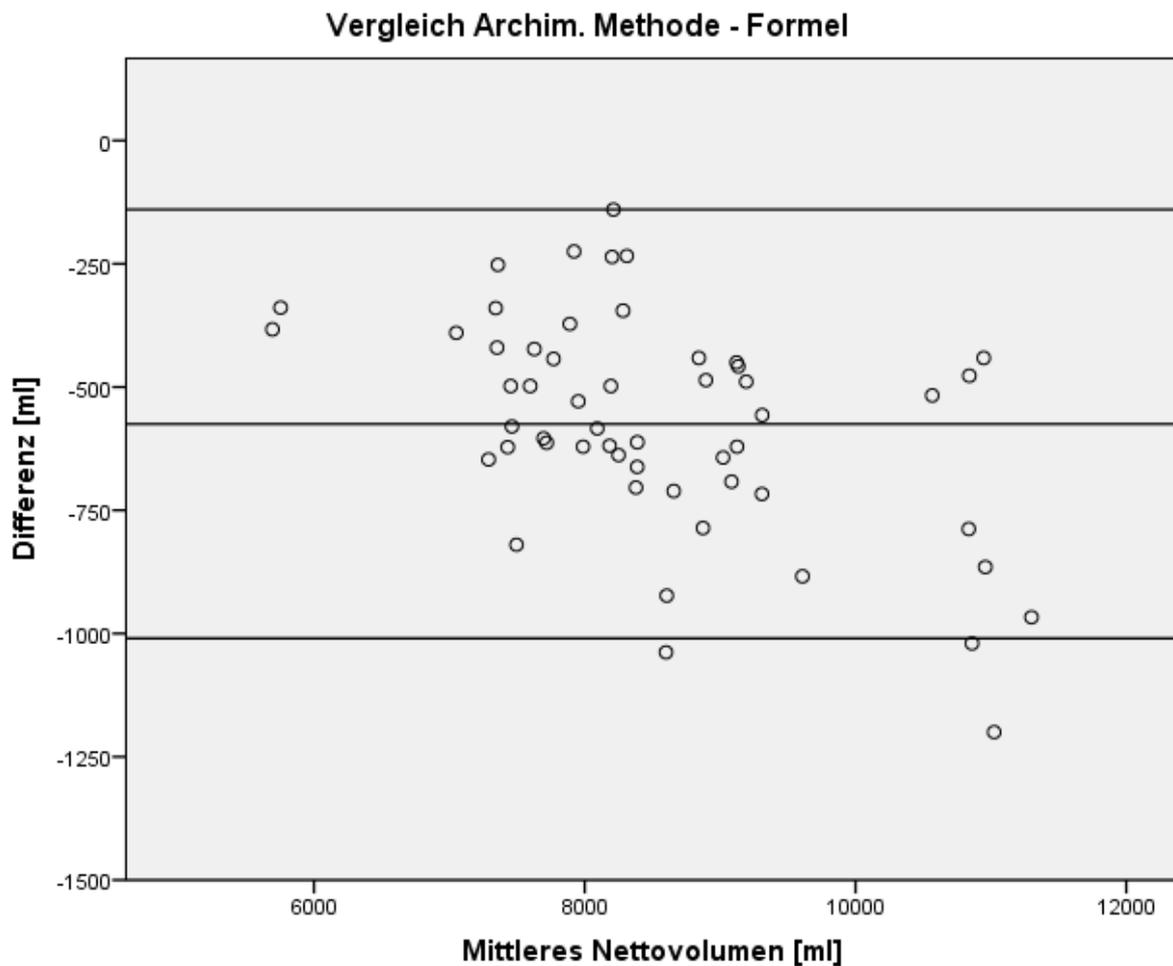


Abbildung 21: Bland-Altman-Plot Vergleich Nettovolumen Archimedische Methode – Formel.

Die durchschnittliche Differenz zwischen Archimedischer Methode und Formel ergab -575 ml (Abb. 21). Die Limits of Agreement lagen bei -139,9 ml und -1010,1 ml. Somit betrug die Schwankungsbreite der Übereinstimmung 870,2 ml.

Um den Zusammenhang zwischen den einzelnen Messverfahren zu objektivieren wurden die Korrelationskoeffizienten (r) nach Pearson berechnet (Tab. 6). Dabei ergaben sich Werte von $r = 0,981$ ($p < 0,001$) zwischen 3D-Scan und Archimedischer Methode, sowie $r = 0,983$ ($p < 0,001$) zwischen 3D-Scan und den aus Umfängen errechneten Volumina.

		3D-Scan	Archim. Methode
Archim. Methode	r	0,981	
	p	0,000	
Formel	r	0,983	0,989
	p	0,000	0,000

Tabelle 6: Korrelation der verschiedenen Methoden. *r* = Korrelationskoeffizient nach Pearson, *p* = Signifikanz

Die hohen Werte der Korrelationskoeffizienten zeigen einen starken linearen Zusammenhang der einzelnen Methoden. Mittels Regressionsanalyse wurden zusätzlich die Koeffizienten der Regressionsgleichung berechnet. Die Regressionsgleichungen helfen abzuschätzen, welchen Wert eine vermessene Extremität bei Vermessung mit einem anderen Verfahren annehmen würde. Somit veranschaulichen sie die mathematische Beziehung der einzelnen Messmethoden zueinander. Aus der Regressionsanalyse resultierten die folgenden Gleichungen (a – b), deren Verlauf in den Abbildungen 22-24 grafisch dargestellt wurde.

- a) $3D\text{-Scan} = 0,969 * \text{Archim.-Met.} + 132 \text{ ml}$ (Abb. 22)
- b) $3D\text{-Scan} = 0,889 * \text{Formel} + 282 \text{ ml}$ (Abb. 23)
- c) $\text{Archim.-Met.} = 0,905 * \text{Formel} + 267 \text{ ml}$ (Abb. 24)

Um die Steigung der Regressionsgeraden besser zu visualisieren wurde zudem die Gerade mit der Steigung 1 ($y = 1 * x$) als gestrichelte Linie abgebildet.

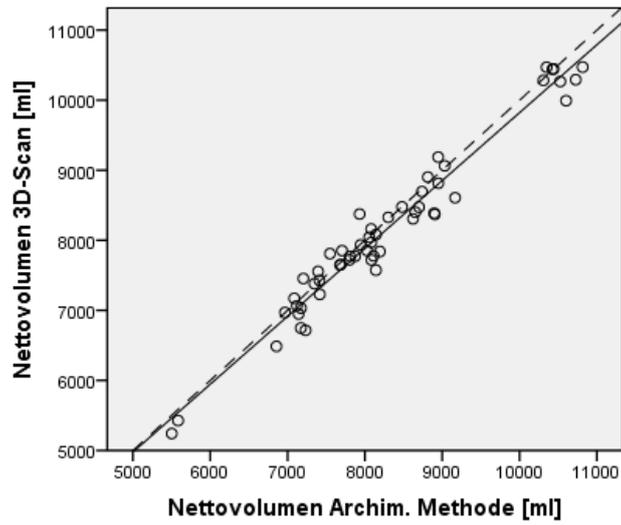


Abbildung 22: Grafische Darstellung der Regressionsgleichung a. (--- $x=y$; – Regressionsgerade).

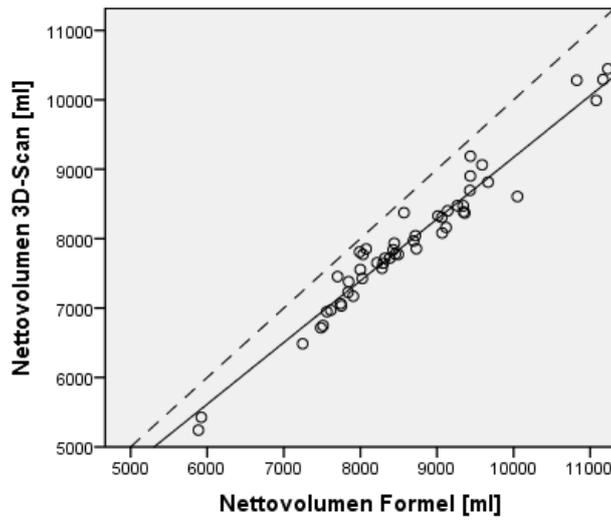


Abbildung 23: Grafische Darstellung der Regressionsgleichung b. (--- $x=y$; – Regressionsgerade).

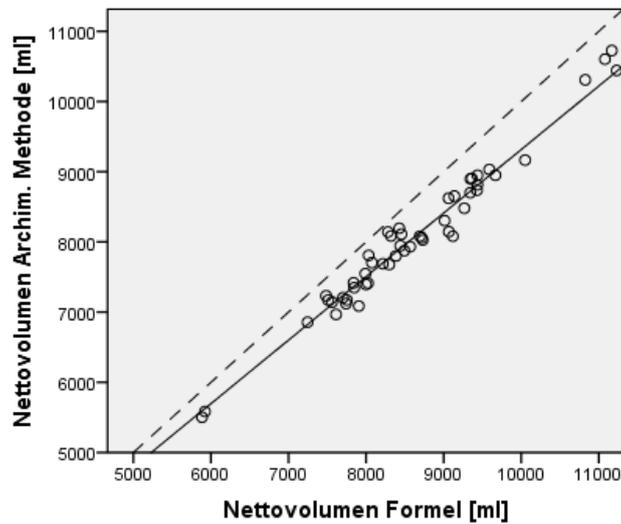


Abbildung 24: Grafische Darstellung der Regressionsgleichung c. (--- $x=y$; – Regressionsgerade).

Die Differenzen zwischen Umfangsmessung am 3D-Modell und manueller Messung wurden in einem Box-Plot Diagramm (Abb. 25) dargestellt. Die Box bildet dabei den Bereich ab, indem die mittleren 50% der Differenzen liegen. Die horizontale Linie innerhalb der Box gibt den Median auf der jeweiligen Messhöhe an. Die Länge der Whisker ist auf das 1,5-fache des Interquartilabstandes beschränkt (Tukey, 1977). Ausreißer sind als einzelne Kreise dargestellt. Die durchgezogene Linie am Null Wert dient der besseren Orientierung. Die prozentuale Abweichung der 3D-Umfänge vom manuellen Wert betrug im Mittel lediglich 1,98%.

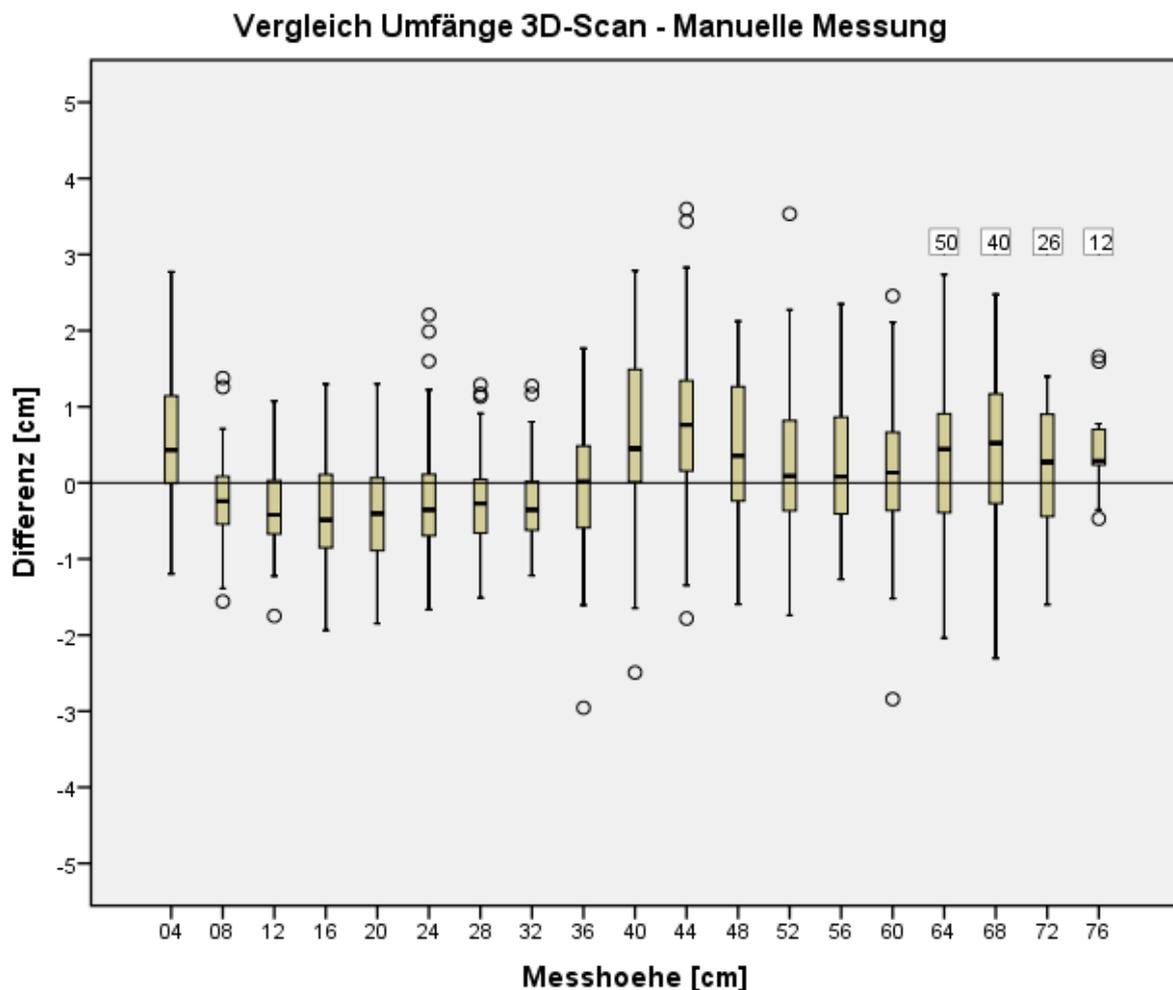


Abbildung 25: Differenz der Umfangsmessungen 3D-Scan – Manuell; In eckigen Kästen: Anzahl der Beine mit Umfangsmessung auf der entsprechenden Höhe. Z.B. 12 Beine an denen die Umfänge bis Höhe 76 cm gemessen wurden. Ohne Angabe: 54 Beine.

