

DIPLOMARBEIT

STEREOKAMERAVOLUMETRIE IM RAHMEN INTERNISTISCHER
FRAGESTELLUNGEN

EVALUATION DER METHODE AN HAND DER GANZKÖRPER DXA
UND VERGLEICH MIT PRÄEXISTENTEN VOLUMENMESSVERFAHREN

eingereicht von

STEFAN SEREINIG

MAT.NR.: 0312367

zur Erlangung des akademischen Grades

DOKTOR DER GESAMTEN HEILKUNDE

(DR. MED. UNIV.)

AN DER MEDIZINISCHEN UNIVERSITÄT GRAZ

ausgeführt am

Institut für Herz-Kreislauf- und Stoffwechselmedizin, Mariatrosterstrasse 67

unter der Anleitung von

PROF. DR. FALKO SKRABAL

DR. TECH. DI MATTHIAS RÜTHER

Graz, 29. Mai 2011

Unterschrift

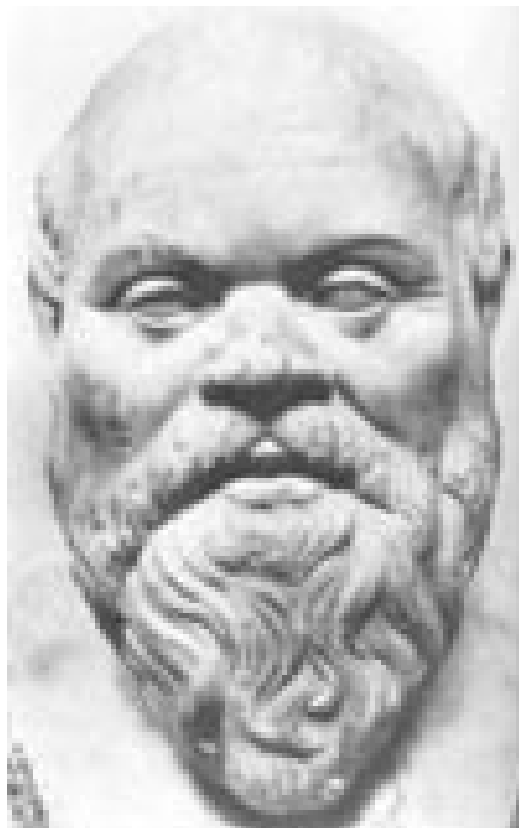
EIDESSTATTLICHE ERKLÄRUNG

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, 29. Mai 2011

Unterschrift

„Wer glaubt etwas zu sein, hat aufgehört etwas zu werden!“



(Sokrates)

1 VORWORT

Einem glücklichen Umstand ist es zu verdanken, dass ich Mitglied eines hervorragenden Teams geworden bin, welches sich im Bereich neuer Diagnoseverfahren verdient machen will.

Im Rahmen dieser Kollaboration hatte ich nicht nur die Möglichkeit mit einem hervorragenden Internisten-Team Bekanntschaft zu machen, es war mir auch möglich einen Einblick in die vielfältigen Tätigkeitsbereiche unsere Kollegen an der Technischen-Universität Graz zu erlangen.

Dieses Projekt hat bereits vorab gezeigt, dass eine fächerübergreifende Zusammenarbeit von Medizinern und Technikern zu erfolgreichen Resultaten führen kann, die vermutlich ohne die Fachkenntnisse der einzelnen Parteien nicht erfolgreich gewesen wäre.

Nur durch diese Zusammenarbeit war eine schnelle und unkomplizierte Abwicklung der einzelnen Arbeitsschritte gewährleistet.

Durch regelmäßige Meetings war ein perfekter Informationsaustausch möglich, der sicherlich jedem der Beteiligten wichtige Kenntnisse über den Tätigkeitsbereich des jeweils anderen Fachgebietes eingebracht hat.

Es ist mir ein großes Anliegen das im Rahmen dieser Diplomarbeit vorgestellte diagnostische Instrument, klinisch Anwendung finden wird und somit, einer Vielzahl internistischer Patienten, einen guten Dienst erweist.

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird auf die gleichzeitige Verwendung männlicher und weiblicher Sprachformen verzichtet. Sämtliche Personenbezeichnungen gelten gleichermaßen für beiderlei Geschlecht.

2 DANKSAGUNGEN

An dieser Stelle möchte ich mich ganz besonders bei meinem Diplomarbeitsbetreuer Herrn Univ. Prof. Dr. med. Falko Skrabal bedanken, dessen Unterstützung von unschätzbarem Wert zur erfolgreichen Beendigung dieser Arbeit ist.

Großer Dank gilt dem Technikerteam der TU-Graz, Herrn Dr. tech. DI Matthias Rütter sowie Frau DI Katrin Pirker für deren laufende Unterstützung, ohne deren jahrelange Vorarbeiten auf dem Gebiet der 3D Darstellung und Triangulation, dieses Projekt nicht möglich gewesen wäre.

Herrn Univ. Prof. Dr. Hermann Toplak möchte ich meinen Dank dafür aussprechen, dass er sich unbürokratisch bereit erklärt hat, die Zweitbetreuung meiner Arbeit zu übernehmen.

Außerdem möchte ich mich bei meinem lieben Kollegen Cand. med. Georg Pichler, für die gemeinsame Arbeit auf das Herzlichste bedanken.

Last not least gebührt ein riesiges Dankeschön meiner lieben Familie, speziell meinen Eltern Gerlinde und Werner Sereinig, sowie meiner Lebensgefährtin Simone Kandorfer, die mich durch die gesamte Zeit meiner Ausbildung so selbstlos und mit ganzem Herzen unterstützt haben.

3 ZUSAMMENFASSUNG

Im Rahmen einer umfangreichen Studie wurden insgesamt 119 Probanden mit einem neuartigen System vermessen. Hauptaugenmerk galt der Ermittlung der Körpervolumina und der Körperoberflächen der einzelnen Probanden. Ziel ist es eine neue Apparatur unter dem Aspekt eines „Low-cost-Device“ zu entwickeln. Das System basiert auf der sogenannten Triangulation und ist dem binokularen menschlichen Sehen nachempfunden. Acht Stereokamera-paare werden zu diesem Zweck eingesetzt. Die Messmethode soll für immobile, internistisch erkrankte, Patienten anwendbar sein.

Zur validen Beurteilung werden die Messergebnisse mit dem Goldstandard der Ganzkörper-DXA-Messung verglichen. Es könnte gezeigt werden, dass die neue Methodik exzellent mit den Volumina der DXA-Messung ($R^2 = 0,94$, $p < 0,001$) korreliert. Für die Evaluierung der Körperoberfläche, wie hier gemessen mittels Stereokameras, wurden die Standardformeln basierend auf Gewicht und Größe eingesetzt. Die Korrelationskoeffizienten zwischen Körperoberfläche, gemessen mittels Triangulation, und der Formel nach Dubois betrug zwar $R^2 = 0,95$, $p < 0,001$ jedoch zeigte sich, dass die Formel nach Dubois im Einzelfall Abweichungen von bis zu $0,3 \text{ m}^2$ der Körperoberfläche aufweist. Im Mittel jedoch errechnet die Formel nach Dubois um rund 3 % mehr als die Messung, durch Triangulation, ergibt.

Alle ausgewerteten Ergebnisse deuten auf ein exzellentes Messverfahren hin, dass die Vorgaben voll und ganz zu erfüllen im Stande ist. Darüber hinaus ist es möglich geworden mit Hilfe der Stereokamera-Oberflächenmessung als Goldstandard basierend auf Größe und Gewicht von 119 Probanden eine neue Formel zur Berechnung der Körperoberfläche zu konstruieren. Im Vergleich dazu verwendete Dubois nur 9 Probanden für seine Formel.

4 ABSTRACT

In a comprehensive study 119 subjects have been investigated with a new optical-system created by physicians and engineers. The main focus was the determination of body volume and body surfaces in individual subjects. The goal was to develop a new device for the measurement of body surface area with a "low-cost device". The system is based on the triangulation method and is comparable to the binocular human vision. Eight pairs of stereo cameras have been used for this purpose. One of the important aspects is that it can be used in also in severely ill patients during supine bed rest.

For assessment, the results are compared with the gold standard method of whole body DXA. It is shown that body volumes as measured with the new method correlate well with volumes derived by DXA ($R^2 = 0.94$, $p < 0.001$). For the evaluation of body surface we used standard formulas based on height and weight. The correlation coefficient between body surface measured by triangulation and the Dubois formula was $R^2 = 0.95$, $p < 0.001$ however the formula of Dubois overestimates the body surface area in single cases up to 0.3 [m²]. In mean the formula of Dubois calculates approximately 3 % more than the triangulation method does.

A new formula for the calculation of body surface area (BSA) based on height (Ht) and weight (Wt) was developed using the stereo camera-surface measurements from 119 subjects as gold standard (as compared to only 9 subjects used for the Dubois formula).

5 INHALTSVERZEICHNIS

1	Vorwort.....	4
2	Danksagungen	5
3	Zusammenfassung.....	6
4	Abstract.....	7
5	Inhaltsverzeichnis.....	8
6	Glossar und Abkürzungen.....	11
7	Abbildungsverzeichnis.....	12
8	Tabellenverzeichnis	16
9	Einleitung	1
10	Material	5
10.1	Stereokameravolumetrie	5
10.1.1	Eingesetzte Hardwarekomponenten.....	5
10.1.1.1	Stereokameras	5
10.1.1.2	Projektoren	7
10.1.1.3	Untersuchungsliege.....	8
10.1.2	Eingesetzte Softwarekomponenten	9
10.1.2.1	Bildbearbeitungs-Software.....	9
10.1.2.2	MatLab R2010a (5).....	11
11	Methode	13
11.1	Stereokameravolumetrie	13
12	Vergleichsmethoden	15
12.1	Dual X-Ray Absorptiometry (DXA)	15
12.2	Underwater-Weighing.....	19
12.3	Air Displacementplethysmographie (BOD-POD) (14).....	21
12.4	Körperoberflächenberechnung	23
12.4.1	Dubois-Formel (19).....	25
12.4.2	Gehan-George- Formel (20).....	25

12.4.3	Mosteller-Formel (21)	25
12.4.4	Haycock-Formel (22)	26
12.4.5	Boyd-Formel (23).....	26
13	Ergebnisse und Resultate	27
13.1	Korrelation DXA-Gesamtmasse vs. Körperwaage.....	29
13.2	Korrelation Stereokameravolumetrie vs. Körperwaage	31
13.3	Korrelation DXA-Gesamtmasse vs. Stereokameravolumetrie	33
13.3.1	Methodenvergleich	35
13.3.1.1	Exkurs.....	40
13.4	Vergleich der DXA-Teilvolumina.....	44
13.4.1	Versuch eines Diagnoseansatzes	46
13.4.2	DXA-Teilvolumina vs. Stereokameravolumetrie-Teilvolumina	53
13.4.2.1	Vergleich der Rumpfvolumina.....	53
13.4.2.2	Volumenvergleich der unteren Extremitäten.....	57
13.4.2.2.1	Vergleich der Volumendifferenzen aus DXA-Messung und Stereokameravolumetrie	61
13.5	Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Formelsammlungen	64
13.5.1	Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Dubois-Formel	64
13.5.1.1	Methodenvergleich	66
13.5.1.1.1	Methodenvergleich für das weibliche Kollektiv	68
13.5.1.1.2	Methodenvergleich für das männliche Kollektiv	70
13.5.2	Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Formelsammlung	72
13.5.2.1	Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Gehan-George-Formel	73
13.5.2.2	Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Mosteller-Formel.....	75
13.5.2.3	Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Haycock-Formel.....	76

13.5.2.4	Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung vs. Boyd-Formel	77
13.6	Konstruktion einer neuen Formel zur Berechnung der Körperoberfläche.....	78
13.7	Vergleich des Area-Mass-Index (AMI) (26) mit dem Body-Mass-Index.....	82
13.7.1	Vergleich für das weibliche Kollektiv.....	82
13.7.2	Vergleich für das männliche Kollektiv	83
14	Diskussion.....	85
14.1	Diskussion der Gesamt-Volumenmessergebnisse	87
14.2	Diskussion der Teil-Volumenergebnisse	88
14.2.1	Diskussion der Rumpf-Bein-Ratio.....	89
14.2.2	Diskussion der Beinvolumina.....	89
14.3	Diskussion der Körperoberflächenmessung.....	90
14.3.1	Diskussion der neuen Formel.....	91
14.4	Diskussion der Studie von Schlich et al.....	91
14.5	Fazit	92
15	Literaturverzeichnis	93
16	Anhang Projektplanung	95
17	Curriculum Vitae.....	96

6 GLOSSAR UND ABKÜRZUNGEN

BD	Body-Density, Körperdichte
BMI	Body-Mass-Index
BSA	Body Surface Area, Körperoberfläche
CPU	Central Processing Unit
DXA	Dual-X-Ray-Absorptiometry
THQ	Taille-Hüft-Quotient
VC	Vitalkapazität der Lunge
CPU	Central Processing Unit (Hauptprozessor)
LBM	Lean- Body-Mass, (fettfreie Körpermasse)
LDL	Low-Density-Lipoprotein
HDL	High-Density-Lipoprotein
SKV	Stereokameravolumetrie
SKOF	Stereokamera-Oberflächenmessung
DXA-Gesamtmasse	DXA-Gewichtsmessung
DXA-Volumen	Errechnetes Gesamtvolumen aus DXA-Messung
AMI	Area-Mass-Index

7 ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1 Streudiagramm, DXA-Gesamtfett in % vs. BMI	2
Abbildung 2 STH-MDCS2-VARX Stereokamera, (2).....	5
Abbildung 3 Montageschema, Stereokameras, (2).....	6
Abbildung 4 Kodak S-AV Carousel Diaprojektor, (3)	7
Abbildung 5 Kodak S-AV Carousel Diaprojektor, (3) (adaptiert).....	7
Abbildung 6 Referenzfläche.....	8
Abbildung 7 Untersuchungsliege	8
Abbildung 8 Stereokameraaufnahme, rechts mit Maske	9
Abbildung 9 Stereokameraaufnahme mit Maske und Punktannotierung	10
Abbildung 10 MatLab-Rekonstruktion der Untersuchungsliege	11
Abbildung 11 3D-Rekonstruktion (MatLab).....	12
Abbildung 12 3D-Modelldarstellung (MeshLab v1.3.0b)	12
Abbildung 13 Schema der Triangulation (6)	13
Abbildung 14 Punktwolke (3D Rekonstruktion).....	14
Abbildung 15 Hologic DXA - QDR Discovery.....	15
Abbildung 16 Ganzkörper DXA.....	17
Abbildung 17 Schema, Underwater-Weighing, (11).....	19
Abbildung 18 BOD-POD, Schematische Darstellung, (15)	22
Abbildung 19 BOD-POD, Messanlage (16)	22
Abbildung 20 Neunerregel nach Wallace (17)	23
Abbildung 21 Du Bois Nomogramm (18).....	24
Abbildung 22 Streudiagramm, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg].....	30
Abbildung 23 Streudiagramm, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]	32
Abbildung 24 Streudiagramm, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l].....	35
Abbildung 25 Streudiagramme, DXA-Volumen [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l], links Kontrollgruppe, rechts Patientenkollektiv.....	35
Abbildung 26 Histogramme, Normalverteilung Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Volumen [l].....	36

Abbildung 27 Bland-Altman-Plot, DXA-Volumen [l] und Stereokameravolumetrie [l], Gesamtkollektiv	37
Abbildung 28 Bland-Altman-Plot, Vergleich ♀ Patientenkollektiv (links) vs. ♀ Kontrollgruppe (rechts)	38
Abbildung 29 Bland-Altman-Plot, Vergleich ♂ Patientenkollektiv (links) vs. ♂ Kontrollgruppe (rechts)	39
Abbildung 30 Streudiagramm, Spezifisches Gewicht [kg/l] vs. DXA-Gesamtfett in %	41
Abbildung 31 Balkendiagramm, Fettverteilung des Gesamtkollektivs in %	42
Abbildung 32 Massenverteilungen [kg], Gesamtkollektiv (119 Probanden)	45
Abbildung 33 Korrelation, Beinvolumina Gesamtkollektiv (korrigiert)	46
Abbildung 34 3-D Rekonstruktion, Lymphstau.....	47
Abbildung 35 Streudiagramme, BMI vs. Ratio zwischen Rumpf und Beinen für Ödeme und Aszites im weiblichen Gesamtkollektiv.....	51
Abbildung 36 Streudiagramm, BMI vs. Ratio zwischen Rumpf und Beinen für Aszites über das Gesamtkollektiv	52
Abbildung 37 Streudiagramm, Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung.....	53
Abbildung 38 Streudiagramm, Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung für das weibliche Kollektiv.....	54
Abbildung 39 Normalverteilung, weibliche Kontrollgruppe links; weibliches Patientenkollektiv rechts	54
Abbildung 40 Streudiagramm, Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung für das männliche Kollektiv	55
Abbildung 41 Normalverteilung, männliche Kontrollgruppe links; männliches Patientenkollektiv rechts	55
Abbildung 42 Streudiagramm, , Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung für das Gesamtkollektiv bei Aszites ...	56
Abbildung 43 3-D-Rekonstruktion, Schnittebene der unteren Extremität links.....	57
Abbildung 44 Streudiagramm, Volumenvergleich der unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l], Gesamtkollektiv.....	58
Abbildung 45 Streudiagramm, Volumenvergleich der unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l], Gesamtkollektiv (Ödeme)	59

Abbildung 46 Streudiagramm, Volumenvergleich der unteren Extremitäten aus der DXA-Messung [l], Gesamtkollektiv	60
Abbildung 47 Streudiagramm, Korrelation der Volumendifferenzen der unteren Extremität aus Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Messung [l]	61
Abbildung 48 Streudiagramm, Volumenvergleich der beiden rechten unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Messung [l], Gesamtkollektiv	62
Abbildung 49 Streudiagramm, Volumenvergleich der beiden linken unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Messung [l], Gesamtkollektiv	62
Abbildung 50 Streudiagramm, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] (ohne Füße) vs. Dubois [m ²]	65
Abbildung 51 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] (ohne Füße) vs. Dubois [m ²]	67
Abbildung 52 Bland-Altman-Plot, weibliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] (ohne Füße) vs. Dubois [m ²] ...	69
Abbildung 53 Streudiagramm, weibliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] (+ 10 %) vs. Dubois [m ²]	69
Abbildung 54 Bland-Altman-Plot, männliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] (ohne Füße) vs. Dubois [m ²] ...	70
Abbildung 55 männliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] (+ 10 %) vs. Dubois [m ²]	71
Abbildung 56 Streudiagramme, Stereokamera-Oberflächenmessung (mit Füßen) vs. Formelsammlungen	72
Abbildung 57 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Gehan George [m ²], Gesamtkollektiv	74
Abbildung 58 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Mosteller [m ²], Gesamtkollektiv	75
Abbildung 59 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Haycock [m ²], Gesamtkollektiv	76
Abbildung 60 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Boyd [m ²], Gesamtkollektiv	77
Abbildung 61 Streudiagramm, Korrelation neue Formel [m ²] mit Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²]	80

Abbildung 62 Streudiagramm, Korrelation neue Formel [m ²] mit der Formel nach Dubois [m ²].....	80
Abbildung 63 Streudiagramm, AMI aus Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] vs. BMI, weibliches Kollektiv	82
Abbildung 64 Streudiagramm, spezifische Körperoberfläche a [kg/m ²] vs. BMI [kg/m ²], weibliches Kollektiv.....	83
Abbildung 65 Streudiagramm, AMI aus Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] vs. BMI, männliches Kollektiv.....	84
Abbildung 66 Streudiagramm, spezifische Körperoberfläche a [kg/m ²] vs. BMI [kg/m ²], männliches Kollektiv	84

8 TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1 Referenzbereiche des THQ bei Frau und Mann	3
Tabelle 2 WHO Osteoporose Klassifikation, (8)	16
Tabelle 3 Principles + Labs for Physical Fitness and Wellness, (9).....	18
Tabelle 4 Probanden-Gesamt.....	27
Tabelle 5 Probandenzahlen nach Rekonstruktion	27
Tabelle 6 Patientenkollektiv	28
Tabelle 7 Korrelation, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]	29
Tabelle 8 Regression, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg].....	29
Tabelle 9 Koeffizienten, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg] ..	30
Tabelle 10 Korrelation, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]	31
Tabelle 11 Regression, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]	31
Tabelle 12 Koeffizienten, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]	32
Tabelle 13 Korrelation, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]	33
Tabelle 14 Regression, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]	33
Tabelle 15 ANOVA, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l].....	34
Tabelle 16 Koeffizienten, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]..	34
Tabelle 17 Deskriptive Statistik 1, DXA-Volumen [l] und Stereokameravolumetrie [l]...	36
Tabelle 18 Deskriptive Statistik 2, DXA-Volumen [l] und Stereokameravolumetrie [l]...	37
Tabelle 19 Deskriptive Statistik, weibliches Patientenkollektiv	38
Tabelle 20 Statistik, weibliche Kontrollgruppe	38
Tabelle 21 Deskriptive Statistik, männliches Patientenkollektiv	39
Tabelle 22 Deskriptive Statistik, männliche Kontrollgruppe	39
Tabelle 23 Mittlere Fettverteilung in %, Gesamtkollektiv	42
Tabelle 24 Mittlere Fettverteilung, weibliche Kontrollgruppe	43
Tabelle 25 Mittlere Fettverteilung, männliche Kontrollgruppe	43
Tabelle 26 Massenverteilungen in Gramm, Gesamtkollektiv 119 Probanden	44
Tabelle 27 Massenverteilung in %, Patientenkollektiv (korrigiert).....	45

Tabelle 28 Massenverteilung in %, Kontrollgruppe.....	45
Tabelle 29 Mittelwertübersicht Teil 3, Geschlecht - BMI – Ödeme	50
Tabelle 30 Korrelation, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] vs. Dubois [m ²]..	64
Tabelle 31 Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] vs. Dubois [m ²]..	64
Tabelle 32 Deskriptive Statistik 1, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] vs. Dubois [m ²].....	66
Tabelle 33 Deskriptive Statistik 2, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] vs. Dubois [m ²].....	66
Tabelle 34 Deskriptive Statistik, weibliches Gesamtkollektiv	68
Tabelle 35 Deskriptive Statistik , weibliches Patientenkollektiv	68
Tabelle 36 Deskriptive Statistik , weibliche Kontrollgruppe.....	68
Tabelle 37 Deskriptive Statistik, männliches Gesamtkollektiv	70
Tabelle 38 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Gehan-George [m ²].....	73
Tabelle 39 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Mosteller [m ²].....	75
Tabelle 40 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Haycock [m ²].....	76
Tabelle 41 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Boyd [m ²]	77
Tabelle 42 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, Aufgenommene/Entfernte Variablen.....	78
Tabelle 43 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, Modellzusammenfassung.....	78
Tabelle 44 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, ANOVA	78
Tabelle 45 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, Koeffizienten	79

9 EINLEITUNG

Diese Arbeit soll die Möglichkeit einer körpervolumetrischen Messmethode aufzeigen welche mit ausreichender Genauigkeit und anhand eines simplen und kostengünstigen Versuchsaufbaus, durchführbar ist. Außerdem soll diese im medizinisch-internistischen Anwendungsbereich etabliert werden.

Die Erhebung einer genauen Zusammensetzung des menschlichen Körpers ist für eine Vielzahl medizinischer Fragestellungen von besonderer Bedeutung. Im gleichen Maße bedeutend ist in diesem Bereich auch die Messung der Körperoberfläche. Sie wird unter anderem in zahlreichen Anwendungen, zum Beispiel zur Berechnung diverser Medikamentendosierungen, verwendet. Die dafür verwendeten Methoden zur Feststellung der BSA (Body Surface Area) sind, derzeit mehrere zur Verfügung stehende Näherungsformeln.

Die Berechnung des Body-Mass-Index (BMI) ist derzeit eine gebräuchliche Methode, mit der man näherungsweise einen Anhalt über die Körperzusammensetzung, zum Beispiel Übergewicht und Untergewicht des Patienten erstellen kann.

$$\text{BMI} = \frac{m}{l^2} \left[\frac{\text{kg}}{\text{m}^2} \right]$$

Hierfür werden Körpermasse [m] in Kilogramm und die Körperlänge [l] in Metern zum Quadrat in die obige Formel eingesetzt.

Eine genaue Aussage über die Zusammensetzung, im Sinne der Verteilung von Körperfett sowie Skelett- und Muskelmasse des Patienten, ist durch diese Methode allerdings nicht möglich.

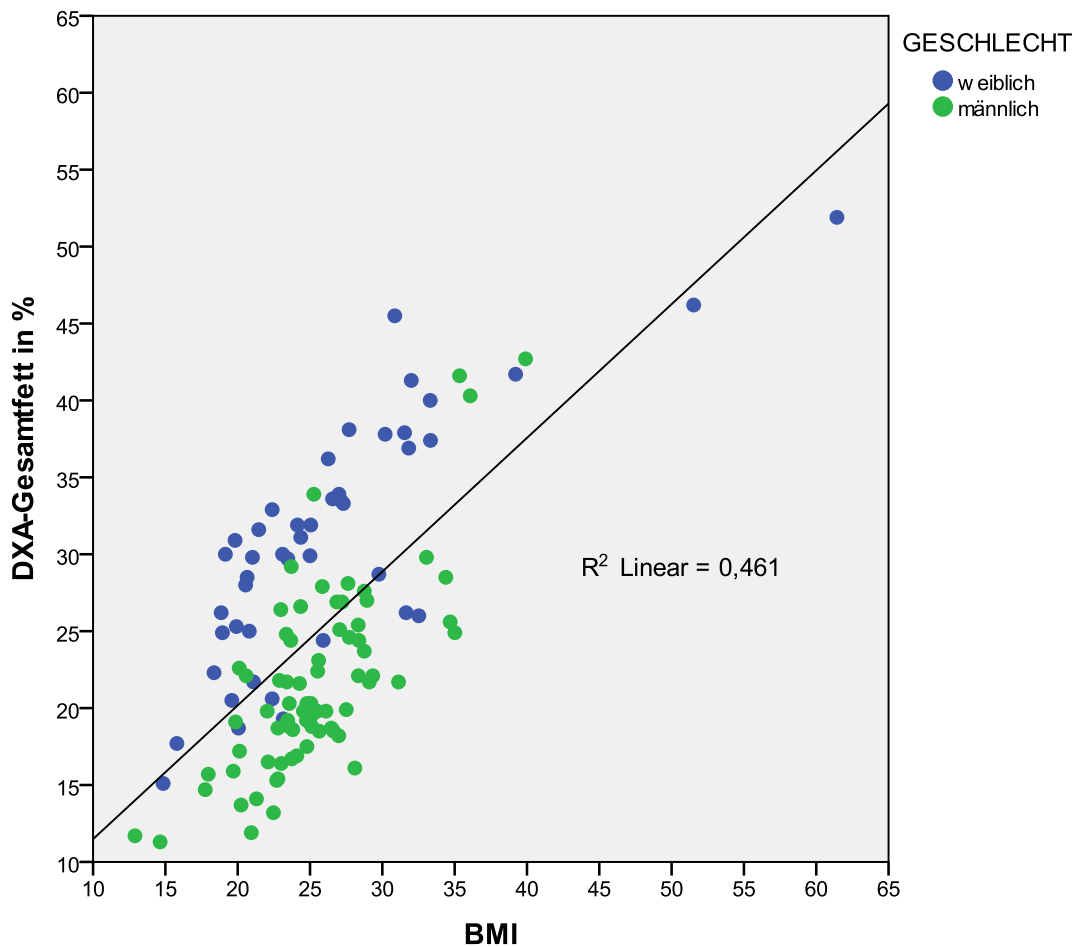


Abbildung 1 Streudiagramm, DXA-Gesamtfett in % vs. BMI

Abbildung 1 zeigt zum Beispiel, dass Patienten mit einem normalen BMI von 25 eine Fettmasse von nur 15 % oder sogar eine Fettmasse von an die 35 % aufweisen können. Es handelt sich lediglich um einen groben Anhaltspunkt für die Evaluierung des Ernährungszustandes eines Probanden wie die Korrelation mit einem R^2 von 0,461 zeigt.

Der Taille-Hüft-Quotient (THQ), als weitere Methode, beruht auf der Messung des Taillenumfanges in Nabelhöhe, sowie des Hüftumfanges auf Höhe der großen Femur-Trochanteren.

$$\text{THQ} = \frac{\text{Taillenumfang}}{\text{Hüftumfang}}$$

Als Referenzbereiche gelten (1):

Einteilung	Frauen	Männer
Normalgewicht	<0,8	<0,9
Übergewicht	0,8-0,84	0,9-0,99
Adipositas	>0,85	>1,0

Tabelle 1 Referenzbereiche des THQ bei Frau und Mann

Mit Hilfe dieser Methode kann die viszerale Fettverteilung besser geschätzt werden als durch die Bestimmung des BMI. Dennoch ist das Ergebnis nicht ausreichend zufriedenstellend.

Diese diagnostische „Lücke“ soll durch die Methode der Stereokameravolumetrie geschlossen werden. Eine suffiziente Bestimmung der so genannten Body-Composition würde einen Meilenstein auf dem Gebiet der Inneren Medizin bedeuten.

Als Evaluierungsgrundlage unserer Messergebnisse steht uns, der derzeitige Goldstandard, die Dual-Röntgen-Absorptiometrie (DXA, Dual-X-Ray-Absorptiometrie) zur Verfügung. Dieses Verfahren findet derzeit, unter anderem, Anwendung in der Osteodensitometrie um eine adäquate Osteoporosediagnostik und Verlaufskontrolle zu gewährleisten.

Die Anforderungen an unsere Untersuchungsmethode sollen den Bedürfnissen von Patienten gerecht werden, welche zum Beispiel über eine eingeschränkte Mobilität verfügen und somit, wie im medizinischen Alltag häufig, nur in einer liegenden Position exploriert werden können. Gerade dieses Kollektiv wurde in präexistenten Systemen zur Körpervolumetrie bislang nicht berücksichtigt.

Oftmals ist die Anwendung dieser Systeme, wie zum Beispiel das „Underwater-Weighing“, für viele multimorbide, internistische Patienten absolut nicht anwendbar. Auch Anlagen, welche auf dem Prinzip der Ganzkörperplethysmographie beruhen, können ebenso nur im begrenzten Ausmaß für solche Patienten eingesetzt werden.

Ein weiterer Nachteil solcher Systeme ist die Benutzerfeindlichkeit im klinischen Alltagsgebrauch. Aufwendige Kalibrierungen oder hoher Wartungsaufwand sind für eine reibungslose Anwendung, zum Beispiel in Ambulanzen, sehr von Nachteil.

Zunehmende Bedeutung im heutigen Gesundheitssystem findet der sozioökonomische Aspekt. Einige Volumetriemethoden schlagen durch hohe Anschaffungs- und Instandhaltungskosten negativ zu Buche.

Durch die Stereokameravolumetrie versprechen wir uns all diesen oben genannten Anforderungen gerecht werden zu können, ohne auf Messgenauigkeit verzichten zu müssen.

Die Methode soll auf dem Gebiet der Körperoberflächenmessung einen Neuheitswert darstellen. Mit keinem der präexistenten Verfahren ist es möglich eine genaue Messung der BSA (Body Surface Area) durchzuführen. Einzigallein Näherungsformeln werden derzeit zur Ermittlung eingesetzt.

Die BSA ist in der Medizin ein sehr wichtiger Marker zur Dosierung von Medikamenten, wie zum Beispiel bei Zytostatika in der Chemotherapie. Mit Hilfe der Stereokameravolumetrie soll es nun erstmals möglich sein eine genaue Messmethode für diesen wichtigen Parameter zu erhalten.

Als „Low-cost-Device“ etabliert, soll eine Flächendeckende medizinische Versorgung gewährleistet werden, um Vergleichsdaten, einer Vielzahl von Patienten, erheben und evaluieren zu können. Somit könnte in zukünftigen Studien ein großes Patientenkollektiv erfasst werden um präzisere Aussagen zu erhalten.

Die im Versuchsaufbau erzielten Ergebnisse sollen nun mit anderen, bereits existierenden Systemen verglichen und wissenschaftlich aufgearbeitet werden.

10 MATERIAL

10.1 STEREOKAMERAVOLUMETRIE

Der verwendete Versuchsaufbau wurde aus verschiedenen Einzelkomponenten zusammengesetzt, welche im folgenden Abschnitt näher erläutert werden.

10.1.1 EINGESETZTE HARDWAREKOMPONENTEN

10.1.1.1 STEREOKAMERAS

Zur Bilddatenerfassung sind insgesamt acht Stereokamerapaare notwendig um die gesamte Oberfläche des Probanden zu vermessen.

Hierzu werden Kameras der Firma Videre Design eingesetzt. Es handelt sich dabei um 16 baugleiche Einzelapparate vom Model STH-MDCS2-VARX. Diese Geräte verfügen über ein Bildformat von 1280 x 960 Pixel, 8 Bit. Alle Bilder werden monochrom aufgenommen.



Abbildung 2 STH-MDCS2-VARX Stereokamera, (2)

Die Kameras sind auf zwei eloxierten Aluminiumprofilen montiert, um eine vorge- wählte Entfernung der beiden Objektive zu einander, sicher gewährleisten zu kön- nen. Nur durch genau eingehaltene Kameraabstände, die in jedem der acht Paare konstant sein müssen, ist eine genaue Messung sichergestellt. Aus Gründen der Gewichtseinsparung wird, in unserem Setting, auf eines der zwei Profile verzichtet. Dies hat jedoch auf die Messung keinerlei Einfluss.

Es ist bei allen verwendeten Apparat-Paaren ein konstanter Abstand von 22,5 [cm], von Innenseite zu Innenseite der jeweiligen Kamera, gewählt. Abbildung 2 zeigt ein Schema der verwendeten Montage mit nur einem der zwei Aluminiumprofile.

Die Kameras verfügen über jeweils 1,4/3,5 [mm] Objektive.

