

Chirurgische Klinik und Poliklinik
Technische Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Direktor: Univ.-Prof. Dr. J.R. Siewert)

Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie
(Vorstand: Univ.-Prof. Dr. E. Biemer)

**Bestimmung der Brustvolumina durch die dreidimensionale
Körperoberflächenerfassung mit Hilfe von Body-Scannern: eine kritische
Analyse der Methode und ein Vergleich mit herkömmlichen Methoden zur
Brustvolumenberechnung**

Maximilian Eder

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

Vorsitzender: Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. E. Biemer
2. Univ.-Prof. Dr. B. Schmalfeldt

Die Dissertation wurde am 23.05.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 27.09.2006 angenommen.

Meiner Familie in liebevoller Dankbarkeit

und

Herrn PD Dr. med. U. Schiller als Dank für das Heranführen an die Medizin

**„A TWO-DIMENSIONAL SURFACE WITHOUT ANY ARTICULATION
IS A DEAD EXPERIENCE”**

John Baldessari

INHALTSVERZEICHNIS

1. EINLEITUNG	1
1.1 Problematik	1
1.2 Methoden zur Brustvolumenberechnung	3
1.2.1 Anthropomorphische Methode	3
1.2.2 Zweidimensionale radiologische Bildgebungsverfahren	4
1.2.3 Moderne radiologische Bildgebungsverfahren	4
1.2.4 Archimedisches Prinzip	5
1.2.5 Abdruckverfahren	5
1.2.6 Verwendung von Hilfsapparaturen	6
1.2.7 Dreidimensionale Körperoberflächenerfassung	7
1.3 Ziel der Studie	10
2. MATERIAL UND METHODEN	11
2.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Scanners	11
2.1.1 Standardisierung der Brustvolumenberechnung unter dem Ausschluss humaner Einflussfaktoren	12
2.1.2 Brustvolumenberechnung an Testpersonen	18
2.1.3 Brustvolumenberechnung an klinischen Beispielen	19
2.2 Untersuchung der Korrelation zwischen der Brustvolumenmessung mit Hilfe des 3D-Oberflächenscanverfahrens und der Kernspintomographie	19

2.2.1 Die Korrelation zwischen der interpolierten hinteren Brustvolumenbegrenzung des 3D-Modells und dem tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkrümmung	20
2.2.2 Erhebung eines anatomischen Korrelats zur Brustvolumenbestimmung basierend auf dem 3D-Scanverfahren	24
2.3 Vergleich der 3D-Brustvolumenbestimmung mit anderen Erfassungsmethoden zur Brustvolumenberechnung	25
2.3.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Body-Scanners	26
2.3.2 Brustvolumenberechnung mit Hilfe der Kernspintomographie	26
2.3.3 Brustvolumenberechnung mit Hilfe von Thermoplastabdrücken	26
2.3.4 Brustvolumenberechnung mit Hilfe Anthropomorphischer Messung	27
2.4 Statistische Auswertung	28
3 ERGEBNISSE	29
3.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D Scanners	29
3.1.1 Standardisierung der Brustvolumenberechnung unter dem Ausschluss humaner Einflussfaktoren	29
3.1.2 Brustvolumenberechnung an Testpersonen	32
3.1.3 Brustvolumenberechnungen am klinischen Beispiel	33
3.2 Untersuchung der Korrelation zwischen der Brustvolumenmessung mit Hilfe des 3D-Oberflächenscannverfahrens und der Kernspintomographie	36

3.2.1 Korrelation der interpolierten Hinterwand des 3D-Modells und dem tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkurvatur _____	37
3.2.2 Erhebung eines anatomischen Korrelats zur Brustvolumenbestimmung basierend auf dem 3D-Scanverfahren _____	38
3.3 Vergleich der 3D-Brustvolumenbestimmung mit anderen Erfassungsmethoden zur Brustvolumenberechnung _____	40
3.3.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Body-Scanners _____	41
3.3.2 Brustvolumenberechnung mit Hilfe der Kernspintomographie _____	41
3.3.3 Brustvolumenbestimmung mit Hilfe von Thermoplastabdrücken _____	41
3.3.4 Brustvolumenberechnung mit Hilfe Anthropomorphischer Messung _____	42
3.3.5 Untersuchung der Korrelation der einzelnen Erfassungsmethoden zur Brustvolumenbestimmung _____	42
4. DISKUSSION _____	44
4.1 3D-Brustvolumenberechnung und Korrelation mit der Kernspintomographie ____	44
4.2 Vergleich mit herkömmlichen Methoden zur Brustvolumenberechnung _____	54
4.3 Schlussfolgerung _____	61
5. ZUSAMMENFASSUNG _____	62
6. LITERATURVERZEICHNIS _____	64
7. ABBILDUNGSVERZEICHNIS _____	77

8. TABELLENVERZEICHNIS	82
9. DANKSAGUNG	83
10. CURRICULUM VITAE	86

1. Einleitung

1.1 Problematik

„Jedes sichtbare Organ ist ein Faktor in der körperpsychologischen Wirkung der äußeren Erscheinung; es wirkt mit an dem Bild, das sich der Einzelne von sich macht oder das er anderen vermittelt. Es ist daher auch bestimmend für sein Selbstbewußtsein und damit für seine soziale Reaktion“ [56].