3.3 Patienten

Bei Patientin 1 (Abb. 26) ergab sich präoperativ ein Volumen der betroffenen Extremität von 20860 ml. Im Vergleich dazu betrug das Volumen des nicht betroffenen rechten Beines 11180 ml. Bei der Kontrolluntersuchung 6 Monate post-operativ zeigte sich eine Volumenabnahme des linken Beins von 140 ml auf 20720 ml.

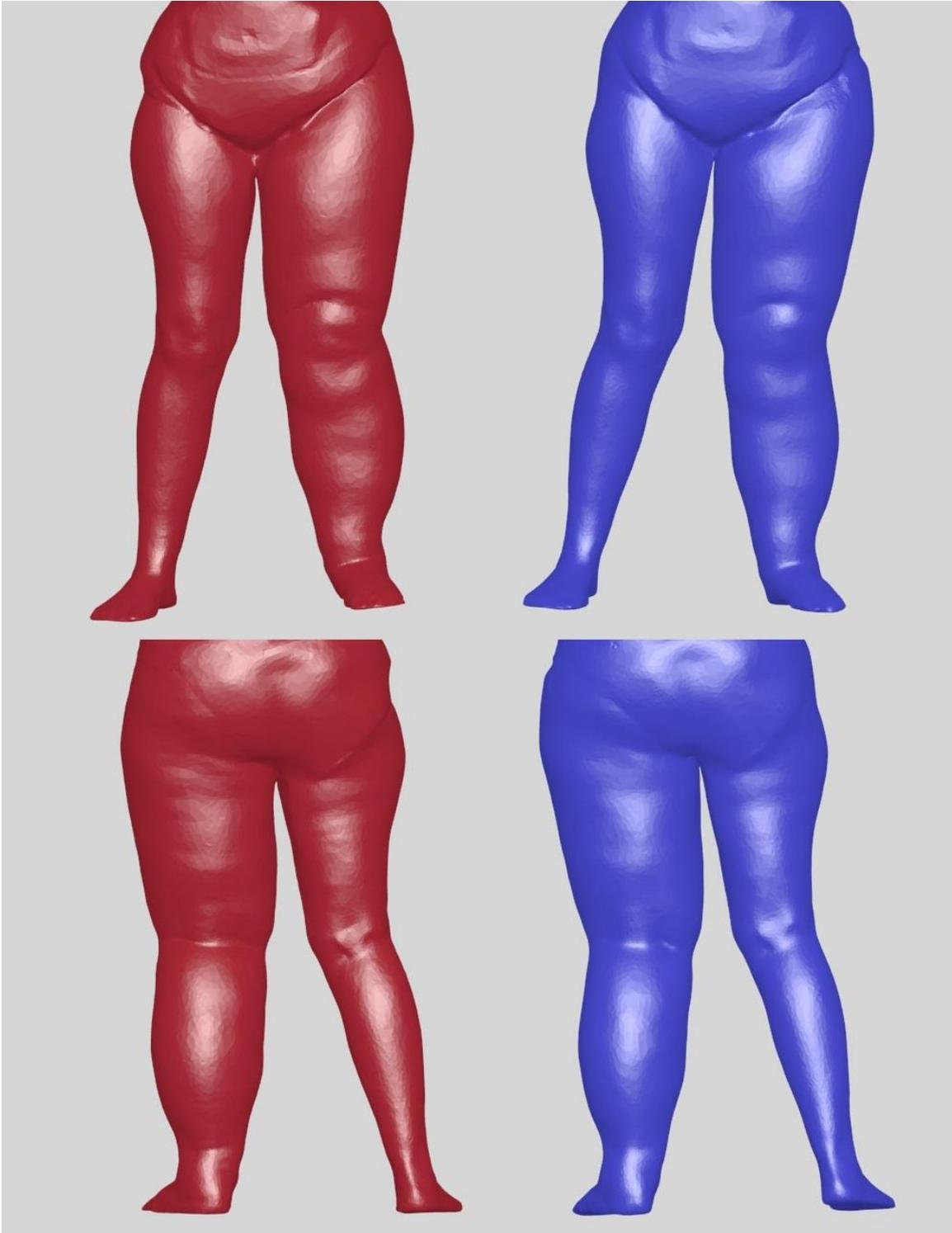


Abbildung 26: Entwicklung des Volumens bei Patientin 1. Rot: prä-operativ, Blau: post-operativ.

Das Volumen der betroffenen linken Extremität betrug bei Patientin 2 (Abb. 27) vor der Operation 19570 ml. Bei der post-operativen Kontrolle nach 6 Monaten zeigte sich initial eine Abnahme um 1323 ml auf 18247 ml. Bei einer zweiten Kontrolle weitere 6 Monate später war ein Anstieg des Volumens zu bemerken, allerdings lag der Wert mit 19100 ml immer noch unterhalb des Ausgangsbefundes. Das Volumen des rechten Beines lag bei 9546 ml.

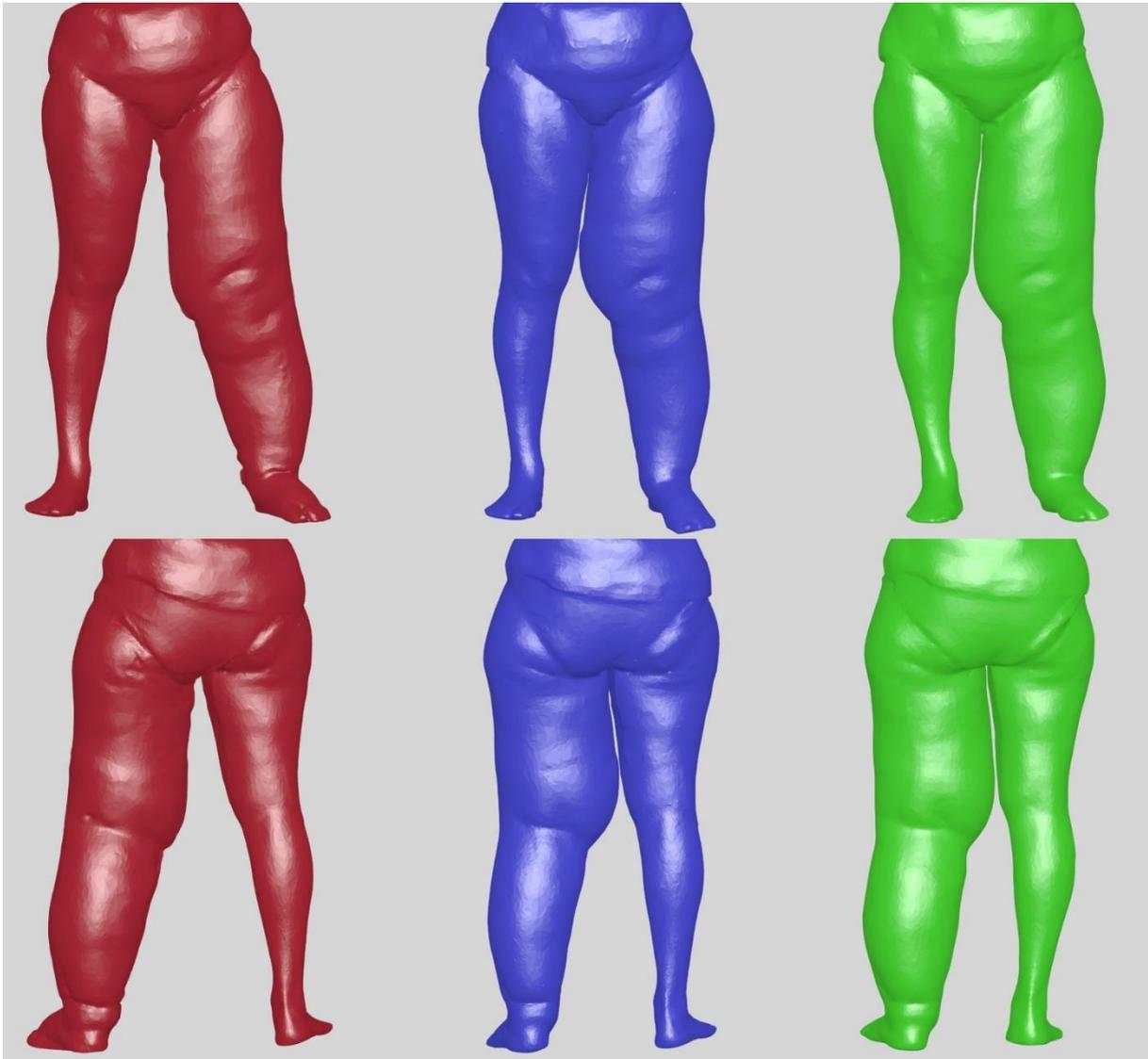


Abbildung 27: Entwicklung des Volumens bei Patientin 2. Rot: prä-operativ, Blau: 6 Monate post-operativ, Grün: 12 Monate post-operativ.

4 Diskussion

Das optimale Verfahren zur Vermessung der unteren Extremität soll präzise und genaue Resultate liefern. Das heißt, bei wiederholten Messungen unter gleichen Bedingungen soll eine möglichst geringe Schwankung der Messwerte auftreten (Präzision) und die gemessenen Werte sollen möglichst exakt dem realen Wert des Beins entsprechen (Genauigkeit). Wünschenswert ist zudem, dass die Messung am stehenden Patienten durchgeführt werden kann, da in Orthostase das maximale Volumen erreicht wird (Pannier und Rabe, 2004). Gleichzeitig soll das Verfahren kostengünstig, einfach und schnell durchzuführen sein. Wichtig ist weiterhin, dass die Methode vom Patienten akzeptiert wird und ihm keinen Schaden zufügt, damit wiederholte Messungen zur objektiven Verlaufsdokumentation ermöglicht werden.

Anhand der Vielzahl der Methoden, die heute zur Vermessung der unteren Extremität zur Verfügung stehen, wird deutlich, dass es bisher keine Technik gibt, die den hohen Ansprüchen, die an ein solches Verfahren gestellt werden, in allen Punkten gerecht wird. Zugleich lässt sich aus der hohen Zahl an Messmethoden ableiten, dass die Vermessung der unteren Extremität durchaus praktische Relevanz hat. Neue Operationsverfahren, zum Beispiel auf dem Gebiet der mikrovaskulären Lymphknotentransplantation, unterstreichen den Bedarf einer zuverlässigen Methode, die eine vollständige und objektive Beurteilbarkeit des Operationsergebnisses ermöglicht. Die bislang verwendeten Messtechniken zeichnen sich durch Mängel in einem oder mehreren der oben genannten Punkte aus und konnten sich deshalb nicht ausreichend im klinischen Alltag etablieren.

Mit der 3D-Laserscan-Methode steht ein moderner Ansatz zur Verfügung, der die Vermessung der unteren Extremität entscheidend verbessern kann. Um dies zu belegen, wurde die Methode zunächst an einer Puppe auf Reproduzierbarkeit überprüft. Anschließend wurde das Verfahren anhand gesunder Probanden auf praktische Anwendbarkeit getestet. Um einen Vergleich zu konventionellen Verfahren zu ermöglichen, wurden dieselben Probanden zusätzlich mit der Archimedischen Methode und manuellen Umfangsmessungen erfasst. Abschließend konnte an 2 Patientinnen exemplarisch der klinische Nutzen des Laserscannings demonstriert werden.

4.1 Das 3D-Scanverfahren – Herausforderungen und Möglichkeiten

Aus Arbeiten, die sich mit dem Laserscanning anderer Körperregionen beschäftigen ist bekannt, dass für eine genaue Erfassung mittels 3D-Scanner eine standardisierte Positionierung des Patienten von großer Bedeutung ist (Kovacs-Hintz, 2006). Deshalb musste eine Stellung gefunden werden, die gut reproduzierbar und für den Patienten möglichst angenehm ist. Der in Abbildung 28 gezeigte, einheitliche Stand der Probanden und Patienten während des Scanvorgangs diente dazu, Bewegungsartefakte zu reduzieren und wiederholte Aufnahmen besser vergleichbar zu machen. Die stehende Position bietet außerdem den Vorteil, dass eine Weichteilkompression, wie sie zum Beispiel im Liegen bei CT und MRT-Aufnahmen auftritt, vermieden wird. Des Weiteren erreicht das Volumen der unteren Extremität im aufrechten Stand seinen maximalen Wert.



Abbildung 28: Foto und 3D-Modell eines Probanden in Frontalansicht. Links Standmarkierungen sichtbar.

Eine weitere Herausforderung stellte das Entstehen von Datenlöchern dar. Da das Triangulationsverfahren des 3D-Scanners auf die Reflexion des Laserstrahls vom Messobjekt angewiesen ist, können zum Beispiel an Knochenvorsprüngen wie der Patella durch Verschattungen Datenlöcher entstehen. Ihr Auftreten konnte mithilfe der von Kovacs (2006) beschriebenen, standardisierten Beleuchtungsbedingungen und durch die hohe Anzahl an Aufnahmen minimiert werden.