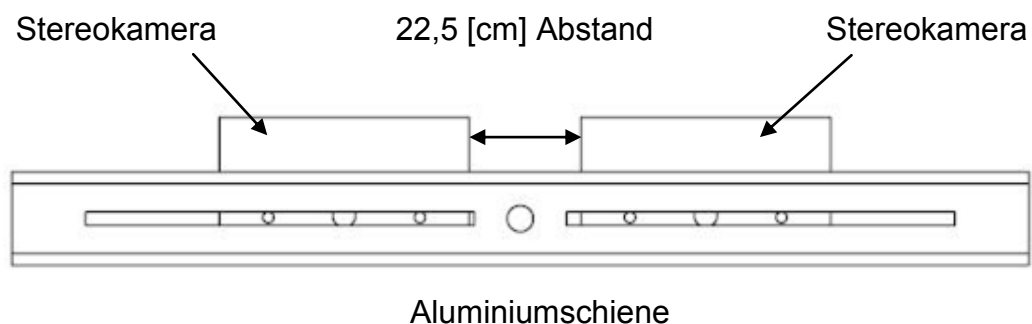


Abbildung 3 Montageschema, Stereokameras, (2)

10.1.1.2 PROJEKTOREN

Ein weiterer essentieller Bestandteil des Versuchsaufbaues sind vier Diaprojektoren. Es werden Geräte der Firma Kodak vom Typ S-AV Carousel verwendet.



Abbildung 4 Kodak S-AV Carousel Diaprojektor, (3)

Da die Technik der Diaprojektoren veraltet ist, müssen diverse Umbauten an den Geräten vorgenommen werden. Unter anderem ist das Carousel, welches zur Aufnahme der Diabilder dient, entfernt und der gesamte Apparat etwa in der Mitte durchtrennt.

Grund für diese Maßnahme ist wiederum die enorme Gewichtsreduktion. Um dennoch die Kühlung des Innenlebens, insbesondere der Lampen, zu gewährleisten, werden je zwei CPU-Kühler an der Schnittfläche installiert. Mithilfe der vier Projektoren ist es möglich das gesamte Messareal mit ausreichender Helligkeit auszuleuchten.



Abbildung 5 Kodak S-AV Carousel Diaprojektor, (3) (adaptiert)

10.1.1.3 UNTERSUCHUNGLIEGE

Ein zentraler Faktor für die Messung an einem immobilen Patienten ist die Untersuchungsliege. Da es für Patienten oftmals nicht möglich ist, eine aufrechte Position einzunehmen und diese zu halten und um das Sturzrisiko zu minimieren, werden alle Probanden auf einer eigens dafür konzipierten Liege in Position gebracht.

Durch eine Neigung des Kopfteiles um 30° ist es möglich eine angenehme Liegeposition einzunehmen. Dies ermöglicht es auch Patienten mit kardialen und/oder respiratorischen Vorerkrankungen an der Untersuchung teilzunehmen. Für dieses Untersuchungskollektiv ist eine horizontale Liegeposition oft nicht tolerierbar.

Referenzpunkte, welche in Form eines Schachbrettmusters auf der Liege eingelassen sind, dienen der späteren digitalen Auswertung der Bilddaten. Es ist jeweils in jeder Ecke eine Referenzfläche installiert.

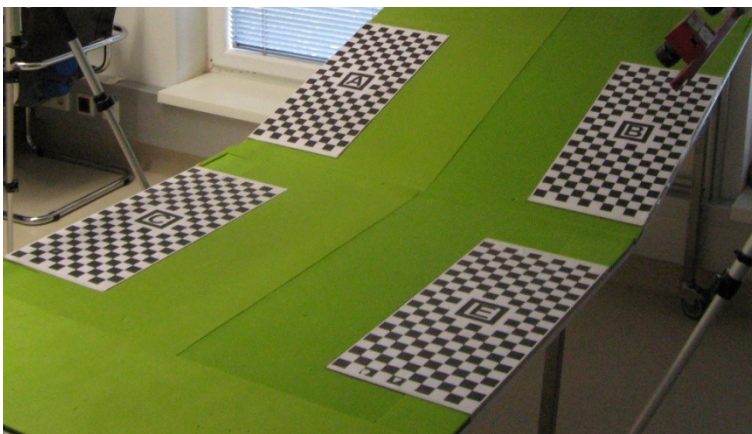


Abbildung 7 Untersuchungsliege

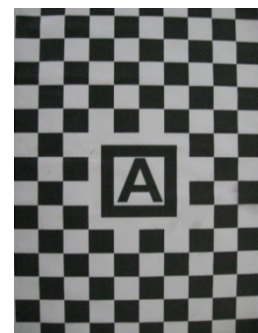


Abbildung 6 Referenzfläche

Die Quadrate des Schachbrettmusters weisen eine Seitenlänge von 2 x 2 Zentimetern auf. Jede Referenzfläche ist zudem noch mit einem, im Zentrum liegenden, Großbuchstaben (von A – E) gekennzeichnet.

10.1.2 EINGESETZTE SOFTWAREKOMPONENTEN

10.1.2.1 BILDBEARBEITUNGS-SOFTWARE

Im Rahmen der Bildbearbeitung ist es notwendig entsprechende Software einzusetzen. Zu diesem Zweck genügt es eine einfache und kostengünstige Variante zu verwenden.

Genau dieses Anforderungsprofil erfüllt das Zeichenprogramm PhotoFiltre, Version 6.3.1.0 (Antonio Da Cruz©) (4). Hierbei handelt es sich um eine benutzerfreundliche Bildbearbeitungssoftware welche als „Free-Ware“ verfügbar ist.

Für weitere digitale Oberflächen- und Volumenrekonstruktionen müssen alle aufgenommen Bilddaten bearbeitet werden. Dies geschieht indem jede Silhouette mit der Funktion „Polygonwerkzeug“ in den verschiedenen Bildern eingezeichnet wird. Dadurch erhält man einen polygonalen Rahmen, welchen man anschließend mit einer beliebigen Farbe füllen kann. In unserem Fall war dies die Farbe Rot. Anschließend wird die Datei neu, mit dem Zusatz `_mask`, als `.png` Datei gespeichert.

WORKFLOW

Annotierung der Bilder mittels PhotoFiltre

- a. Konturen mit dem Polygonwerkzeug in jedem Bild einzeichnen, rot einfärben und mit dem Zusatz `_mask` als `.png` im selben Ordner abspeichern.

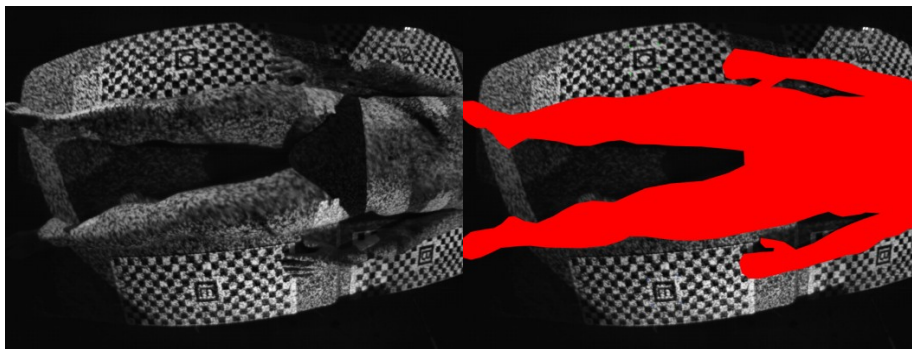


Abbildung 8 Stereokameraaufnahme, rechts mit Maske¹

¹ Bilder mit freundlicher Genehmigung von Univ. Prof. Dr. med. Falko Skrabal

- b. In den Bildern LEGS_RIGHT_UPPER_L.png und LEGS_RIGHT_UPPER_R.png zusätzlich die Eckpunkte der Marker, C (grün) und E (blau), mit vier Punkten versehen und inklusive der zuvor erstellten Maske abspeichern.
- c. Für die axiale Ausrichtung der Bilder sind zudem noch weitere gelbe Markierungen, im Feld mit dem Marker C und D, erforderlich. Diese werden fünf Felder vom patientennahen Rand ausgehend, mit einem Abstand von 21 Feldern zueinander plaziert. Diese Annotierung geschieht ebenfalls in den zuvor genannten Bilddateien.

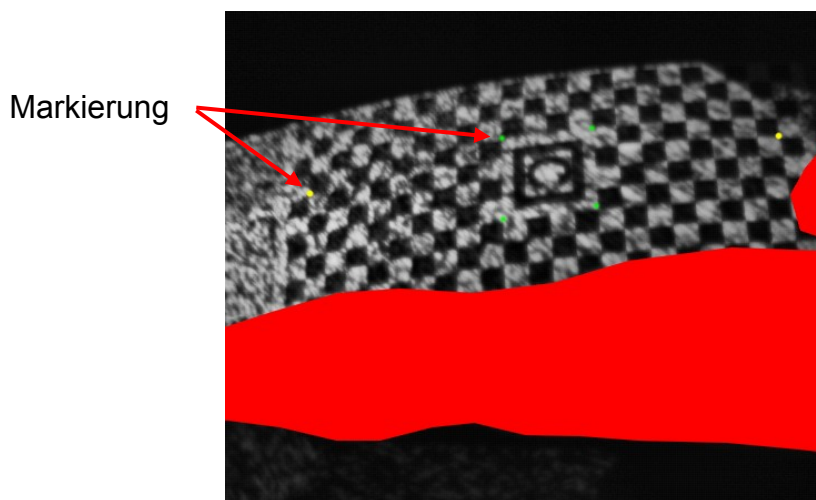


Abbildung 9 Stereokameraaufnahme mit Maske und Punktannotierung

Von jedem Probanden wurden im Rahmen der Studie, aus acht verschiedenen Positionen, den Stereokamerapositionen entsprechend, 16 Bilder angefertigt. So ist es möglich eine Rundumsicht des Patienten zu erhalten. Durch das Einzeichnen dieser Maske kann die Berechnungssoftware den Körper von der Untersuchungsfläche unterscheiden und abgrenzen. Die Referenzflächen dienen der Orientierung.

Aufgrund der schlechten Einsehbarkeit der Fußpartien in den Bilddateien LEGS_RIGHT_UPPER_L.png und LEGS_RIGHT_UPPER_R.png werden diese, durch Überdeckung auf Höhe des oberen Sprunggelenkes, mit einer schwarzen Maske verdeckt. Somit fließen diese Daten nicht in die dreidimensionale Rekonstruktion mit ein. Grund für dieses Prozedere ist die Ausschaltung von Fehlern.

10.1.2.2 MATLAB R2010A (5)

Aus der Summe der einzelnen Masken ist eine dreidimensionale Rekonstruktion des Patienten erstellbar. Diese wird als Punktwolke im Programm MatLab R2010a (5) annotiert. Die Genauigkeit liegt dabei im Millimeter-Bereich. Aus den so gewonnenen Rekonstruktionen des Probanden ist nun eine volumetrische Analyse des Körpers möglich.

Als weiterer Schritt wird der Körper in verschiedene Regionen zerlegt. Dies geschieht ebenfalls mithilfe von MatLab R2010a (5). Das dreidimensionale Modell wird in die vier Extremitäten, den Torso sowie den Kopf unterteilt. Die Summe der Partitionen ergibt das Gesamtvolumen des Probanden. Durch die Unterteilung ist eine Beurteilung der Einzelvolumina möglich. Somit können, zum Beispiel, Volumenunterschiede in den unteren Extremitäten sichtbar und evaluierbar gemacht werden.

WORKFLOW

Zu Beginn werden mittels MatLab die Bilddateien entzerrt.

Im Anschluss werden die Kameras zueinander und im Raum zur Untersuchungsfläche hin orientiert. Dabei wird die Untersuchungsfläche als Basis festgelegt. Der Winkel von 30° ist hier bereits berücksichtigt.

Abbildung 9 zeigt die Rekonstruktion der Liege mit dem um 30° geneigten Kopfteil (in Rot). Die Aussparung in der Mitte der Rekonstruktion stellt die Silhouette des Probanden dar. Die Skalierung ist in Millimeter angegeben.

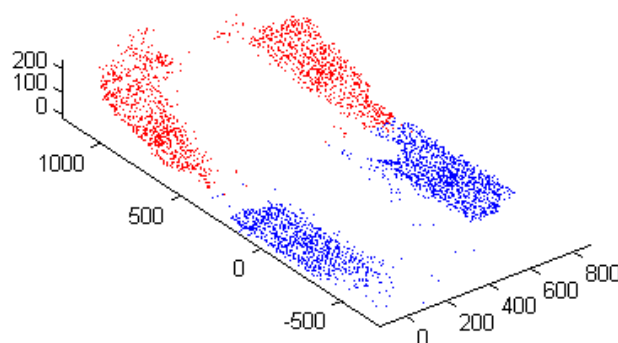


Abbildung 10 MatLab-Rekonstruktion der Untersuchungsfläche

Das Programm errechnet nun für jeweils zwei Bildpaare ein sogenanntes Tiefenmodell. Aus den so entstandenen acht Modellen wird im Anschluss die eigentliche Rekonstruktion des Probanden errechnet. Ein dreidimensionales Modell wird so erstellt.



Abbildung 11 3D-Rekonstruktion (MatLab)

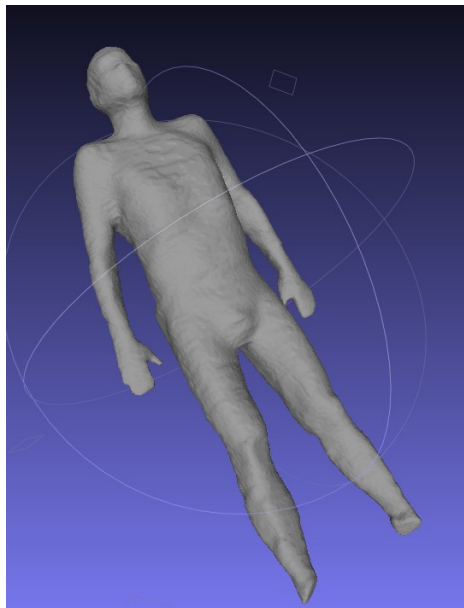


Abbildung 12 3D-Modelldarstellung (MeshLab v1.3.0b)²

Abbildung 11 zeigt die detailgetreue, dreidimensionale Rekonstruktion der durch die Aufnahmen entstandenen Bildpunkte. In Abbildung 12 ist ein plastisches Modell der Rekonstruktion dargestellt. MeshLab v1.3.0b ist als Freeware erhältlich.

² Bilder mit freundlicher Genehmigung von Univ. Prof. Dr. med. Falko Skrabal

11 METHODE

11.1 STEREOKAMERAVOLUMETRIE

Dieses Verfahren arbeitet nach dem Prinzip der Triangulation um Entfernungen in einer Ebene und, in weiterer Folge, im Raum zu messen. Vergleichbar ist die Stereokameramessung mit dem binokularen Sehen des Menschen.

Die Triangulationsmethode geht von zwei bekannten Punkten aus, von welcher ein Punkt in der Ebene fixiert wird. Der Abstand zwischen den Ausgangspunkten ist definiert. Beim Menschen ist dies der fixe Augenabstand und in unserem Fall sind dies, die bereits beschriebenen, 22,5 [cm], welche der Distanz zwischen den beiden Stereokameras entsprechen.

Um nun Kenntnis über die Entfernung zu erlangen bedient man sich der Mathematik. Der fixierte Punkt und die beiden Kameras bilden in einer Ebene ein Dreieck, von dem zumindest eine Seite (Basislänge) bekannt ist. Von der Basislänge ausgehend öffnet sich zum fixierten Punkt hin jeweils ein Winkel (α und β , siehe Abbildung 8). Nunmehr ist es möglich die Distanz des Punktes zur Basislänge in der Ebene zu er rechnen.

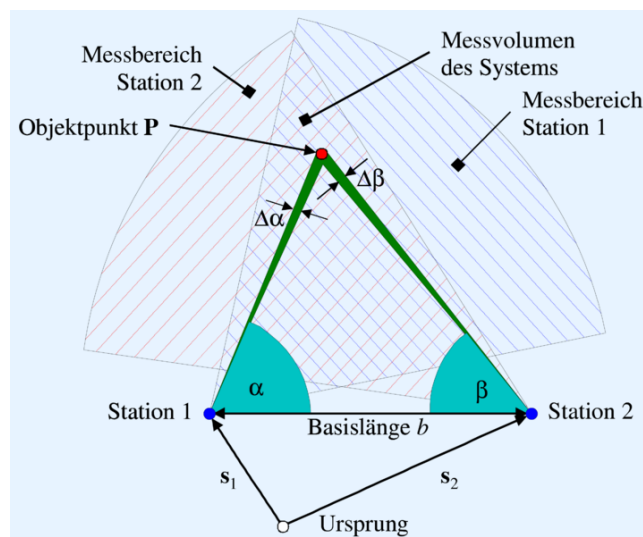


Abbildung 13 Schema der Triangulation (6)

Um im Raum einen Punkt zu fixieren und seine Lage bestimmen zu können, sind zwei weitere Stationen, mit bekannter Basislänge, erforderlich. Diese dürfen sich nicht mehr in der gleichen Ebene (XY) befinden, sondern in der dritten Dimension (Z).

So ist es möglich jeden gewünschten Punkt im Raum zu vermessen. Aus den so erhaltenen Messpunkten kann nun eine Punktwolke erstellt werden, welche bereits ein dreidimensionales Abbild des Messobjektes wiedergibt.

Die Punktwolke hat eine Auflösung die jener der Stereokameras von 1280 x 960 Pixel entspricht. Es werden also für jedes Kamerapaar 1.228.800 Bildpunkte miteinander in Beziehung gesetzt. Bei acht Kamerapaaren ergibt sich eine enorme Menge an zu berechnenden Bildpunkten, welche eine sehr große Rechenleistung von Seiten der Central Processing Unit (CPU) erfordern.

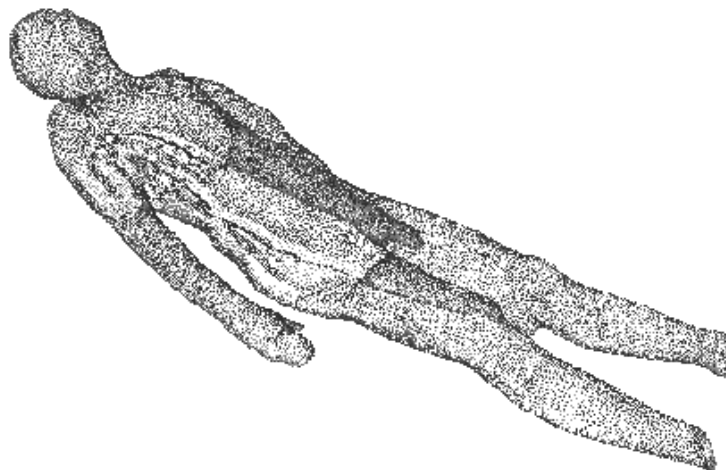


Abbildung 14 Punktwolke (3D Rekonstruktion)

Aus den so gewonnenen Daten ist es nun, mit den oben erwähnten Programmen (Mat-Lab), möglich dreidimensionale Modelle zu generieren. Aus diesen Rekonstruktionen lassen sich dann das Volumen und die Oberfläche errechnen. Die Messdaten lassen sich auf einfache Weise, mit zum Beispiel Microsoft Excel oder SPSS, verarbeiten. Dabei soll der Vergleich mit bereits existenten Methoden zeigen, wie genau dieses Verfahren ist. Das errechnete Volumen wird mit dem Goldstandard der DXA und die erhaltene Oberfläche mit diversen Formelsammlungen, wie zum Beispiel die Formel nach Dubois, verglichen.

12 VERGLEICHSMETHODEN

12.1 DUAL X-RAY ABSORPTIOMETRY (DXA)

Im Rahmen der Studie dient die Messung der Bodycomposition mittels, Dual X-Ray Absorptiometry, aller Probanden als Goldstandart um die gewonnen Messwerte aus der Stereokameravolumetrie zu evaluieren.

Die Funktionsweise der Dual X-Ray Absorptiometry beruht auf einem digitalen Röntgenverfahren. Zwei Röntgenquellen, unterschiedlicher Energie, kommen hierbei zum Einsatz. Damit ist es möglich für jeden einzelnen Messpunkt zwei Schwächungscharakteristika zu erhalten. Dadurch können nicht nur die allgemeine Schwächung durch den gesamten Körper gemessen werden. Eine Unterscheidung verschiedener Dichten ist somit möglich. Je größer der Dichteunterschied, desto höher die Genauigkeit der Messung. Da jedoch bei der Untersuchung eines menschlichen Körpers zumindest zwischen drei verschiedenen Gewebearten (Knochen-, Fett- und Muskelgewebe) unterschieden werden muss, ist es notwendig Annahmen zu treffen, die wiederum zu Messfehlern führen.

Die Methode liefert keine Informationen über die Geometrie im Raum, im Sinne eines dreidimensionalen Objekts. Es ist lediglich eine sogenannte flächenprojizierte Masse oder Flächendichte ermittelbar.

$$\text{Flächendichte} = \frac{\text{kg}}{\text{m}^2}$$

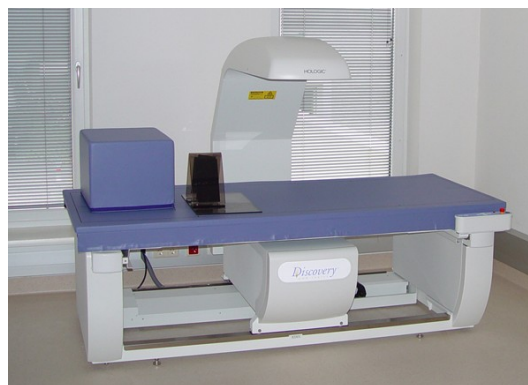


Abbildung 15 Hologic DXA - QDR Discovery³

³ Bild mit freundlicher Genehmigung von Univ. Prof. Dr. med. Falko Skrabal

Klinische Anwendung findet diese Messmethode, zum Beispiel, im Rahmen der Osteoporosediagnostik. Hierbei werden die Lendenwirbelsäule sowie der, zu meist rechte, Schenkelhals zur Messung herangezogen. Das Messergebnis liegt als Standardabweichung vor und ist der sogenannte T-Wert. Eine Osteoporose liegt vor, wenn der ermittelte Wert mindestens 2,5 Standardabweichungen unter dem Durchschnitt der gleichgeschlechtlichen, gesunden, 30-ig jährigen Bevölkerung liegt (WHO Definition (7)). Werte zwischen -1 und -2,5 zeigen eine Osteopenie an.

T-Wert	WHO Klassifikation
≥ -1	Normalbefund
-1 bis -2,5	Osteopenie
≤ -2,5	präklinische Osteoporose
≤ -2,5 und Frakturen	manifeste Osteoporose

Tabelle 2 WHO Osteoporose Klassifikation, (8)

Um Fehler von Geräten zu Umgehen verwendet man jene Standardabweichung, die einen Vergleich erst möglich macht. Es werden nicht Absolut-Werte verglichen, sondern, in einem größtmöglichen Vergleichskollektiv, eine Abweichung von der Norm. Eine Ausnahme stellt hier die quantitative Computertomographie dar, auf die hier nicht näher eingegangen wird.

Weitere Einsatzgebiete sind die Morphometrie und die Ganzkörper Dual X-Ray Absorptiometry. Mit Hilfe der DXA ist es möglich Aussagen über Lean-Body-Mass (LBM), Fettmasse und die Gesamtknochenmasse zu machen. Letzteres ist Grundlage und Goldstandard für dieses Projekt. Es ermöglicht eine sehr genaue Übersicht der Körperzusammensetzung.

Der BMI verliert durch diese Messmethode an Bedeutung, da er ein sehr ungenaues diagnostisches Instrument darstellt. Der wichtige Faktor der Körperzusammensetzung aus Fett- und Muskelmasse wird nur ungenügend ermittelt (siehe Abb. 1). Ein normaler BMI kann darüber hinwegtäuschen, dass bereits ein schweres Missverhältnis dieser beiden Körperbestandteile vorliegt. Im Falle einer Sarkopenie besteht ein Ungleichgewicht zu Gunsten des Körperfettanteiles, was weitreichende Konse-

quenzen für den Betroffenen mit sich bringt. Die Folge sind Kollateralschäden an Gefäßen und anderen Organen. Dennoch wird der BMI standardmäßig im klinischen Alltag eingesetzt und zum Teil als Therapieguideline verwendet.

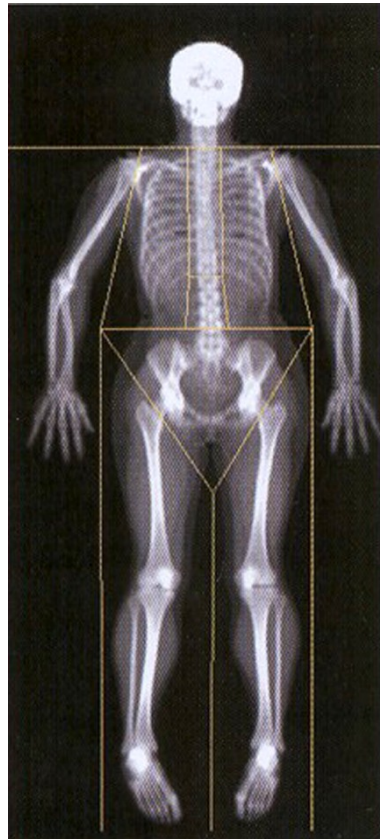


Abbildung 16 Ganzkörper DXA⁴

Die Abbildung 16 zeigt eine Ganzkörper DXA einer weiblichen Probandin. Deutlich sind die röntgendichteren, knöchernen Strukturen vom Weichteilschatten abgrenzbar. Bei genauerer Betrachtung lässt sich im Weichteilschatten die Muskulatur vom Fettgewebe differenzieren. Das System ermittelt daraus selbsttätig die Anteile der jeweiligen Gewebearten. Die Summe der Gewebevolumina ergibt das Gesamtvolumen.

⁴ Bild mit freundlicher Genehmigung von Univ. Prof. Dr. med. Falko Skrabal

Alter (Jahre)	Frauen			Männer		
	gut	mittel	schlecht	gut	mittel	schlecht
< 20	17–22 %	22–27 %	> 27 %	12–17 %	17–22 %	> 22 %
20–29	18–23 %	23–28 %	> 28 %	13–18 %	18–23 %	> 23 %
30–39	19–24 %	24–29 %	> 29 %	14–19 %	19–24 %	> 24 %
40–50	20–25 %	25–30 %	> 30 %	15–20 %	20–25 %	> 25 %
> 50	21–26 %	26–31 %	> 31 %	16–21 %	21–26 %	> 26 %

Tabelle 3 Principles + Labs for Physical Fitness and Wellness, (9)

Die Tabelle 3 zeigt die empfohlene Fettmasse, in Bezug auf das Alter. Hohe Fettanteile stellen de facto eine schlechte Stoffwechsellage dar, da die metabolische Muskelmasse vermindert vorliegt. Diese Situation begünstigt, unter anderem, hohe Low-Density-Lipoprotein-Werte (LDL), verminderte High-Density-Lipoproteine (HDL), sowie das Auftreten einer relativen Insulinresistenz. Die Insulinresistenz beruht auf einer Down-Regulation der Insulinrezeptoren an den jeweiligen Empfängerzellen, die unter dem dauernd hohen Seruminsulinspiegel internalisiert werden. Endresultat ist ein insulinresistenter Diabetes-Mellitus.

12.2 UNDERWATER-WEIGHING

Die Grundlage für diese hydrostatische Messung beruht auf den Erkenntnissen des Archimedes von Syrakus. Der Gelehrte und Mathematiker stellte fest, dass in Wasser getauchte Körper eine Volumensveränderung mit sich bringen. Diese Änderung entspricht genau dem Volumen des eingetauchten Körpers, unabhängig von seiner Geometrie.

Die Messung beginnt mit der Gewichtsermittlung des Probanden außerhalb des Wassertanks. Nun wird dieser im Tank auf einer Waage platziert und komplett im Wasser eingetaucht. Das dabei gemessene Gewicht korreliert mit der Körperzusammensetzung des Probanden.

Je höher der Fettanteil des Körpers, desto weniger wird der Patient unter Wasser wiegen. Grund dafür ist die geringere Dichte von Fett (0,9 kg/l) gegenüber der Dichte des Wassers (1,0 kg/l bei 4°C) (10). Für Muskelgewebe und Knochen wird eine durchschnittliche Dichte von 1,1 [kg/l] angenommen. Daraus resultierend wird ein Proband mit einem hohen Muskelanteil unter Wasser mehr Gewicht auf die Waage bringen.

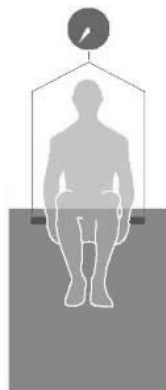


Abbildung 17 Schema, Underwater-Weighing, (11)

Die erhaltenen Gewichtswerte, in die Formel (siehe unten) eingesetzt, ergeben nun die Körperdichte (BD) des Probanden. Um einen möglichst genauen Wert zu erhalten ist es noch notwendig das Lungenvolumen des Patienten abzuziehen.

Wird ein Schnorchel verwendet, um die Atmung unter Wasser zu gewährleisten, muss auch dieses Volumen in der Formel korrigiert werden.

Formel zur Berechnung der Body-Density, (12):

$$BD = \frac{W_{tr}}{\frac{W_{tr} - W_{na}}{D_w} - (Lv + 0,10 + SnVol)}$$

BD Body-Density

W_{tr} Gewicht außerhalb des Wassertanks

W_{na} Gewicht unter Wasser

D_w spezifisches Gewicht des Wassers (Dichte)

Lv Korrektur des Lungenvolumens

$SnVol$ Korrektur des Schnorchelvolumens

Das jeweilige Lungenvolumen muss dabei indirekt, mittels einer Testgasverdünnungsmethode bestimmt werden. Als Testgas wird zum Beispiel Helium eingesetzt (Heliumeinwaschmethode). Es ist auch näherungsweise rechnerisch möglich das Lv zu ermitteln. Hierfür gilt:

Frauen $Lv = 0,24 * VC$ (12)

Männer $Lv = 0,28 * VC$ (12)

VC Vitalkapazität

Speziell für Europäer standardisierte Berechnung (13):

Frauen: $VC = 5,2 * h - 0,018 * a - 4,36$ ($\pm 0,42$)

Männer: $VC = 5,2 * h - 0,022 * a - 3,6$ ($\pm 0,58$)

h Körpergröße in Meter

a Alter in Jahren

Die Werte in den Klammern stellen die Standardabweichungen dar.

12.3 AIR DISPLACEMENT PLETHYSMOGRAPHIE (BOD-POD) (14)

Das BOD-POD System ist, ebenso wie das Underwater-Weighing, einer der Goldstandards zur Messung des Körpervolumens. Durch die Messergebnisse ist es möglich die Fettmasse und die fettfreie Masse (LBM) rechnerisch zu ermitteln.

Das Messprinzip beruht auf der Verdrängung von Luft in einer definierten Kammer. Es arbeitet also mit dem gleichen Prinzip wie die Ganzkörperplethysmographie. Diese wird zu Lungenvolumetrischen Messungen klinisch eingesetzt.

Mittels des BOD-POD Systems ist es möglich die Stoffwechselrate im Ruhezustand, sowie den Total-Energieumsatz zu ermitteln.

Die Messung beginnt mit der Erhebung des Körpergewichts (KG). Der Proband begibt sich dann in den Plethysmographen, um sein genaues Volumen (V) zu vermessen. Aus beiden Resultaten wird das spezifische Gewicht (ρ) des Körpers berechnet.

$$\rho = \frac{KG}{V} = \left[\frac{\text{kg}}{\text{l}} \right]$$

Dieses spezifische Gewicht ist der Ausgangspunkt für weitere Berechnungen.

Das System besteht aus zwei Kammern. Die vordere Kammer dient als Testkammer, in der sich der Proband während der Messung befindet. Die hintere Kammer dient als Referenzvolumen. Beide Bereiche sind durch eine gemeinsame Wand voneinander getrennt.

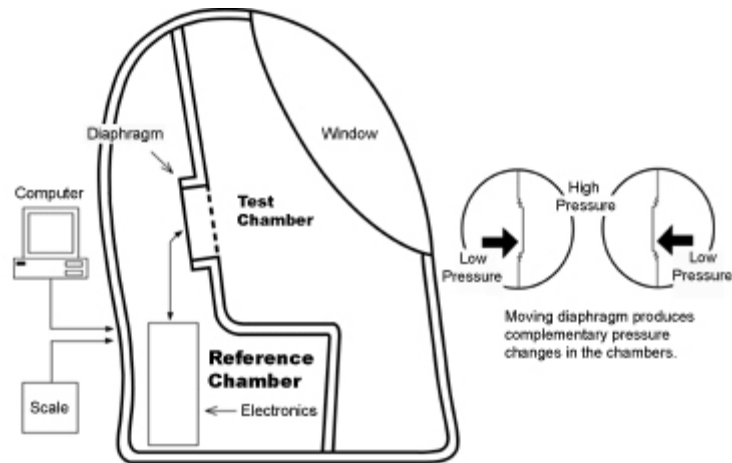


Abbildung 18 BOD-POD, Schematische Darstellung, (15)

Die Volumensänderung im Inneren der Testkammer wird, über eine in der Wand eingebaute Membran, direkt auf die Referenzkammer übertragen. So werden geringe Druckunterschiede gemessen, welche dann vom „Leervolumen“ der vorderen Kammer subtrahiert werden. Auf diese Weise ist es möglich das verdrängte Volumen zu berechnen. Die Differenz entspricht dem Volumen des Probanden.



Abbildung 19 BOD-POD, Messanlage (16)

12.4 KÖRPEROBERFLÄCHENBERECHNUNG

Die Körperoberfläche spielt in einigen medizinischen Bereichen eine zentrale Rolle. Sie ist eine wichtige physiologische Bezugsgröße, zum Beispiel zur Abschätzung des Kalorien- und Flüssigkeitsbedarfs in der Infusionstherapie. Als bekanntestes Beispiel sei hier die Evaluierung der Oberfläche mittels der sogenannten „Neuner-Regel nach Wallace“ angeführt. Dieses Prinzip findet bei Verbrennungsoptern Anwendung und ist jedoch nur eine prozentuelle Angabe der Körperoberfläche.