Mit dem verwendeten Scanner war es nicht möglich, die komplette Extremität in einer Aufnahme zu erfassen. Um dennoch ein umhüllendes 360° Modell des gesamten Beins zu erhalten, mussten Einzelaufnahmen angefertigt und anschließend zusammengefügt werden. Weil eine ausreichende Überlappung der Einzelaufnahmen Fehler durch das Zusammenfügen vermindert, wurden 24 Scans (8 um 45 Grad versetzte Aufnahmen auf Höhe Hüfte, Knie, Unterschenkel) durchgeführt. Die Fusionierung erfolgte mittels Software und stellte dabei mit einer Dauer von bis zu 3 Stunden pro Proband den zeitintensivsten Arbeitsschritt im 3D-Verfahren dar. Aufgrund der rasanten Entwicklung im Bereich der 3D-Scanner (Ares et al., 2014, Straub und Kerlin, 2014) ist aber davon auszugehen, dass dieser Arbeitsschritt in naher Zukunft deutlich erleichtert werden wird und innovative 3D-Scanapparaturen eine Erfassung der gesamten unteren Extremität in einem Arbeitsschritt ermöglichen werden.

Während die Schritte der Datenverarbeitung derzeit noch relativ langwierig sind, nimmt der eigentliche Vorgang des Scans bereits heute nur einige Minuten in Anspruch. Das 3D-Verfahren bietet den großen Vorteil, dass nach dem Scan alle weiteren Schritte der Datenverarbeitung und -auswertung via Fernerkundung („remote sensing“) unabhängig vom Patienten erfolgen können. Somit ist der 3D-Scan als berührungsloses, schnelles Verfahren für den Patienten sicherlich angenehmer als eine Volumenbestimmung mittels Archimedischer Methode oder Messungen von Umfängen in der Nähe des Intimbereichs.

Die Aufnahmetechnik wurde zunächst an einer Schaufensterpuppe optimiert und standardisiert, um humane Einflussfaktoren auszuschließen. Durch ihre unveränderliche Geometrie eignete sich die Puppe auch am besten, um die Reproduzierbarkeit des 3D-Scanverfahrens zu untersuchen. Beim Übereinanderlegen der einzelnen 3D-Puppenmodelle (Abb. 15) ergab sich eine sehr geringe Oberflächenabweichung von lediglich $0,017 \text{ cm} \pm 0,018$. Das 3D-Scanverfahren ist somit als sehr gut reproduzierbar anzusehen.

Die größten Abweichungen der Oberfläche waren jeweils im Bereich der mittels Software eingelegten Fußsohlen festzustellen (Abb. 15). Der 3D-Oberflächenscan konnte die reale Fußsohle am stehenden Objekt nicht erfassen. Deshalb war es nötig, das Volumen der Extremität durch eine „virtuelle Fußsohle“ nach kaudal abzuschließen. Dies geschah über die Funktion „Fill hole“ in der Software Geomagic

Studio 2012, die eine gewölbte Begrenzung einlegt und somit gewissermaßen das anatomische Erscheinungsbild imitiert. Alternativ besteht die Option, auf einer definierten Höhe, etwa 3 cm distal des Malleolus lateralis, eine flache Ebene einzulegen, um das Volumen nach kaudal abzuschließen. Diese Möglichkeit erscheint allerdings als weniger gut geeignet, da sie individuelle anatomische Begebenheiten außer Acht lässt.

Auch für die Festlegung der proximalen Begrenzung des Volumens stehen verschiedenen Möglichkeiten zur Verfügung. Zum einen kann eine Ebene parallel zur Bodenplatte eingelegt werden. Die Höhe der Ebene kann dabei der Größe des Patienten, beziehungsweise dem untersuchungsrelevanten Abschnitt der Extremität angepasst werden. Für eine Verlaufskontrolle müsste dann die Höhe der virtuellen Ebene gespeichert werden, damit stets der gleiche Abschnitt der Extremität erfasst wird. Attraktiv scheint diese Variante vor allem, weil sie einfach durchzuführen ist, unabhängig von der Platzierung von Landmarken funktioniert und somit wenig untersucherabhängig ist.

Dieser simple Ansatz schied für die Messungen in dieser Studie, deren Ziel es war, mit allen Methoden den gleichen Anteil der Extremität zu untersuchen, leider aus. Denn eine proximale Volumenbegrenzung parallel zur Bodenplatte würde, aufgrund der Standposition während des Scans, ein anderes Volumen einschließen, als es mit der Archimedischen Methode zu bestimmen wäre. Abbildung 29 soll dieses Problem schematisch veranschaulichen.

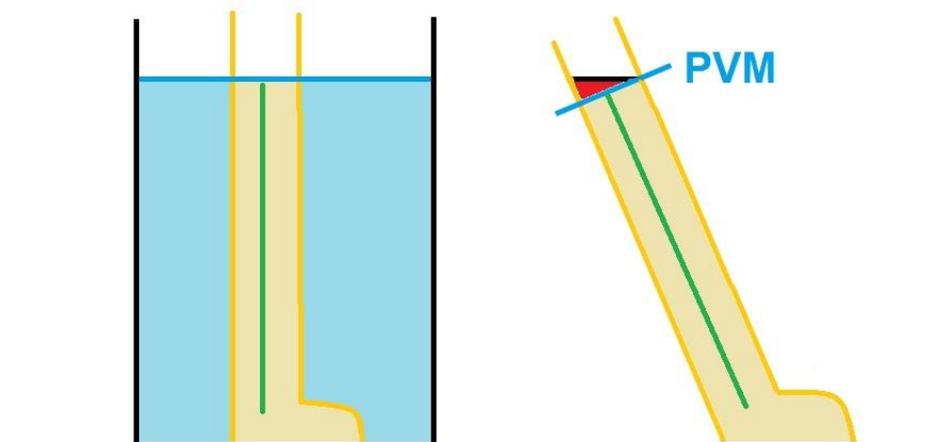


Abbildung 29: Schematische Darstellung der Volumenbegrenzung. Links: Volumenmessung mit Archimedischer Methode. Rechts: Bei Volumenbegrenzung parallel zur Bodenplatte (Schwarze Linie) würde ein vergleichsweise zu großes Volumen (Rote Fläche) eingeschlossen werden. Bei Volumenbegrenzung orthogonal zur Achse (hellblaue Linie) gleichen sich die eingeschlossenen Volumina.

Deshalb wurde mittels Platzierung von Landmarken eine virtuelle Beinachse in das Modell gelegt, und die proximale Volumenbegrenzung orthogonal zu dieser Achse ausgerichtet. Diese Achse beruhte dabei auf dem von Vanwanseele et al. (2009) beschriebenen Modell zur Ableitung der Achse aus oberflächlichen Landmarken. Somit glich der Verlauf der proximalen Volumenbegrenzung des 3D-Modells demjenigen der Archimedischen Methode, was einen direkten Vergleich der Methoden ermöglichte. Nach der Platzierung der Landmarken durch die Untersucher erfolgten die Konstruktion der Achse, die Einlage des proximalen Volumenmarkers sowie die Berechnung des Volumens automatisiert mithilfe eines speziellen Softwareprotokolls. Dies garantierte eine standardisierte, gut reproduzierbare Erlangung der Werte.

An den Modellen der Probanden wurden die Landmarken durch 3 Untersucher per Mausclick platziert. Dabei zeigte sich eine sehr gute Intra- und Interuntersucher-Präzision. Die mittlere Messabweichung aller Untersucher entsprach einem Anteil von lediglich $0,14\% \pm 0,06$ der gemessenen Gesamtbeinvolumina. Ein Faktor, der die gute Reproduzierbarkeit der Landmarken erklärt, ist die Tatsache, dass an dem starren 3D-Modell, im Gegensatz zum lebenden Objekt, keine verschieblichen Schichten vorhanden sind, die bei Bewegung des Probanden zu Verlagerung der Landmarke führen würden. Zudem ist zu erwähnen, dass die für die Konstruktion der Beinachse erforderlichen Landmarken an den jungen Probanden gut zu erkennen waren. Besonders bei adipösen Patienten, bei denen eine deutlichere Überlagerung durch Weichteile zu erwarten ist, würden diese Werte vermutlich weniger gut ausfallen. Dieses Problem lässt sich aber durch das oben beschriebene Verfahren mit einer von Landmarken unabhängigen Volumenbegrenzung lösen.

Im ersten Abschnitt der Arbeit konnte somit gezeigt werden, dass das 3D-Scanverfahren eine zuverlässige, präzise Methode zur Vermessung der unteren Extremität darstellt.

4.2 Vergleich des 3D-Verfahrens mit Referenzmethoden

Um eine Aussage über die Genauigkeit des 3D-Verfahrens treffen zu können, mussten geeignete Referenzmethoden untersucht werden. Andere, in der Einleitung vorgestellte Verfahren zur Extremitätenvermessung wurden in diese Studie aus verschiedenen Gründen nicht mit aufgenommen.

Die Frustum-Methode, die eine Volumenabschätzung anhand lediglich zweier Maßbandmessungen ermöglicht, ist schnell durchzuführen (Stanton et al., 2000). Allerdings gilt sie als deutlich ungenauer als die in dieser Arbeit berücksichtigte Disk-Methode (Tierney et al., 1996) und wurde deshalb außer Acht gelassen.

Optoelektronische Verfahren, deren bekanntester Vertreter das Perometer (Pero-System GmbH, Wuppertal) ist, zeichnen sich durch einen hohen Anschaffungspreis aus (Vayssairat et al., 1994). Zudem bestehen die in der Einleitung erwähnten Schwächen der Technik, die die optoelektronischen Verfahren als Referenzmethode ausscheiden ließen.

Mittels moderner bildgebender Verfahren wäre ebenfalls eine Volumenbestimmung möglich. ‚Volume rendering‘ (Drebin et al., 1988) ermöglicht das Errechnen eines Volumens anhand der 2D-Schichtaufnahmen. Die Computertomografie (CT) hat allerdings den großen Nachteil der Strahlenbelastung, die eine absolute Kontraindikation der Methode im Rahmen dieser Studie darstellte, da die Probanden keinen unnötigen Belastungen ausgesetzt werden sollten. Auch im klinischen Alltag scheidet die CT aufgrund dessen zur reinen Verlaufskontrolle des Extremitätenvolumens klar aus.

Anders verhält es sich mit der Magnetresonanztomographie (MRT), die ohne Strahlenbelastung auskommt. Aufgrund der vergleichsweise langen Akquisitionsdauer der MRT ist ein gewisses Ausmaß an Bewegungsartefakten kaum zu vermeiden (Erasmus et al., 2004). Zudem ist anzumerken, dass sowohl CT als auch MRT in der Regel im Liegen durchgeführt werden und aufgrund der so entstehenden Weichteilkompression und Volumenverschiebung nicht die optimale Position für eine zuverlässige Vermessung bieten. Dennoch wurden zu Beginn dieser Studie Versuche gestartet, einige Probanden ebenfalls mittels MRT zu vermessen. Die Aufnahmen erfolgten dabei unter Unterstützung eines Physikers am Zentralinstitut für Medizintechnik (IMETUM) der Technischen Universität München mit einem MRT der Feldstärke 3,0 Tesla (MR750w, GE Healthcare, Buckinghamshire, Großbritannien). Aufgrund der begrenzten Größe der vorhandenen MRT-Spulen mussten die Aufnahmen für Hüfte, Ober- und Unterschenkel dabei separat erfolgen. Es traten wiederholt Artefakte (Dietrich et al., 2008, Erasmus et al., 2004) auf, die sich leider nicht adäquat reduzieren ließen. Trotz mehrfacher Aufnahmen mit verschiedenen technischen Einstellungen scheiterten die Versuche, die einzelnen Abschnitte zu

einem artefaktfreien Gesamtbild der Extremität zusammenzufügen und auszuwerten. Deshalb musste die MRT-Erfassung der Probanden im Laufe der Studie eingestellt werden und es wurden mit der Volumenberechnung aus Umfängen und der Archimedischen Methode zwei weitverbreitete Verfahren als Referenzmethoden gewählt.

Vor einem Vergleich der einzelnen, in dieser Studie untersuchten Verfahren sollen zunächst die beiden Referenztechniken, die Volumenkalkulation aus Umfängen zum einen und die Archimedische Methode zum anderen, kritisch betrachtet werden.

Im Falle der Volumenkalkulation anhand geometrischer Formeln werden mit einem Maßband Zirkumferenzen des Beins gemessen und anschließend das Volumen berechnet. In der Literatur (Cheah et al., 1989) wird die Abweichung zwischen wiederholten Umfangsmessungen mit einem Wert von 3,3% als relativ gering angegeben. Besonders bei Patienten mit höherem Weichteilanteil kann sie aber aufgrund unterschiedlich starker Spannung des Maßbandes durch verschiedene Untersucher deutlich höher sein. Diese Abweichungen zwischen wiederholten Messungen sind insbesondere deshalb problematisch, weil die gemessenen Umfänge in den Formeln zur Volumenberechnung quadriert werden und sich die Abweichungen somit potenzieren. So kann sich auch eine vergleichsweise kleine Deviation bei der Umfangsmessung in einer deutlichen Veränderung des berechneten Volumens niederschlagen.

Betrachtet man Abbildung 25, die die Differenz der mittels 3D-Scan und manuell bestimmten Umfänge anzeigt, so wird deutlich, dass die größten Abweichungen auf Höhe des Sprunggelenks (4 cm) und des Knies (40 bis 48 cm) festgestellt werden konnten. Dies lässt sich am ehesten durch die Prominenz knöcherner Strukturen (Malleolengabel bzw. Patella) auf dieser Höhe erklären, die vor allem bei der manuellen Messung zu Ungenauigkeiten führen können. Die prozentuale Abweichung der 3D-Umfänge vom manuellen Wert betrug im Mittel lediglich 1,98%. Eine Abweichung im Größenbereich dessen, was bereits bei wiederholten manuellen Messungen auftreten kann.

Im Vergleich der in dieser Arbeit mittels verschiedener Methoden erhobenen Nettovolumina der Beine fiel auf, dass die kalkulierten Volumina stets größer waren als die der Referenzmethoden. Abbildungen 20 und 21 veranschaulichen diesen

Sachverhalt. So übertraf das durchschnittliche berechnete Nettovolumen das am 3D-Modell ermittelte um 702 ml, und das der Archimedischen Methode um 575 ml. Diese Beobachtung deckt sich mit den Ergebnissen anderer Arbeiten (Perrin und Guex, 2000, Tierney et al., 1996), in denen gezeigt werden konnte, dass durch die Berechnung aus Umfängen das Volumen überschätzt wird und die Volumenkalkulation somit eine geringe Genauigkeit aufweist. Erklären lässt sich diese Gegebenheit dadurch, dass die geometrischen Formeln zur Berechnung des Volumens der Extremität auf kreisrunden Grundflächen basieren. Die isoperimetrische Ungleichung (Osserman, 1978) für Figuren in der Ebene (Formel 5) beschreibt das Verhältnis zwischen Umfang (U) und eingeschlossener Fläche (A) einer zweidimensionalen Figur.

$$A \leq \frac{U^2}{4\pi} \quad (5)$$

Gleichheit besteht nur dann, wenn es sich bei der zweidimensionalen Figur um einen Kreis handelt. Somit stellt der Kreis das Optimum zwischen gegebenem Umfang und eingeschlossener Fläche dar. Alle anderen zweidimensionalen Figuren schließen bei gleichem Umfang eine kleinere Fläche ein (Abb. 30).

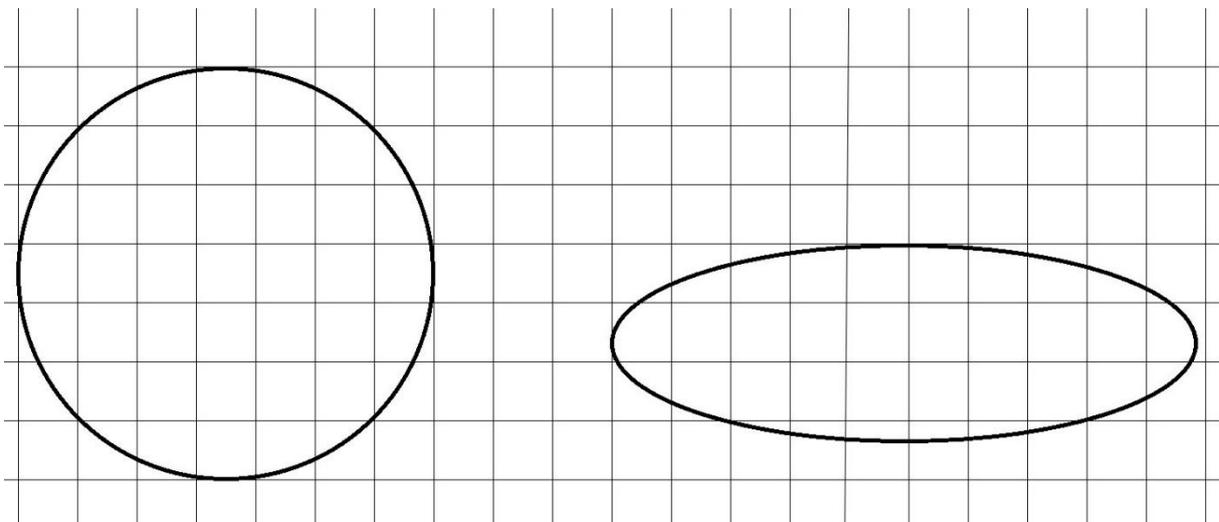


Abbildung 30: Veranschaulichung der isoperimetrischen Ungleichung: Bei gleichem Umfang schließt ein Kreis eine größere Fläche ein als andere zweidimensionale Figuren.

In der Realität weicht die Anatomie der menschlichen Extremität allerdings von diesem Ideal des kreisrunden Körpers ab. Das hat zur Folge, dass die gemessenen Umfänge eine kleinere Fläche als berechnet einschließen. Diese Überlegungen zur Fläche

lassen sich analog auf dreidimensionale Körper übertragen und begründen so die Differenz zwischen errechnetem und tatsächlichem Beinvolumen.

Die Archimedische Methode hingegen stellt ein direktes Verfahren der Volumetrie dar. Sie beruht auf dem simplen physikalischen Prinzip der Wasserverdrängung und ermöglicht dadurch eine Bestimmung des Volumens unregelmäßig geformter Strukturen wie den menschlichen Extremitäten. Rabe et al. (2010) berichten von einer Präzision von bis zu 1,0% bei wiederholten Messungen an Unterschenkeln von Patienten mit chronisch-venöser Insuffizienz. Aufgrund der guten Präzisionswerte wird die Methode von verschiedenen Autoren als Referenzmethode in Studien oder als ‚Goldstandard‘ zur Volumetrie der Extremitäten betrachtet (Brodovicz et al., 2009, Henschke et al., 2006, Kaulesar Sukul et al., 1993, Petersen und Irish, 1999).

Nichtsdestotrotz weist sie Mängel auf, die ihre Anwendbarkeit im klinischen Alltag deutlich einschränken. Die Durchführung, sowie Vor- und Nachbereitung der Messung sind mühsam, zeit- und somit auch kostenintensiv. Kaulesar et al. (1993) geben einen Zeitaufwand von 30 Minuten pro Patient bei Messungen des Unterschenkelvolumens an. Bei dem im Rahmen dieser Arbeit verwendeten, größeren Volumeter, das auch eine Volumenmessung von Teilen des Oberschenkels ermöglicht, war der Zeitaufwand pro Proband mit etwa 45 Minuten deutlich höher. So muss das Volumeter für jeden Patienten aufgebaut und mit angenehm temperiertem Wasser (King und Theodore, 1993) befüllt werden. Für eine möglichst hohe Aussagekraft der anschließenden Messung muss der Patient zudem in einer ausreichend guten Verfassung sein, um seine Extremität kontrolliert in das Volumeter eintauchen zu können. Ein instabiler Stand oder unkontrollierte Bewegungen während des Eintauchens können durch vermehrtes Abfließen des Wassers das Ergebnis bedeutend verfälschen (Rabe et al., 2010). Bei zu tiefer Immersion der Extremität ist eine Korrektur nicht zuverlässig möglich. Auch wenn das Wasser nach jedem Gebrauch gewechselt und das Volumeter gereinigt wird, bleiben hygienische Risiken bestehen, die die Methode für Patienten mit frischen Wunden, wie zum Beispiel nach Operationen oder bei Beinulcera, ungeeignet machen (Barnes et al., 1992, Deltombe et al., 2007).

Ein weiterer erheblicher Nachteil der Volumenbestimmung mittels Wasserverdrängung ist die Tatsache, dass sie aufgrund der limitierten Größe der Volumeter vor allem für die Bestimmung des distalen Beinvolumens geeignet ist. Die kommerziell erhältlichen

Volumeter (Abb. 31) beschränken sich mit einer maximalen Höhe von 61cm sogar ausschließlich auf den Unterschenkel.



Abbildung 31: Kommerziell erhältliches Volumeter. Aus: Brodovicz et al. (2009).

Im klinischen Alltag kann es aber oftmals von Interesse sein, das Volumen der gesamten Extremität, einschließlich der Hüft- und Beckenregion zu erfassen. Garn und Nolan (1963) beschreiben eine Vorrichtung zur Bestimmung des Ganzkörpervolumens nach dem Archimedischen Prinzip, die sich allerdings aufgrund ihrer Komplexität nicht etablieren konnte. Um einen möglichst großen Anteil der Extremität mit der Archimedischen Methode zu erfassen wurde deshalb eigens ein Volumeter (Abb. 13) konstruiert.

Andere Autoren (Kalesar Sukul et al., 1993) erachten die Volumenberechnung mittels Disk-Modell und die Archimedische Methode als austauschbare Verfahren. Auch in dieser Arbeit fand sich zwischen den beiden Messtechniken ein sehr hoher Korrelationskoeffizient von 0,989. Dieser Koeffizient alleine erlaubt allerdings keine Aussage über die tatsächliche Übereinstimmung der beiden Messmethoden, weil trotz hoher Korrelation ein systemischer Fehler eines Verfahrens vorliegen kann. In dieser Arbeit wurde das Volumen der unteren Extremität bis zum definierten Volumenmarker am Oberschenkel ermittelt. Dabei zeigte sich, dass die mittlere Differenz zwischen den Volumina der beiden Verfahren bei 575 ml lag. Die Limits of Agreement der beiden Methoden lagen bei -139,9 ml und -1010,1 ml. Im Maximalfall wichen die Ergebnisse sogar um 1200 ml ab. In allen 54 Fällen lagen die errechneten Volumina über den

mittels Wasserverdrängung ermittelten Werten. Diese Diskrepanz der beiden Methoden übersteigt die Grenzen der Austauschbarkeit deutlich.

Auch im Vergleich zwischen den am 3D-Modell ermittelten und den errechneten Volumina zeigte sich mit 702 ml eine klare mittlere Differenz. Die kalkulierten Volumina lagen in allen 54 Fällen über denen des 3D-Verfahrens. Die maximale Abweichung betrug dabei 1443 ml. Für die Limits of Agreement ergaben sich Werte von -184,6 ml und -1219,4 ml. Somit sind auch 3D-Scan und Berechnung mittels Disk-Modell ungeachtet ihrer hohen Korrelation von 0,983 keine austauschbaren Methoden zur Volumenbestimmung der unteren Extremität.

Vergleicht man jedoch die Nettovolumenwerte des 3D-Scanverfahrens mit denen der Archimedischen Methode, so stellt man fest, dass die Werte des 3D-Volumens im Mittel nur 126 ml kleiner waren. Die mittlere Abweichung beträgt somit lediglich 1,55% vom mittleren 3D-Nettovolumen (8131 ml). Die Ergebnisse der beiden Methoden lagen demnach deutlich näher beieinander als im Vergleich mit den berechneten Volumina. Beide Verfahren wiesen ebenfalls eine hohe Korrelation von 0,981 auf. Dennoch ist fraglich, ob die Methoden als austauschbar betrachtet werden können. Für die Limits of Agreement ergaben sich Werte von -591,1 ml und 337,9 ml. In 6 von 54 Fällen betrug die Differenz zwischen den beiden Methoden mehr als 500 ml. Die maximale Differenz belief sich auf 609 ml.

Da alle Methoden eine sehr hohe Korrelation aufwiesen aber dennoch teilweise stark abweichende Ergebnisse lieferten, wurden die Regressionsgleichungen ermittelt, um die Relation der einzelnen Methoden zueinander mathematisch festzuhalten. Die Gleichungen helfen dabei, abzuschätzen, welchen Wert ein gemessenes Bein bei Messung mit einer anderen Methode annehmen würde. Die Gleichungen und ihre grafischen Darstellungen finden sich unter Punkt 3.2. Die Regressionsgerade wird dabei jeweils durch die durchgezogene Linie (—) abgebildet. Jeder Kreis steht für ein einzelnes Bein. Liegt ein Kreis nahe an der Regressionsgeraden, so bedeutet dies, dass durch die Regressionsgleichung eine gute Abschätzung möglich ist. Die gestrichelte Linie (--) bildet die Funktion $y=1*x$ mit der Steigung 1 ab und verdeutlicht so die Übereinstimmung der beiden Methoden. Wären beide Methoden exakt gleich und somit austauschbar, würde die Regressionsgerade der Gleichung $y=1*x$ entsprechen. Bei Betrachtung der 3 Regressionsgeraden fällt erneut auf, dass 3D-

Scan und Archimedische Methode unter den untersuchten Methoden die deutlichste Übereinstimmung aufweisen.

Obwohl die Volumenwerte des 3D-Verfahrens und der Archimedischen Methode unter den untersuchten Verfahren die beste Übereinstimmung zeigten, muss diskutiert werden, ob die beiden Techniken angesichts der Limits of Agreement als austauschbar angesehen werden können. Dabei darf nicht vergessen werden, dass auch die Archimedische Methode trotz ihres Rufes als ‚Goldstandard‘ kein unumstrittenes Verfahren darstellt. Wie bereits erwähnt können unkontrollierte Bewegungen bei der Immersion der Extremität zu Verfälschungen führen. Bei der Durchführung aller Messungen wurde auf einen sorgfältigen Ablauf geachtet. Dennoch lassen sich Messfehler nicht endgültig ausschließen. Dies ist zu berücksichtigen, wenn man das 3D-Verfahren mit der Archimedischen Methode vergleicht, um Aussagen über die Genauigkeit der 3D-Technologie zu treffen.