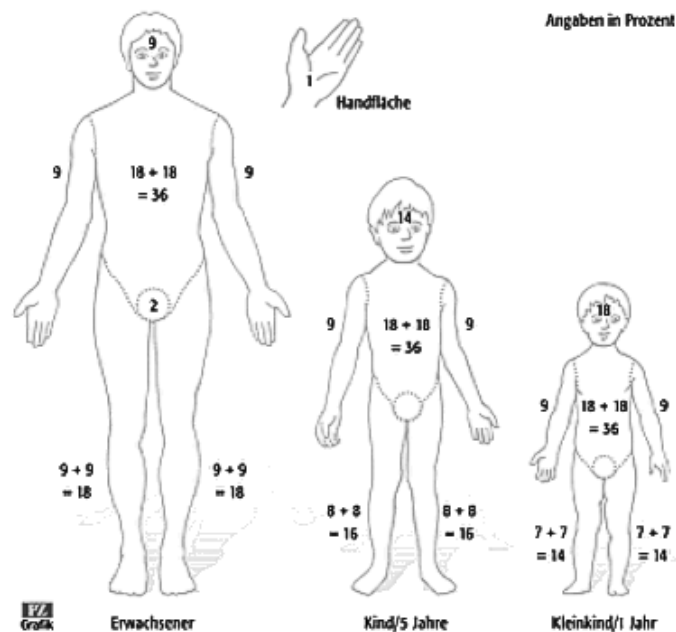


Abbildung 20 Neunerregel nach Wallace (17)

Abbildung 20 zeigt die Verteilung der prozentuellen Hautoberfläche die beim Erwachsenen zumindest immer 9 %, oder ein vielfaches davon, ist. Zu beachten ist, dass die Regel bei Kindern nur begrenzt anwendbar ist. In der Abbildung 20 ist auch die Handregel angeführt wonach die Handinnenfläche, des jeweiligen Patienten, 1 % der Gesamtkörperoberfläche darstellt. Beide Methoden geben eine grob geschätzte Oberfläche wieder. Jedoch reicht diese Schätzung für einen ersten Eindruck der, zum Beispiel bei Verbrennungen geschädigten, Körperoberfläche aus.

Das Ausmaß des menschlichen Integuments fließt jedoch auch bei Medikamentendosierungen, oder bei Stoffwechsel- und Clearance-Untersuchungen, ein. In diesem Zusammenhang ist eine möglichst genaue Erhebung dieser Messgröße von großer Bedeutung.

Der Wärmeverlust des menschlichen Körpers hängt direkt von der Größe der Hautoberfläche ab, daher korreliert diese mit dem Grundumsatz der jeweiligen Person. Andere Möglichkeiten die „Größe“ der Haut zu ermitteln geschieht in der Medizin mittels diversen Formelsammlungen. Alle diese Formeln beziehen sich auf den Zusammenhang zwischen der Körpergröße und dem Gewicht des jeweiligen Probanden. Die Formel nach Dubois ist eine der bekanntesten und innerklinisch die am häufigsten verwendete. Zur leichteren Anwendung stehen vielerorts Nomogramme zur Verfügung, welche nach der Dubois-Formel konstruiert wurden.

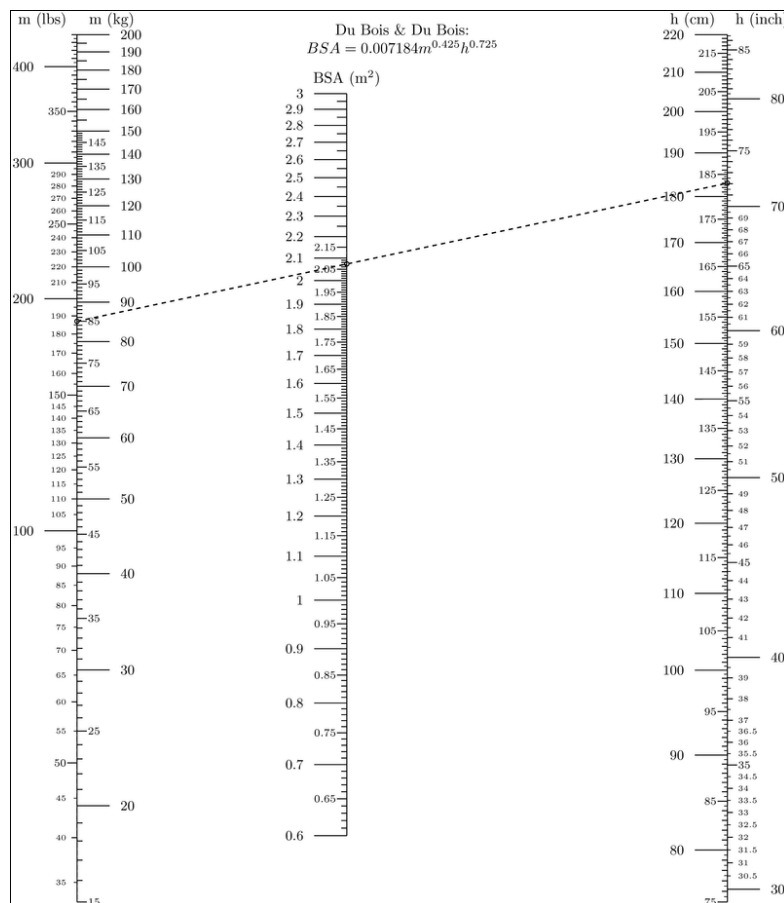


Abbildung 21 Du Bois Nomogramm (18)

Im folgenden Abschnitt werden nun die fünf gebräuchlichsten Formeln aufgeführt. Es ist dabei zu beachten das die Formelzeichen S, L und M immer für das Selbe stehen und nur einmal an dieser Stelle erklärt werden:

- S Surface (errechnete Körperoberfläche) in [m²]
- L Length (Körperlänge) in [cm]
- M Mass (Körpergewicht) in [kg].

12.4.1 DUBOIS-FORMEL (19)

Delafield Dubois war ein New Yorker Naturwissenschaftler der um 1917 die nachstehende Formel, zur Berechnung der Körperoberfläche, etabliert hat. Dubois erstellte die Formel anhand von neun Probanden. Sie ist die, mit Abstand, am häufigsten eingesetzte Berechnungsmethode weltweit. Dubois hat mit dieser Methode die Grundlage für viele weitere Rechenmethoden geschaffen.

$$S = 0,007184 \times L^{0,725} \times M^{0,425}$$

12.4.2 GEHAN-GEORGE- FORMEL (20)

Mittels der Gehan-George-Formel werden, bevorzugt in der Strahlentherapie, die jeweiligen Dosen ermittelt. Sie beruht auf einer Studie von rund 400 Probanden.

$$S = 0,0235 \times L^{0,42246} \times M^{0,51456}$$

12.4.3 MOSTELLER-FORMEL (21)

Die Mosteller-Formel stellt eine vereinfachte Variante der Gehan-George-Formel dar. Sie wurde 1987 vom US-amerikanischen Mediziner Robert D. Mosteller aufgestellt. Sie ist sowohl für Erwachsene, als auch für Kinder anwendbar.

$$S = \sqrt{\frac{L \times M}{3600}}$$

12.4.4 HAYCOCK-FORMEL (22)

Der britische Nephrologe George B. Haycock erstellte diese Formel 1978 anhand von rund 80 Testpersonen, dennoch findet sie nach Dubois und Mosteller Anwendung in der Onkologie.

$$S = 0,024265 \times L^{0,3964} \times M^{0,5378}$$

12.4.5 BOYD-FORMEL (23)

Ebenso wie die vier zuvor genannten Formeln dient diese der Berechnung der Körperoberfläche und zur Bestimmung jeweiliger Dosierungen von Medikamenten und Strahlen.

$$S = 0,0003207 \times L^{0,3} \times (M \times 1000)^{(0,7285 - 0,0188 \lg(M \times 1000))}$$

Die oben vorgestellten Formeln sollen nun im Rahmen dieser Arbeit mit der Körperoberflächenmessung aus der Stereokameravolumetrie verglichen werden. Jede der Formeln wird auf das Probanden- bzw. Patientenkollektiv angewendet. In diesem Zusammenhang sollen auch die Formeln untereinander verglichen werden. Dabei soll gezeigt werden wie gut die Stereokammernmessung mit den rechnerischen Ergebnissen, für das doch sehr heterogene Patientenkollektiv, korreliert. In den meisten Fällen werden zur Erhebung einer Formel gesunde Probanden herangezogen. Die medizinische Realität beschäftigt sich jedoch hauptsächlich mit morbidem Patienten, die oft nicht mit gesunden Menschen vergleichbar sind. Aus diesem Grund sollen in dieser Arbeit verschiedenste internistische Krankheitsbilder mit der Kontrollgruppe verglichen werden. Es sollen auch geschlechterspezifische Unterschiede in die Auswertung mit einfließen.

13 ERGEBNISSE UND RESULTATE

In der Studie wurden 119 Probanden mittels DXA und Stereokameravolumetrie vermessen. Die 119 Probanden setzten sich aus 92 Personen, mit einer Vielzahl Vorerkrankungen, und 27 Personen als Kontrollkollektiv zusammen. Das Patientenkollektiv besteht aus 32 weiblichen und 60 männlichen Personen, im Alter von 28 bis 94 Jahren. Die Kontrollgruppe besteht aus 13 weiblichen und 14 männlichen Probanden im Alter von 24 bis 77 Jahren. Alle Probanden wurden vor den Messungen auf Vorerkrankungen befragt. Von jedem Patienten sind Daten wie Alter, Geschlecht, Körpergewicht, Körpergröße, BMI und der Broca-Index bekannt.

	Patientenkollektiv	Gesunde Kontrollgruppe
weiblich	32	13
männlich	60	14
Σ	92	27

Tabelle 4 Probanden-Gesamt

An 106 der 119 Patienten war eine erfolgreiche dreidimensionale Rekonstruktion möglich. Bei 13 Patienten, die initial untersucht wurden, war die Projektion des Random-Musters noch nicht ideal eingestellt, sodass eine Mustererkennung durch die Stereokameras nicht möglich war. Bei idealer Projektorposition sollte dieses Problem in Zukunft nicht mehr auftreten. Das Patienten- und Kontrollkollektiv teilt sich daher wie in Tabelle 4 angeführt auf:

	Patientenkollektiv	Kontrollgruppe
weiblich	26	13
männlich	55	12
Σ	81	25

Tabelle 5 Probandenzahlen nach Rekonstruktion

Durch die DXA-Messung wurden zudem noch Daten wie Gesamtmasse, Muskelmasse, Knochenmasse und Fettmasse erhoben. Es liegen dadurch auch Messdaten für jeden einzelnen Körperabschnitt wie Beine, Arme, Kopf und Rumpf zur Verfügung.

Die Fallgruppe lässt sich weiters nach Krankheiten in Untergruppen einteilen. So sind, zum Beispiel, Patienten mit Beinödemen von besonderer Bedeutung. Grundsätzlich werden die Messdaten von allen Probanden miteinander verglichen. Dabei soll sich zeigen wie genau die Stereokameravolumetrie, gegenüber der DXA-Messung, in Bezug auf die Volumenmessung ist. In weiterer Folge werden dann einzelne Körperabschnitte miteinander verglichen. Ziel ist es volumetrische Unterschiede von Körpersegmenten eines Patienten zu erheben, welche dann Rückschlüsse auf die zugrunde liegende Krankheit zulassen.

	Ödeme	Aszites	Pleuraerguss
weiblich	3	2	1
männlich	9	2	3
Σ	12	4	4

Tabelle 6 Patientenkollektiv

Die Gesamtsumme der an den aus Tabelle 6 entnehmbaren Patienten beträgt 20. Die restlichen 86 Patienten leiden an Erkrankung die im Rahmen dieser Arbeit keine Berücksichtigung finden sollen. Hauptaugenmerk wird auf die oben dargestellten Leiden gelegt, welche einen direkten Einfluss auf das Ergebnis der Volumetrischen- und Oberflächenmessungen haben können.

Teil der Messung ist es zu Prüfen, ob bei Beinödemen Volumendifferenzen zwischen den beiden unteren Extremitäten erhebbare sind. Dabei soll der direkte Vergleich DXA versus Stereokameravolumetrie angetreten werden, da bei den anderen Messmethoden, wie Underwater-Weighing oder Bod-Pod, eine partielle Volumenauswertung der einzelnen Körperteile nicht durchführbar ist.

Eine Gegenüberstellung von der Kontrollgruppe zum Patientenkollektiv mit Beinödemen (aus Tabelle 6), soll zeigen wie sensitiv die beiden Messsysteme, im Bezug auf Volumenunterschiede in den unteren Extremitäten, zueinander sind. Dies soll Aufschluss darüber geben wie sicher man, anhand einer Stereokameravolumetrie, Beinödeme diagnostizieren kann und wie groß der absolute Volumenunterschied ist. Alle Daten werden mittels IBM SPSS Statistics 19 © ausgewertet.

13.1 KORRELATION DXA-GESAMTMASSE VS. KÖRPERWAAGE

Zu Beginn wird die DXA-Gesamtmasse [kg] mit der Gewichtsmessung, anhand einer handelsüblichen Körpergewichtswaage, verglichen um aufzuzeigen, dass es sich bei der DXA zu Recht um den Goldstandard handelt. Der Vergleich wird mit der Gesamtgruppe, also mit 119 Probanden, angetreten.

Korrelationen DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

		Gewicht (Körperwaage) [kg]	DXA-Gesamtmasse [kg]
Gewicht (Körperwaage) [kg]	Korrelation nach Pearson	1	,996**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	119	119
DXA-Gesamtmasse [kg]	Korrelation nach Pearson	,996**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	119	119

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 7 Korrelation, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Tabelle 7 zeigt eine positive Korrelation mit einem Korrelationskoeffizienten (nach Pearson) von 0,996. Diese starke Korrelation der beiden Variablen war in diesem Fall zu erwarten. Es ist damit gezeigt, dass die DXA-Gesamtmasse [kg] und die Gewichtsermittlung mittels Körperwaage zu den gleichen Ergebnissen führen. Sie sind aufgrund der Signifikanz von 0,000 (bei zweiseitiger Testung) in der Grundgesamtheit korreliert.

Modellzusammenfassung

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R- Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,996 ^a	,992	,992	1,6590

a. Einflußvariablen : (Konstante), DXA-Gesamtmasse [kg]

Tabelle 8 Regression, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Die lineare Regression ergibt ein R^2 von 0,992, bei einem Standardfehler des Schätzers von 1,6590. Wie im nachfolgenden Diagramm visualisiert, gibt es lediglich einen Messwert der von der Norm abweicht. Dieser Ausreißer wurde von der DXA mit 79,96 kg gemessen und von der Körperwaage mit 67,4 kg. Dennoch unterstreicht das Ergebnis die Berechtigung der DXA-Gesamtmasse [kg] als Goldstandard, unter anderem, für die Gewichtsmessung.

Koeffizienten^a DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
1 (Konstante)	-1,426	,644		-2,215	,029
DXA-Messung	1,009	,008	,996	120,377	,000

a. Abhängige Variable: Körperwaage

Tabelle 9 Koeffizienten, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Die Tabelle 9 weist für die in die Berechnung mit einbezogenen Variablen eine Hohe Signifikanz aus. Daraus ist zu schließen, dass die DXA-Gesamtmasse [kg] tatsächlich mit der Körperwaagen-Messung korreliert.

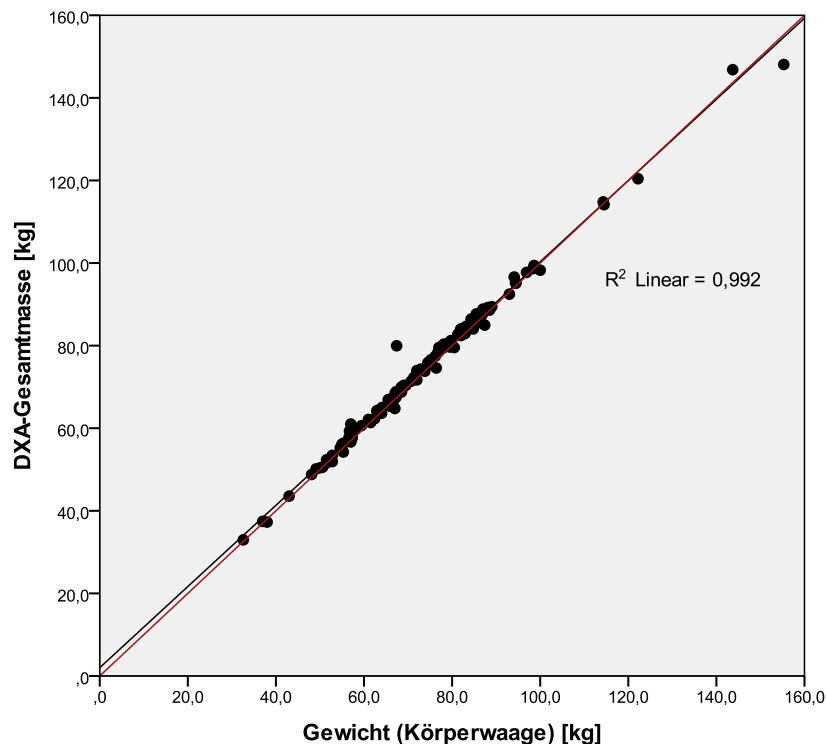


Abbildung 22 Streudiagramm, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

13.2 KORRELATION STEREOKAMERAVOLUMETRIE VS. KÖRPERWAAGE

Nun sollen die Messwerte der Stereokameravolumetrie (SKV) mit den Daten der Körperwaage verglichen werden. Dabei sei zu beachten, dass die Werte der Stereokameravolumetrie in der Einheit Liter, also als Volumen, in die Korrelation eingehen.

		Gewicht (Körperwaage)	Stereokameravolumetrie
Gewicht (Körperwaage)	Korrelation nach Pearson	1	,984**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	119	106
Stereokameravolumetrie	Korrelation nach Pearson	,984**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	106	106

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 10 Korrelation, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Das Ergebnis deutet auf eine exzellente Korrelation (0,984) zwischen der Körpergewichtsmessung und der berührungsfreien Stereokameravolumetrie hin.

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,984 ^a	,968	,967	2,8249

a. Einflußvariablen : (Konstante), Stereokameravolumetrie [l]

Tabelle 11 Regression, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Die Regression ergibt ein R^2 von 0,968. Dies zeigt ein ähnlich gutes Ergebnis der Stereokameravolumetrie gegenüber der Körperwaagen-Messung, wie im zuvor entwickelten Regressionsmodell. Der Standardfehler des Schätzers ist mit 2,8249 nur unwesentlich höher. Die Messmethode der Stereokameravolumetrie scheint also vorab recht vielversprechend zu sein.

Koeffizienten^a Stereokameravolumetrie [l] vs. Körperwaage [kg]

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
		Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
1	(Konstante)	6,713	1,211		5,542	,000
	Stereokameravolumetrie	,913	,016	,984	55,747	,000

a. Abhängige Variable: Gewicht Körperwaage [kg]

Tabelle 12 Koeffizienten, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

Die Variablenkoeffizienten zeigen eine hohe Signifikanz. Eine tatsächliche Korrelation der beiden Variablen ist also wahrscheinlich.

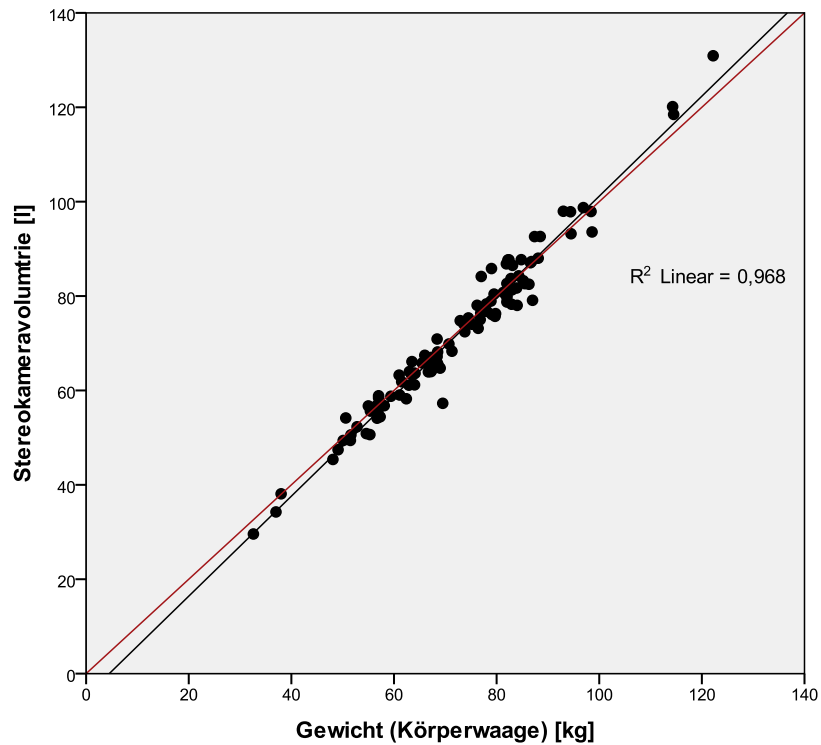


Abbildung 23 Streudiagramm, Stereokameravolumetrie [l] vs. Gewicht (Körperwaage) [kg]

13.3 KORRELATION DXA-GESAMTMASSE VS. STEREOKAMERAVOLUMETRIE

Nachdem die Methoden mit der Körpergewichtsmessung verglichen wurden, werden nun die beiden im direkten Vergleich gegenübergestellt. Dabei wird vorerst das Gesamtkollektiv und die jeweilige DXA-Gesamtmasse [kg] bzw. das Gesamtvolumen aus der Stereokameravolumetrie [l] in das Rechenmodell einfließen. Teilvolumina bzw. Teilmassen werden im Anschluss evaluiert, ebenso wie die Unterteilung des Gesamtkollektivs in Patienten- und Kontrollgruppe.

		DXA-Gesamtmasse [kg]	Stereokameravolumetrie [l]
DXA-Gesamtmasse [kg]	Korrelation nach Pearson	1	,981**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	119	106
Stereokameravolumetrie [l]	Korrelation nach Pearson	,981**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	106	106

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 13 Korrelation, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]

Wie aus den obigen Ergebnissen zu erwarten, korrelieren die beiden Messergebnisse mit einem Korrelationskoeffizient von 0,981 miteinander. Die Signifikanz weist auch hier eine hohe Korrelation in der Grundgesamtheit auf.

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,981 ^a	,962	,962	3,30149

a. Einflußvariablen : (Konstante), DXA-Gesamtmasse [kg]

Tabelle 14 Regression, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]

Aufgrund des R^2 von 0,962 ist mit einer hohen Modellgüte zu rechnen. Der Standardfehler des Schätzers liegt im akzeptablen Bereich da wir von biologischen Messdaten ausgehen.

ANOVA^b

Modell	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
1 Regression	28596,145	1	28596,145	2623,531	,000 ^a
Nicht standardisierte Residuen	1133,586	104	10,900		
Gesamt	29729,732	105			

a. Einflußvariablen : (Konstante), DXA-Gesamtmasse [kg]

b. Abhängige Variable: Stereokameravolumetrie [l]

Tabelle 15 ANOVA, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]

Die Signifikanz der obigen Tabelle 15 ergibt, dass man mit einer Wahrscheinlichkeit von 0,000% bei dieser Annahme einem Irrtum unterliegt, was heißen soll das beide Messmethoden vergleichbar gute Ergebnisse liefern.

Koeffizienten^a

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
	Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
1 (Konstante)	-5,413	1,545		-3,502	,001
DXA-Gesamtmasse [kg]	1,058	,021	,981	51,220	,000

a. Abhängige Variable: Stereokameravolumetrie [l]

Tabelle 16 Koeffizienten, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]

Wie aus obiger Tabelle 16 hervorgeht sind nicht nur das Gesamtmodell signifikant, sondern auch die einzelnen einfließenden Variablen. Aus diesem Zusammenhang ergibt sich ein durchaus positives Bild für die neue Messmethodik der Stereokameravolumetrie. Es kann also davon ausgegangen werden, dass es sich bei der Stereokameravolumetrie um eine valide Art der Informationsgewinnung, im Bereich der Volumetrie, handelt. Dies stellt nun die Grundlage für alle weiteren Analysen dar.

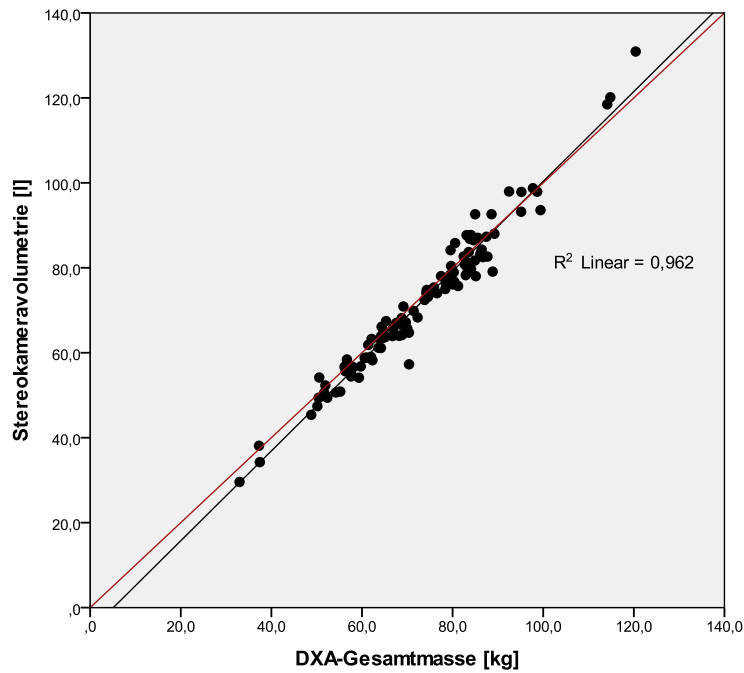


Abbildung 24 Streudiagramm, DXA-Gesamtmasse [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l]

13.3.1 METHODENVERGLEICH

Unter der Annahme, dass die Messergebnisse der DXA-Gesamtmasse [kg] für Fett, Muskel und Knochen mit den spezifischen Dichtewerten (0,9 kg/l für Fett, und 1,1 kg/l für Muskel und Knochen (10)) multipliziert werden, ergibt sich ein errechnetes Volumen für die DXA-Gesamtmasse [kg] (=DXA-Volumen [l]). Es werden also im folgenden Abschnitt zwei Volumina mit einander verglichen und ausgewertet.

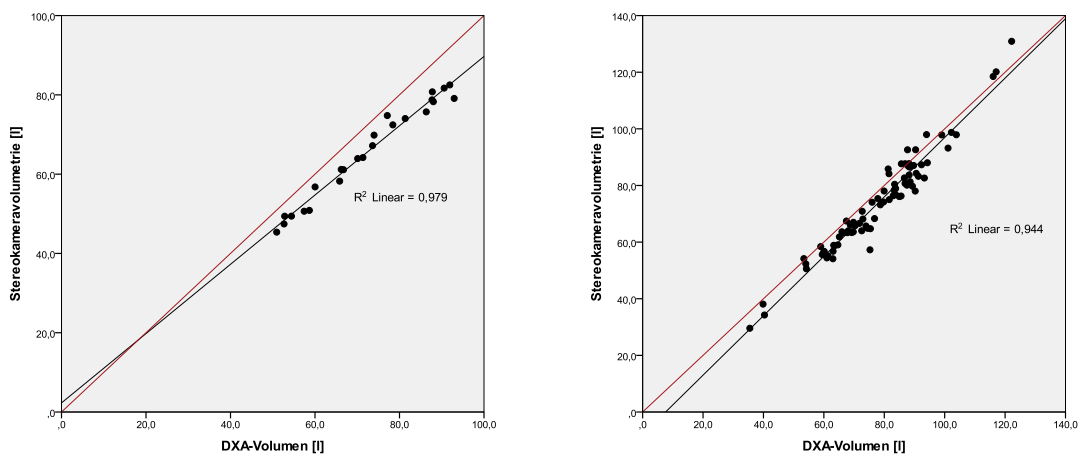


Abbildung 25 Streudiagramme, DXA-Volumen [kg] vs. Stereokameravolumetrie [l], links Kontrollgruppe, rechts Patientenkollektiv

Durch diese Annahme ergibt sich ein R^2 von 0,979 für die Kontrollgruppe, beziehungsweise 0,944 für das Patientenkollektiv. Daraus ergibt sich eine vergleichbar gute Korrelation, wie bei der vorangegangenen Analyse aus DXA-Gesamtmasse [kg] versus Stereokameravolumetrie [l]. Ein Bland-Altman-Plot soll nun darüber Aufschluss geben wie vergleichbar die beiden Messmethoden tatsächlich sind.

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Stereokameravolumetrie [l]	106	29,58	130,92	72,0233	16,82677
DXA-Volumen [l]	118	35,49	147,51	78,3039	18,31258
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 17 Deskriptive Statistik 1, DXA-Volumen [l] und Stereokameravolumetrie [l]

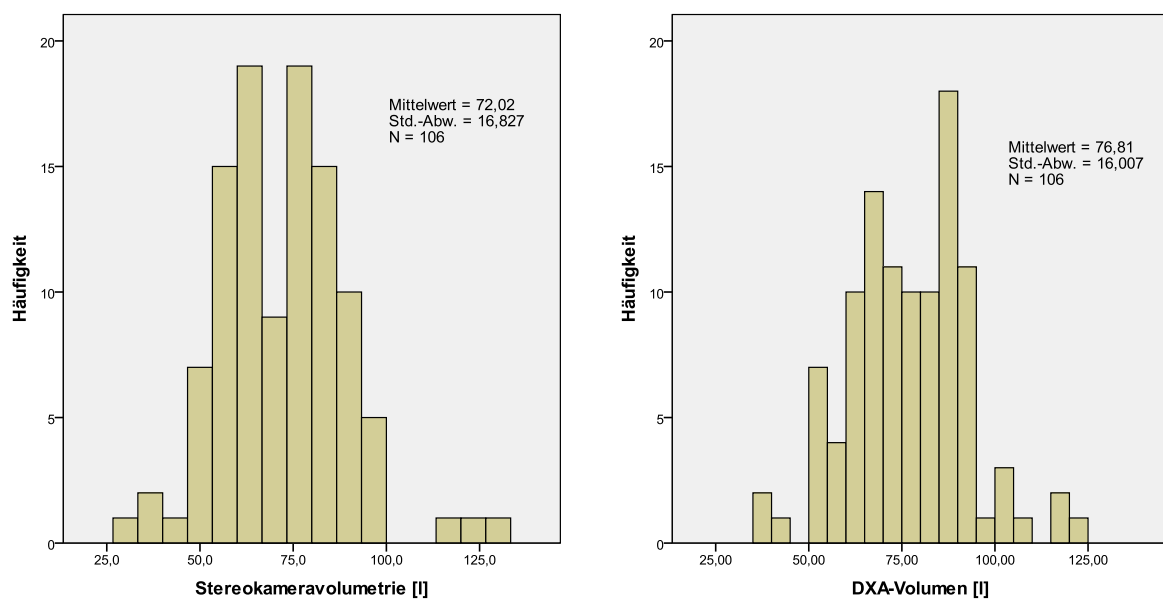


Abbildung 26 Histogramme, Normalverteilung Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Volumen [l]

Anhand der beiden Histogramme lässt sich eine gewisse Kongruenz in der Normalverteilung erkennen. Die Mittelwerte ergeben nahezu den gleichen Zahlenwert. Bei dieser Betrachtungsweise wird jeweils das Probandenkollektiv berücksichtigt welches, im Rahmen der Stereokameravolumetrie, als dreidimensionales Modell rekonstruierbar war. Daraus ergibt sich eine Gruppengröße von 106 Probanden.

Deskriptive Statistik

	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Volumina	106	32,5	126,5	74,418	16,2935
Volumendifferenz DXA-Stereokameravolumetrie	106	-18,0	8,7	-4,790	4,0964
Gültige Werte (Listenweise)	106				

Tabelle 18 Deskriptive Statistik 2, DXA-Volumen [l] und Stereokameravolumetrie [l]

Die Variable „Mittelwerte“ bezieht sich auf die jeweiligen arithmetischen Mittel aus DXA-Volumen und der Stereokameravolumetrie jedes Probanden. Der daraus errechnete Wert ist also der Mittelwert der Mittelwerte. Die Variable „Volumendifferenz“ ergibt sich aus der Differenz Stereokameravolumetrie [l] minus DXA-Volumen [l]. Der daraus errechnete Wert ist also der Mittelwert der Messunterschiede aus den beiden verglichenen Verfahren. Grund für die Durchführung ist die Suche nach etwaigen systematischen Fehlern der Stereokameravolumetrie gegenüber der DXA.

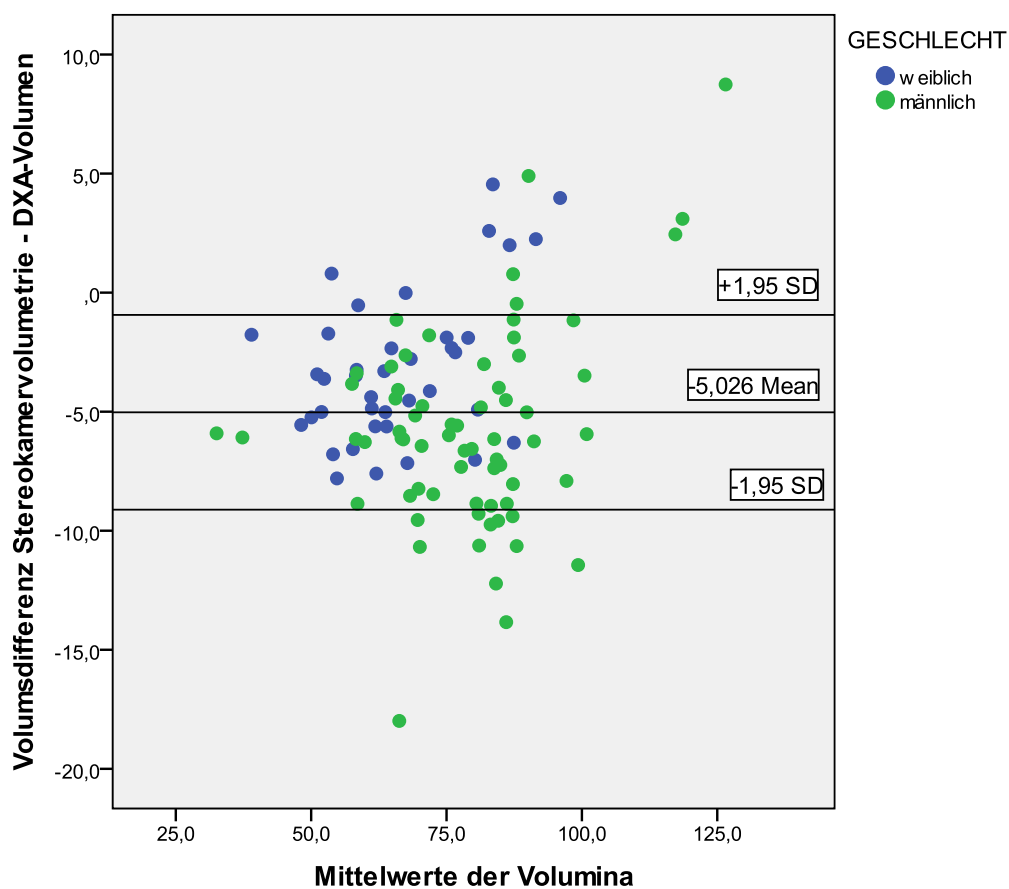


Abbildung 27 Bland-Altman-Plot, DXA-Volumen [l] und Stereokameravolumetrie [l], Gesamtkollektiv

Die Standardabweichung liegt bei 4,0964 Liter. Die meisten der Messergebnisse finden sich in diesem Bereich. Ausreißer gibt es sowohl nach unten als auch nach oben. Der Mittelwert von -5,026 zeigt einen systematischen Messfehler, in Richtung negativen Bereich auf. Das heißt die Stereokameravolumetrie misst kleinere Volumina als von der DXA ausgewiesen wird, also als tatsächlich vorliegt. Die vorliegenden Fehler sind jedoch, für ein Messverfahren einer komplexen „biologischen“ Größe, akzeptabel. Um den systematischen Fehler zu „finden“ wird nun das Gesamtkollektiv nach den Geschlechtern, sowie in Kontrollgruppe und Patientenkollektiv unterteilt und miteinander verglichen.

Deskriptive Statistik, weibliches Patientenkollektiv

♀	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Volumina	26	39,0	96,0	69,576	14,1077
Volumendifferenz DXA-Stereokameravolumetrie	26	-7,0	4,5	-2,075	3,2349
Gültige Werte (Listenweise)	26				

Tabelle 19 Deskriptive Statistik, weibliches Patientenkollektiv

Deskriptive Statistik, weibliche Kontrollgruppe

♀	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Volumina	13	48,2	75,9	59,517	8,8301
Volumendifferenz DXA-Stereokameravolumetrie	13	-7,8	-2,3	-5,303	1,7202
Gültige Werte (Listenweise)	13				

Tabelle 20 Statistik, weibliche Kontrollgruppe

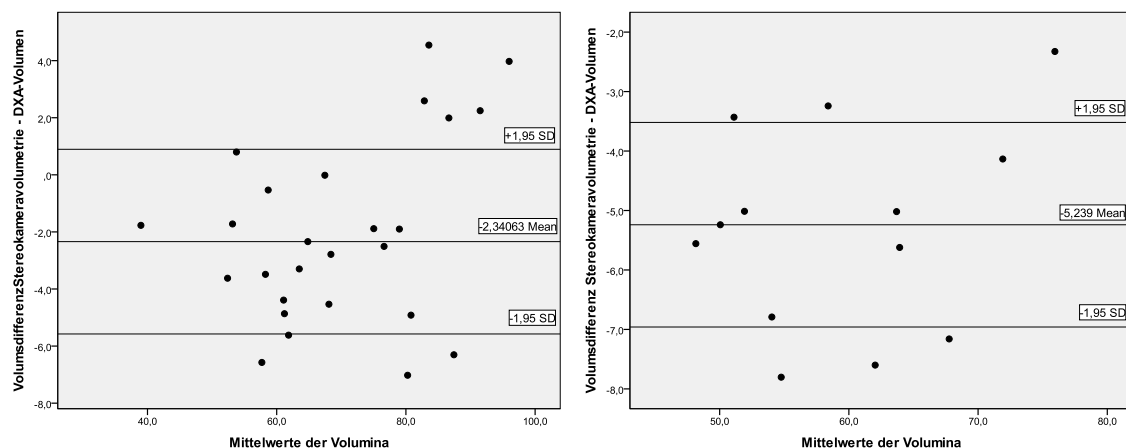


Abbildung 28 Bland-Altman-Plot, Vergleich ♀ Patientenkollektiv (links) vs. ♀ Kontrollgruppe (rechts)

Deskriptive Statistik

♂	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Volumina	55	32,5	126,5	78,633	17,2451
Volumendifferenz DXA-Stereokameravolumetrie	55	-18,0	8,7	-5,074	4,3207
Gültige Werte (Listenweise)	55				

Tabelle 21 Deskriptive Statistik, männliches Patientenkollektiv

Deskriptive Statistik

♂	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Volumina	12	67,0	99,3	81,736	8,4673
Volumendifferenz DXA-Stereokameravolumetrie	12	-13,8	-6,0	-8,815	2,3889
Gültige Werte (Listenweise)	12				

Tabelle 22 Deskriptive Statistik, männliche Kontrollgruppe

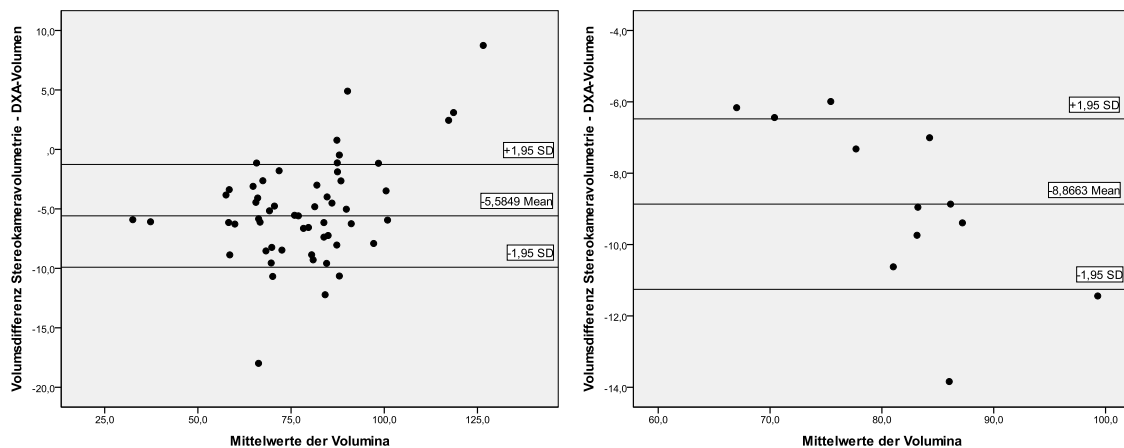


Abbildung 29 Bland-Altman-Plot, Vergleich ♂ Patientenkollektiv (links) vs. ♂ Kontrollgruppe (rechts)

Aus der Gegenüberstellung geht hervor, dass die Stereokameravolumetrie einen größeren Messfehler in der männlichen Kontrollgruppe gemacht hat, als in der weiblichen. Es wird gezeigt, dass der systematische Messfehler weiterhin in die negative Richtung geht. Das heißt, in beiden Gruppen wurde mittels Stereokameravolumetrie eher weniger Volumen ermittelt als tatsächlich vorliegt. Die Standardabweichung differiert um bis zu 4,3 Liter Volumen im männlichen Patientenkollektiv.

Aus den vidierten dreidimensionalen Rekonstruktionen ist eher mit einem gegenteiligen Ergebnis zu rechnen. Optisch betrachtet scheinen die 3D Modelle der Männer genauer rekonstruiert zu sein als jene der Frauen. Weiters ist jedoch die unterschiedliche Größe des jeweiligen Kollektivs zu beachten. Wie allseits bekannt ist bietet ein größeres Kollektiv, mehr Möglichkeiten für Ausreißer.

Da im Mittel die Volumina der weiblichen Kollektive unter denen der männlichen Kollektive liegen, sollte sich für die jeweiligen vermessenen Frauen eine geringere Körperoberfläche als bei den Männern ergeben. Der in weiterer Folge durchgeführte Vergleich soll darüber Aufschluss geben.

Nachdem die vorrangegangenen Analysen brauchbare Ergebnisse geliefert haben, sollen nun vertiefte Auswertungen folgen. Wie bereits erwähnt soll das Endergebnis aufzeigen, wie genau beide Verfahren im Bereich segmentaler Volumetrie am Probanden sind. Die Teilvolumina sollen auch einen Rückschluss darüber zulassen, wie genau einzelne Körperteile durch die Stereokameravolumetrie vermessbar sind. Aus dieser Erkenntnis soll es dann möglich sein den relativen Messunterschied zwischen weiblichen und männlichen Gesamtkollektiv zu demaskieren.

In der durchgeführten Studie liegen für jeden einzelnen Probanden Volumetriedaten, für einzelne Körperabschnitte, vor. Dabei wird besonderes Augenmerk auf die unteren Extremitäten gerichtet. Es ist zu beachten, dass im Rahmen der Stereokameravolumetrie, aufgrund der Rekonstruierbarkeit im Bereich der unteren Extremität, die Füße nicht vermessen werden. Es liegt also ein „Bias“ vor, welches allerdings bekannt ist.

13.3.1.1 EXKURS

Auf Basis dieses Zusammenhangs sollten dann auch Oberfläche und Dichte eines Körpers miteinander korrelieren. Je geringer die Dichte, desto größer muss die Oberfläche bei gleichem Volumen und gleicher Form sein (trifft für geometrische Körper wie Kugel und Stab zu). Dabei muss allerdings eine homogene Dichteverteilung innerhalb des Körpers vorliegen. Liegen jedoch heterogene Dichteverteilungen vor, die sich in verschiedenen begrenzte Kompartimente unterteilen, ist die Basisaussage nicht mehr zutreffend. Um dies zu verstehen muss man die anatomischen Gegebenheiten eines menschlichen Körpers genauer betrachten. Liegt eine große Fettansammlung im Bereich des Mesenteriums vor, ist davon auszugehen, dass sich trotz großer

intraabdomineller Volumina, die Körperoberfläche nicht oder nur wenig verändert. Grund dafür ist die muskuläre „Ummantelung“, die ein direktes Ausdehnen des Fettvolumens primär verhindert.

Es besteht jedoch sehr wohl der Zusammenhang zwischen spezifischem Gewicht des Körpers und dem Körpergesamtfetts. Durch das von der Stereokameravolumetrie erhaltene Volumen kann das spezifische Gewicht eines Probanden ermittelt werden (im Mittel liegt dieses bei ~ 0,95 [kg/l]). In Korrelation mit dem aus der DXA gemessenen Gesamtfett in % ergibt sich die folgende Abbildung 30.

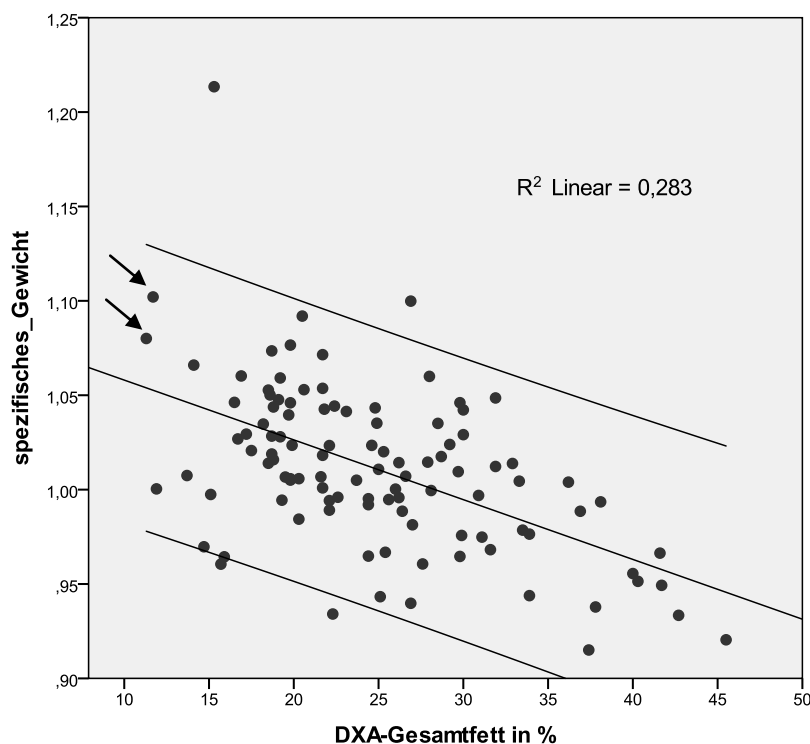


Abbildung 30 Streudiagramm, Spezifisches Gewicht [kg/l] vs. DXA-Gesamtfett in %

Das Streudiagramm spiegelt das zu erwartende Ergebnis wieder. Es zeigt den Vergleich von spezifischem Gewicht und DXA-Gesamtfett in % des rekonstruierbaren Gesamtkollektivs. Ein R^2 von 0,283 deutet auf einen Zusammenhang zwischen spezifischer Gewicht und dem tatsächlichen Gesamtfett beim Menschen hin.

Die beiden in der Abbildung 30 eingezeichneten Pfeile zeigen die Messresultate eines Patienten mit Anorexia nervosa. Der obere Pfeil zeigt das spezifische Gewicht und die Prozent Gesamtfett vor der Renutrition. Der untere zeigt das Therapieergeb-

nis. Im Rahmen der Therapie reduzierten sich das Gesamtfett und das spezifische Gewicht. Dies könnte auf eine Steigerung des Lean-Body-Mass hindeuten, was eine Zunahme der Muskelmasse bedeuten würde.

Wie aus den DXA Messungen hervorgeht befindet sich der Großteil des Körperfetts, bei adipösen und auch bei normalgewichtigen Personen, im Körperstamm-Bereich. Davon ist ein hoher Prozentsatz Teil des viszeralen Fetts. Im Gegensatz zur sehr variablen viszeralen Fettverteilung ist diese, bezogen auf die Gesamtmasse des Kopfes, konstant bei rund 20 %. Dies entspricht etwa 6 % des Körperfettgesamtanteils. Grund dafür ist eine konstante Ratio zwischen Hirnschädel- und Hirnvolumen. Diese Ratio bleibt von Gewichtszunahmen, oder -abnahmen weitgehend unbeeinträchtigt, da es physiologisch nicht möglich ist eines der beiden Volumina zu verändern. Der größte Anteil dieser 20 % Fett fällt dem Gehirn zu. Der Gesichtsschädel ist (physiologisch) nur zu einem geringen Teil an der Fettmasse beteiligt (z.B. Corpus adiposum buccae).

Bericht						
	L_ARM_FETT ABS %	R_ARM_FETT ABS %	RUMPF_FETT ABS %	L_LEG_FETT ABS %	R_LEG_FETT ABS %	KOPF_FETT ABS
Mittelwert	7,171	6,1614	52,5972	17,883	17,845	6,0452
N	119	119	119	119	118	119
SD	4,9945	3,95085	37,80001	17,0593	18,6762	3,30197

Tabelle 23 Mittlere Fettverteilung in %, Gesamtkollektiv

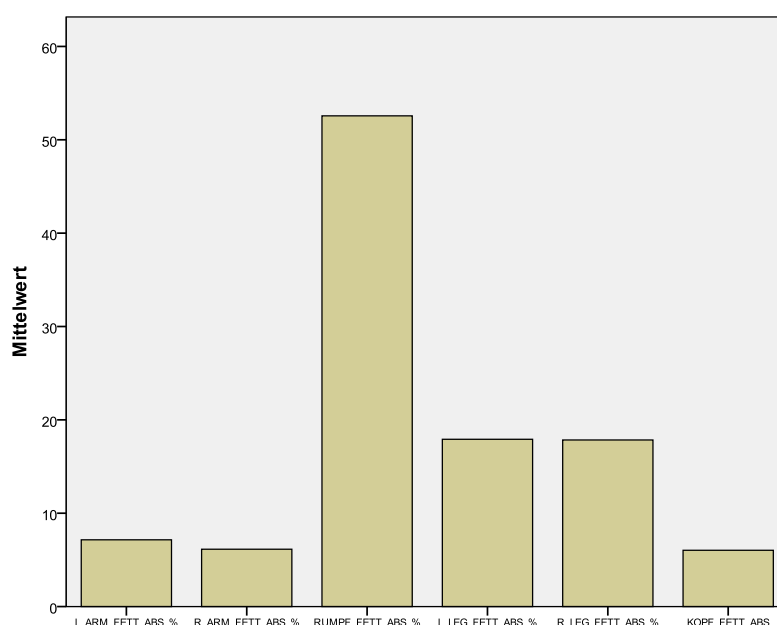


Abbildung 31 Balkendiagramm, Fettverteilung des Gesamtkollektivs in %

Wie aus der Abbildung 31, es wurden wieder alle 119 Personen des rekonstruierbaren Gesamtkollektivs mit einbezogen, deutlich wird, ist nahezu 50 % des Körperfetts viszeral verteilt. Die restlichen 45 % teilen sich auf Arme und Beine auf. Es ist daher unmöglich, anhand der Körperoberfläche auf die Bodycomposition rückzuschließen. Laut dieser Theorie wird von der Stereokamera-Oberflächenmessung weniger als die Hälfte der Gesamtfettmasse detektiert.

Bericht						
♀	L_ARM_FETT ABS %	R_ARM_FETT ABS %	RUMPF_FETT ABS %	L_LEG_FETT ABS %	R_LEG_FETT ABS %	KOPF_FETT ABS %
Mittelwert	7,521	6,6642	53,5483	23,702	23,583	5,0490
N	45	45	45	45	45	45
SD	8,0675	6,30639	61,29771	26,7398	29,3586	3,69661

Tabelle 24 Mittlere Fettverteilung, weibliche Kontrollgruppe

Bericht						
♂	L_ARM_FETT ABS %	R_ARM_FETT ABS %	RUMPF_FETT ABS	L_LEG_FETT ABS %	R_LEG_FETT ABS %	KOPF_FETT ABS
Mittelwert	6,958	5,8556	52,0188	14,345	14,308	6,6510
N	74	74	74	74	73	74
SD	,9857	1,00470	6,63302	2,4250	2,6085	2,89895

Tabelle 25 Mittlere Fettverteilung, männliche Kontrollgruppe

In den jeweiligen Kontrollgruppen fällt auf, dass Männer im Mittel 10 % weniger Fett an den unteren Extremitäten aufweisen als Frauen. Grund ist das androide Fettverteilungsmuster beim Mann und das gynoide bei der Frau. Umgangssprachlich auch als Apfel- und Birnentyp bezeichnet.

Auffällig ist die leichte Verschiebung der Fettverteilung in Richtung der linken Körperhälfte. Im Gesamtkollektiv weisen die linken Arme und Beine etwas mehr Fett auf als die rechten. Ein möglicher Grund dafür könnte eine unterschiedliche arterielle bzw. venöse Versorgung der linken bzw. der rechten Körperhälfte sein. Die linken Extremitäten werden tendenziell von „kürzeren“ Arterien versorgt, jedoch von „längeren“ Venen drainiert. Als Beispiel sei hier die linke Vena iliaca communis angeführt. Sie unterminiert, auf ihrem Weg in die untere Hohlvene, die rechte Arteria iliaca communis. Diese anatomische Anordnung hat zur Folge, dass im linken Bein tendenziell mehr tiefe Beinvenenthrombosen auftreten. Möglicherweise sind hämodynamische Unterschiede auch für die Fettverteilung relevant.

13.4 VERGLEICH DER DXA-TEILVOLUMINA

PRÄAMBEL

Für diverse klinische Fragestellungen sind etwaige Volumenunterschiede verschiedener Kompartimente von großer Bedeutung. Aus diesen Differenzen lassen sich dann, für die Region spezifische, Krankheitsbilder ableiten. Wie bereits erwähnt ist ein Hauptanwendungsgebiet der DXA-Messung die Osteoporose Diagnostik. Natürlich werden die gemessenen Werte mit einem Kontrollkollektiv verglichen, jedoch ist es nicht unerheblich, um den Krankheitsverlauf zu verfolgen, Kontrollmessungen an den jeweiligen Patienten durchzuführen. Diese Kontrollen ergeben dann eine Tendenz in welche sich die Krankheit bewegt. Diese Kenntnis ist wichtig für den weiteren Therapieverlauf. Je progressiver die Krankheit verläuft, desto aggressiver muss therapiert werden. Daraus lässt sich für den einzelnen Patienten von seiner Verlaufskontrolle mehr ableiten als von dem Vergleich mit einem Kontrollkollektiv.

In diesem Kontext werden alle relevanten Teilmassen der Probanden untereinander verglichen. Dabei sollen besonders Patienten in den Fokus gerückt werden, die aus der Tabelle 6 Patientenkollektiv, zu entnehmen sind. Für die folgende Auswertung fließen alle 119 vermessenen Probanden in das Gesamtkollektiv ein, da für alle DXA-Daten zur Verfügung stehen.

Bericht						
	L_ARM_GES AMTMASSE	R_ARM_GES AMTMASSE	RUMPF_GES AMTMASSE	L_LEG_GES AMTMASSE	R_LEG_GES AMTMASSE	KOPF_GESAM TMASSE
Mittelwert	4243,6538	4336,9655	37512,1597	12037,3370	12066,3492	4556,6361
N	119	119	119	119	118	119
SD	1159,70334	1218,44172	10250,18749	3097,41125	3144,68902	605,51747

Tabelle 26 Massenverteilungen in Gramm, Gesamtkollektiv 119 Probanden

Die Werte liegen in der obigen Tabelle 26 in Gramm vor. Zu beachten ist in der Spalte „R_LEG_GESAMTMASSE“, welche die Mittelwerte für die rechten unteren Extremitäten enthält, dass die Fallzahl von 119 auf 118 gesunken ist. Grund dafür ist, in diesem Fall, ein Patient dessen rechtes Bein amputiert wurde und jenes daher nicht vermessen werden konnte.

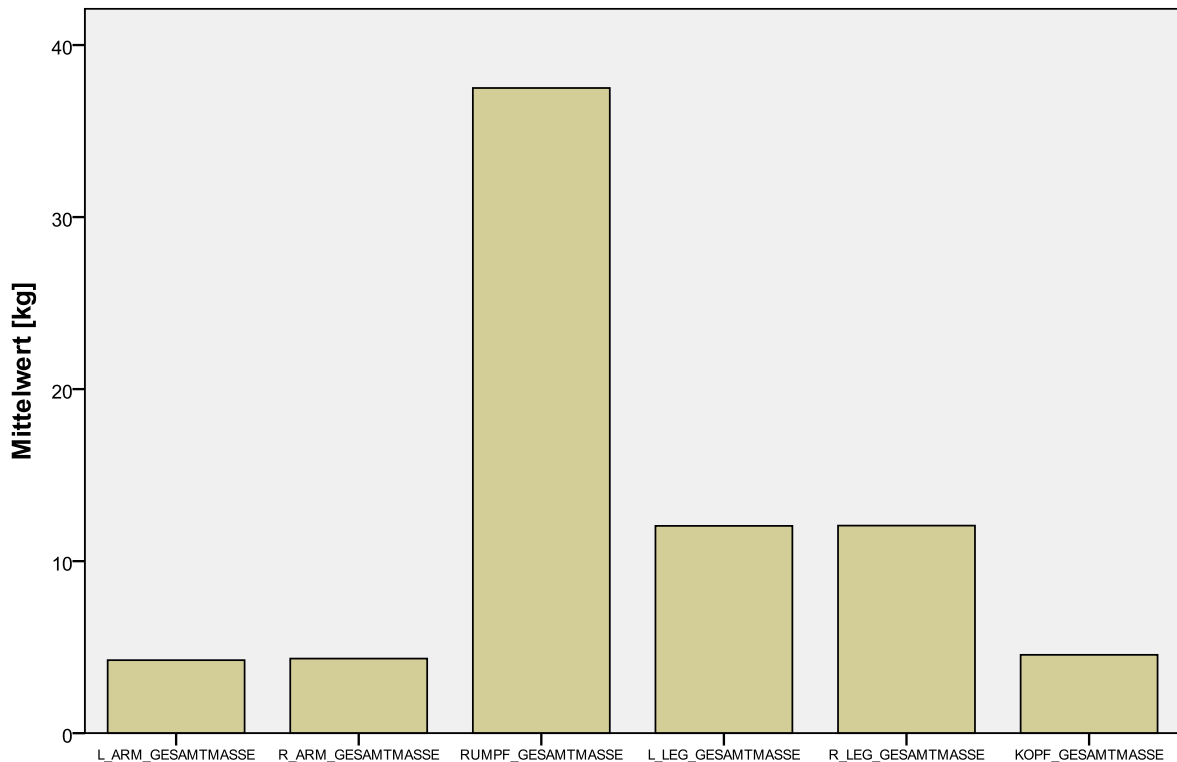


Abbildung 32 Massenverteilungen [kg], Gesamtkollektiv (119 Probanden)

Für das Gesamtkollektiv ergibt sich eine homogene Verteilung der Massen. Große Unterschiede sind vorerst nicht ermittelbar. Dies bedeutet, dass über ein größeres Gesamtkollektiv, die Massenverteilungen in Relation zu einander stehen. Die nachstehenden Tabellen sollen Aufschluss über die prozentuellen Anteile geben.

Bericht

	L_ARM_REL_	R_ARM_REL_	RUMPF_REL_	L_LEG_REL_	R_LEG_REL_	KOPF_REL_
	MASS	MASS	MASS	MASS	MASS	MASS
Mittelwert	5,6082	5,7645	50,7508	15,8364	15,8474	6,2140
N	91	91	91	91	91	91
SD	,66160	,77136	3,06752	1,48281	1,55768	1,32500

Tabelle 27 Massenverteilung in %, Patientenkollektiv (korrigiert)

Bericht

	L_ARM_REL_	R_ARM_REL_	RUMPF_REL_	L_LEG_REL_	R_LEG_REL_	KOPF_REL_
	MASS	MASS	MASS	MASS	MASS	MASS
Mittelwert	5,7900	5,7909	46,9634	17,3778	17,3706	6,7072
N	27	27	27	27	27	27
SD	,56119	,53238	2,40775	1,53435	1,42791	,61798

Tabelle 28 Massenverteilung in %, Kontrollgruppe

Aus den Tabellen ist ersichtlich, dass die Massenverteilung im Patientenkollektiv (in Bezug auf Rumpf und Beine) in Richtung Rumpf geht. 50 % der Gesamtmasse sind Teil des Rumpfes, während je 16 % auf die Beine entfallen. Das Verhältnis, in der Kontrollgruppe, beträgt rund 47 % zu 17 %. Alleine aus diesem Zusammenhang wird es daher nicht möglich sein auf etwaige Beinödeme zu schließen. Lagert ein Patient, mit einer Massenverteilung von 50 % zu 16 %, Wasser in den Beinen ein, so verschiebt sich die Relation in Richtung Kontrollgruppenergebnisse, da die unteren Extremitäten schwerer werden, ohne das zwangsläufig auch der Rumpf an Gewicht zunehmen muss.

13.4.1 VERSUCH EINES DIAGNOSEANSATZES

Um nun eine diagnostische Aussage anhand der Volumina zu treffen, sollen einige Vergleiche angestellt werden. Dazu ist es notwendig die Gruppen aufzuteilen. Hierbei werden unter anderem, Männer und Frauen, sowie gesund und krank miteinander verglichen.

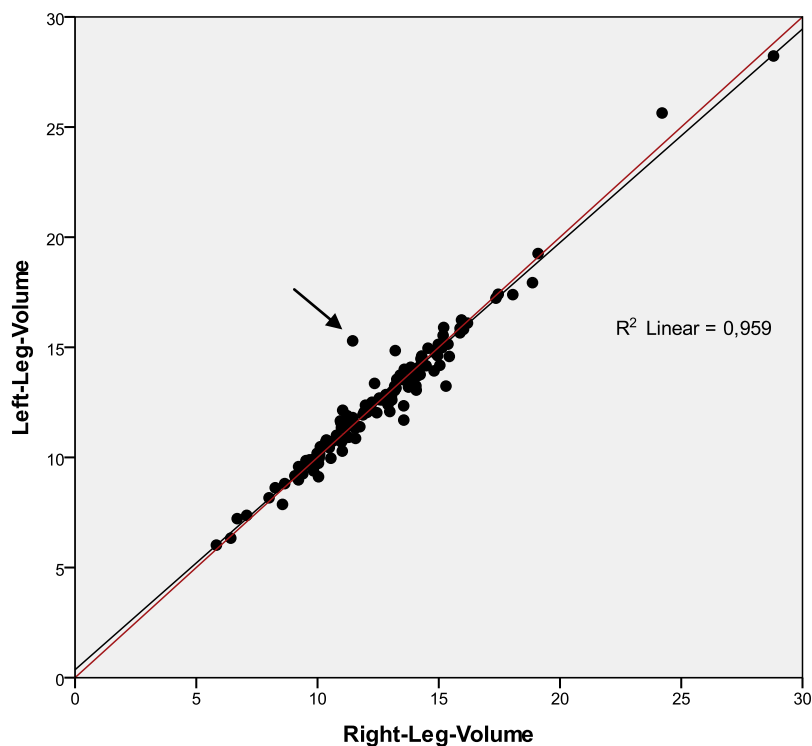


Abbildung 33 Korrelation, Beinvolumina Gesamtkollektiv (korrigiert)

Abbildung 33 soll veranschaulichen wie die beiden Beinvolumina des dreidimensional rekonstruierbaren Gesamtkollektivs (118 Probanden) miteinander korrelieren. Würde es sich nicht um ein biologisches System handeln, müssten alle Teilvolumina der einen Vergleichsgruppe (Körperhälfte) perfekt mit der anderen korrelieren. Da es sich aber um Personen handelt, ist eine physiologische „Asymmetrie“ normal. Nur stärkere Abweichungen von der einen zur anderen Seite lassen auf, vorerst, nicht genau nennbare Geschehnisse schließen. Dies können, zum Beispiel, Beinödeme sein.

Dieser Ansatz allein ist also nicht im Stande eine suffiziente Aussage, über das Vorhandensein von Wassereinlagerungen in den Beinen, zu machen. Ein logischer Grund für diesen geringen Unterschied, mag wohl die kongruente bilaterale Ödementwicklung sein. Daraus ergibt sich, dass starke Unterschiede zumeist andere Ursachen haben müssen. Wie in unserem Beispiel ist der, in Abbildung 33 mit einem Pfeil markierte, Ausreißer, eine Patientin mit bekanntem linksseitigen Lymphstau.

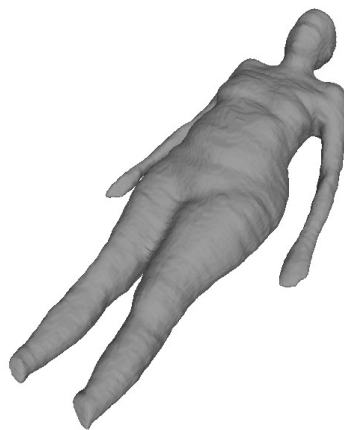


Abbildung 34 3-D Rekonstruktion, Lymphstau

Das dreidimensionale Modell zeigt die Patientin mit linksseitigem Lymphstau. Es ist deutlich eine immense Volumenzunahme erkennbar. In diesem speziellen Fall ist ein Vergleich der beiden unteren Extremitäten sinnvoll und zielführend. Die Abbildung 34 zeigt auch sehr deutlich den gynoiden Fettverteilungstyp.