4.3 Ausblick

Während der Anfertigung dieser Arbeit ließ sich eine rapide Entwicklung auf dem Bereich der Hardware der 3D-Scanner beobachten. Exemplarisch seien sogenannte handheld-scanner (Munkelt et al., 2014) erwähnt, die es dem Untersucher erlauben, mit dem Gerät in der Hand um den Patienten zu gehen, der somit seine Position nicht mehr verändern muss. Andere Scanner, die eine 360 Grad Erfassung von Objekten ermöglichen werden kontinuierlich verbessert (Straub et al., 2015). Eine große Nachfrage seitens verschiedener Branchen treibt diese Entwicklung stetig voran. Neben den technologischen Fortschritten ist durch eine größere Verbreitung -und somit steigenden Stückzahlen- mit einer zunehmenden Reduktion der Anschaffungskosten zu rechnen.

In Zusammenschau der Ergebnisse dieser Studie bleibt festzuhalten, dass das vorgestellte 3D-Scanverfahren bereits heute eine zuverlässige Methode zur Vermessung der unteren Extremität darstellt. Die oben genannten Fortschritte werden das Verfahren sicherlich weiter verbessern und eine Verbreitung außerhalb des Studienrahmens ermöglichen.

5 Zusammenfassung

Veränderungen des Volumens der unteren Extremität, zum Beispiel im Rahmen eines Lymphödems, weisen eine hohe Inzidenz auf. Um den Verlauf der Erkrankung, beziehungsweise Erfolge der Therapie zu dokumentieren, wird ein standardisiertes, präzises und genaues Messverfahren benötigt. Die bisher verwendeten Methoden erfüllen die hohen Ansprüche nur unzureichend. Eine Erfassung mittels 3D-Oberflächenscan stellt einen modernen Ansatz zur objektiven Vermessung dar.

Diese Studie verfolgte das Ziel, das 3D-Oberflächen-Scanning für die untere Extremität zu standardisieren und das Verfahren auf Präzision und praktische Anwendbarkeit zu untersuchen. Zudem sollte mittels eines Vergleichs zu zwei gängigen Referenzverfahren die Genauigkeit der Methode überprüft werden. Es wurden Korrelation, Regression, Limits of Agreement sowie Vor- und Nachteile der einzelnen Verfahren ermittelt.

Primär erfolgte die Standardisierung der Methode an einer Schaufensterpuppe. Bei wiederholten Scans der Puppe nach dem beschriebenen Protokoll ergab sich eine Oberflächendeviation von lediglich $0,017 \text{ cm} \pm 0,018$. Bei der Anwendung des Verfahrens an 54 gesunden Probandenbeinen konnte durch 3 Untersucher eine sehr gute Intra- und Interuntersucher Präzision festgestellt werden. Die mittlere Messabweichung aller Untersucher entsprach dabei einem Anteil von $0,14\% \pm 0,06$ der gemessenen Gesamtbeinvolumina. Im Vergleich der 3D-Volumina mit den aus Umfängen errechneten Werten ergab sich ein Korrelationskoeffizient (r) von $r=0,983$ und somit eine minimal höhere Korrelation als mit der Archimedischen Methode ($r=0,981$). Die Limits of Agreement zwischen 3D-Scan und Archimedischer Methode lagen bei $-591,1 \text{ ml}$ und $337,9 \text{ ml}$. Für den Vergleich zwischen 3D-Scan und errechneten Volumina ergaben sich Limits of Agreement von $-184,6 \text{ ml}$ und $-1219,4 \text{ ml}$, was auf den systemischen Fehler der Volumenberechnung zurückgeführt werden konnte.

Die Erfassung der unteren Extremität mittels 3D-Scanner stellt ein präzises und zuverlässiges Messverfahren dar. Es ermöglicht eine Verlaufskontrolle von Volumen und Umfängen und kann somit die objektive Dokumentation von Krankheitsverläufen und Operationsergebnissen erleichtern. In Anbetracht der Limits of Agreement sind die untersuchten Methoden trotz hoher Korrelation als nicht austauschbar zu betrachten,

dies gilt insbesondere für die aus Umfängen errechneten Volumina. Durch seine flexible Anwendbarkeit und der guten Akzeptanz seitens der Patienten ist das 3D-Verfahren als Fortschritt gegenüber den bisherigen Messtechniken zu verstehen. Mag es heute noch vergleichsweise aufwendig erscheinen, ist in der nächsten Zeit aufgrund stetiger Verbesserungen im Hard- und Softwarebereich von einer weiteren Optimierung des Verfahrens auszugehen.

6 Literaturverzeichnis

- AMDUR, R. J., PARSONS, J. T., FITZGERALD, L. T. & MILLION, R. R. 1990. Adenocarcinoma of the prostate treated with external-beam radiation therapy: 5-year minimum follow-up. *Radiotherapy and Oncology*, 18, 235-246.
- ARES, M., ROYO, S., VIDAL, J., CAMPDERRÓS, L., PANYELLA, D., PÉREZ, F., VERA, S. & BALLESTER, M. A. G. 2014. 3D scanning system for in-vivo imaging of human body. *Fringe 2013*. Springer.
- BARNES, M. D., MANI, R., BARRETT, D. F. & WHITE, J. E. 1992. How to Measure Changes in Oedema in Patients with Chronic Venous Ulcers? *Phlebology*, 7, 31-35.
- BAUMEISTER, R., SEIFERT, J. & HAHN, D. 1981. Autotransplantation of lymphatic vessels. *The Lancet*, 317, 147.
- BECKER, C., VASILE, J. V., LEVINE, J. L., BATISTA, B. N., STUDINGER, R. M., CHEN, C. M. & RIQUET, M. 2012. Microlymphatic surgery for the treatment of iatrogenic lymphedema. *Clinics in plastic surgery*, 39, 385-398.
- BELL, A. L., BRAND, R. A. & PEDERSEN, D. R. 1989. Prediction of hip joint centre location from external landmarks. *Human Movement Science*, 8, 3-16.
- BELL, A. L., PEDERSEN, D. R. & BRAND, R. A. 1990. A comparison of the accuracy of several hip center location prediction methods. *Journal of Biomechanics*, 23, 617-621.
- BLAND, J. M. & ALTMAN, D. G. 1999. Measuring agreement in method comparison studies. *Stat Methods Med Res*, 8, 135-60.
- BLAND, J. M. & ALTMAN, D. G. 2007. Agreement Between Methods of Measurement with Multiple Observations Per Individual. *Journal of Biopharmaceutical Statistics*, 17, 571-582.
- BRODOVICZ, K. G., MCNAUGHTON, K., UEMURA, N., MEININGER, G., GIRMAN, C. J. & YALE, S. H. 2009. Reliability and feasibility of methods to quantitatively assess peripheral edema. *Clin Med Res*, 7, 21-31.
- CARRIZO, G. J., LIVESAY, J. J. & LUY, L. 1999. Endoscopic harvesting of the greater saphenous vein for aortocoronary bypass grafting. *Texas Heart Institute Journal*, 26, 120.

- CHEAH, L. H., PARKIN, A., GILSON, P., ELLIOT, S. & HALL, A. J. 1989. Limb volume measurements in peripheral arterial disease. *Clinical Physics and Physiological Measurement*, 10, 75.
- CORNELY, M. 2006. Lymphologie. *JDDG: Journal der Deutschen Dermatologischen Gesellschaft*, 4, no-no.
- CROCE, U., CAPPOZZO, A. & KERRIGAN, D. C. 1999. Pelvis and lower limb anatomical landmark calibration precision and its propagation to bone geometry and joint angles. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 37, 155-161.
- D'APUZZO, N. 3D body scanning technology for fashion and apparel industry. 2007. 649100-649100-12.
- DELTOMBE, T., JAMART, J., RECLOUX, S., LEGRAND, C., VANDENBROECK, N., THEYS, S. & HANSON, P. 2007. Reliability and Limits of Agreement of Circuferential, Water Displacement, and Optoelectronic Volumetry in the Measurement of Upper Limb Lymphedema. *Lymphology*, 40, 26-34.
- DIETRICH, O., REISER, M. F. & SCHOENBERG, S. O. 2008. Artifacts in 3-T MRI: physical background and reduction strategies. *European journal of radiology*, 65, 29-35.
- DREBIN, R. A., CARPENTER, L. & HANRAHAN, P. 1988. Volume rendering. *SIGGRAPH Comput. Graph.*, 22, 65-74.
- EDER, M. 2006. *Bestimmung der Brustvolumina durch die dreidimensionale Körperoberflächenerfassung mit Hilfe von Body-Scannern: eine kritische Analyse der Methode und ein Vergleich mit herkömmlichen Methoden zur Brustvolumenberechnung*. München, Technische Universität München, Diss., 2006.
- EDER, M., WALDENFELS, F. V., SWOBODNIK, A., KLÖPPEL, M., PAPE, A.-K., SCHUSTER, T., RAITH, S., KITZLER, E., PAPADOPULOS, N. A. & MACHENS, H.-G. 2012. Objective breast symmetry evaluation using 3-D surface imaging. *The Breast*, 21, 152-158.
- ERASMUS, L., HURTER, D., NAUDÉ, M., KRITZINGER, H. & ACHO, S. 2004. A short overview of MRI artefacts: review article. *SA Journal of Radiology*, 8, p. 13-17.
- FENSTERBUSCH, C. 1996. *Vitruvii De architectura libri decem*, Primus Verlag.
- GARN, S. M. & NOLAN, P. 1963. A TANK TO MEASURE BODY VOLUME BY WATER DISPLACEMENT (BOVOTA). *Annals of the New York Academy of Sciences*, 110, 91-95.

- GORMAN, W. P., DAVIS, K. R. & DONNELLY, R. 2000. ABC of arterial and venous disease. Swollen lower limb-1: general assessment and deep vein thrombosis. *BMJ*, 320, 1453-6.
- HAAVERSTAD, R., NILSEN, G., MYHRE, H. O., SITHER, O. D. & RINCK, P. A. 1992. The use of MRI in the investigation of leg oedema. *European Journal of Vascular Surgery*, 6, 124-129.
- HENSCHKE, N., BOLAND, R. A. & ADAMS, R. D. 2006. Responsiveness of two methods for measuring foot and ankle volume. *Foot & ankle international*, 27, 826-832.
- HERPERTZ, U. 2010. *Ödeme und Lymphdrainage: Diagnose und Therapie von Ödemkrankheiten ; mit 36 Tabellen*, Schattauer GmbH.
- HETRICK, H., NOF, L., WARD, S. & ECTHERNACH, J. 2004. Incidence and prevalence of lymphedema in patients following burn injury: a five-year retrospective and three-month prospective study. *Lymphat Res Biol*, 2, 11-24.
- JONES, P. R. M. & RIOUX, M. 1997. Three-dimensional surface anthropometry: Applications to the human body. *Optics and Lasers in Engineering*, 28, 89-117.
- KARLA P. SIMMONS, C. L. I. 2003. Body measurement techniques: Comparing 3D body-scanning and anthropometric methods for apparel applications. *Journal of Fashion Marketing and Management*, 7, 306-332.
- KAULESAR SUKUL, D., DEN HOED, P., JOHANNES, E., VAN DOLDER, R. & BENDA, E. 1993. Direct and indirect methods for the quantification of leg volume: comparison between water displacement volumetry, the disk model method and the frustum sign model method, using the correlation coefficient and the limits of agreement. *J Biomed Eng*, 15, 477 - 480.
- KEISER, P. B. & NUTMAN, T. B. 2002. Update on lymphatic filarial infections. *Current infectious disease reports*, 4, 65-69.
- KING, I. & THEODORE, I. 1993. The Effect of Water Temperature on Hand Volume during Volumetric Measurement Using the Water Displacement Method. *Journal of Hand Therapy*, 6, 202-204.
- KOVACS-HINTZ, L. 2006. *Innovative Technologien für die dreidimensionale Erfassung und Darstellung der menschlichen Körperoberfläche und deren Bedeutung für die plastische, rekonstruktive und ästhetische Chirurgie*.
- KOVACS, L., EDER, M., HOLLWECK, R., ZIMMERMANN, A., SETTLES, M., SCHNEIDER, A., ENDLICH, M., MUELLER, A., SCHWENZER-ZIMMERER, K.,

- PAPADOPULOS, N. A. & BIEMER, E. 2007. Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques. *The Breast*, 16, 137-145.
- KOVACS, L., ZIMMERMANN, A., BROCKMANN, G., GÜHRING, M., BAURECHT, H., PAPADOPULOS, N. A., SCHWENZER-ZIMMERER, K., SADER, R., BIEMER, E. & ZEILHOFER, H. F. 2006. Three-dimensional recording of the human face with a 3D laser scanner. *Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery*, 59, 1193-1202.
- KOVACS, L., ZIMMERMANN, A., WAWRZYN, H., SCHWENZER, K., SEITZ, H., TILLE, C., PAPADOPULOS, N. A., SADER, R., ZEILHOFER, H. F. & BIEMER, E. 2005. Computer aided surgical reconstruction after complex facial burn injuries – opportunities and limitations. *Burns*, 31, 85-91.
- KUHNKE, E. 1976. Volumenbestimmung aus Umfangsmessungen. *Folia Angiologica*, 24, 228-232.
- LABS, K.-H., TSCHOEPL, M., GAMBA, G., ASCHWANDEN, M. & JAEGER, K. A. 2000. The reliability of leg circumference assessment: a comparison of spring tape measurements and optoelectronic volumetry. *Vascular Medicine*, 5, 69-74.
- LENNIHAN JR, R. & MACKERETH, M. 1973. Calculating volume changes in a swollen extremity from surface measurements. *The American Journal of Surgery*, 126, 649-652.
- LOVESEY, E. J. 1974. The development of a 3-dimensional anthropometric measuring technique. *Applied Ergonomics*, 5, 36-41.
- MAN, I. O., MARKLAND, K. L. & MORRISSEY, M. C. 2004. The validity and reliability of the Perometer in evaluating human knee volume. *Clinical physiology and functional imaging*, 24, 352-358.
- MAYROVITZ, H. N., MACDONALD, J., DAVEY, S., OLSON, K. & WASHINGTON, E. 2007. Measurement Decisions for Clinical Assessment of Limb Volume Changes in Patients With Bilateral and Unilateral Limb Edema. *Physical Therapy*, 87, 1362-1368.
- MEGENS, A. M., HARRIS, S. R., KIM-SING, C. & MCKENZIE, D. C. 2001. Measurement of upper extremity volume in women after axillary dissection for breast cancer. *Archives of physical medicine and rehabilitation*, 82, 1639-1644.