Geschlecht	BMI	Ödeme		Left-Leg- Volume	Right-Leg- Volume	RUMPF_Volu men
weiblich	<18,5	Nein	Mittelwert	9,0818	8,9469	24,7587
			N	9	9	9
			Standardabweichung	1,49886	1,45986	2,26522
		Insgesamt	Mittelwert	9,0818	8,9469	24,7587
			N	9	9	9
			Standardabweichung	1,49886	1,45986	2,26522
	18,5-25	Nein	Mittelwert	10,8914	10,9382	30,1459
			N	14	14	14
			Standardabweichung	1,80491	1,79201	3,61916
		Ja	Mittelwert	9,9629	10,5506	34,0668
			N	1	1	1
			Standardabweichung	.	.	.
	Insgesamt	Mittelwert	10,8295	10,9124	30,4073	
		N	15	15	15	
		Standardabweichung	1,75570	1,72972	3,63147	
	>25	Nein	Mittelwert	14,2962	14,6468	42,1897
			N	16	16	16
			Standardabweichung	4,07663	4,12474	8,33591
Ja		Mittelwert	15,1859	14,5186	44,5883	
		N	5	5	5	
		Standardabweichung	6,23276	5,81774	21,52173	
Insgesamt	Mittelwert	14,5080	14,6163	42,7608		
	N	21	21	21		
	Standardabweichung	4,51491	4,41956	12,07677		
Insgesamt	Nein	Mittelwert	11,8706	12,0002	33,8437	
		N	39	39	39	
		Standardabweichung	3,58051	3,71968	9,32228	
	Ja	Mittelwert	14,3154	13,8573	42,8347	
		N	6	6	6	
		Standardabweichung	5,96861	5,44987	19,72304	
Insgesamt	Mittelwert	12,1966	12,2478	35,0425		
	N	45	45	45		
	Standardabweichung	3,97824	3,96636	11,34954		

Geschlecht	BMI	Ödeme		Left-Leg- Volume	Right-Leg- Volume	RUMPF_Volu men
männlich	<18,5	Nein	Mittelwert	9,8340	9,9164	32,3803
			N	4	4	4
			Standardabweichung	,64677	,33249	3,03741
		Ja	Mittelwert	6,6194	6,2578	17,1911
			N	2	2	2
			Standardabweichung	,84960	,60645	1,24418
		Insgesamt	Mittelwert	8,7625	8,6969	27,3173
			N	6	6	6
			Standardabweichung	1,77507	1,92599	8,20783
	18,5-25	Nein	Mittelwert	12,1765	12,1084	37,8583
			N	28	28	28
			Standardabweichung	1,89530	1,85748	4,22600
		Ja	Mittelwert	11,3526	11,1709	37,2176
			N	2	2	2
			Standardabweichung	2,11945	2,33028	9,03529
Insgesamt		Mittelwert	12,1216	12,0459	37,8156	
		N	30	30	30	
		Standardabweichung	1,88229	1,85906	4,41236	
>25	Nein	Mittelwert	14,1560	14,2008	47,1743	
		N	33	33	33	
		Standardabweichung	1,92850	2,00021	6,36430	
	Ja	Mittelwert	14,1602	14,5669	51,0518	
		N	4	4	4	
		Standardabweichung	2,31632	2,55159	8,27603	
	Insgesamt	Mittelwert	14,1565	14,2404	47,5935	
		N	37	37	37	
		Standardabweichung	1,93727	2,02784	6,57279	
Insgesamt	Nein	Mittelwert	13,0374	13,0358	42,2509	
		N	65	65	65	
		Standardabweichung	2,23728	2,26836	7,43290	
	Ja	Mittelwert	11,5731	11,6406	39,1281	
		N	8	8	8	
		Standardabweichung	3,72744	4,10528	16,15605	
	Insgesamt	Mittelwert	12,8769	12,8829	41,9086	
		N	73	73	73	
		Standardabweichung	2,45197	2,53078	8,68625	

Geschlecht	BMI	Ödeme		Left-Leg- Volume	Right-Leg- Volume	RUMPF_Volu men	
Insgesamt	<18,5	Nein	Mittelwert	9,3132	9,2452	27,1038	
			N	13	13	13	
			Standardabweichung	1,31638	1,29048	4,37407	
		Ja	Mittelwert	6,6194	6,2578	17,1911	
			N	2	2	2	
			Standardabweichung	,84960	,60645	1,24418	
		Insgesamt	Mittelwert	8,9540	8,8469	25,7821	
			N	15	15	15	
			Standardabweichung	1,56054	1,59959	5,35496	
	18,5-25	Nein	Mittelwert	11,7482	11,7183	35,2875	
			N	42	42	42	
			Standardabweichung	1,94279	1,89791	5,42720	
			Ja	Mittelwert	10,8894	10,9642	36,1673
				N	3	3	3
				Standardabweichung	1,69992	1,68623	6,64285
Insgesamt		Mittelwert	11,6909	11,6681	35,3462		
		N	45	45	45		
		Standardabweichung	1,92234	1,87667	5,43151		
>25	Nein	Mittelwert	14,2018	14,3465	45,5466		
		N	49	49	49		
		Standardabweichung	2,77079	2,83348	7,36854		
		Ja	Mittelwert	14,7300	14,5401	47,4609	
			N	9	9	9	
			Standardabweichung	4,66132	4,40059	16,39762	
	Insgesamt	Mittelwert	14,2838	14,3765	45,8437		
		N	58	58	58		
		Standardabweichung	3,09060	3,07958	9,16237		
Insgesamt	Nein	Mittelwert	12,5998	12,6475	39,0982		
		N	104	104	104		
		Standardabweichung	2,85692	2,92499	9,11687		
		Ja	Mittelwert	12,7484	12,5906	40,7166	
			N	14	14	14	
			Standardabweichung	4,81314	4,66844	17,14019	
	Insgesamt	Mittelwert	12,6175	12,6407	39,2902		
		N	118	118	118		
		Standardabweichung	3,12438	3,15496	10,30004		

Tabelle 29 Mittelwertübersicht Teil 3, Geschlecht - BMI – Ödeme

Tabelle 29 gibt Aufschluss über die Mittelwerte der Volumina. Sie unterteilt das Kollektiv von 118 Probanden primär in weiblich und männlich, des Weiteren anhand des BMI (WHO-Klassifikation, Auszug (24)), in unter-, normal-, übergewichtig, sowie ob ein Ödem vorliegt oder nicht. Durch das rechnerische Verhältnis aus Rumpfvolumen und der Volumenssumme der beiden unteren Extremitäten, ist beim männlichen Kollektiv mit einem BMI > 18,5, ein Zusammenhang erkennbar. Das durchschnittliche Verhältnis beträgt im Mittel 1,59 (Rumpf zu unteren Extremitäten), bei einem BMI zwischen 18,5 – 25. Liegen Ödeme vor, oder steigt der BMI, nimmt dieses Verhältnis einen Mittelwert von 1,64 an. Beim männlichen Kollektiv trifft also die Aussage zu, dass Abweichungen vom Verhältnis über 1,86 medizinisch relevante Konsequenzen mit sich bringen. Auf Basis dieser Erkenntnis ist eine Diagnose aber nicht erhebbbar.

Bei dem weiblichen Kollektiv ergibt dieselbe Rechentheorie, dass Werte zwischen 1,2 und 1,63 in der Norm liegen. Dabei scheint das Ergebnis nicht so stark vom BMI abhängig zu sein wie es beim männlichen Kollektiv der Fall ist. Diese Methodik kann daher, in der Anwendung beim weiblichen Kollektiv, durchaus Sinn machen.

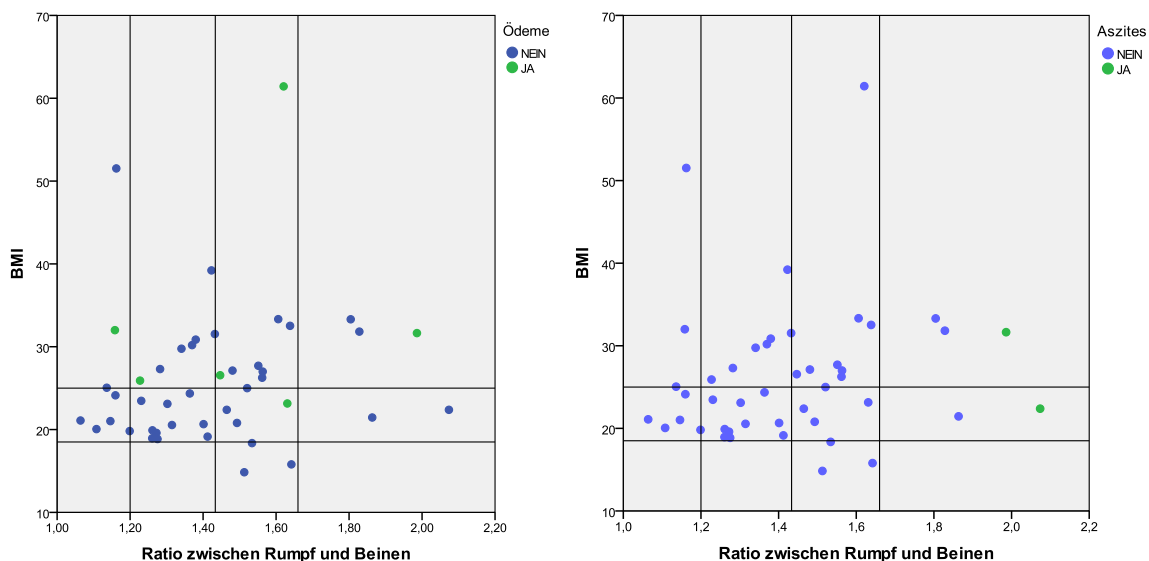


Abbildung 35 Streudiagramme, BMI vs. Ratio zwischen Rumpf und Beinen für Ödeme und Aszites im weiblichen Gesamtkollektiv

Aus den obigen Streudiagrammen, für das weibliche Gesamtkollektiv (45 Probanden), lässt sich ein gewisser Zusammenhang zwischen BMI und Rumpf_Leg_Ratio erkennen. Je höher einer der Werte ausfällt, desto wahrscheinlicher liegen Beinödeme, oder ein Aszites, vor. Wahrscheinlich ist die Verschiebung im Diagramm nach rechts oben, mit einem erhöhten Risiko für kardiovaskuläre Ereignisse verbunden.

Diese Verschiebung gibt eine Volumenverteilung vom androiden Typ wieder. Eine Verschiebung nach links unten ergibt, demzufolge, eine gynoide Verteilung an. Durch das Diagramm ist also eine visuelle Einschätzung diverser Risiken, wie zum Beispiel für die koronare Herzkrankheit, darstellbar.

Durch hohe Ratio-Werte ist es eher möglich das Vorliegen eines Aszites aufzuzeigen. Es zeigt sich dabei weniger ein Anstieg des BMI, jedoch ein sehr starker Anstieg des Verhältnisses zwischen Rumpf und Beinen.

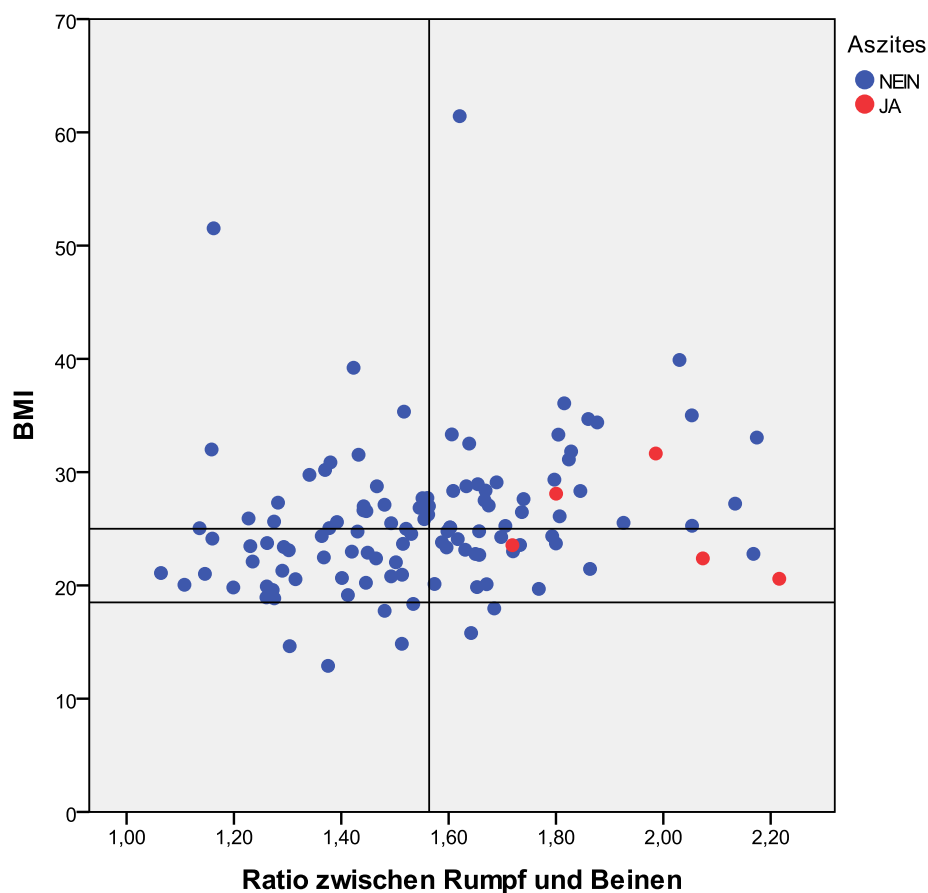


Abbildung 36 Streudiagramm, BMI vs. Ratio zwischen Rumpf und Beinen für Aszites über das Gesamtkollektiv

Auch das Ergebnis aus Abbildung 36 zeigt, dass eine Bauchwassersucht das Verhältnis zugunsten des Bauchvolumens verschiebt. Der Mittelwert für das gesamtkollektiv beträgt 1,56.

Jedoch ist zu beachten das, wie die Abbildung zeigt, größere Zahlenwerte nicht unmittelbar einem Aszites zuzuordnen sind. Es ist vielmehr ein Hinweis für ein krankhaftes Geschehen.

13.4.2 DXA-TEILVOLUMINA VS. STEREOKAMERAVOLUMETRIE-TEILVOLUMINA

Der Vergleich der Gesamtvolumina hat bereits eine gute Übereinstimmung ergeben. Im Anschluss sollen die Teilvolumina miteinander verglichen werden um Inkongruenzen aufzudecken. Dabei wird gezeigt werden in welchen Messbereich die beiden Methoden voneinander abweichen. Diese Erkenntnisse werden dann für etwaige Fehlerkorrekturen, im Bereich der Stereokameravolumetrie, herangezogen werden. Damit soll eine möglichst genaue Angleichung zur DXA-Messung gemacht werden, um die Stereokameravolumetrie noch leistungsfähiger zu machen. In den folgenden Abschnitten werden jeweils Volumina miteinander verglichen. Damit soll jeglicher Raum für Zweifel an der Suffizienz der Stereokameravolumetrie ausgeräumt werden.

13.4.2.1 VERGLEICH DER RUMPFVOLUMINA

Beide Messmethoden liefern Daten für den jeweils linken und rechten Arm, linkes und rechtes Bein sowie den Rumpf des Probanden. Lediglich die Abgrenzung der einzelnen Segmente ist nicht bei beiden Methoden gleich. Innerhalb der einzelnen Verfahren jedoch sehr wohl. Das heißt, dass dieser Unterschied sich nicht auf eine korrelative Betrachtung auswirken wird.

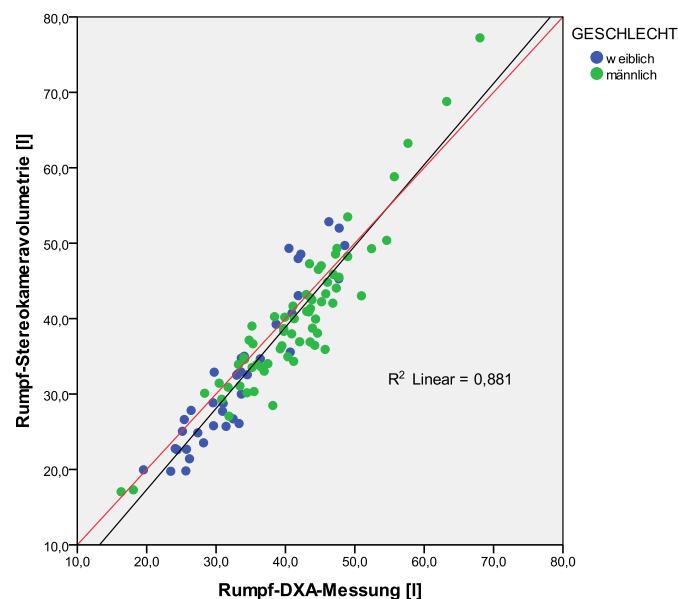


Abbildung 37 Streudiagramm, Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung

Die Korrelation der beiden Rumpfvolumina ergibt ein R^2 von 0,881. Auf die Gesamtvolumina bezogen ist dies eine gering schlechtere Übereinstimmung. Für ein biologisches System ist diese jedoch nach wie vor akzeptabel. Dennoch scheint sich dieses Ergebnis auf die „Gesamtkorrelation“ etwas negativ auszuwirken. Eine Aufteilung der beiden Geschlechter wird weitere Daten, in Bezug auf die Rumpfvolumina und deren Messbarkeit, liefern.

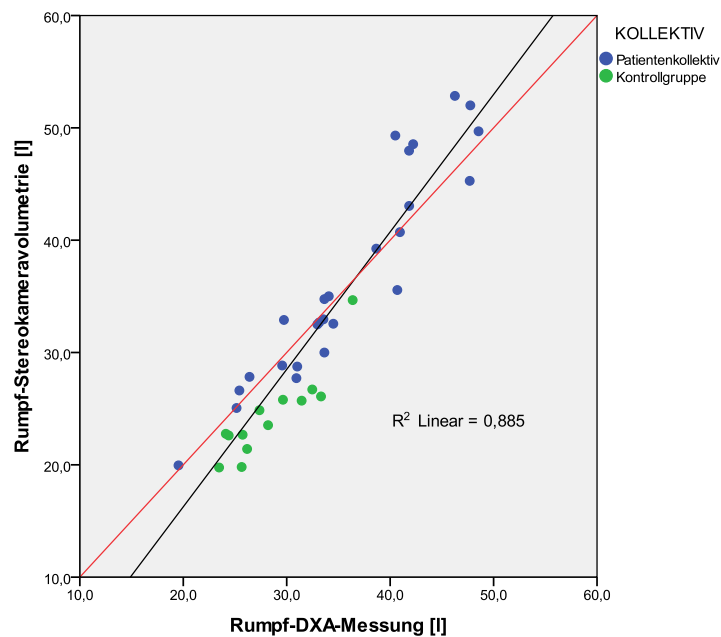


Abbildung 38 Streudiagramm, Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung für das weibliche Kollektiv

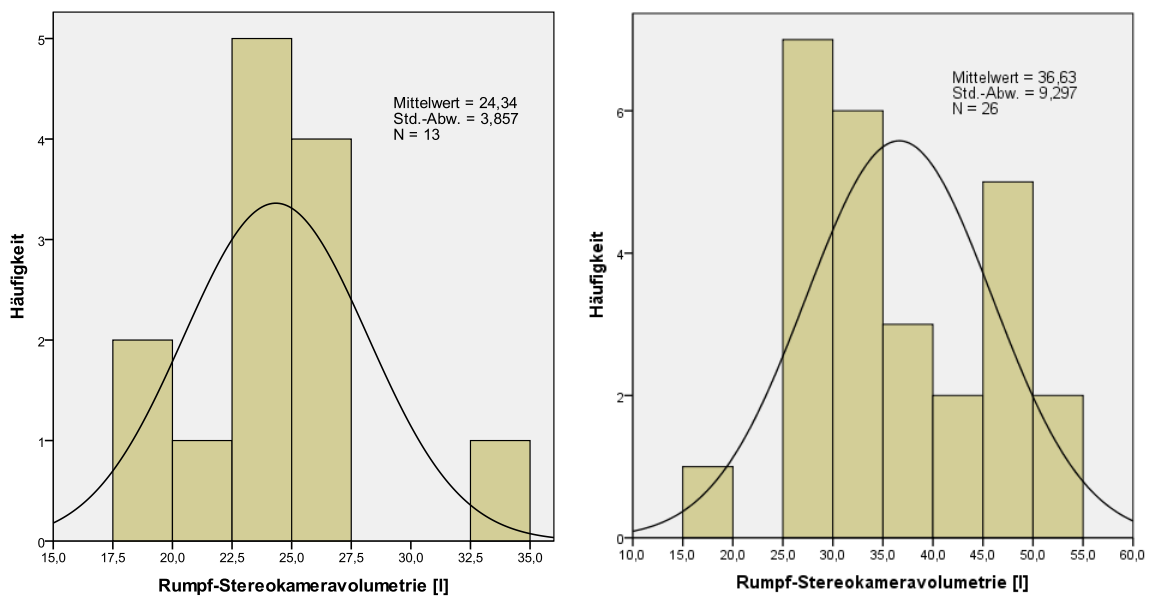


Abbildung 39 Normalverteilung, weibliche Kontrollgruppe links; weibliches Patientenkollektiv rechts

Das weibliche Kollektiv zeigt eine Korrelation mit einem R^2 von 0,885. Dies bedeutet, dass das weibliche Kollektiv in etwa gleich gut von der Messung erfasst wurde als das männliche. Wie zu erwarten, liegen beide Kontrollgruppen im unteren Bereich der Rumpfvolumina. Daraus lässt sich für die Patientengruppen eine gewisse Morbidität, nur anhand ihrer Rumpfvolumina ableiten. Im Mittel liegt das weibliche Patientenkollektiv um 10 Liter über dem Mittel der weiblichen Kontrollgruppe.

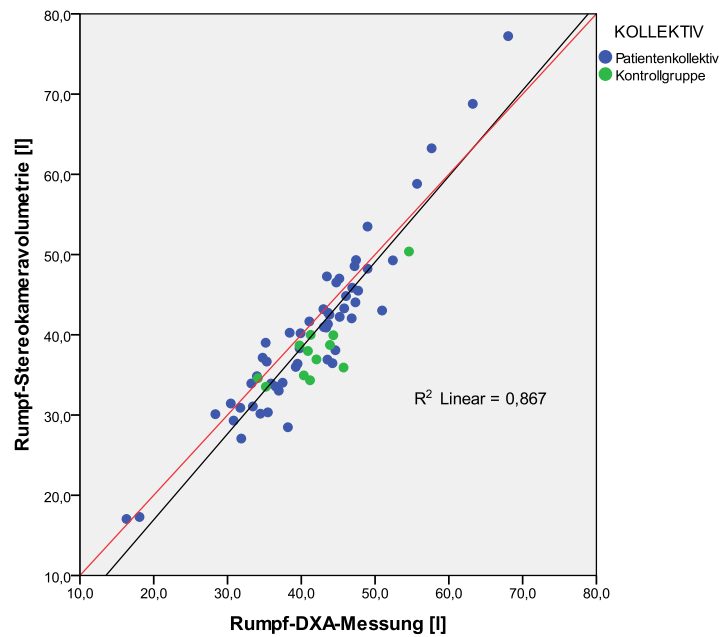


Abbildung 40 Streudiagramm, Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung für das männliche Kollektiv

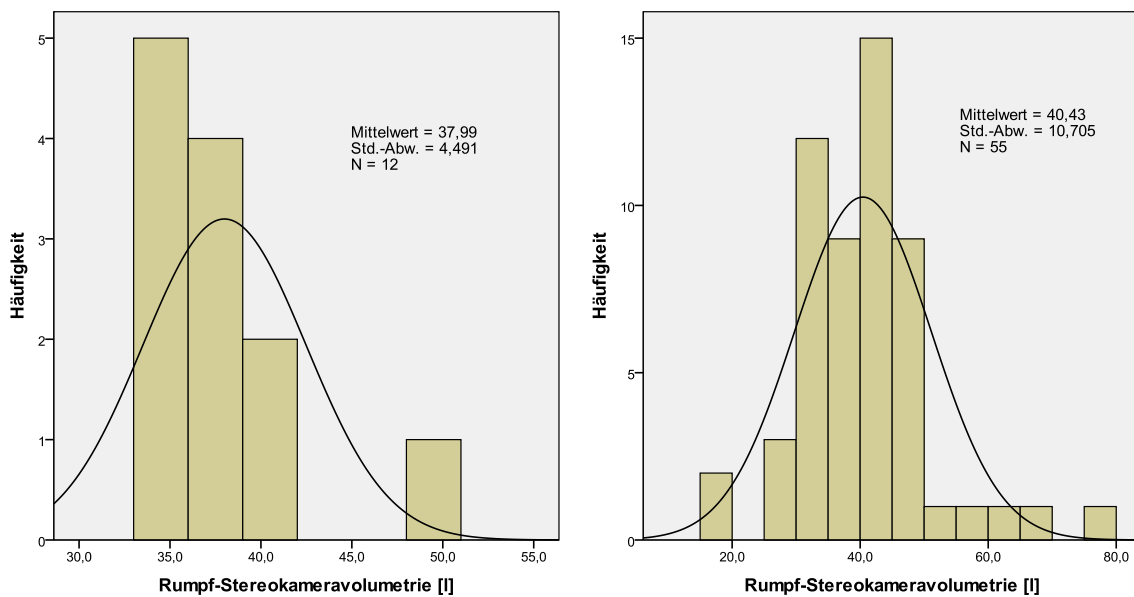


Abbildung 41 Normalverteilung, männliche Kontrollgruppe links; männliches Patientenkollektiv rechts

Das männliche Gesamtkollektiv schneidet mit einem R^2 von 0,867 gleich gut ab wie die Frauen. Auffällig ist, dass im Gegensatz zum weiblichen Kontrollgruppe, die männliche Kontrollgruppe mit ihren Rumpfvolumina im Mittelfeld der Verteilung aufhält. Das arithmetische Mittel unterscheidet sich kaum. Daraus lässt sich ableiten, dass im weiblichen Kollektiv Rumpfvolumina über 25 Liter bereits Krankheitscharakter haben.

Aus medizinischer Sicht ist nicht nur der reine Volumenvergleich relevant, sondern der davon abzuleitenden diagnostische Wert. In der nachfolgenden Darstellung sollen etwaige Messdifferenzen bei Patienten, mit bekanntem Aszites, zum Ausdruck kommen.

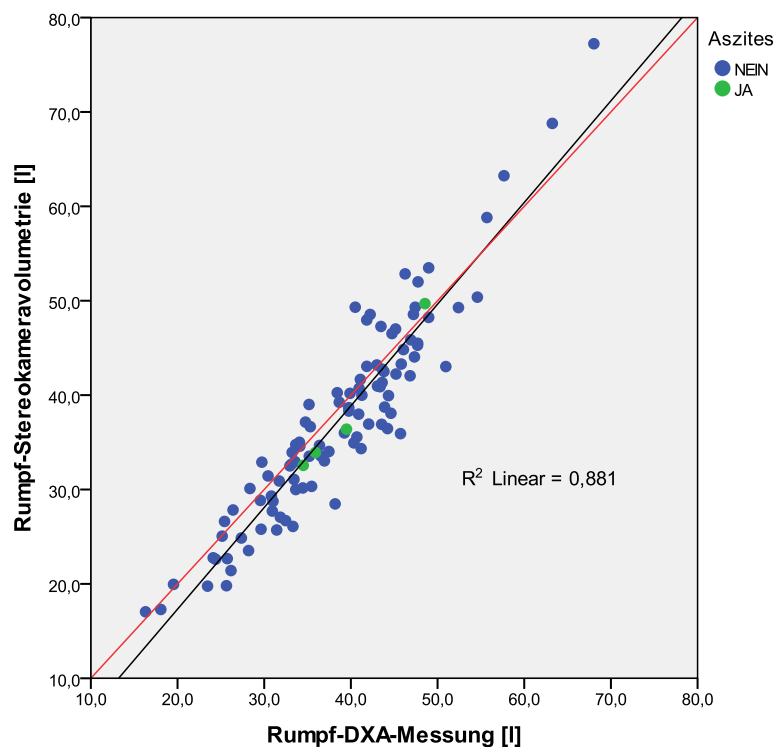


Abbildung 42 Streudiagramm, , Vergleich der Rumpfvolumina aus Stereokameravolumetrie und DXA-Messung für das Gesamtkollektiv bei Aszites

Bemerkenswerter Weise liegen die vier, grün dargestellten, Patienten mit bekanntem Aszites nahe an der Regressionsgeraden. Daraus lässt sich keine Beurteilung ableiten, da nur ein sehr kleines Patientenkollektiv mit Aszites vorliegt. Kommende Studien mit großen Fallzahlen sollen diese Situation ändern.

13.4.2.2 VOLUMENVERGLEICH DER UNTEREN EXTREMITÄTEN

Dieser Abschnitt beleuchtet die Korrelation der Teilvolumina aus der Stereokamera-
volumetrie und der DXA-Messung. Dabei soll sich zeigen wie sensitiv die beiden
Messmethoden zueinander sind. Aus den vorangegangenen Vergleichen hat sich
die Stereokameravolumetrie als durchaus brauchbare Methode erwiesen. Hauptau-
genmerk wird hierbei auf Messunterschiede des jeweiligen Verfahrens in Bezug auf
die unteren Extremitäten gelegt. Damit soll gezeigt werden welche Messung sensiti-
ver, in Bezug auf Volumenunterschiede, bei den jeweiligen Probanden reagiert. Zu
beachten ist, dass sich die Messdaten von DXA und Stereokameravolumetrie vonei-
nander unterscheiden da nicht bei beiden Messmethoden die gleichen Schnittebenen
zur Diskriminierung der unteren Extremitäten verwendet wurden. Die Schnittführung
der DXA wird in Abbildung 16 ersichtlich. Bei der Stereokameravolumetrie erfolgte
die Schnittführung wie folgend in Abbildung 43 zu sehn.

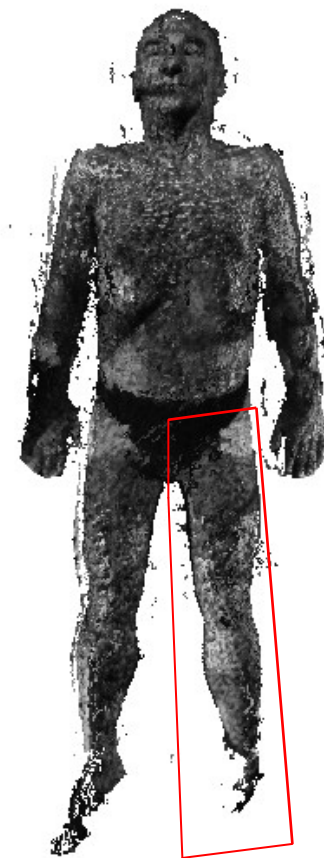


Abbildung 43 3-D-Rekonstruktion, Schnittebene der unteren Extremität links

Wie aus den beiden Darstellungen ersichtlich wird gibt es einen geringfügigen Unterschied in der Abgrenzung der unteren Extremitäten. Da innerhalb eines Messverfahrens sich die Schnittführungen nicht geändert haben wird die Korrelation in keiner Weise beeinflusst. Bei der Stereokameravolumetrie wird tendenziell weniger für das Bein ausgewiesen als dies bei der DXA-Messung der Fall ist.

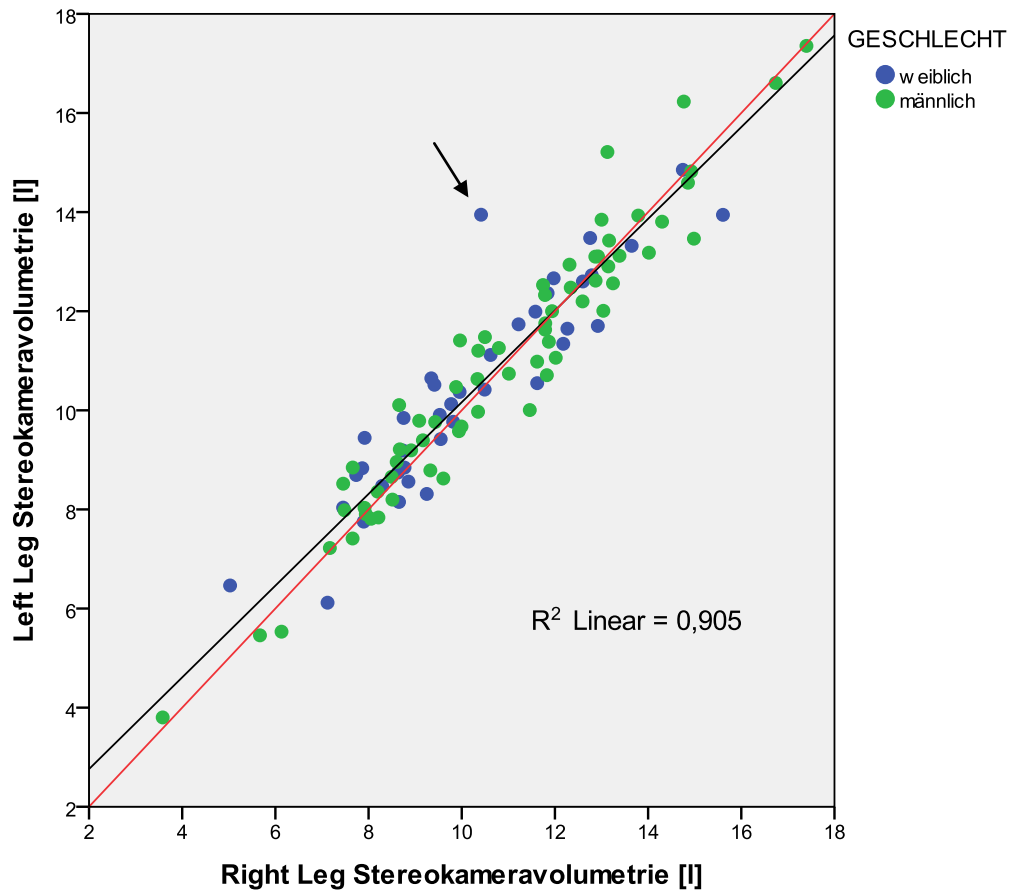


Abbildung 44 Streudiagramm, Volumenvergleich der unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l], Gesamtkollektiv

Bei dem, in Abbildung 44 mit einem Pfeil markierten Proband handelt es sich um die bereits vorgestellte Patientin mit bekanntem kongenitalem Lymphödem.

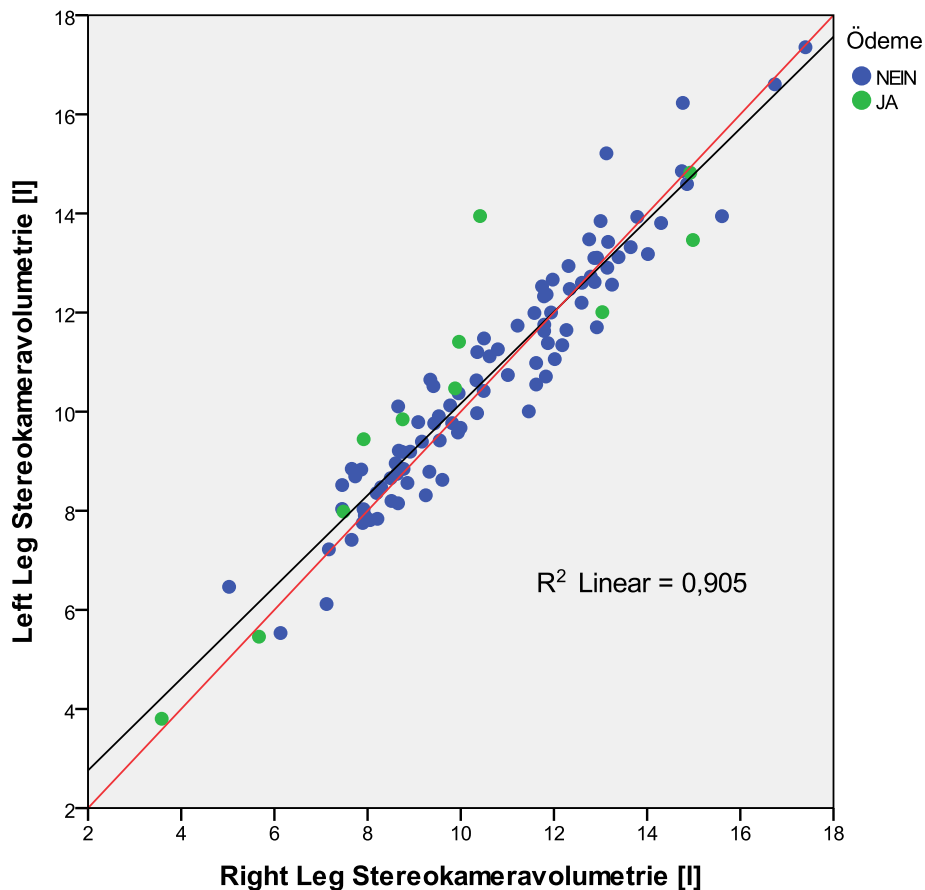


Abbildung 45 Streudiagramm, Volumenvergleich der unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l], Gesamtkollektiv (Ödeme)

Die Abbildung 45 verdeutlicht die Verteilung der Patienten mit einem bekannten Beinödem. Die Erhebung der Diagnose geschah anhand der jeweiligen Arztbriefe. Für die Diagnosestellung liegt daher eine sehr subjektive Situation vor. Ob das Beinödem uni- oder bilateral ausgeprägt gewesen ist, konnte retrospektiv nicht mehr erhoben werden. Aus diesem Zusammenhang heraus lässt sich eine gewisse Ungenauigkeit in der Diagnostik nicht mit Sicherheit ausschließen. Es ist also durchaus möglich, dass Ausreißer, welche nicht als „Ödempatient“ klassifiziert sind, dennoch Beinödeme zum Zeitpunkt der Stereokameravolumetrie gehabt haben können.

Bilaterale Beinödeme, deren Ausprägung in etwa gleich stark ist, können mit einer Volumenmessung wohl nicht ermittelt werden.

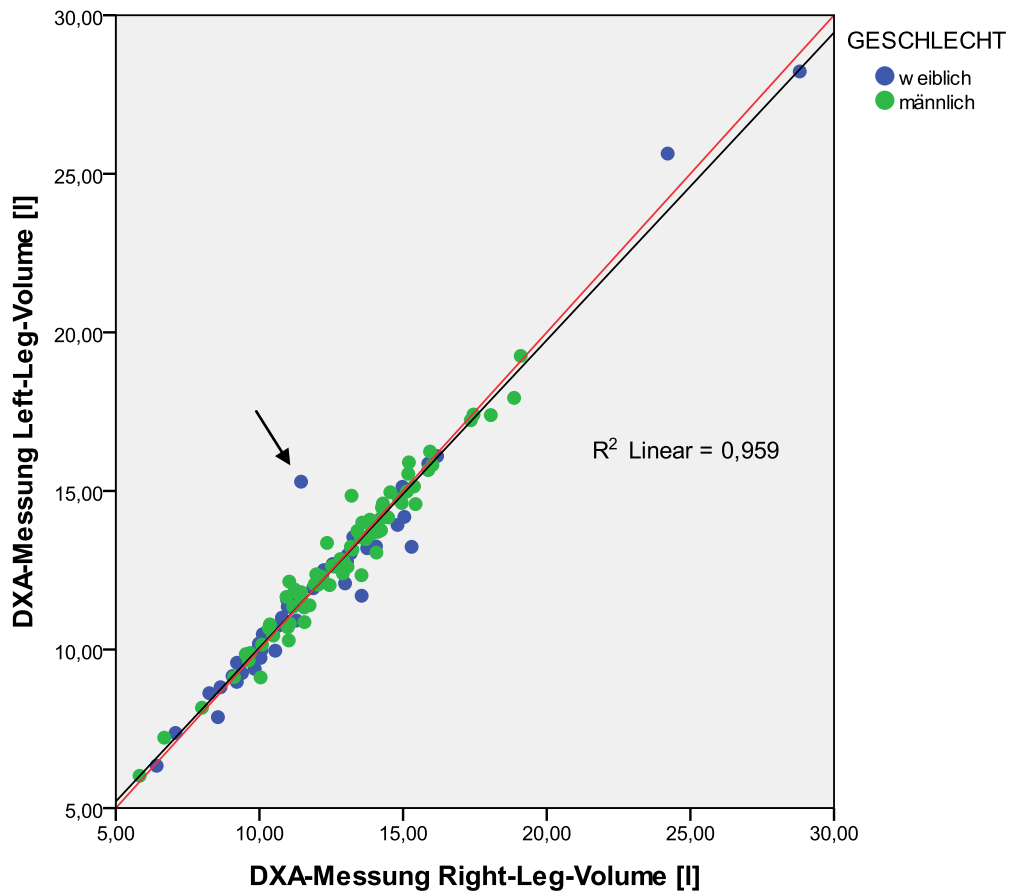


Abbildung 46 Streudiagramm, Volumenvergleich der unteren Extremitäten aus der DXA-Messung [l], Gesamtkollektiv

Auffällig ist das deutlich unterschiedliche Ergebnis. Die nahezu perfekte Korrelation mit der DXA-Messung deutet darauf hin, dass diese Messmethode die Volumina der unteren Extremitäten genauer erfassen kann, als dies bei der Stereokamera der Fall zu sein scheint. Ein Vergleich der Volumendifferenzen zwischen linkem und rechtem Bein soll zeigen welche Methode genauer arbeitet. Der, mit einem Pfeil in der obigen Abbildung markierte, Punkt stellt wieder die Patientin mit Lymphödem dar.

13.4.2.2.1 VERGLEICH DER VOLUMENDIFFERENZEN AUS DXA-MESSUNG UND STEREOKAMERAVOLUMETRIE

Die Differenz zwischen der Messung des linken und rechten Beines aus der jeweiligen Messmethode soll nun darüber Aufschluss geben, wie genau die Verfahren Volumenunterschiede detektieren können.

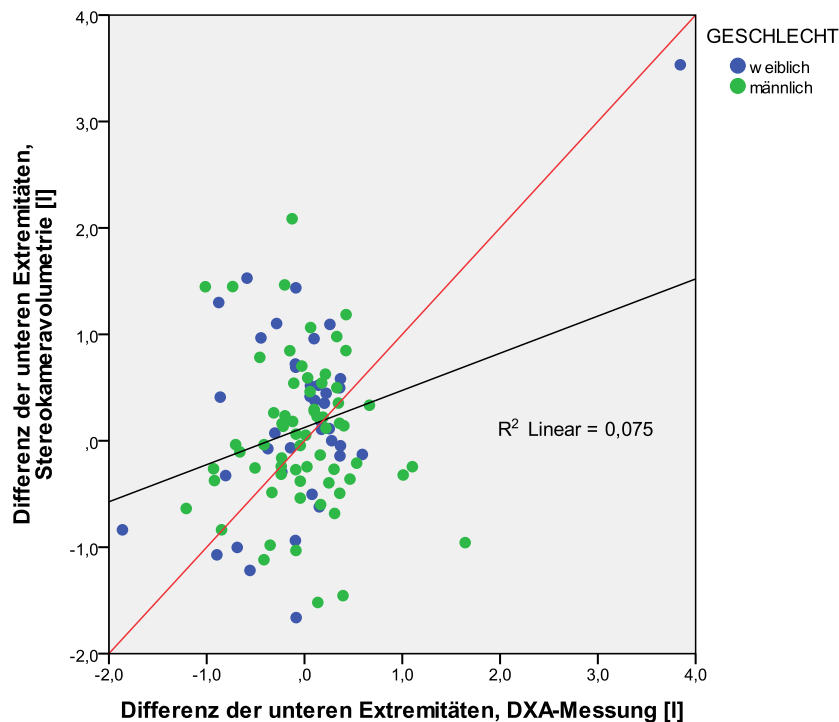


Abbildung 47 Streudiagramm, Korrelation der Volumendifferenzen der unteren Extremität aus Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Messung [l]

Die Stereokameravolumetrie weist eine viel größere Streubreite aus als dies bei der DXA-Messung der Falls ist. Dies könnte einerseits bedeuten, dass die Stereokameravolumetrie im Bereich der unteren Extremitäten mit ihrer Messung ungenauer ist. Anders betrachtet kann dies auch eine höhere Sensitivität der Stereokameravolumetrie gegenüber der DXA-Messung sein.

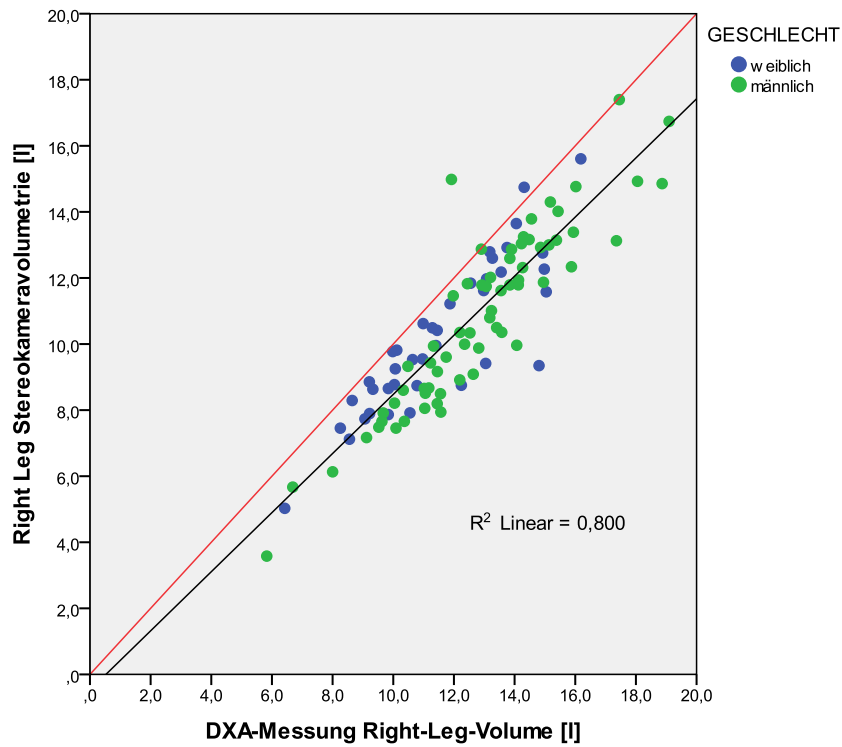


Abbildung 48 Streudiagramm, Volumenvergleich der beiden rechten unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Messung [l], Gesamtkollektiv

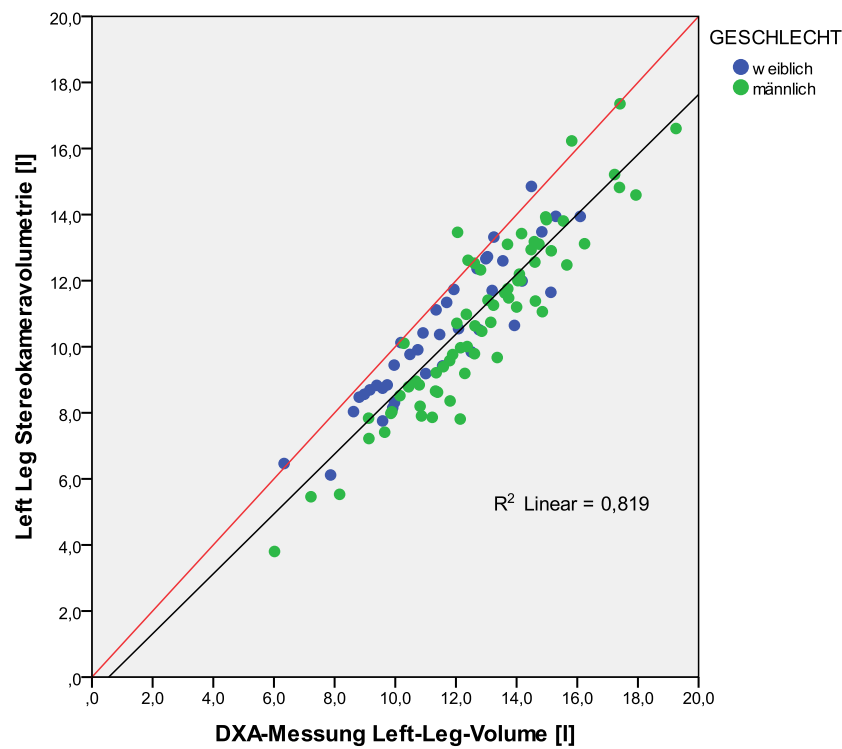


Abbildung 49 Streudiagramm, Volumenvergleich der beiden linken unteren Extremitäten aus Stereokameravolumetrie [l] und DXA-Messung [l], Gesamtkollektiv

Der Vergleich zeigt an den jeweils gleichen unteren Extremitäten, eine gleich gute Korrelation. Daraus lässt sich ablesen das die Stereokameravolumetrie keine großen Fehler auf einer beliebigen Seite gemacht hat. Die Parallelverschiebung der Regressionsgeraden nach rechts, ist darauf zurückzuführen, dass bei der Stereokameravolumetrie die Füße nicht mit gemessen wurden und das Volumen daher kleiner sein muss.

Eine Kombination aus weiteren Messverfahren wird zeigen wie genau die Stereokameravolumetrie, in Bezug auf die Detektion von Beinödemen, ist. Da die DXA-Messung keine eindeutigen Aussagen für die Ödemdiagnostik zulässt, ist diese in dem Zusammenhang nur bedingt als Goldstandard zu betrachten. Wie bereits gezeigt vermisst die DXA-Messung keine Volumina, sondern Dichterunterschiede. Die für den Vergleich verwendeten DXA-Volumina sind als rechnerische Größen, wie auf Seite 33 bereits gezeigt, eingegangen.

13.5 STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. FORMELSAMMLUNGEN

Wie bereits ausführlich beschrieben gibt es bis dato keine validen und in der Medizin angewandten Messmethoden für die Ermittlung der Körperoberfläche eines Menschen. Daher sollen die gängigen Rechenverfahren mit der Messung der Stereokamera-Oberflächenmessung (SKOF) verglichen werden.

Bei der Stereokamera-Oberflächenmessung liegt ebenfalls, aus bereits genannten Gründen, keine Messung der Füße vor.

13.5.1 VERGLEICH STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. DUBOIS-FORMEL

Der erste Vergleich soll wiederum das, mittels Stereokamera-Oberflächenmessung rekonstruierbare, Gesamtkollektiv (mit 105 Personen) umfassen. Der Patient mit der Beinamputation wird nicht berücksichtigt.

Korrelationen			
		Stereokamera- Oberflächenmes- sung [m ²]	Dubois [m ²]
Stereokamera- Oberflächenmessung [m ²]	Korrelation nach Pearson	1	,978**
	Signifikanz (2-seitig)		,000
	N	105	105
Dubois [m ²]	Korrelation nach Pearson	,978**	1
	Signifikanz (2-seitig)	,000	
	N	105	118

** . Die Korrelation ist auf dem Niveau von 0,01 (2-seitig) signifikant.

Tabelle 30 Korrelation, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] vs. Dubois [m²]

Modellzusammenfassung				
Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R- Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,978 ^a	,956	,956	,04565

a. Einflußvariablen : (Konstante), Stereokamera-Oberflächenmessung [m²]

Tabelle 31 Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] vs. Dubois [m²]

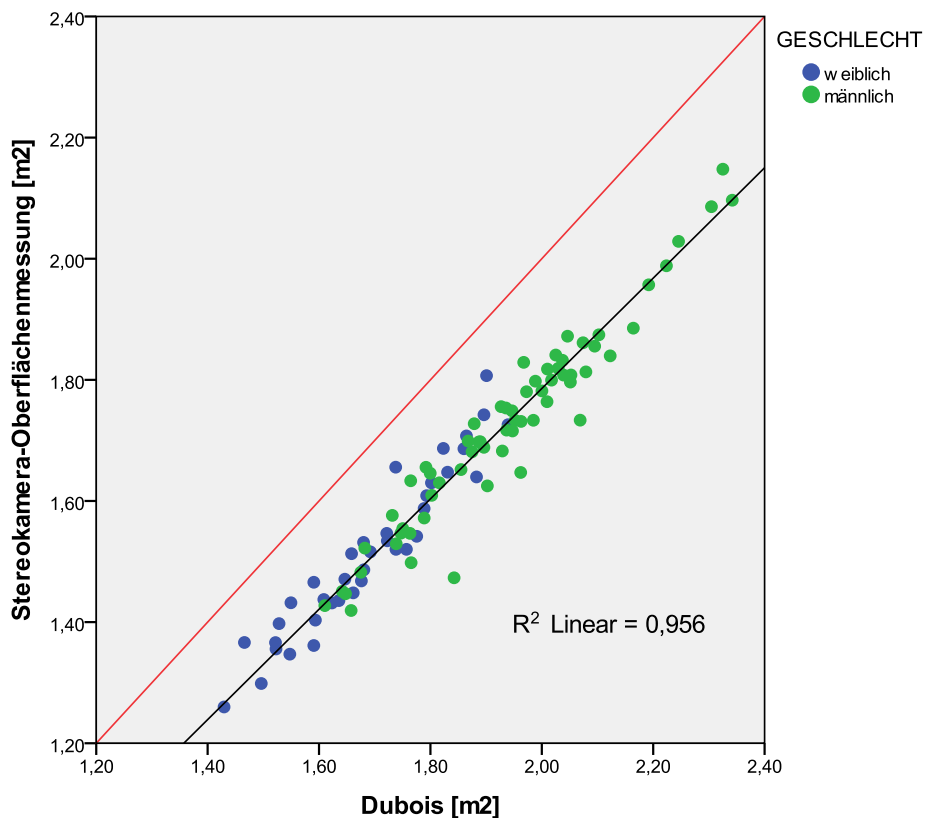


Abbildung 50 Streudiagramm, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] (ohne Füße) vs. Dubois [m²]

Die Korrelation ergibt einen Koeffizienten von 0,973 mit einer Signifikanz (2-seitig) von 0,000. Dies bedeutet, dass auch dieses Modell in der Grundgesamtheit korreliert. Die Parallelverschiebung der Regressionsgeraden nach rechts, ist darauf zurückzuführen, dass bei der Stereokameravolumetrie die Füße nicht mit gemessen wurden und das Volumen daher kleiner sein muss.

Die angeschlossene Regression ergibt einen Koeffizienten von R^2 0.948, mit einem Standardfehler des Schätzers von 0,04954. Es ist also davon auszugehen, dass die Stereokamera-Oberflächenmessung mit dem errechneten Körperoberflächen des Gesamtkollektivs gut übereinstimmt.

13.5.1.1 METHODENVERGLEICH

Wiederum wird mittels Bland-Altman-Plot ein visueller Vergleich der beiden Methoden angetreten. Dafür wird die Dubois-Formel, da am häufigsten verwendet, als Goldstandard angenommen.

Da alle anderen Formeln der Dubois-Formel ähnlich sind, sollen diese im Anschluss im „Kollektiv“ mit der Stereokamera-Oberflächenmessung gegenübergestellt werden.

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²]	105	1,02	2,15	1,6318	,20173
Dubois [m ²]	118	1,25	2,43	1,8391	,22925
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 32 Deskriptive Statistik 1, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] vs. Dubois [m²]

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Oberflächen [m ²]	105	1,13	2,24	1,7315	,20794
Oberflächendifferenzen Stereokamera-Oberflächenmessung - Dubois [m ²]	105	-,37	-,08	-,1993	,04650
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 33 Deskriptive Statistik 2, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] vs. Dubois [m²]

Aus der deskriptiven Statistik geht eine negative Tendenz hervor. Es wird also, mittels Stereokamera-Oberflächenmessung, weniger Oberfläche gemessen als die Rechnung nach Dubois ausweist. Der Mittelwert der Differenz aus Stereokamera-Oberflächenmessung minus Dubois beträgt $\sim 0,2$ [m²]. Das sind rund 12 % des arithmetischen Mittels der Körperoberflächen. Nimmt man an das die, in der dreidimensionalen Rekonstruktion nicht berücksichtigten, Füße rund 10 % der Körperoberfläche ausmachen, ist die Stereokamera-Oberflächenmessung ähnlich genau wie die Rechnung nach Dubois.

Bezieht man jedoch diese 10 %, welche nicht mit der Stereokamera-Oberflächenmessung erfasst wurden, auf das pharmakologische Verteilungsvolumen von Medikamenten (insbesondere Chemotherapeutika) so muss man davon ausge-

hen, dass die Füße, bestehend aus bradytrophen Geweben, hierbei keine Rolle spielen. Es scheint also daher nicht abwegig zu sein auf die Fußoberfläche zu verzichten.

Um einen weiteren etwaigen Fehler von vorneherein zu eliminieren wird weitgehend auf die Korrektur dieser 10 % der Fußoberfläche verzichtet. Die daraus resultierende „Überschätzung“ der Formelsammlungen (insbesondere der Formel nach Dubois) soll daher nicht negativ bewertet werden.

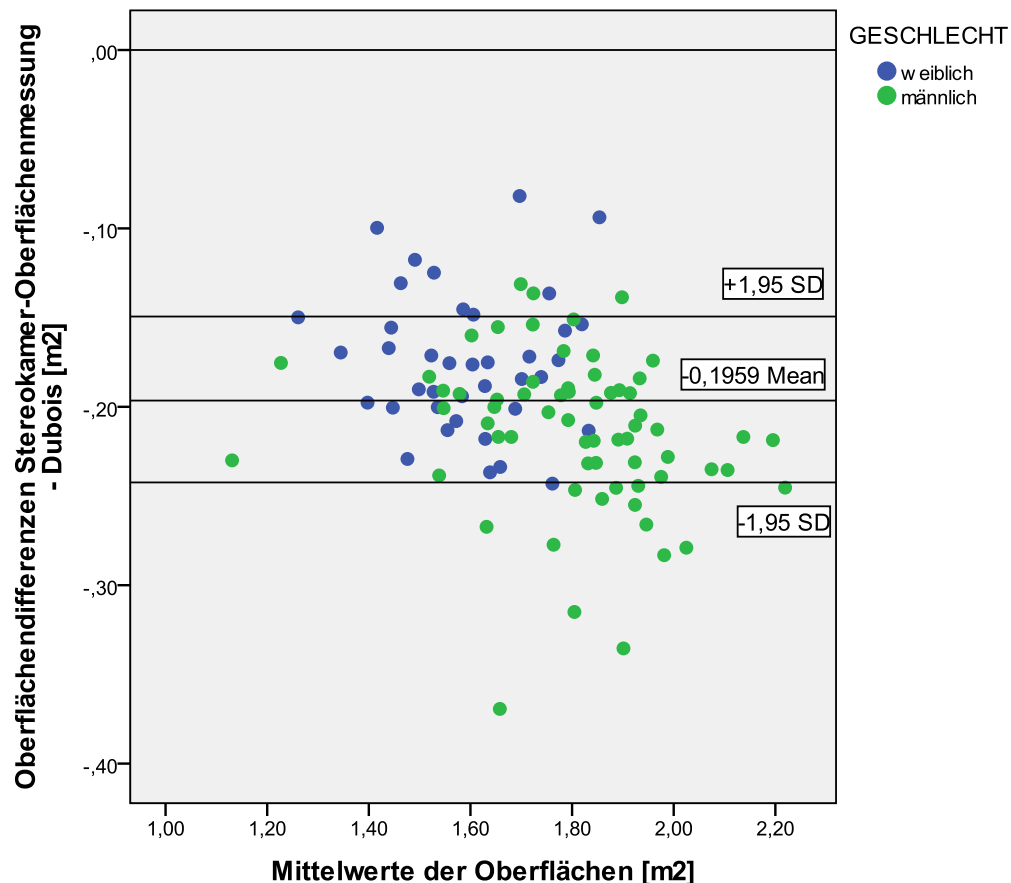


Abbildung 51 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] (ohne Füße) vs. Dubois [m²]

Der direkte Zusammenhang zwischen Volumen und Oberfläche eines geometrischen Körpers lässt sich auch für komplexe Körperformen wie etwa Menschen anwenden. Daraus ergibt sich, die paradoxe Situation, dass die in der in Abbildung 51 ersichtlichen Ausreißer, vermehrt im männlichen Gesamtkollektiv zu finden sind. Warum die männlichen Probanden eine größere Streubreite, von bis zu 0,29 [m²], aufweisen soll in den anschließenden Analysen betrachtet werden.

13.5.1.1.1 METHODENVERGLEICH FÜR DAS WEIBLICHE KOLLEKTIV

Deskriptive Statistik

♀	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Oberflächen [m2]	39	1,26	1,85	1,5940	,14125
Oberflächendifferenzen Stereokamer- Oberflächenmessung - Dubois [m2]	39	-,24	-,08	-,1744	,03909
Gültige Werte (Listenweise)	39				

Tabelle 34 Deskriptive Statistik, weibliches Gesamtkollektiv

Deskriptive Statistik

♀	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Oberflächen [m2]	26	1,26	1,85	1,6124	,14547
Oberflächendifferenzen Stereokamer- Oberflächenmessung - Dubois [m2]	26	-,24	-,08	-,1660	,04232
Gültige Werte (Listenweise)	26				

Tabelle 35 Deskriptive Statistik , weibliches Patientenkollektiv

Deskriptive Statistik

♀	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Oberflächen [m2]	13	1,34	1,79	1,5573	,13001
Oberflächendifferenzen Stereokamer- Oberflächenmessung - Dubois [m2]	13	-,24	-,16	-,1912	,02544
Gültige Werte (Listenweise)	13				

Tabelle 36 Deskriptive Statistik , weibliche Kontrollgruppe

Die aus den deskriptiven Statistiken ersichtlichen Abweichungen zwischen Patientenkollektiv und Kontrollgruppe, soll im Anschluss mittels Bland-Altman-Plot visualisiert werden. Anhand der Zahlen wird jedoch jetzt schon eine Kongruenz zwischen den beiden Vergleichsgruppen sichtbar.

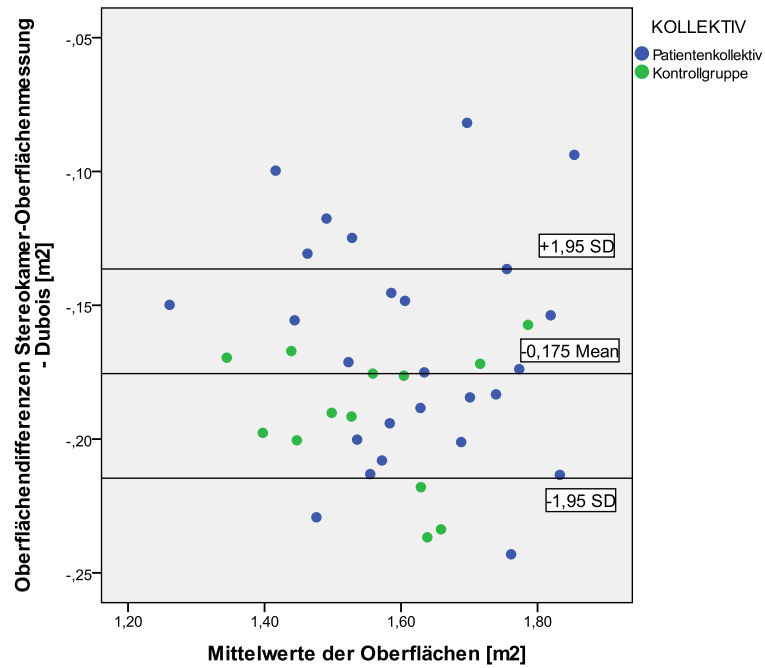


Abbildung 52 Bland-Altman-Plot, weibliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] (ohne Füße) vs. Dubois [m²]

Es gibt sowohl Ausreißer im Patienten-, als auch im Kontrollkollektiv. Insgesamt jedoch ist das Ergebnis ein Gutes. Zu beachten sei, dass es den bereits erwähnten systematischen Fehler auch hier gibt. Das heißt, dass die Messung mittels Stereokameras um rund 12 % geringer ausfällt als die Berechnung nach Dubois.

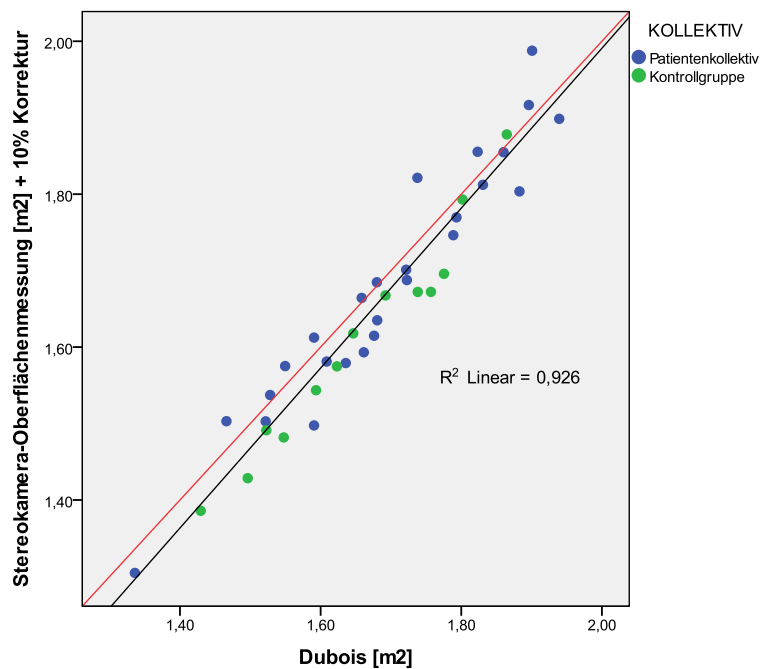


Abbildung 53 Streudiagramm, weibliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] (+ 10 %) vs. Dubois [m²]

Die Regressionsgerade, in der zuvor gezeigten Abbildung 53, folgt annähernd der eingezeichneten Line of Identity. Mit einem $R^2=0.926$ korrelieren die beiden Anwendungen sehr gut miteinander. Zu beachten sei hierbei allerdings, dass es sich bei der Rechnung nach Dubois zurzeit um den „Goldstandard“ handelt, den es bereits seit rund 100 Jahren gibt. Es ist daher nicht sicher gewährleistet, dass dieser für die heutige mitteleuropäische Bevölkerung noch zutreffend ist.

13.5.1.1.2 METHODENVERGLEICH FÜR DAS MÄNNLICHE KOLLEKTIV

Nun soll sich unsere Betrachtung auf das männliche Kollektiv richten.

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Mittelwerte der Oberflächen [m ²]	66	1,13	2,24	1,8127	,19872
Oberflächendifferenzen Stereokamer-Oberflächenmessung - Dubois [m ²]	66	-,37	-,13	-,2140	,04445
Gültige Werte (Listenweise)	66				

Tabelle 37 Deskriptive Statistik, männliches Gesamtkollektiv

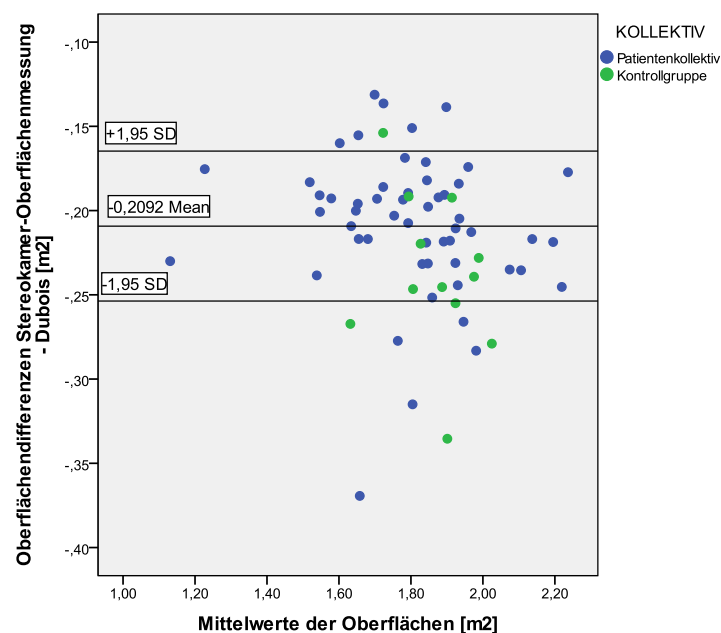


Abbildung 54 Bland-Altman-Plot, männliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] (ohne Füße) vs. Dubois [m²]

Wie angenommen korrelieren Volumen und Oberfläche in ihrer Grundgesamtheit miteinander. Das bedeutet, dass jeglicher Messfehler einer Messgröße mit einem systematischen Rechenfehler der anderen Messgröße einhergehen muss. Die Tatsache, dass die Füße nicht in die Rekonstruktion mit einfließen, spielt jedoch für die nachfolgende Korrelation keine Rolle. Nichts desto trotz wird das Messergebnis aus der Stereokamera-Oberflächenmessung um 10 % nach oben korrigiert.