- MEIER, J. D., GLASGOLD, R. A. & GLASGOLD, M. J. 2011. 3D photography in the objective analysis of volume augmentation including fat augmentation and dermal fillers. *Facial Plast Surg Clin North Am*, 19, 725-35, ix.
- MOFFATT, C. J., FRANKS, P. J., DOHERTY, D. C., WILLIAMS, A. F., BADGER, C., JEFFS, E., BOSANQUET, N. & MORTIMER, P. S. 2003. Lymphoedema: an underestimated health problem. *QJM*, 96, 731-738.
- MONNIN-DELHOM, E. D., GALLIX, B. P., ACHARD, C., BRUEL, J. M. & JANBON, C. 2002. High resolution unenhanced computed tomography in patients with swollen legs. *Lymphology*, 35, 121-8.
- MUNKELT, C., KLEINER, B., TORHALLSSON, T., KÜHMSTEDT, P. & NOTNI, G. 2014. Handheld 3D Scanning with Automatic Multi-View Registration Based on Optical and Inertial Pose Estimation. *Fringe 2013*. Springer.
- OSSERMAN, R. 1978. The isoperimetric inequality. *Bulletin of the American Mathematical Society*, 84, 1182-1238.
- PANNIER, F. & RABE, E. 2004. Volumenänderungen der unteren Extremitäten in Orthostase. *Phlebologie*, 33, 81 - 88.
- PERRIN, M. & GUÉX, J. 2000. Edema and leg volume: methods of assessment. *Angiology*, 51, 9 - 12.
- PETERSEN, E. & IRISH, S. 1999. Reliability of Water Volumetry and the Figure of Eight Method on Subjects With Ankle Joint Swelling. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 29, 609-615.
- RABE, E., STUCKER, M. & OTTILLINGER, B. 2010. Water displacement leg volumetry in clinical studies - A discussion of error sources. *BMC Medical Research Methodology*, 10, 5.
- REIZE, P., MÜLLER, O., MOTZNY, S. & WÜLKER, N. 2006. Die Bestimmbarkeit des Hüftrotationszentrums anhand palpabler Landmarken des Beckens. *Z Orthop Ihre Grenzgeb*, 144, 492-496.
- ROCKSON, S. G. & RIVERA, K. K. 2008. Estimating the Population Burden of Lymphedema. *Annals of the New York Academy of Sciences*, 1131, 147-154.
- SCHWENZER, K., HOLBERG, C., WILLER, J., MAST, G. & EHRENFELD, M. 1998. 3D-Erfassung der Gesichtsoberfläche durch Topometrie unter der Verwendung von projizierten Weißlichtstreifen. *Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*, 2, S130-S134.

- SITZIA, J., STANTON, A. & BADGER, C. 1997. A review of outcome indicators in the treatment of chronic limb oedema. *Clinical rehabilitation*, 11, 181-191.
- SOUSA, M. V. S., VASCONCELOS, E. C., JANSON, G., GARIB, D. & PINZAN, A. 2012. Accuracy and reproducibility of 3-dimensional digital model measurements. *American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics*, 142, 269-273.
- SOYER, P., ROCHE, A., ELIAS, D. & LEVESQUE, M. 1992. Hepatic metastases from colorectal cancer: influence of hepatic volumetric analysis on surgical decision making. *Radiology*, 184, 695-697.
- SPARAVIGNA, A. C. 2011. The Vitruvius' Tale of Archimedes and the Golden Crown. *ARCHAEOGATE*.
- STANTON, A., BADGER, C. & SITZIA, J. 2000. Non-invasive assessment of the lymphedematous limb. *Lymphology*, 33, 122-135.
- STANTON, A. W., NORTHFIELD, J. W., HOLROYD, B., MORTIMER, P. S. & LEVICK, J. R. 1997. Validation of an optoelectronic limb volumeter (Perometer). *Lymphology*, 30, 77-97.
- STRANDEN, E. 1981. A comparison between surface measurements and water displacement volumetry for the quantification of leg edema. *Journal of the Oslo city hospitals*, 31, 153-155.
- STRAUB, J., KADING, B., MOHAMMAD, A. & KERLIN, S. 2015. Characterization of a Large, Low-Cost 3D Scanner. *Technologies*, 3, 19-36.
- STRAUB, J. & KERLIN, S. 2014. Development of a large, low-cost, instant 3d scanner. *Technologies*, 2, 76-95.
- SUPALI, T., WIBOWO, H., RÜCKERT, P., FISCHER, K., ISMID, I. S., PURNOMO, DJUARDI, Y. & FISCHER, P. 2002. High prevalence of *Brugia timori* infection in the highland of Alor Island, Indonesia. *The American Journal of Tropical Medicine and Hygiene*, 66, 560-5.
- SZUBA, A. & ROCKSON, S. 1998. Lymphedema: a review of diagnostic techniques and therapeutic options. *Vasc Med*, 3, 145-156.
- TIERNEY, S., ASLAM, M., RENNIE, K. & GRACE, P. 1996. Infrared optoelectronic volumetry, the ideal way to measure limb volume. *European Journal of Vascular and Endovascular Surgery*, 12, 412-417.
- TUKEY, J. W. 1977. Exploratory data analysis.

- VANWANSEELE, B., PARKER, D. & COOLICAN, M. 2009. Frontal Knee Alignment: Three-dimensional Marker Positions and Clinical Assessment. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 467, 504-509.
- VAUGHAN, B. F. 1990. CT of swollen legs. *Clinical Radiology*, 41, 24-30.
- VAYSSAIRAT, M., MAUREL, A., GOUNY, P., BAUDOT, N., GAITZ, J. P. & NUSSAUME, O. 1994. [Leg volumetry: a precise method for quantification in phlebology]. *J Mal Vasc*, 19, 108-10.
- WERNGREN, M. & LIDMAN, D. 1994. Lymphoedema of the Lower Extremities After Surgery and Radiotherapy for Cancer of the Cervix. *Scandinavian Journal of Plastic and Reconstructive Surgery and Hand Surgery*, 28, 289-293.
- WILLIAMS, S., ELLIS, L. & GIGI, W. 2008. A 3D Digital Medical Photography System in Paediatric Medicine. *Journal of Visual Communication in Medicine*, 31, 91-98.

7 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung des Frustum-Modells: U: Proximaler Beinumfang, u: distaler Beinumfang, h: Abstand zwischen proximalem und distalem Umfang

Abbildung 2: Schematische Darstellung des Disk-Modells. U_n =Umfang n.

Abbildung 3: Archimedes bei Experimenten. Aus: Illustrations de Architecture ou Art de bien bastir, mis de latin en fraçoys par Ian Martin. Paris : Jean Gazeau, 1547

Abbildung 4: Funktionsprinzip des Perometers. Im Rahmen des Geräts befinden sich jeweils gegenüber liegend Sender und Empfänger. Rote Fläche: ‚Blinder Bereich‘ des Perometers. Eigene Abbildung, modifiziert nach Tierney et al. (1996)

Abbildung 5: Technischer Aufbau des verwendeten 3D-Laserscanners. CCD = Charge-coupled device Bildsensor, modifiziert nach: Minolta Vivid 910® Instruction manual.

Abbildung 6: Funktionsprinzip der Triangulation: P = Punkt am Messobjekt, α = Winkel zwischen emittiertem Laserstrahl und Basis, β = Winkel zwischen reflektiertem Licht und Basis.

Abbildung 7: Umhüllendes 360° 3D-Modell der Puppe, Ansicht von ventral (links) und dorsal (rechts).

Abbildung 8: Virtuelles 3D-Modell eines Probanden mit Landmarken und integrierter Beinachse.

Abbildung 9: Beinumfang am 3D-Probandenmodell (links), Beinachse mit Umfangmessungen im Abstand von 4cm (Mitte) und 3-D Probandenmodell (rechts) zur besseren Übersicht nebeneinander dargestellt.

Abbildung 10: Volumina am digitalen 3D-Modell. Fußvolumen (links), Gesamtvolumen bis zum proximalen Marker (Mitte), Ausgangsmodell mit Landmarken (rechts). Nicht abgebildet: Nettovolumen (errechnet aus Gesamtvolumen-Fußvolumen).

Abbildung 11: Position der Probanden auf dem Standteppich. Während des gesamten Scanvorgangs wurde auf Einhaltung der Position innerhalb der Markierungen geachtet.

Abbildung 12: Messung der Umfänge mittels Maßband alle 4 cm.

Abbildung 13: Ablauf der Archimedischen Methode. 1: Aufbau des Volumeters mit Einstiegshilfe. 2-4: Der Proband taucht seine Extremität kontrolliert bis zum PVM

(=Proximaler Volumen Marker) in das Volumeter, aus dem das Wasser in ein Überlaufbehältnis fließt.

Abbildung 14: Volumeter zur Bestimmung des Fußvolumens bis zum Distalen Volumen Marker (DVM) nach der Archimedisches Methode.

Abbildung 15: Darstellung der Oberflächenabweichung zweier 3D-Modelle der Puppe. Ansicht von ventral (links) und dorsal (rechts). Werte der Farbskala in mm.

Abbildung 16: Bland-Altman-Plot Vergleich 3D-Gesamtbeinvolumina erhoben durch Untersucher 1 und 2.

Abbildung 17: Bland-Altman-Plot Vergleich 3D-Gesamtbeinvolumen erhoben durch Untersucher 1 und 3.

Abbildung 18: Bland-Altman-Plot Vergleich 3D-Gesamtbeinvolumen erhoben durch Untersucher 2 und 3.

Abbildung 19: Bland-Altman-Plot Vergleich Nettovolumen 3D-Scan – Archimedische Methode.

Abbildung 20: Bland-Altman-Plot Vergleich Nettovolumen 3D-Scan – Formel.

Abbildung 21: Bland-Altman-Plot Vergleich Nettovolumen Archimedische Methode – Formel.

Abbildung 22: Grafische Darstellung der Regressionsgleichung a. (- - - $x=y$; – Regressionsgerade).

Abbildung 23: Grafische Darstellung der Regressionsgleichung b. (- - - $x=y$; – Regressionsgerade).

Abbildung 24: Grafische Darstellung der Regressionsgleichung c. (- - - $x=y$; – Regressionsgerade).

Abbildung 25: Differenz der Umfangsmessungen 3D-Scan – Manuell; In eckigen Kästen: Anzahl der Beine mit Umfangsmessung auf der entsprechenden Höhe. Z.B. 12 Beine an denen die Umfänge bis Höhe 76 cm gemessen wurden. Ohne Angabe: 54 Beine.

Abbildung 26: Entwicklung des Volumens bei Patientin 1. Rot: prä-operativ, Blau: post-operativ.

Abbildung 27: Entwicklung des Volumens bei Patientin 2. Rot: prä-operativ, Blau: 6 Monate post-operativ, Grün: 12 Monate post-operativ.

Abbildung 28: Foto und 3D-Modell eines Probanden in Frontalansicht. Links Standmarkierungen sichtbar.

Abbildung 29: Schematische Darstellung der Volumenbegrenzung. Links: Volumenmessung mit Archimedischer Methode. Rechts: Bei Volumenbegrenzung parallel zur Bodenplatte (Schwarze Linie) würde ein vergleichsweise zu großes Volumen (Rote Fläche) eingeschlossen werden. Bei Volumenbegrenzung orthogonal zur Achse (hellblaue Linie) gleichen sich die eingeschlossenen Volumina.

Abbildung 30: Veranschaulichung der isoperimetrischen Ungleichung: Bei gleichem Umfang schließt ein Kreis eine größere Fläche ein als andere zweidimensionale Figuren.

Abbildung 31: Kommerziell erhältliches Volumeter. Aus: Brodovicz et al. (2009).

Abbildung 32: Probandenmodelle in Frontalansicht Teil 1.

Abbildung 33: Probandenmodelle in Frontalansicht Teil 2.

Abbildung 34: Probandenmodelle in Frontalansicht Teil 3.

8 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Häufige Ursachen der Volumenzunahme der unteren Extremität. Modifiziert nach Gorman (2000)

Tabelle 2: Technische Daten Minolta Vivid 910®

Tabelle 3: Anatomische Landmarken

Tabelle 4: Präzision der Volumenbestimmung mittels 3D-Scan am Puppenmodell. SD = Standardabweichung, Vol.-% = Volumenprozent

Tabelle 5: Nettovolumenwerte der einzelnen Extremitäten in den verschiedenen Messverfahren. Alle Angaben in ml.