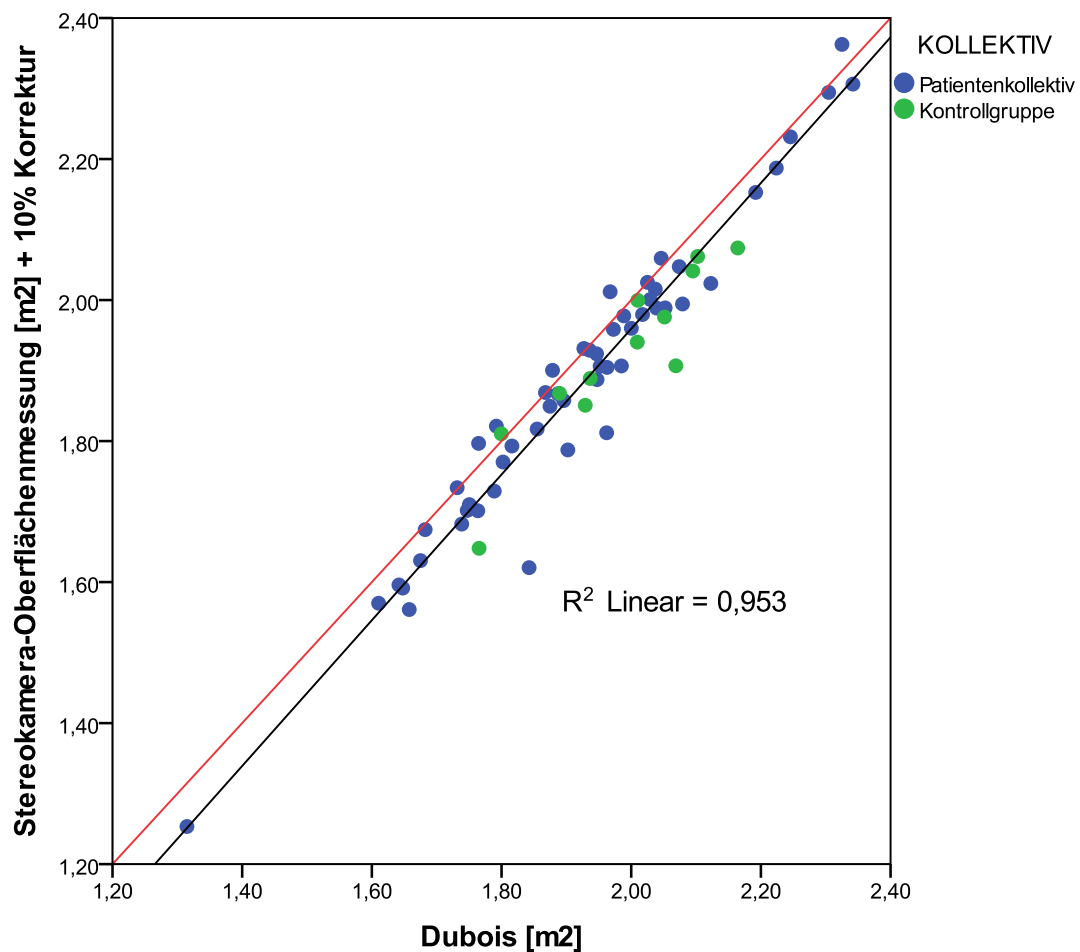


Abbildung 55 männliches Patienten- und Kontrollkollektiv im Vergleich Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] (+ 10 %) vs. Dubois [m²]

Das aus der Abbildung 55 ersichtliche Korrelationsergebnis demaskiert die, im Vergleich zum weiblichen Kollektiv, eine geringfügig stärkere Korrelation des männlichen Kollektives. Warum das Ergebnis zu Gunsten der männlichen Probanden ausfällt lässt sich hiermit nicht eindeutig erklären und ist aus statistischer nicht auch nicht relevant.

Ungeachtet dessen ist die Korrelation gut.

13.5.2 VERGLEICH STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. FORMEL-SAMMLUNG

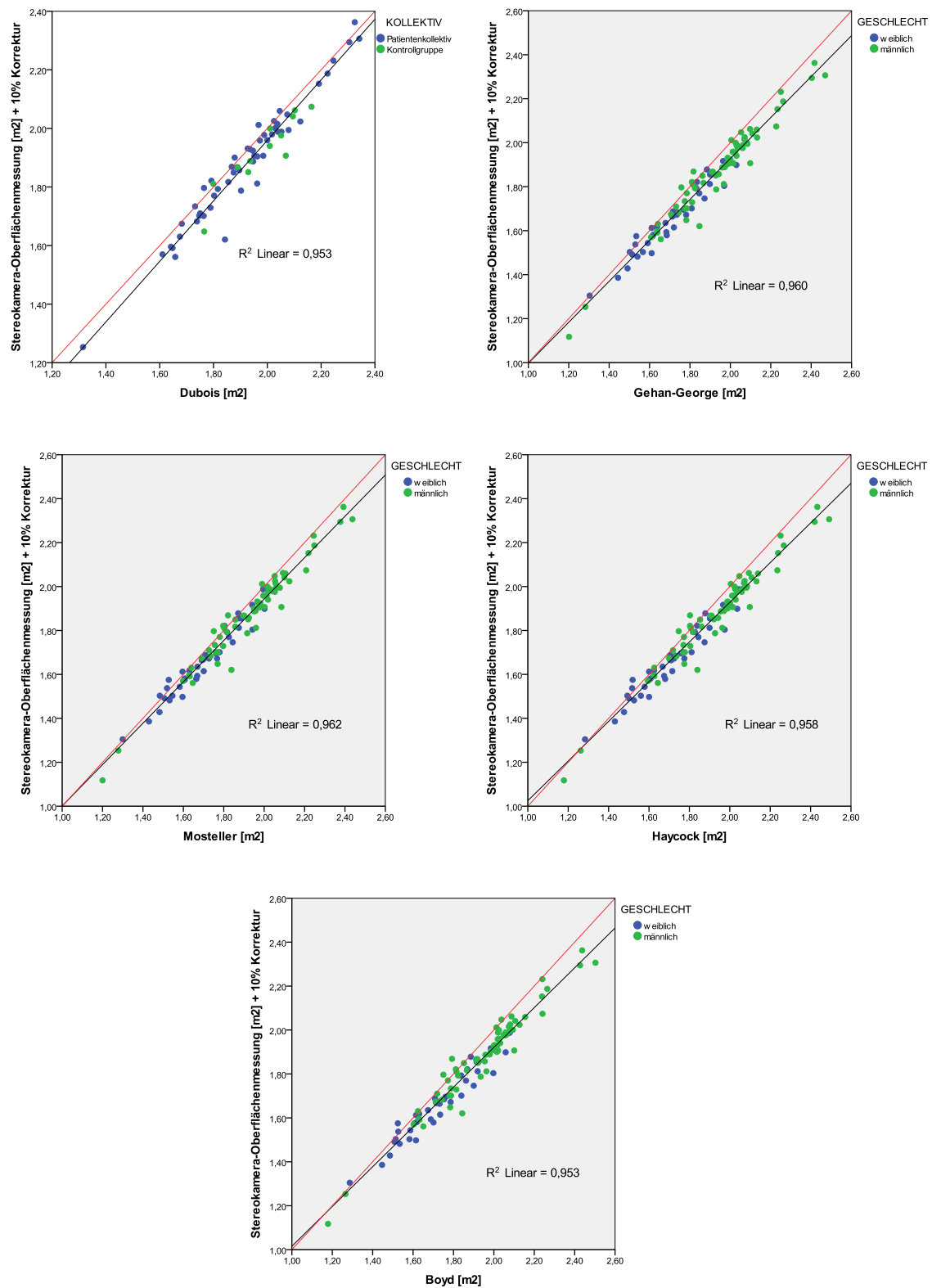


Abbildung 56 Streudiagramme, Stereokamera-Oberflächenmessung (mit Füßen) vs. Formel-sammlungen

Wie zu erwarten korrelieren auch alle anderen Formeln mit der Stereokamera-Oberflächenmessung. Die Messmethode hat also ihre Validität, gegenüber den Berechnungen, unter Beweis stellen können. Für die Korrelationen ist die Messung der Stereokamera-Oberfläche mit 10 % nach oben korrigiert worden um die Oberfläche der Füße mit in das Kalkül zu ziehen. Im Anschluss soll nun auch für die restlichen vier Formeln ein Vergleich mittels Bland-Altman-Plots gezeigt werden.

13.5.2.1 BLAND-ALTMAN-PLOT, STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. GEHAN-GEORGE-FORMEL

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standardabweichung
Differenz Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur - Gehan George Formel [m ²]	105	-,23	,05	-,0619	,04709
Mittelwerte Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Gehan George Formel [m ²]	105	1,16	2,39	1,8259	,22660
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 38 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Gehan-George [m²]

Die Spannweite der Mess- beziehungsweise Rechenwerte beträgt $\sim 0,28$ [m²] und wird wie die folgende Abbildung 57 in erster Linie vom männlichen Kollektiv verursacht. Es sei hierbei erwähnt, dass die Fußoberflächen mittels eines Korrekturfaktors von 10 % berücksichtigt werden. Das heißt zu jeder von der Stereokamera-Oberflächenmessung ermittelte Wert werden 10 % addiert um den Verlust der Fußoberflächen auszugleichen.

Damit soll gezeigt werden, dass trotz erfolgter Adaptation an die Wirklichkeit die Rechenmethoden die Körperoberfläche überschätzen.

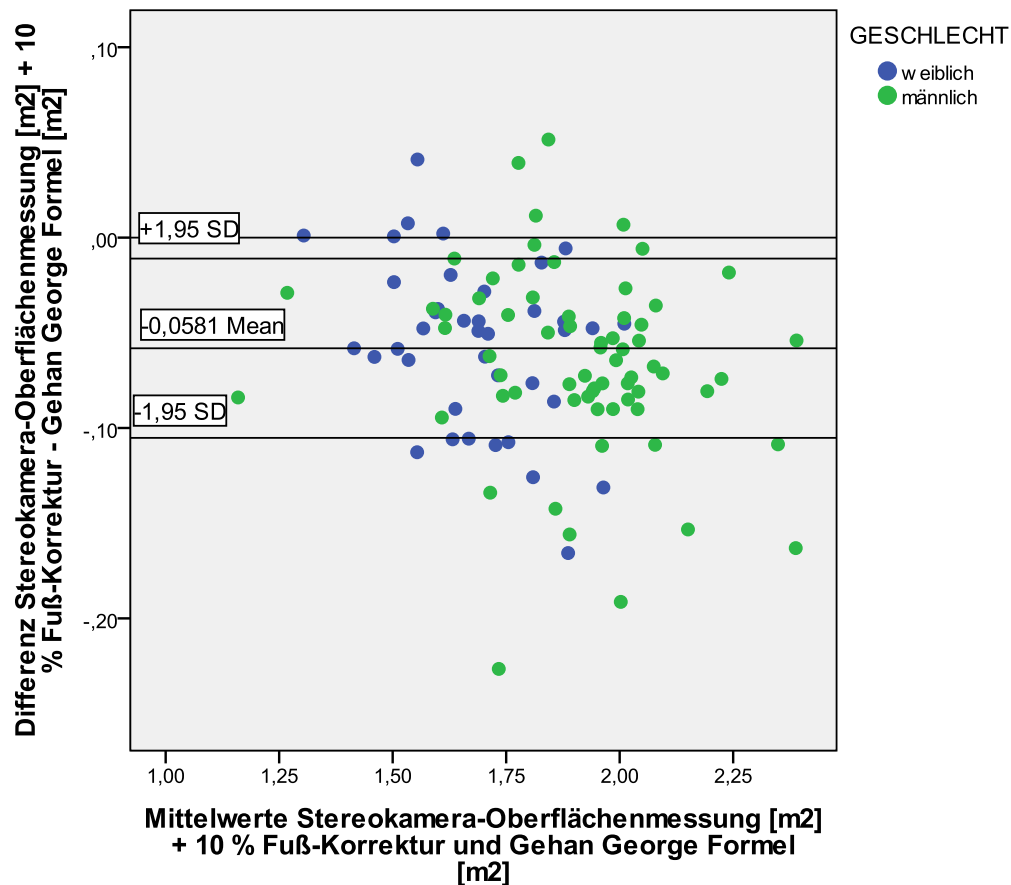


Abbildung 57 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Gehan George [m²], Gesamtkollektiv

Im Median liegen die Werte $\sim 0,058$ [m²] im negativen Bereich. Der Mittelwert beträgt $- 0,061$ [m²] und stellt somit eine Überschätzung von im Mittel 610 [cm²] dar. Dies entspricht in etwa der Oberfläche eines DIN A 4 Blattes mit den Abmessungen von 297×210 [mm].

Bei einer mittleren Körperoberfläche von $1,82$ [m²] (dies entspricht 18200 [cm²]) sind 610 [cm²] $\sim 3,3$ % der Körperoberfläche oder dreimal die Handfläche eines durchschnittlichen Menschen.

Bei einer Chemotherapie mit Cisplatin ist die Dosis bis zu 120 [mg/m²] (26) Körperoberfläche. Dies ergibt eine durchschnittliche Dosierung bei $1,82$ [m²] Körperoberfläche von ~ 216 [mg]. Davon sind 3 % immerhin 7 [mg] eines nebenwirkungsreichen Medikaments.

13.5.2.2 BLAND-ALTMAN-PLOT, STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. MOSTELLER-FORMEL

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard-abweichung
Differenz Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur - Mosteller Formel [m ²]	105	-,22	,05	-,0481	,04503
Mittelwerte Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Mosteller Formel [m ²]	105	1,16	2,38	1,8190	,22544
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 39 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Mosteller [m²]

In dieser Analyse ergibt sich eine Spannweite von 0,27 [m²]. Als ähnlich jener des obigen Vergleiches. Ebenso ist die Standardabweichung nur minimal unterschiedlich. Daraus sollte für die Formel nach Mosteller gleiches wie für die Formel von Gehan George gelten.

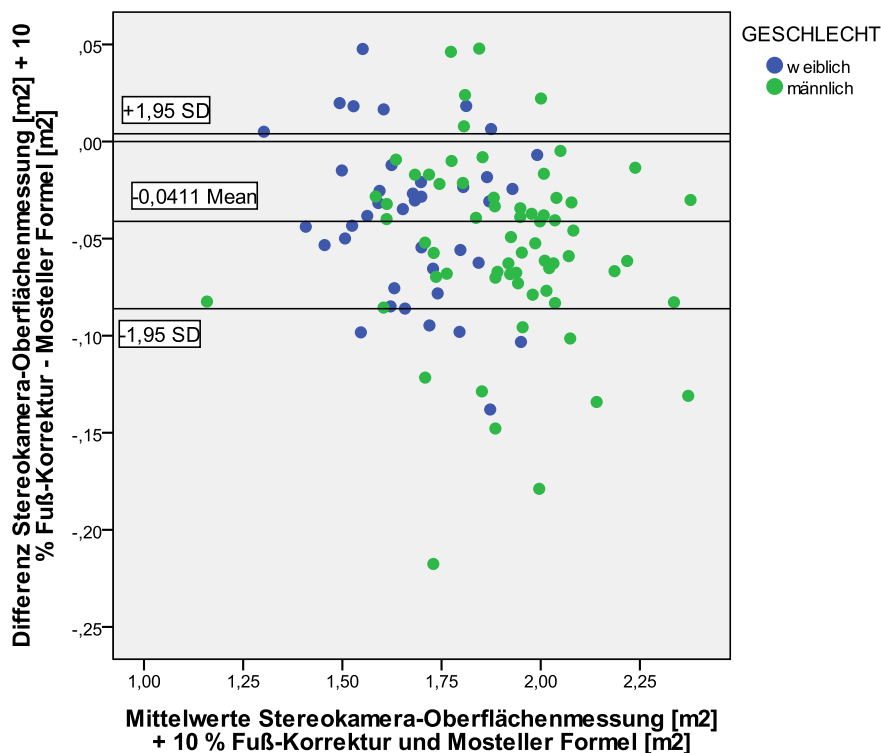


Abbildung 58 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Mosteller [m²], Gesamtkollektiv

13.5.2.3 BLAND-ALTMAN-PLOT, STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. HAYCOCK-FORMEL

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard-abweichung
Differenz Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur - Haycock Formel [m ²]	105	-,22	,07	-,0577	,05090
Mittelwerte Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Haycock Formel [m ²]	105	1,15	2,40	1,8238	,23001
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 40 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Haycock [m²]

Diese Konstellation weist bislang die größte Spannweite auf. Diese liegt bei 0,29 [m²]. Wie in den Analysen zuvor ist es das männliche Kollektiv welches für diese große Streubreite verantwortlich ist. So wie die Formeln nach Gehan George und Mosteller überschätzt auch die Formel nach Haycock die tatsächliche Hautoberfläche.

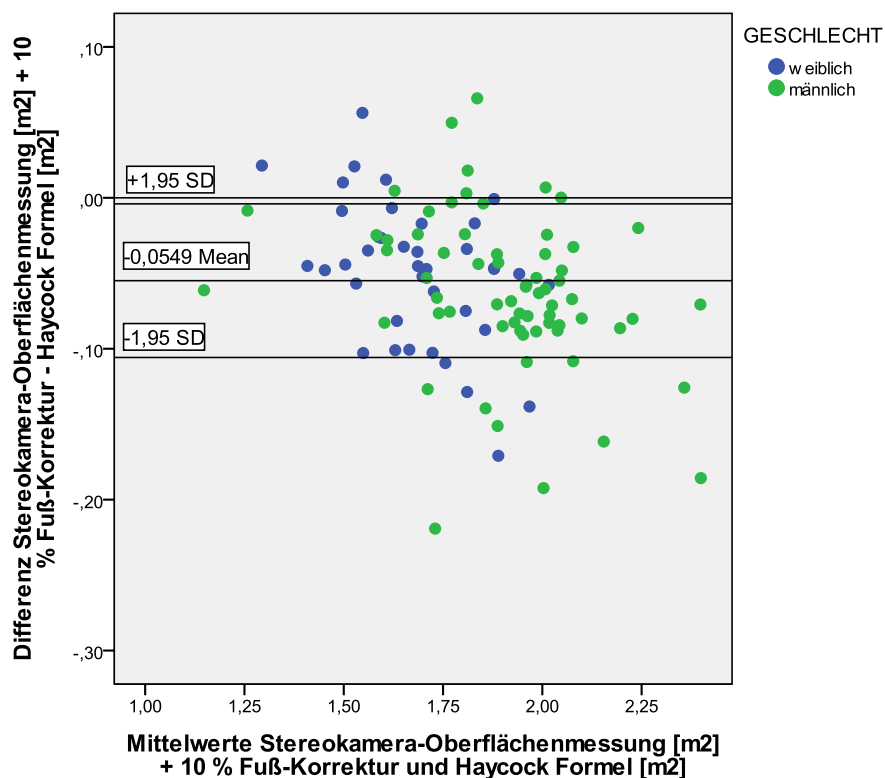


Abbildung 59 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Haycock [m²], Gesamtkollektiv

13.5.2.4 BLAND-ALTMAN-PLOT, STEREOKAMERA-OBERFLÄCHENMESSUNG VS. BOYD-FORMEL

Deskriptive Statistik					
	N	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard-abweichung
Differenz Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur - Boyd Formel [m ²]	105	-,22	,08	-,0660	,05323
Mittelwerte Stereokamera-Oberflächenmessung [m ²] + 10 % Fuß-Korrektur und Boyd Formel [m ²]	105	1,15	2,40	1,8280	,22918
Gültige Werte (Listenweise)	105				

Tabelle 41 Deskriptive Statistik, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur vs. Formel nach Boyd [m²]

Die Formel nach Boyd weist die größte Spannweite, von 0,3 [m²], der hier gezeigten Analysen auf. Die Unterschiede sind jedoch so gering das sie aus statistischer Sicht keine große Rolle spielen. Jede der fünf Formeln überschätzt die gemessene Körperoberfläche.

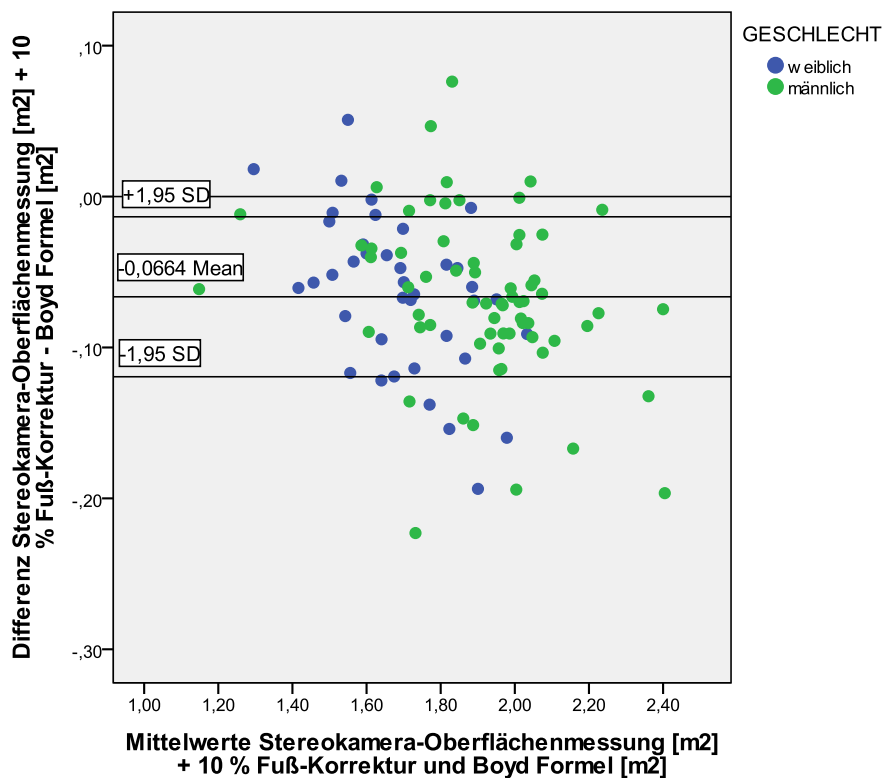


Abbildung 60 Bland-Altman-Plot, Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] + 10 % Fuß-Korrektur und Formel nach Boyd [m²], Gesamtkollektiv

13.6 KONSTRUKTION EINER NEUEN FORMEL ZUR BERECHNUNG DER KÖRPEROBERFLÄCHE

Die Fragestellung lautet welche Variablen, bestehend aus Größe, Gewicht, BMI, Alter und Geschlecht, die Messung der Stereokamera-Oberflächenmessung erklären können. Damit soll gezeigt werden welche Größen für eine etwaige neue Formel in Betracht gezogen werden können.

Aufgenommene/Entfernte Variablen^b

Modell	Aufgenommene Variablen	Entfernte Variablen	Methode
1	GEWICHT, Größe	.	Einschluß

a. Alle gewünschten Variablen wurden eingegeben.

b. Abhängige Variable: Stereokamera-Oberflächenmessung [m2]

Tabelle 42 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, Aufgenommene/Entfernte Variablen

Modellzusammenfassung

Modell	R	R-Quadrat	Korrigiertes R-Quadrat	Standardfehler des Schätzers
1	,975 ^a	,951	,950	,04517

a. Einflußvariablen : (Konstante), GEWICHT, Größe

Tabelle 43 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, Modellzusammenfassung

ANOVA^b

Modell	Quadratsumme	df	Mittel der Quadrate	F	Sig.
1 Regression	4,086	2	2,043	1001,168	,000 ^a
Nicht standardisierte Residuen	,210	103	,002		
Gesamt	4,296	105			

a. Einflußvariablen : (Konstante), GEWICHT, Größe

b. Abhängige Variable: Stereokamera-Oberflächenmessung [m2]

Tabelle 44 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, ANOVA

Koeffizienten^a

Modell		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	T	Sig.
		Regressionskoeffizient B	Standardfehler	Beta		
1	(Konstante)	-,073	,084		-,874	,384
	Größe	,005	,001	,251	10,021	,000
	GEWICHT	,011	,000	,827	33,073	,000

a. Abhängige Variable: Stereokamera-Oberflächenmessung [m²]

Tabelle 45 Multiple Regression, Stereokamera-Oberflächenmessung, Koeffizienten

Die mittels multipler Regression ermittelten Regressionskoeffizienten werden nun im Anschluss in eine neue Grundformel eingesetzt. Wie bei der Formel nach Dubois werden vorerst die Variablen, Größe und Gewicht für Konstruktion der neuen Formel verwendet. Dies ergibt das Folgende Ergebnis.

GRUNDFORMEL

$$S = a + b1 \times \text{Größe} + b2 \times \text{Gewicht}$$

S Körperoberfläche [m²]

a Konstante

Um als Resultat die Körperoberfläche zu erhalten sollen nun in die Grundformel die jeweiligen Koeffizienten eingesetzt werden. Für das Beispiel werden, per Zufall, die Daten des Probanden mit der Codierung ECG_08 eingesetzt werden.

$$S = -0,073 + 0,005 \times 163 + 0,011 \times 57 = 1,369 \text{ [m}^2\text{]}$$

Das Ergebnis bestätigt, dass die Formel mit der Stereokamera-Oberflächenmessung kongruent ist. Die gemessene Oberfläche, des in die Formel eingesetzten Probanden mit der Codierung ECG_08, beträgt 1,437349 [m²].

Die Ungenauigkeit beträgt ~ 0,07 [m²] was ein akzeptables Ergebnis darstellt.

FORMEL

Daraus ergibt sich eine neue Formel wie folgt:

$$S = -0,073 + 0,005 \times \text{Größe} + 0,011 \times \text{Gewicht}$$

Die nachfolgenden Korrelationen sollen zeigen wie sehr die neue Formel mit den bereits bestehenden Methoden zur Ermittlung der Körperoberfläche korreliert.

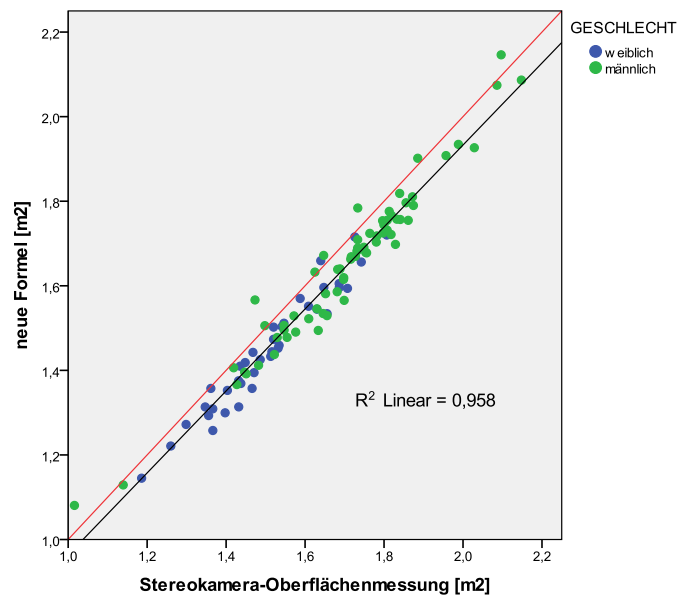


Abbildung 61 Streudiagramm, Korrelation neue Formel [m²] mit Stereokamera-Oberflächenmessung [m²]

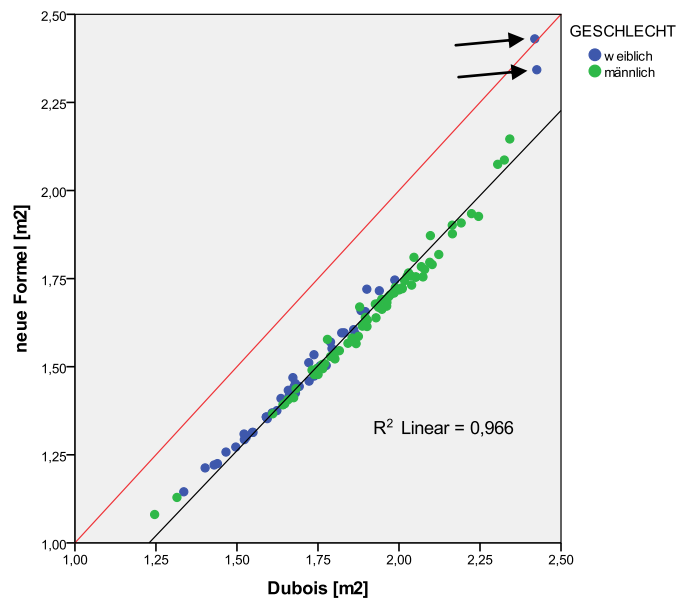


Abbildung 62 Streudiagramm, Korrelation neue Formel [m²] mit der Formel nach Dubois [m²]

Die beiden Abbildungen enthüllen ein ausgezeichnetes Ergebnis. Selbst mit der Formel nach Dubois ist eine Korrelation mit einem R^2 von 0,966 möglich. Zur Erinnerung korrelierte die Formel nach Dubois mit der Stereokamera-Oberflächenmessung + 10 % Fußkorrektur mit einem R^2 von 0,956.

Bei den beiden in Abbildung 62 mit Pfeilen markierten Patienten handelt es sich um stark adipöse Frauen für welche, aus oben genannten Gründen, keine Stereokamera-Oberflächen Messergebnisse vorliegen.

Die konstruierte Formel bezieht sich auf eine absolute Messung wohingegen die Formel nach Dubois (19) anhand von anthropometrischen Daten, von nur neun Patienten erhoben wurde. Aufgrund dieser Tatsache ist davon auszugehen, dass die neue Formel etwas genauer zu sein scheint.

13.7 VERGLEICH DES AREA-MASS-INDEX (AMI) (26) MIT DEM BODY-MASS-INDEX

In Anlehnung an einen Artikel in der Ernährungsumschau von April 2010 (Seite 178ff) sollen nun der AMI mit dem BMI verglichen werden. Dabei soll gezeigt werden, ob die Auswertung der Studie von Elmar Schlich et al auch auf unser Ergebnis zutrifft. Dabei wird der, von der Körperoberfläche ermittelte Wert ($\text{AMI} = \text{Körpergewicht} / \text{Körperoberfläche} [\text{kg}/\text{m}^2]$) dem BMI gegenübergestellt. Des Weiteren wird der Reziprokwert des Area-Mass-Index, der in der Studie als spezifische Körperoberfläche bezeichnete Wert a ($a = 1 / \text{AMI} [\text{kg}/\text{m}^2]$), mit dem BMI in Korrelation gebracht. Nach Aussage dieser Studie soll ein hoher BMI einen niedrigen AMI und umgekehrt bedingen.

13.7.1 VERGLEICH FÜR DAS WEIBLICHE KOLLEKTIV

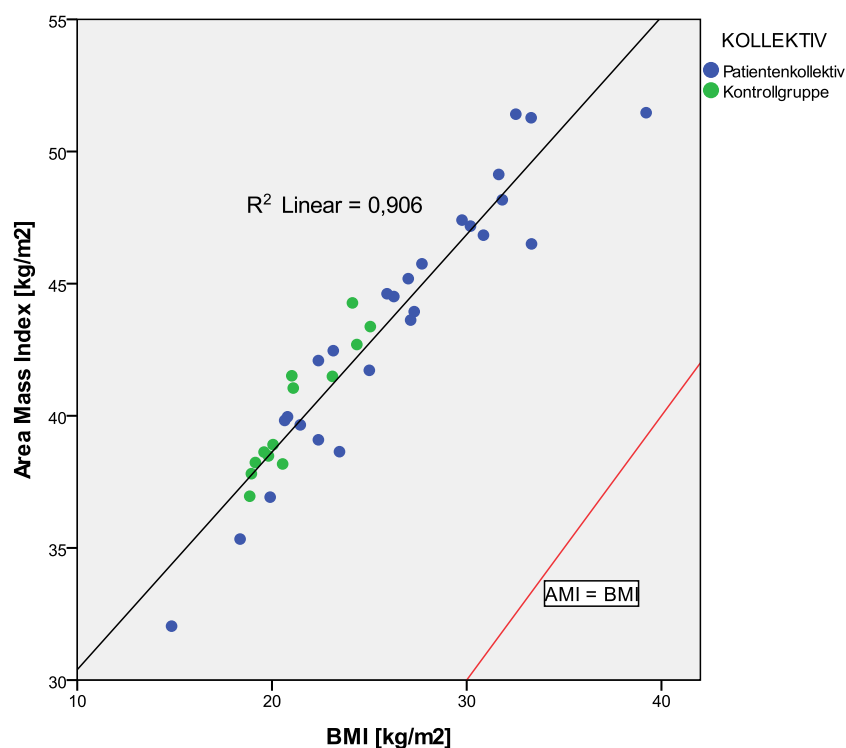


Abbildung 63 Streudiagramm, AMI aus Stereokamera-Oberflächenmessung [m^2] vs. BMI, weibliches Kollektiv

Für die Korrelation in Abbildung 63 konnte Schlich et al ein R^2 von 0,942 angeben. Unsere Messung ergibt für das weibliche Kollektiv, mit einer Fallzahl von 39 Proban-

den, ein R^2 von 0,906. Das Ergebnis von Schlich et al konnte anhand der Stereokamera-Oberflächenmessung repliziert werden.

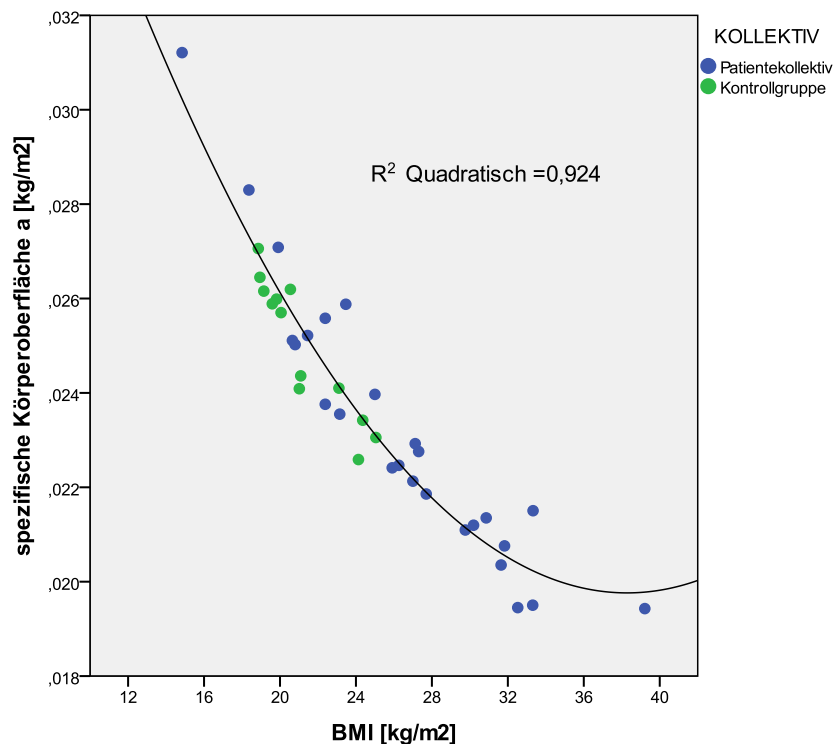


Abbildung 64 Streudiagramm, spezifische Körperoberfläche a [kg/m^2] vs. BMI [kg/m^2], weibliches Kollektiv

Schlich et al weist für die gleiche Korrelation in Abbildung 64 ein R^2 (quadratisch) von 0,947 aus. Unsere Korrelation ergibt ein R^2 (quadratisch) von 0,924.

13.7.2 VERGLEICH FÜR DAS MÄNNLICHE KOLLEKTIV

Nun soll der Vergleich für das männliche Kollektiv ($n = 66$) angetreten werden. Nachdem die Korrelationen für das weibliche Kollektiv ein gutes Ergebnis geliefert haben ist dies auch für das männliche Kollektiv ein ähnlich gutes Resultat zu erwarten. In der Studie von Schlich et al umfasste das männliche Kollektiv 49 Probanden. Die Gruppengrößen sind also annähernd gleich groß.

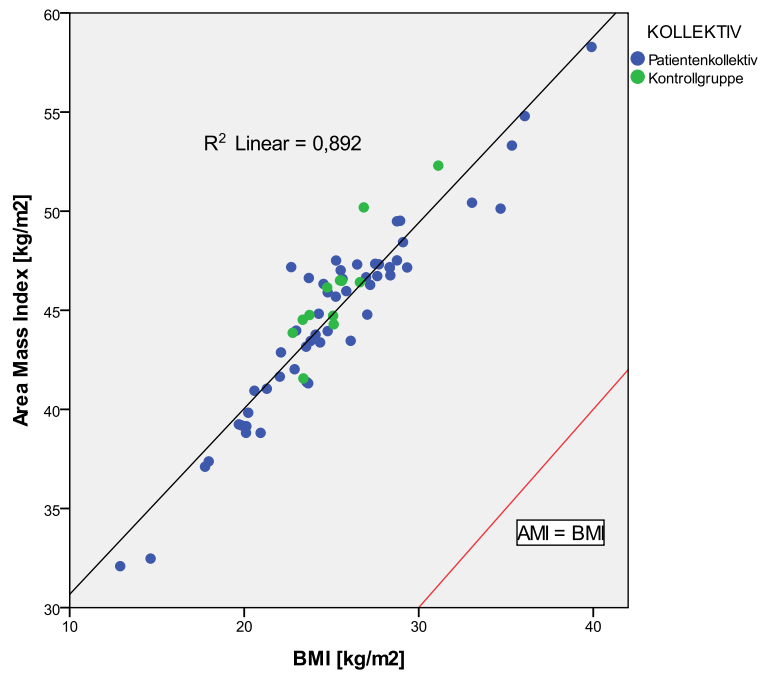


Abbildung 65 Streudiagramm, AMI aus Stereokamera-Oberflächenmessung [m²] vs. BMI, männliches Kollektiv

Die Korrelation ergibt ein R² von 0,892 versus einem R² von 0,922 von Schlich et al.

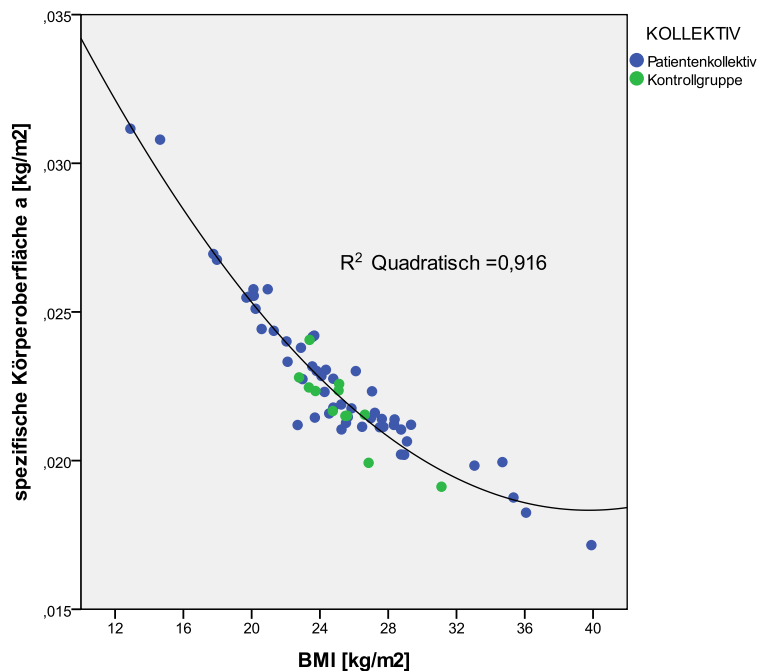


Abbildung 66 Streudiagramm, spezifische Körperoberfläche a [kg/m²] vs. BMI [kg/m²], männliches Kollektiv

Auch die Korrelationen des männlichen Kollektivs weist ein gutes Ergebnis aus. Es zeigt sich tatsächlich, dass je größer der BMI, desto kleiner der Area-Mass-Index.

14 DISKUSSION

Die obige Abhandlung hat sich mit dem direkten Vergleich von Messmethoden beschäftigt. Dabei sind folgende Themen analysiert worden über die nun im Anschluss diskutiert werden soll. Zum einen wurden Methoden vorgestellt die sich ebenfalls mit der Zusammensetzung und Volumina von menschlichen Körpern beschäftigen. Diese wären zum Beispiel das BOD-POD-System, oder das Underwater-Weighing. Beide Methoden sind insofern für unsere Fragestellung nicht von großer Bedeutung, da zum einen die Anlagen und Apparaturen teuer und sehr aufwendig sind. Zum anderen ist für die meisten Patienten im klinischen Alltag eine Anwendung wie das Underwater-Weighing unzumutbar. Der daraus resultierende Nutzen ist darüber hinaus nur von begrenzter medizinischer Bedeutung da lediglich das gesamte Körpervolumen und die Gesamtkörperdichte und nicht die Verteilung innerhalb des Körpers gemessen werden kann.

Für das BOD-POD-System gilt dies in gleicher Weise. Die Komfortabilität ist zwar ungleich höher als jene beim Underwater-Weighing, jedoch ist dieses System sehr kostenintensiv (Kosten der Anschaffung ca. 100.000 Euro) und von „Laien“ kaum anwendbar.

Kurz um sind beide Methoden zwar sehr genau jedoch noch nicht für den Patienten am Krankenbett anwendbar. Sie findet sehr wohl ihre Berechtigung in der Anwendung bei Studien an gesunden Probanden.

Andere Verfahren, wie etwa das berechnen des BMI, findet ubiquitäre Anwendung, ist jedoch nur sehr begrenzt auswertbar. Die Problematik dieser Rechenmethode liegt auf der Hand. Ein hoher BMI muss nicht sofort eine maligne Adipositas bedeuten. Wie bereits bekannt fallen alle Probanden die auf ihre Größe bezogen zu viel wiegen im Rahmen dieser Analytik durch den sprichwörtlichen „Rost“. Wie die Gewichtsverteilung vorliegt wird nicht berücksichtigt.

Daraus ergibt sich für jeden sportlichen Menschen, der im Vergleich zur restlichen Gesellschaft über mehr Muskelmasse verfügt, paradoxerweise eine schlechte Prognose im Hinblick auf kardiovaskuläre-Ereignisse. Zu Gute haltend muss jedoch gesagt sein, dass die Anwendung dieser Methode kinderleicht ist.

Im Vergleich der neuen Methodik der Stereokameravolumetrie mit dem Goldstandard der DXA-Messung, haben sich vielversprechende Ergebnisse gezeigt. Prinzipiell ist die neue Methode auf den internistischen Patienten zugeschnitten. Wie in der Einleitung erwähnt und in den folgenden Abschnitten beschrieben, hat diese Messmethode große Vorteile gegenüber den anderen Verfahren bewiesen. Einer dieser Vorteile zeigt sich in der mannigfaltigen Anwendbarkeit. Nicht nur gesunde Probanden können damit evaluiert werden, sondern auch multimorbide Patienten. Dies wurde mit dieser Studie unter Beweis gestellt. Es war für jeden Patienten machbar an der Messung teilzunehmen. Die erhöhte Lage des Oberkörpers, ist gerade bei kardial vorbelasteten Personen, ein großer Vorteil gegenüber den anderen Messmethoden. Die DXA-Messung verlangt dem Patienten ein absolut ruhiges verharren ab. Die Dauer des Messzykluses beträgt rund acht Minuten. Diese Tatsache alleine macht es für viele schwierig an solch einer Untersuchung teilzunehmen. Natürlich ist die DXA-Messung in erster Linie für die Erhebung des Knochenstatus in Verwendung, dennoch bleibt sie auch im Bereich der Volumetrie eine maßgebende Größe. Die Kosten einer solchen Anlage sind allerdings das größte Manko. Sie ist im Vergleich der erwähnten Methoden mit Abstand die teuerste. Eine zugrunde liegende Fragestellung war es jedoch eine Methodik als „low-cost-device“ zu etablieren. Dies ist, wie die Studie beweist, auch durchaus mehr als gelungen. Die Kosten des Versuchsaufbaues und der eingesetzten Mittel liegen jenseits dessen was normalerweise in der Medizin als „billig“ bezeichnet wird. Man kann also durchaus behaupten, dass die Zielvorgabe zur Errichtung einer Messanlage zur Erhebung des Körpervolumens und der Körperoberfläche unter dem Aspekt des „Low-cost-Device“ erreicht wurde.

Nachdem zwei wichtige Punkte nämlich jene der praktikablen Anwendbarkeit und der geringen Kosten erfüllt sind, ist nun die Auswertung der Ergebnisse von Interesse. Die nächste Fragestellung beschäftigte sich mit der Genauigkeit des Versuchsaufbaus im Vergleich mit der DXA-Messung.

14.1 DISKUSSION DER GESAMT-VOLUMENMESSERGEBNISSE

Als „Kalibrierung“ wurde zu Beginn die DXA-Messung mit dem Messergebnis einer handelsüblichen Körpergewichtswaage angetreten. Wie zu erwarten ergab sich eine Korrelation mit einem R^2 von 0,992.

Für eine biologische Messung ein gutes Ergebnis. Dieses hoch signifikante Resultat galt es nun mit der Stereokameravolumetrie zu erreichen. Mit einem R^2 von 0,968 ist jeder Zweifel ausgeräumt, dass diese neue Messmethode, schon bevor es an eine detaillierte Analyse geht, keine suffizienten Ergebnisse liefert.

Der direkte Vergleich aus DXA-Messung und Stereokameravolumetrie ergab ein R^2 von 0,962 für das gesamte vermessene Kollektiv von 106 Probanden. Eine Aufgliederung dieser Probanden in Kontrollgruppe und Patientenkollektiv, sowie weibliches und männliches Geschlecht, hat gleiche Resultate gezeigt, da durch etwaige Krankheiten die Volumenmessung wenig beeinflusst wird.

Um nun zwei gleiche Einheiten miteinander zu vergleichen wurden die Messdaten aus der DXA-Messung auf ein Volumen umgerechnet. Dabei wurde für die Fettmasse ein Dichtewert von 0,9kg/l und für Muskel und für Knochen (Lean-Body-Mass) eine Dichte von 1,1kg/l angenommen (10). Die Kontrollgruppe weist ein R^2 von 0,979 aus. Das Ergebnis ist also noch besser als jenes vom Gesamtkollektiv. Da unser Interesse aber dem Patientenkollektiv gehört ist dieser Befund wichtiger. Ein R^2 0,944 deutet auf eine gute Korrelation hin.

Anhand der Normalverteilungen zeigt sich, dass die Stereokameravolumetrie im arithmetischen Mittel um rund 4,5 Liter weniger Volumen ermittelt, als dies bei der DXA-Messung der Fall war. Aufgrund der Tatsache, dass bei der dreidimensionalen Rekonstruktion auf die Füße aller Probanden verzichtet wurde relativiert sich diese Verschiebung wieder.

Um die Methoden noch genauer miteinander zu vergleichen wurden im Anschluss Bland-Altman-Plots durchgeführt. Der Bland-Altman-Plot gilt als Mittel der Wahl bei der Evaluierung zweier Methoden, bei der zumindest eine den Goldstandard darstellt, oder als valide gilt. Der erste Vergleich zwischen Stereokameravolumetrie und DXA-Volumen ergab, dass die Resultate im negativen Bereich angesiedelt sind wo-

bei das weibliche Kollektiv weniger Streuung aufweist als das männliche. Mean ergab -5,026 bei einer Standardabweichung von 4,0964. Dies bestätigt die These, dass die Stereokameravolumetrie weniger Volumen misst als die DXA-Volumenmessung offenbart. Geht man davon aus, dass der Fehler durch die fehlenden Füße begründet ist, handelt es sich um einen systematischen Fehler, der mittels Korrekturfaktor behoben werden kann. Im weiteren Verlauf wurde jedoch (wenn nicht explizit darauf hingewiesen) auf die Korrektur des systematischen Fehlers verzichtet. Grund dafür ist die Vermeidung von zusätzlichen Fehlern die sich dadurch einschleichen könnten.

Unter der Annahme, dass die Füße des menschlichen Körpers aus pharmakologischer Sicht nur geringen Einfluss, in Bezug auf das Verteilungsvolumen von Pharmaka, haben stellt sich die Frage ob nicht von vornherein darauf verzichtet werden kann. Die Füße bestehen zu einem großen Prozentsatz aus Knochen, Knorpel und Bindegewebe welches aus medizinischer Sicht ein Konglomerat aus bradytrophen Geweben darstellt.

14.2 DISKUSSION DER TEIL-VOLUMENERGEBNISSE

Anhand des Vergleiches der DXA-Teilvolumina soll gezeigt werden, wie die Massenverteilungen im Patienten- sowie Kontrollkollektiv aussieht. Dabei geht hervor, dass beim Patientenkollektiv rund 50 % der Körpergesamtmasse auf den Rumpf verteilt sind. In der Kontrollgruppe hingegen sind dies rund 46 %. Die gesunden Probanden haben durchschnittlich 34 % der Gesamtmasse auf beide Beine verteilt. Es geht also hervor, dass die Patientengruppe tendenziell mehr Masse, rund 4 %, am Körperstamm aufweist. Das diese Tatsache eine potenzielle ungünstige Stoffwechsel- Charakteristik hat liegt auf der Hand. Wie bereits in unzähligen Studien gezeigt wurde, hat eine Körperstamm betonte Massenverteilung nachteilige Auswirkungen.

Nur alleine aus diesen Erkenntnissen ist es jedoch noch nicht möglich spezifische Diagnostik zu betreiben. Wie der Versuch eines Diagnoseansatzes (Seite 46ff) gezeigt hat, ist eine valide Diagnostik nur mit zusätzlichen Methoden denkbar. Dennoch konnten Volumenunterschiede suffizient gemessen werden.

14.2.1 DISKUSSION DER RUMPF-BEIN-RATIO

Die Ratio zwischen Rumpf und Beinen hat jedoch gezeigt, dass Werte über 1,8 mit sehr großer Wahrscheinlichkeit Krankheitscharakter haben.

Die Vergleiche der DXA-Teilvolumina mit den Teilvolumina aus der Stereokameravolumetrie zeigten durchaus ansprechende Ergebnisse. So ergab sich im Vergleich der Rumpfvolumina eine Korrelation mit einem R^2 von 0,881. Die weiblichen Probanden wurden in etwa gleich gut erfasst wie die männlichen. Im Vergleich der Volumenverteilungen zwischen den weiblichen Patienten- und Kontrollgruppen zeigten sich große Unterschiede der Mittelwerte. Diese divergieren von rund 25 Liter bei der Kontrollgruppe und 37 Liter in der Patientengruppe. Die Differenz von 12 Liter deutet auf eine sehr adipöse Patientengruppe hin. Im männlichen Vergleich lag die Differenz kaum merklich bei rund 2 Liter. Aus diesem Zusammenhang zeigte sich ein gewisser diagnostischer Wert für das Verfahren, bezogen auf das weibliche Kollektiv.

14.2.2 DISKUSSION DER BEINVOLUMINA

Die Gegenüberstellung der Volumina der unteren Extremitäten weist ein ähnlich gutes Ergebnis, wie der Vergleich der Rumpfvolumina, aus. So wurde ein R^2 von 0,876 erreicht. An dieser Stelle sei wieder darauf hinzuweisen, dass im Rahmen der Stereokameravolumetrie aus Gründen der Rekonstruierbarkeit auf die Füße verzichtet wurde.

Der Vergleich der beiden unteren Extremitäten miteinander ergab für die DXA-Messung ein R^2 von 0,959. Aus der visuellen Betrachtung des Diagrammes in Abbildung 46 ist abzuleiten, dass trotz Patienten mit Ödemen welche im Gesamtkollektiv mitberücksichtigt wurden, die Volumenunterschiede kaum merkbar sind. Es ist also davon auszugehen, dass sich Ödeme (mit Ausnahmen) sehr häufig bilateral entwickeln. Die Volumenmessung alleine ist also noch nicht ausreichend um, zum Beispiel, Ödeme zu detektieren.

14.3 DISKUSSION DER KÖRPEROBERFLÄCHENMESSUNG

Ein weiterer Bereich dieser Arbeit war die Ermittlung der Körperoberfläche des Kollektivs. Im Rahmen der Messungen wurde nicht nur das Volumen sondern auch die Oberfläche ermittelt. Die Gegenüberstellung der Stereokamera-Oberflächenmessung mit den Formelsammlungen lieferte ein gutes Ergebnis. Die Formel nach Dubois ist die gebräuchlichste im Klinikalltag. Das Ergebnis der Formel korreliert mit einem R^2 von 0,948 mit der gemessenen Oberfläche. Anhand eines Bland-Altman-Plots konnte gezeigt werden wie genau die Stereokamera-Oberflächenmessung gegenüber der Formel nach Dubois tatsächlich ist. Tendenziell wird mittels der Messung rund 12 % weniger an Körperoberfläche ermittelt als vorliegt. Durch die „Neuner-Regel“ nach Wallace konnte jedoch im Selbstversuch gezeigt werden dass die Oberfläche beider Füße rund 10 % ausmachen. Damit steht fest, dass die Formel nach Dubois im Mittel sehr gut Schätzwerte liefert. Allerdings bestehen im Einzelfall Abweichungen bis zu $0,3 \text{ m}^2$, sodass es sich im klinischen Alltag durchaus bewähren könnte, die Körperoberfläche mit dem vorgestellten einfachen Verfahren zu messen und nicht zu schätzen.

Ein äußerst interessantes Ergebnis ist die hier gezeigte Korrelation (Exkurs von 40 ff) zwischen prozentuellem Körperfett, gemessen mittels DXA und dem spezifischen Gewicht, ermittelt aus der Stereokameravolumetrie und der Körperwaage: Wie ersichtlich ist es möglich mittels dieses einfachen Verfahrens das Körperfett ($R^2 = 0,283$) zu schätzen. Allerdings ist eine Verbesserung gegenüber dem BMI derzeit noch nicht erkennbar.

Beim Menschen spielt die Lokalisation des Körperfettes eine entscheidende Rolle. Dabei stellt das viszeral verteilte Fett das große Problem dar. An den Extremitäten verhält sich die Oberfläche zur Dichte in einem besseren Verhältnis zu einander. Trotzdem konnten auch hier keine eindeutigen Schlüsse auf die Körperzusammensetzung gezogen werden. Es ist daher wiederum eine Kombination mit einem weiteren Verfahren notwendig um die Body-Composition zu ermitteln.

14.3.1 DISKUSSION DER NEUEN FORMEL

Durch die Oberflächenmessung mittels Stereokameravolumetrie war es auch möglich eine neue Formel zur Berechnung der Körperoberfläche zu ermitteln. Diese Formel stützt sich auf die Daten von 105 Probanden. Zur Erinnerung, die Formel nach Dubois bezieht sich nur auf die anthropometrischen Daten von 9 Personen. Dennoch schaffte es Dubois eine Formel zu entwickeln, die einen korrekten Mittelwert für ein Kollektiv liefert, die jedoch im Einzelfall doch bedeutende Abweichungen zeigen kann. Ziel ist es eine möglichst genaue Messung der Oberfläche zu erhalten um, zum Beispiel, Chemotherapeutika noch genauer dosieren zu können und somit die Nebenwirkungen zu minimieren. Bislang wurde immer noch die bereits 100 Jahre alte Formel nach Dubois für diesen Zweck eingesetzt. Dabei sei zu beachten das kleine Mess- oder Rechenungenauigkeiten bereits große Dosis unterschiede, wie im Abschnitt auf Seite 73 ff gezeigt, mit sich bringen. Jede „Einsparung“ wäre dabei in Bezug auf Toxizität und dadurch resultierende Folgeschäden nur zum Vorteil des Patienten. Wie bereits Paracelsus wusste („Dosis sola venenum facit“) ist es notwendig eine genaue Patientenorientierte Adaptation zu erzielen.

Dies könnte auch für alle anderen Medikamente Anwendung finden. Durch die Kenntnis der Pharmakodynamik und Pharmakokinetik könnten patientengezielte Dosierungen in Zukunft eingesetzt werden.

14.4 DISKUSSION DER STUDIE VON SCHLICH ET AL

In Anlehnung an einen Artikel in der Ernährungsumschau von April 2010 (Seite 178ff) von Elmar Schlich et al, konnte zumindest nachvollzogen werden, dass der Area-Mass-Index (AMI) mit dem Body-Mass-Index (BMI) einen gewissen Zusammenhang ausweist. Dieses Ergebnis zeigte ein Verhältnis der Oberfläche mit dem Ernährungszustand. Schlich beschreibt, dass dünne Menschen aufgrund ihrer, im Verhältnis großen Körperoberfläche einen höheren Energiebedarf haben, als dicke Menschen. Dadurch haben es dicke Menschen schwerer ihr Körpergewicht zu reduzieren. Grund dafür ist der niedrigere Verlust von Wärme über das im Verhältnis kleiner Integument. Schlich und Mitarbeiter haben dafür den kommerziellen 3 D Laser Body Scan-

Methode verwendet, welche ebenfalls ein teures Verfahren darstellt und für liegende Patienten nicht angewendet werden kann. Hier wird gezeigt, dass der verwendete „Low-cost-Device“ ähnlich gute Ergebnisse (R^2 von zum Beispiel 0,892 versus 0,922 beim männlichen Kollektiv) liefert und das, obwohl die Messung unter weitaus technisch schwierigeren Umständen (liegende Patienten mit fehlender Darstellung der Rückseite des Patienten) durchgeführt wurde.

Trotz dieser Erschwernisse konnte gezeigt werden wie suffizient die Stereokamera-volumetrie und Oberflächenmessung arbeitet.

14.5 FAZIT

Es konnte gezeigt werden, dass die neue Messmethode eine valide Art zur Ermittlung von Körpervolumen und Körperoberfläche darstellt. Sämtliche Vergleiche haben, für ein biologisches System gute Messergebnisse geliefert. Darüber hinaus war es möglich eine neue Formel zur Körperoberflächen-Berechnung zu konstruieren. Die vorliegende Arbeit zeigt, dass das verwendete System als „Low-cost-Device“ klinisch in Frage kommt.

PERSPEKTIVE

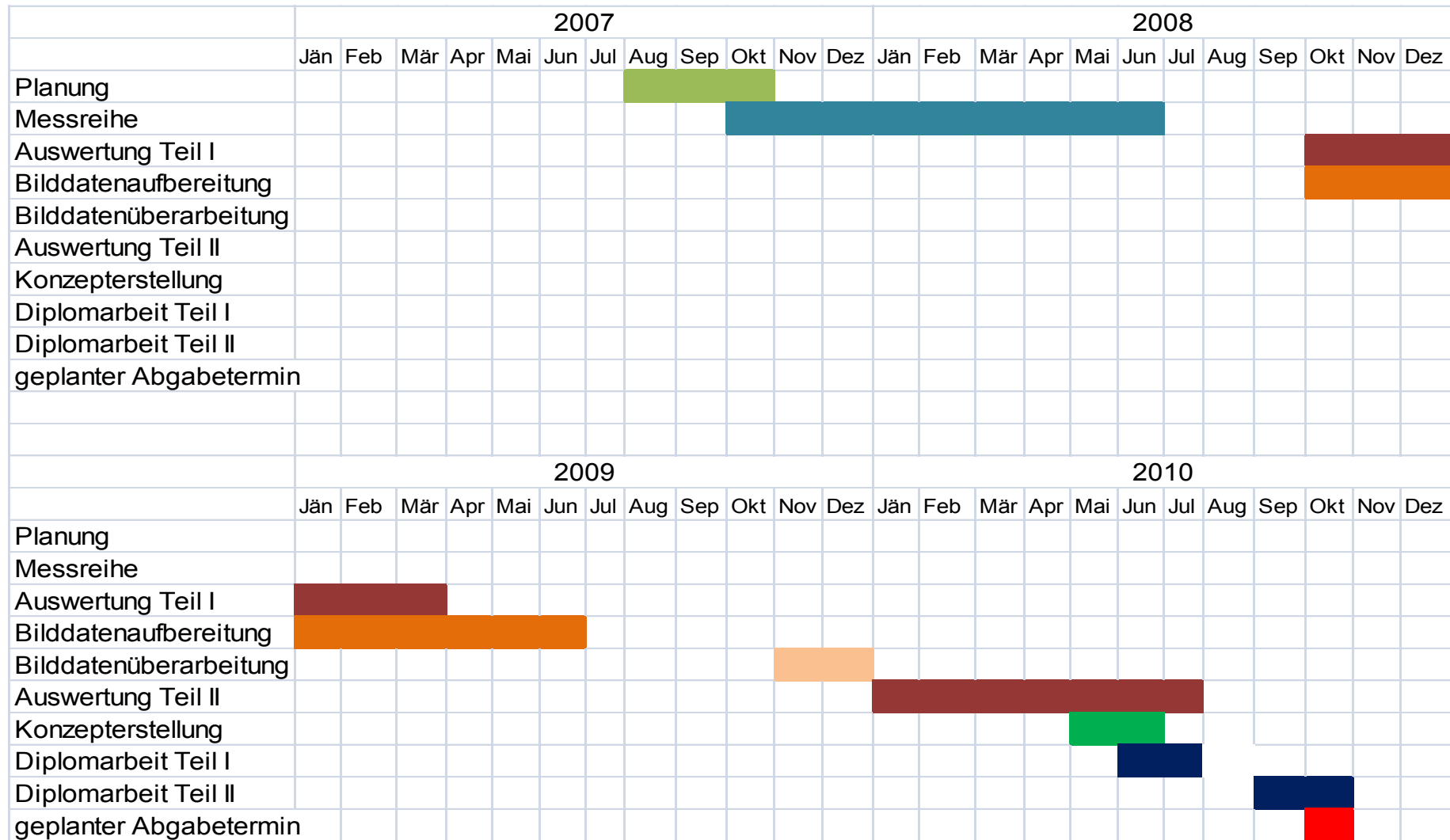
Denkbar wäre die Anwendung der Stereokamera-Oberflächenmessung an Leichen, um das Verfahren noch weiter zu eichen. Beispielsweise könnten anatomische Präparate stereokameravolumetrisch vermessen werden. Die anschließende anatomische Sektion und Abpräparation des gesamten Integuments liefert, mit einfachsten Mitteln, vermessbare Hautsegmente. Die Summe der, zu leicht messbaren geometrischen Formen zugeschnittenen Hautsegmente liefert ein nahezu 100 % genaues Oberflächenmaß. Diese Maßnahmen würden eine Kalibrierung der Stereokamera-Oberflächenmessung ermöglichen und diese möglicherweise zu einem Standard der Körperoberflächenmessung machen.

15 LITERATURVERZEICHNIS

1. **DSGP Arbeitsgruppe A. Berbalk, Leipzig, et al.**
http://www.dgsp.de/_downloads/allgemein/S1_Leitlinie.pdf. [Online] 2007. [Zitat vom: 23. Juni 2010.]
2. **Videre Design STH-MDCS-VAR and VARX Stereo Head User's Manual.**
www.videredesign.com. [Online] März 2010. [Zitat vom: 24. Juni 2010.]
3. **Kodak Diaprojektoren.**
http://www.kodak.com/DE/plugins/acrobat/de/digital/projektoren/S_AV_History.pdf. [Online] [Zitat vom: 26. Juni 2010.]
4. www.photofiltre-studio.com. *Photofiltre-Studio*. [Online] PhotoFiltre Studio, Antonio Da Cruz. [Zitat vom: 29. Juni 2010.]
5. **MatLab R2010a.** <http://www.mathworks.com/products/matlab/>. [Online] Mathworks, Inc. [Zitat vom: 12. Dezember 2010.]
6. *Optische 3D Messtechnik, Präzise Gestaltvermessung mit einem erweiterten Streifenprojektionsverfahren.* **Wiora, Dipl.-Phys.Georg.** Heidelberg : s.n., 25. April 2001, S. 6.
7. **WHO.** World Health Organisation. [Online] 2010. [Zitat vom: 12. Dezember 2010.] <http://www.who.int/en/>.
8. **Wikipedia.** Wikipedia. [Online] 12. Dezember 2010. [Zitat vom: 12. Dezember 2010.] http://de.wikipedia.org/wiki/Knochendichte#Dual-R.C3.B6ntgen-Absorptiometrie_.28DXA.2FDEXA.29.
9. **Werner W. K. Hoeger, Sharon A. Hoeger.** *Principles and Labs for Fitness and Wellness.* s.l. : Wadsworth Publishing Co Inc, 2003. ISBN-10: 0534599869.
10. Adipositas Lexicon. [Online] Aesopus Verlag, 2001. [Zitat vom: 27. April 2011.] <http://weniger.kg/lexikon/d/densitometrie.htm>.
11. **Quick Medical, Medical Equipment and Supplies.**
http://www.quickmedical.com/health_information/weight_management/underwater_weighing.html. [Online] Quick Medical. [Zitat vom: 28. Juni 2010.]
12. **T. R. THOMAS, Ph.D.* and P. L. COOK, M.S.t.** A SIMPLE INEXPENSIVE METHOD FOR ESTIMATING UNDERWATER WEIGHT. *Brit. J. Sports Med.* - Vol. 12, No. 1, March 1978, pp. 33-36. März 1978, Vol. 12, No. 1, S. 33-36.
13. **Stefan Silbernagel, Agamemnon Despopoulos.** Taschenatlas der Physiologie, 6. korrigierte Auflage. s.l. : Thieme, 5 Atmung, S. 112.

14. **BOD-POD**. <http://www.bodpod.com/products/overviewBodpod>. [Online] Life Measurement, Inc. [Zitat vom: 28. Juni 2010.]
15. —. <http://www.bodpod.com/products/howWorkBodpod>. [Online] Life Measurement, Inc. [Zitat vom: 28. Juni 2010.]
16. **Center, Body Evaluation**. www.bodyevaluationcenter.com. [Online] [Zitat vom: 9. Februar 2011.] <http://www.bodyevaluationcenter.com/fatTest.html>.
17. **Kirchner, Stefanie**. Pharmazeutische Zeitung Online. [Online] Govi-Verlag, Ausgabe 23/2008. [Zitat vom: 9. Februar 2011.] <http://www.pharmazeutische-zeitung.de/index.php?id=5868>.
18. **Roschier, Leif**. PyNomo.org. [Online] [Zitat vom: 9. Februar 2011.] http://www.pynomo.org/wiki/index.php?title=Human_body_surface_area.
19. **DuBois D, DuBois EF**. A formula to estimate the approximate surface area if height and weight be known. *Archiv of Internal Medicin*. 1916, 7, S. 863-871.
20. *Estimation of human body surface area from height and weight*. **Gehan EA, George SL**. 1970 Aug;54(4), *Cancer Chemother Rep*. 1970 Aug;54(4):225-35, S. 225-235.
21. *Simplified calculation of body-surface area*. **RD., Mosteller**. 1987 Oct 22;317(17):1098, *N Engl J Med*.
22. *Geometric method for measuring body surface area: a height-weight formula validated in infants, children, and adults*. **Haycock GB, Schwartz GJ, Wisotsky DH**. 1978 Jul;93(1):, *J Pediatr.*, S. 62-66.
23. *Estimations of body surface area in newborns*. **Ahn Y, Garruto RM**. 2008 Mar;97(3):, *Acta Paediatr.*, S. 366-370.
24. **WHO**. WHO BMI Database. [Online] 27. März 2011. [Zitat vom: 27. März 2011.] <http://apps.who.int/bmi/index.jsp>.
25. **Detlev Schneider, Frank Richling**. *Fakten Arzneimittel 2005. Fakten Arzneimittel 2005*. Stuttgart, New York : Georg Thieme Verlag, 2005, Immunsuppressiva, Antineoplastika.
26. **Elmar Schlich, Melitta Schumm, Michaela Schlich**. 3D-Body-Scan als anthropometrisches Verfahren zur Bestimmung der spezifischen Körperoberfläche. *Ernährungsumschau*. April 2010, S. 178 - 183.

16 ANHANG PROJEKTPLANUNG



17 CURRICULUM VITAE

Stefan Sereinig

29. Mai 2011



Heinrichstrasse 118/3/2
8010 Graz

bzw

Steinackerweg 5
9061 Wölfnitz

☎ 0650/9133851

🌐 stefan.sereinig@stud.medunigraz.at

AUSBILDUNG

Medizinische Universität Graz
Seit 2003

HTL-Lastenstraße (Maschinen- und Anlagenbau)
1997-2002

HS 5 Wölfnitz
1993-1997

VS 22 Ponfeld
1989-1993

ERFAHRUNG

FAMULATUREN IM LKH-KLAGENFURT

04.07.2005 – 29.07.2005: 2. Medizinische Abteilung

01.08.2005 – 26.08.2005: Lungenabteilung

31.07.2006 – 29.09.2006: Unfallchirurgie

04.08.2008 – 29.08.2008: Pathologie

06.07.2009 – 31.07.2009: Radiologisches Zentralinstitut

SPEZIELLE STUDIENMODULE

- ✓ Klinisch topographische Anatomie der Extremitäten – Univ. Prof. Dr. med. Friedrich Anderhuber
- ✓ Klinisch topographische Anatomie der Kopf-Hals Region – Univ. Prof. Dr. med. Andreas Weiglein
- ✓ Histologie – Ass. Prof. Dr. Michaela Hartmann
- ✓ Chirurgische Operationslehre – Univ. Prof. Dr. med. Florian Iberer
- ✓ Traditionelle Chinesische Medizin – Dr. med. Andrea Pribyl
- ✓ Chirurgische Patientenbetreuung – Univ. Prof. Dr. med. Florian Iberer
- ✓ Case based Learning in Klinik und Praxis – Univ. Prof. Dr. med. Josef Smolle

FERTIGKEITEN

- OP-Erfahrung
- Erfahrungen in der Unfallchirurgie-Ambulanz (nähen)
- Obduktionen