Tabelle 6: Korrelation der verschiedenen Methoden. r = Korrelationskoeffizient nach Pearson, p = Signifikanz

Tabelle 7: Werte der Gesamtvolumina der Probandenbeine aufgeschlüsselt nach Untersucher. SD = Standardabweichung.

9 Appendix

Folgend finden sich Abbildungen aller 27 Probandenmodelle in Frontalansicht.

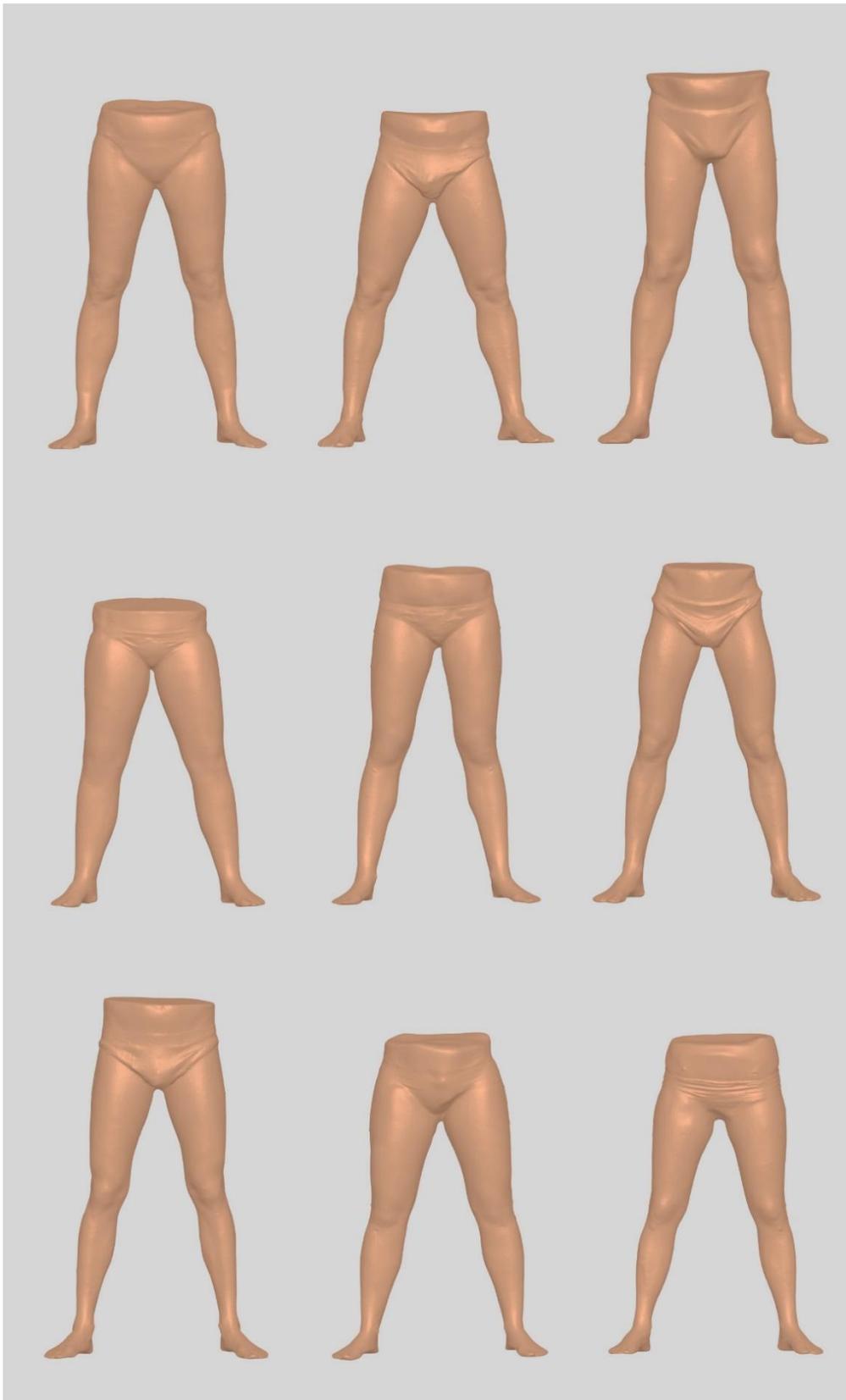


Abbildung 32: Probandenmodelle in Frontalansicht Teil 1.

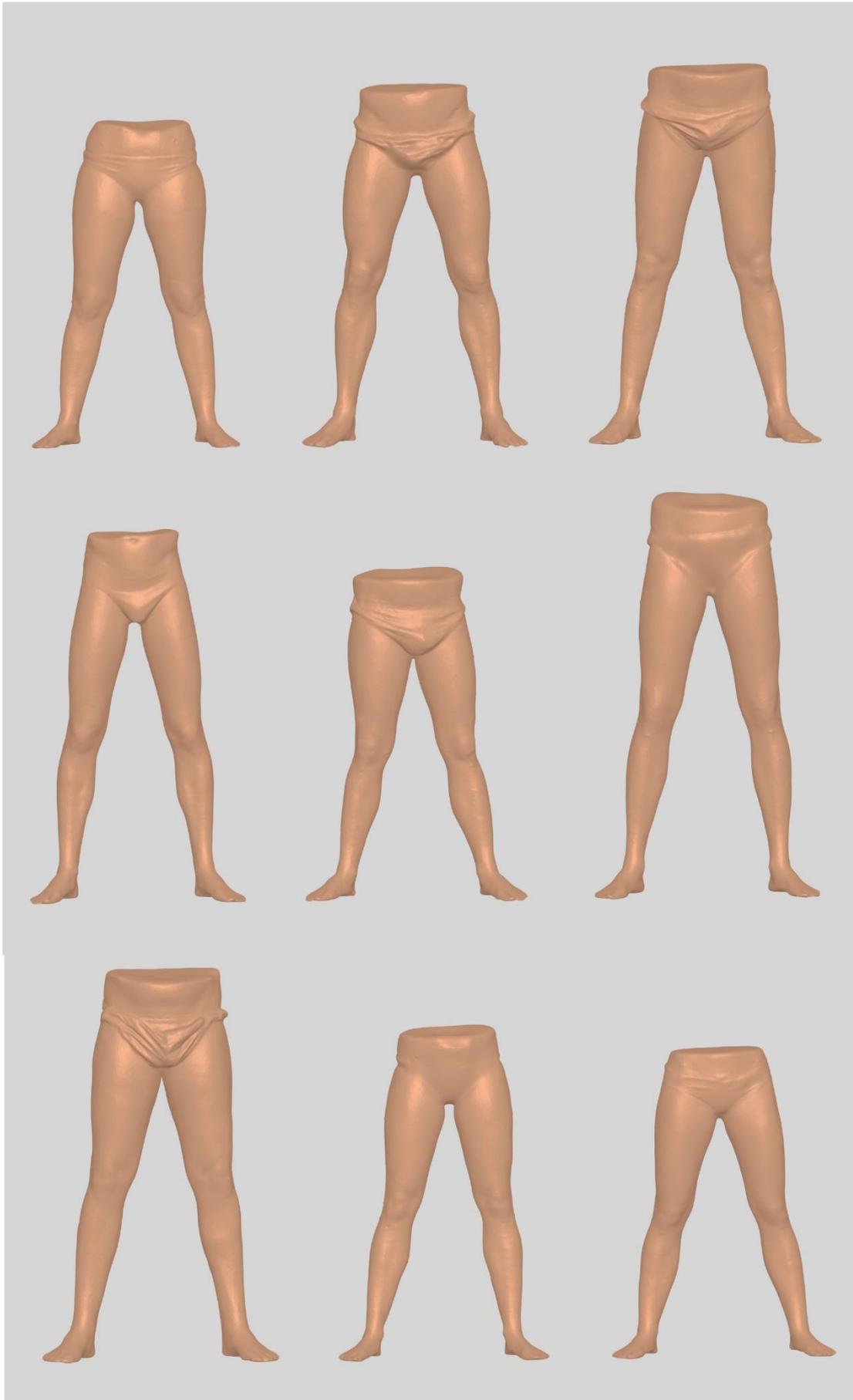


Abbildung 33: Probandenmodelle in Frontalansicht Teil 2.

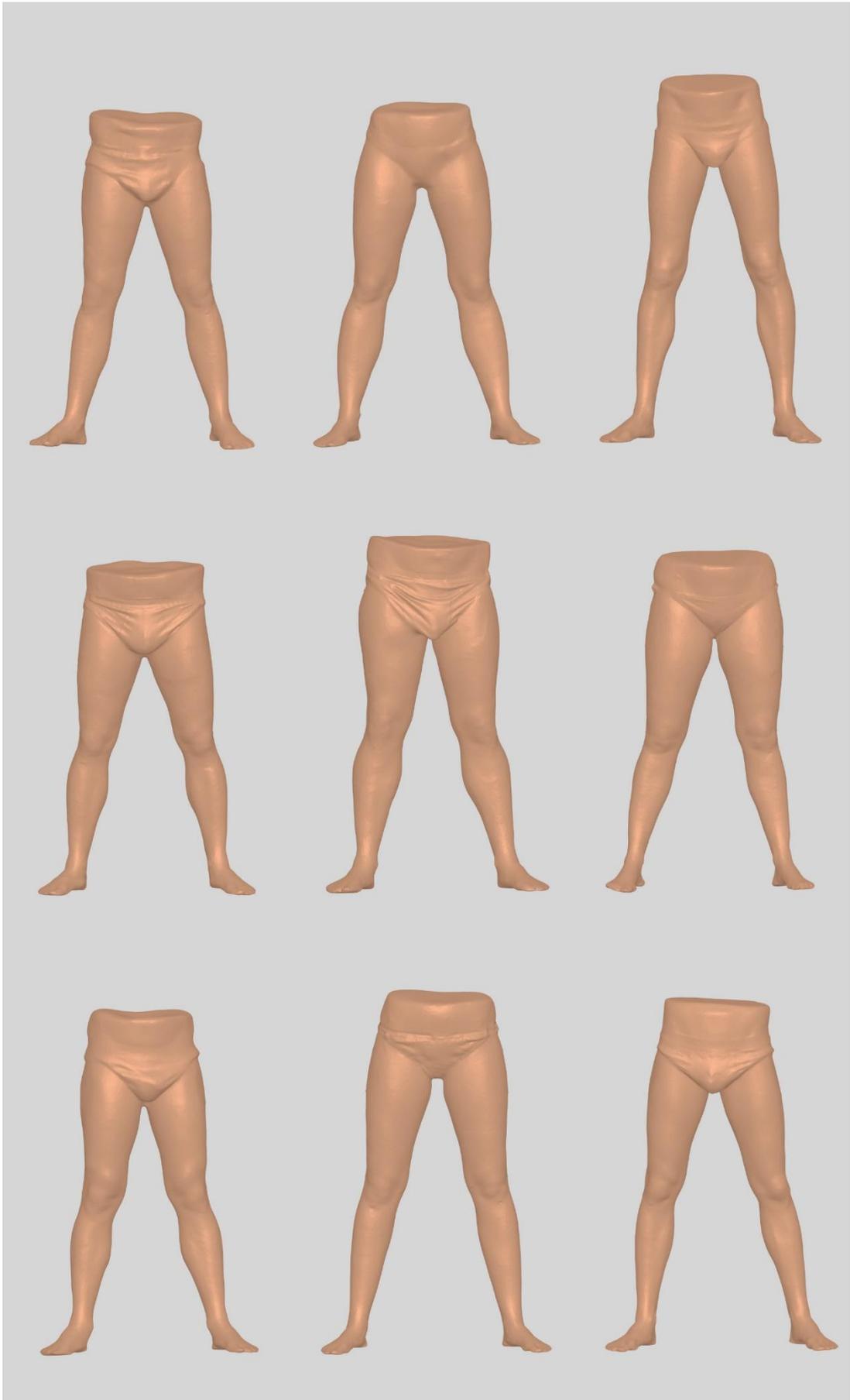


Abbildung 34: Probandenmodelle in Frontalansicht Teil 3.

Tabelle 7: Werte der Gesamtvolumina der Probandenbeine aufgeschlüsselt nach Untersucher. SD = Standardabweichung.

Bein	Untersucher	Mittleres Volumen [ml] + SD	Mittlere Abweichung [Vol-%]
1	1	11511 ± 15,61	0,14
	2	11540 ± 6,58	0,06
	3	11519 ± 13,78	0,12
	Mittelwert	11523 ± 17,20	0,15
2	1	11361 ± 9,58	0,08
	2	11371 ± 15,58	0,14
	3	11346 ± 8,35	0,07
	Mittelwert	11359 ± 15,13	0,13
3	1	9070 ± 32,48	0,36
	2	9116 ± 13,97	0,15
	3	9130 ± 14,22	0,16
	Mittelwert	9105 ± 33,51	0,37
4	1	9111 ± 0,93	0,01
	2	9125 ± 11,19	0,12
	3	9173 ± 5,09	0,06
	Mittelwert	9136 ± 28,33	0,31
5	1	11439 ± 7,59	0,07
	2	11454 ± 3,34	0,03
	3	11442 ± 5,62	0,05
	Mittelwert	11445 ± 8,67	0,08
6	1	11398 ± 7,19	0,06
	2	11398 ± 10,01	0,09
	3	11419 ± 20,30	0,18
	Mittelwert	11405 ± 16,24	0,14
7	1	8349 ± 16,63	0,20
	2	8352 ± 4,11	0,05
	3	8336 ± 5,72	0,07
	Mittelwert	8346 ± 11,95	0,14
8	1	8146 ± 4,61	0,06
	2	8160 ± 8,50	0,10
	3	8117 ± 6,97	0,09
	Mittelwert	8141 ± 19,98	0,25
9	1	7951 ± 5,36	0,07
	2	7959 ± 2,40	0,03
	3	7944 ± 6,37	0,08
	Mittelwert	7951 ± 7,74	0,10
10	1	7737 ± 3,88	0,05
	2	7743 ± 7,07	0,09
	3	7749 ± 10,62	0,14
	Mittelwert	7743 ± 8,71	0,11
11	1	7695 ± 4,00	0,05
	2	7691 ± 7,08	0,09
	3	7721 ± 8,02	0,10
	Mittelwert	7703 ± 15,02	0,20

12	1	7608 ± 10,55	0,14
	2	7612 ± 3,00	0,04
	3	7616 ± 5,99	0,08
	Mittelwert	7612 ± 7,47	0,10
13s	1	8810 ± 9,73	0,11
	2	8814 ± 5,97	0,07
	3	8807 ± 2,19	0,02
	Mittelwert	8810 ± 6,81	0,08
14	1	8879 ± 13,76	0,16
	2	8887 ± 12,07	0,14
	3	8906 ± 9,57	0,11
	Mittelwert	8891 ± 16,00	0,18
15	1	8457 ± 6,95	0,08
	2	8443 ± 8,00	0,09
	3	8437 ± 11,65	0,14
	Mittelwert	8446 ± 12,07	0,14
16	1	8268 ± 17,96	0,22
	2	8284 ± 10,21	0,12
	3	8276 ± 2,86	0,03
	Mittelwert	8276 ± 12,95	0,16
17	1	5905 ± 4,85	0,08
	2	5901 ± 1,87	0,03
	3	5891 ± 10,96	0,19
	Mittelwert	5899 ± 8,85	0,15
18	1	5751 ± 15,02	0,26
	2	5734 ± 4,33	0,08
	3	5743 ± 12,80	0,22
	Mittelwert	5743 ± 13,03	0,23
19	1	8908 ± 2,99	0,03
	2	8892 ± 8,51	0,10
	3	8899 ± 17,08	0,19
	Mittelwert	8900 ± 12,39	0,14
20	1	8561 ± 20,48	0,24
	2	8580 ± 13,39	0,16
	3	8571 ± 7,87	0,09
	Mittelwert	8571 ± 15,90	0,19
21	1	7291 ± 8,18	0,11
	2	7279 ± 4,88	0,07
	3	7273 ± 7,37	0,10
	Mittelwert	7281 ± 10,00	0,14
22	1	7246 ± 9,21	0,13
	2	7243 ± 2,10	0,03
	3	7248 ± 3,70	0,05
	Mittelwert	7246 ± 5,80	0,08
23	1	7029 ± 5,75	0,08
	2	7016 ± 3,72	0,05
	3	7023 ± 5,45	0,08
	Mittelwert	7023 ± 7,39	0,11

24	1	7465 ± 16,85	0,23
	2	7475 ± 4,01	0,05
	3	7480 ± 8,64	0,12
	Mittelwert	7474 ± 12,11	0,16
25	1	7601 ± 4,39	0,06
	2	7599 ± 7,28	0,10
	3	7602 ± 3,31	0,04
	Mittelwert	7601 ± 5,03	0,07
26	1	7985 ± 8,08	0,10
	2	7983 ± 11,00	0,14
	3	7990 ± 3,65	0,05
	Mittelwert	7986 ± 8,21	0,10
27	1	9428 ± 10,28	0,11
	2	9438 ± 7,96	0,08
	3	9419 ± 6,25	0,07
	Mittelwert	9428 ± 10,97	0,12
28	1	9258 ± 2,79	0,03
	2	9247 ± 8,27	0,09
	3	9250 ± 4,67	0,05
	Mittelwert	9252 ± 7,00	0,08
29	1	9801 ± 19,08	0,19
	2	9822 ± 18,66	0,19
	3	9813 ± 17,91	0,18
	Mittelwert	9812 ± 19,38	0,20
30	1	9907 ± 9,68	0,10
	2	9915 ± 8,75	0,09
	3	9910 ± 5,65	0,06
	Mittelwert	9911 ± 8,43	0,09
31	1	8470 ± 14,74	0,17
	2	8465 ± 4,84	0,06
	3	8462 ± 4,97	0,06
	Mittelwert	8466 ± 9,24	0,11
32	1	9011 ± 3,53	0,04
	2	9020 ± 5,28	0,06
	3	9025 ± 3,83	0,04
	Mittelwert	9019 ± 7,08	0,08
33	1	8317 ± 11,30	0,14
	2	8300 ± 9,12	0,11
	3	8311 ± 8,93	0,11
	Mittelwert	8309 ± 11,53	0,14
34	1	8197 ± 8,10	0,10
	2	8215 ± 10,03	0,12
	3	8203 ± 6,51	0,08
	Mittelwert	8205 ± 10,89	0,13
35	1	11068 ± 12,34	0,11
	2	11067 ± 19,59	0,18
	3	11077 ± 8,33	0,08
	Mittelwert	11071 ± 14,19	0,13

36	1	11254 ± 7,71	0,07
	2	11269 ± 10,47	0,09
	3	11284 ± 4,98	0,04
	Mittelwert	11269 ± 14,90	0,13
37	1	8393 ± 14,21	0,17
	2	8377 ± 17,08	0,20
	3	8394 ± 8,74	0,10
	Mittelwert	8388 ± 15,14	0,18
38	1	8419 ± 9,20	0,11
	2	8412 ± 23,07	0,27
	3	8413 ± 10,89	0,13
	Mittelwert	8415 ± 14,88	0,18
39	1	9154 ± 29,02	0,32
	2	9159 ± 7,91	0,09
	3	9159 ± 11,84	0,13
	Mittelwert	9157 ± 17,47	0,19
40	1	9601 ± 7,46	0,08
	2	9601 ± 4,68	0,05
	3	9596 ± 5,19	0,05
	Mittelwert	9599 ± 6,04	0,06
41	1	8595 ± 9,70	0,11
	2	8587 ± 4,71	0,05
	3	8593 ± 5,99	0,07
	Mittelwert	8592 ± 7,39	0,09
42	1	8479 ± 1,68	0,02
	2	8474 ± 6,39	0,08
	3	8506 ± 14,55	0,17
	Mittelwert	8487 ± 16,73	0,20
43	1	8424 ± 29,21	0,35
	2	8400 ± 9,63	0,11
	3	8406 ± 6,78	0,08
	Mittelwert	8410 ± 19,81	0,24
44	1	8325 ± 20,29	0,24
	2	8325 ± 7,37	0,09
	3	8338 ± 7,23	0,09
	Mittelwert	8329 ± 13,76	0,17
45	1	10823 ± 23,38	0,22
	2	10830 ± 4,14	0,04
	3	10825 ± 4,67	0,04
	Mittelwert	10826 ± 13,27	0,12
46	1	11182 ± 5,79	0,05
	2	11186 ± 10,15	0,09
	3	11179 ± 6,75	0,06
	Mittelwert	11183 ± 7,80	0,07
47	1	8371 ± 8,28	0,10
	2	8374 ± 8,64	0,10
	3	8378 ± 3,93	0,05
	Mittelwert	8375 ± 7,31	0,09

48	1	8590 ± 8,07	0,09
	2	8586 ± 6,39	0,07
	3	8591 ± 1,99	0,02
	Mittelwert	8589 ± 5,93	0,07
49	1	9070 ± 9,26	0,10
	2	9082 ± 4,98	0,05
	3	9082 ± 4,45	0,05
	Mittelwert	9078 ± 8,22	0,09
50	1	9164 ± 13,50	0,15
	2	9149 ± 11,90	0,13
	3	9144 ± 3,41	0,04
	Mittelwert	9152 ± 13,05	0,14
51	1	9230 ± 17,61	0,19
	2	9236 ± 42,93	0,46
	3	9251 ± 10,41	0,11
	Mittelwert	9239 ± 26,92	0,29
52	1	9457 ± 13,48	0,14
	2	9453 ± 6,79	0,07
	3	9453 ± 3,03	0,03
	Mittelwert	9455 ± 8,43	0,09
53	1	7819 ± 4,67	0,06
	2	7813 ± 8,86	0,11
	3	7818 ± 6,59	0,08
	Mittelwert	7817 ± 7,06	0,09
54	1	8046 ± 8,62	0,11
	2	8029 ± 3,28	0,04
	3	8046 ± 3,23	0,04
	Mittelwert	8040 ± 9,90	0,12

10 Danksagung

An dieser Stelle danke ich Herrn Univ.-Prof. Dr. med. H. G. Machens, Direktor der Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie, Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für die Möglichkeit, meine Forschungsarbeiten auf einem innovativen Gebiet der Medizin durchzuführen.

Ich danke vor allem Herrn Priv.-Doz. Dr. med. Maximilian Eder, Facharzt für Plastische und Ästhetische Chirurgie an der Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für die kontinuierliche Unterstützung während der Anfertigung dieser Dissertation. Seine Begeisterung für das Projekt und die ehrliche, stets konstruktive Kritik trugen entscheidend zum erfolgreichen Abschließen der Arbeit bei.

Mein außerordentlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Laszlo Kovacs, Leitender Oberarzt und stellvertretender Direktor der Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für den Anstoß zu dieser Arbeit. Mit seinem herausragenden Engagement und der kontinuierlichen Unterstützung war er auch in schwierigen Phasen eine große Hilfe.

Mein besonderer Dank gilt zudem Herrn Dr.-Ing. Stefan Raith, der durch seine enorme Unterstützung maßgeblich am Gelingen dieses Projektes beteiligt war.

Außerdem danke ich dem restlichen Team der Forschungsgruppe CAPS, besonders Herrn M. Sc. Jalil Jalali und Herrn Dipl.-Ing. Alexander Volf, für die Hilfestellung und freundliche Integration in das Team.

Ich danke Herrn Dr. rer. nat. Thomas Gaaß für die Versuche im MRT des IMETUM und Frau Dipl.-Stat. Ina-Christine Rondak für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung der Daten. Des Weiteren danke ich Herrn Dr. med. Yannick Kleemann, der vor allem in der Anfangsphase dieser Arbeit hilfreiche Anregungen zur praktischen Umsetzung gab.

Mein besonderer Dank gilt zudem meinen Eltern und Geschwistern, die während des gesamten Projektes unterstützend und beratend an meiner Seite standen.

Nicht zuletzt danke ich allen Testpersonen und Patientinnen, die sich zur Teilnahme an diesem Projekt bereit erklärt haben und so die Umsetzung dieser Idee erst ermöglichten.

11 Curriculum Vitae

Name: Stefan Maximilian Baumgartner

Geburtsdatum: 06.12.1988

Geburtsort: Eggenfelden, Deutschland

Eltern: Dr. med. August Baumgartner, Internist
Dr. med. Elisabeth Baumgartner, Allgemeinärztin

Geschwister: Michaela Baumgartner, *20.04.1985
Martin Baumgartner, *07.01.1992
Christina Baumgartner, *12.02.1994

Berufliche Tätigkeit

Seit 01.08.2015: Weiterbildungsassistent an der
Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde,
Universitätsklinikum Regensburg

Ausbildung

10/2010 – 05/2015: Universität Regensburg
Klinischer Studienabschnitt

10/2008 – 10/2010: Universität Regensburg
Vorklinischer Studienabschnitt

09/2006 – 06/2008: Gymnasium Pfarrkirchen
Abschluss: Abitur

08/2005 – 06/2006: Leslie High School (Leslie, Michigan, USA)

09/1999 – 07/2005: Gymnasium Pfarrkirchen

09/1995 – 07/1999: Grundschule Pfarrkirchen

Praktika

02/2015 – 04/2015: Klinik und Poliklinik für Innere Medizin II,
Abteilung Kardiologie, Universitätsklinikum Regensburg
Teilabschnitt Praktisches Jahr

- 12/2014 – 02/2015: Klinik und Poliklinik für Innere Medizin I,
Abteilung Gastroenterologie, Universitätsklinikum
Regensburg
Teilabschnitt Praktisches Jahr
- 09/2014 – 12/2014: Klinik und Poliklinik für Allgemeinchirurgie,
Zentralklinikum Bozen (Südtirol, Italien)
Teilabschnitt Praktisches Jahr
- 05/2014 – 09/2014: Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde,
Universitätsklinikum Regensburg
Teilabschnitt Praktisches Jahr
- 08/2012 – 09/2012: Taranaki Base Hospital
(New Plymouth, Neuseeland)
Famulatur (Anästhesie)
- 03/2012 – 04/2012: Gemeinschaftspraxis Dres. Baumgartner
(Bad Birnbach, Bayern)
Famulatur (Allgemeinmedizin)
- 08/2011 – 09/2011: Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde,
Sankt Gertrauden Krankenhaus (Berlin)
Famulatur (Augenheilkunde)
- 02/2011 – 03/2011: Abteilung für Innere Medizin,
Schreiber Klinik (München)
Famulatur (Innere Medizin)
- 09/2009 – 10/2009: Abteilung für Orthopädie,
Klinik Fleetinsel (Hamburg)
Krankenpflegedienst im Rahmen der ärztlichen
Ausbildung
- 08/2009 – 09/2009
und
03/2009 – 04/2009: Abteilung für Orthopädie, Rottal-Inn-Kliniken Pfarrkirchen
Krankenpflegedienst im Rahmen der ärztlichen
Ausbildung