Die weibliche Brustform nimmt in der ästhetischen Wahrnehmung der Frau eine herausragende Stellung ein [25, 33]. Unter psychosozialen Gesichtspunkten wird das Selbstbild, die weibliche Identität sowie das gesamte Selbstwertgefühl beeinflusst [15].

Diese Aspekte stellen hohe Anforderungen an die Brustchirurgie, führen zu stetigen Verfeinerungen bestehender Operationsmethoden und tragen zur Entwicklung neuer Verfahren in der Mammachirurgie bei. Ziel aller Brustoperationen ist - neben anderen Aspekten - die Formung ästhetisch ansprechender Brüste. Die Diskussion über die Definition der ästhetisch ansprechenden Brust beschäftigt Plastische Chirurgen seit geraumer Zeit.

In seinem Artikel stellt Westreich [69] die Problematik anschaulich dar und führt allgemein anerkannte Kriterien zur Beurteilung der ästhetisch ansprechenden Brust auf: die Brust soll bezüglich Größe und Fülle in einem proportionalen Maß zum Körper stehen, eine möglichst geringe Ptosis aufweisen, eine konisch bis tränen- oder tropfenartige Form haben und die Nippelposition soll sich an dem am weitesten

anterioren Punkt der Brust befinden. Westreich selber definiert die „ästhetische perfekte“ Brust „as a nonptotic breast in which no common aesthetic procedure would be considered as appropriate (excluding augmentation) to enhance the breast form” [69].

Bislang ist die Einschätzung des operativen ästhetischen Ergebnisses jedoch vorwiegend von der Erfahrung, Beurteilung und Können des Operateurs sowie der Wahrnehmung des Patienten abhängig und somit rein subjektiv geprägt. Die üblichen kritischen Bewertungskriterien einer Operation, wie beispielsweise klinische Komplikationen (Infektion, Blutung, Wundheilungsstörungen und Schmerzen etc.) können nur die allgemeinen Probleme erfassen, für die Beurteilung der ästhetischen Ergebnisse sind sie jedoch weniger geeignet [1, 2]. Dieser Mangel an kriterienorientierten Methoden, die eine objektive, reproduzierbare und genaue Erfassung sowie Quantifizierung der Brustformveränderungen gewährleisten, lässt die Bewertungen postoperativer Verlaufskontrollen und Überprüfbarkeit der Wertigkeit konkurrierender Operationsmethoden kaum zu.

Das angestrebte Ziel jeder Brustoperation ist, unter anderem, das Erreichen von Symmetrie. Zum Erzielen optimaler Operationsergebnisse könnte eine genaue Quantifizierung des Brustvolumens beitragen. Im klinischen Alltag werden routinemäßig keine Brustvolumenmessungen durchgeführt, da eine generell anerkannte Methode zur Volumenbestimmung bislang nicht existiert.

1.2 Methoden zur Brustvolumenberechnung

Eine Vielzahl unterschiedlicher Methoden zur Brustvolumenberechnung sind in der Literatur beschrieben worden:

1.2.1 Anthropomorphische Methode

Anthropomorphische Methoden wenden standardisierte, direkte Streckenmessungen der Brustregion an und untersuchen welche gemessenen Parameter mit dem durch andere Methoden bestimmten Brustvolumen statistisch signifikant korrelieren und leiten darüber Formeln zur Volumenberechnung ab [10, 52, 59, 60, 66, 69]. Alternativ werden bei den modifizierten Anthropomorphischen Methoden die Parameter der mathematischen Formel eines Halb-Ellipsoids entweder direkt am Patienten [53, 54] oder anhand von zweidimensionalen (2D) Photographien der Brustregion [9] gemessen. Das Brustvolumen wird bei dieser Methode einem Teilellipsoid gleichgesetzt, und die gemessenen Streckenwerte in die entsprechende mathematische Formel zur Volumenberechnung eingesetzt. Diese Methoden zeichnen sich durch eine relativ einfache Durchführbarkeit am stehenden Patienten aus, obwohl die Berechnungsformel in vielen Fällen gewöhnungsbedürftig ist. Ein Nachteil der Methode ist jedoch, daß keine direkten Brustvolumenmessungen erfolgen und die zu messenden Strecken sich nur teilweise an festen anatomischen Strukturen orientieren bzw. die Bestimmung einiger dieser Messstrecken relativ subjektiv ist.

1.2.2 Zweidimensionale radiologische Bildgebungsverfahren

Vergleichbar mit der eben beschriebenen Technik anhand von 2D-Photographien ist die Brustvolumenbestimmung mittels zweidimensionaler radiologischer Bildgebung wie Mammographie [27] und Ultraschall [44]. Durch die Projektion unterschiedlicher geometrischer Parameter auf die 2D-Mammographiebilder bzw. einzelnen Ultraschallschichten erfolgt über die Berechnung der entsprechenden mathematischen Formeln die Brustvolumenbestimmung. Diese Methoden reduzieren das Brustvolumen auf eine geometrische Form. Obwohl auf diesen 2D-Bildern meistens sowohl die vordere als auch die hintere Begrenzung der Brustregion gut zu erkennen ist, sind auch diese Methoden nur als grobe Einschätzungen anzusehen, da die Berechnung der Brustvolumina anhand einer vordefinierten statischen geometrischen Form stattfindet, die sich nicht den subjektiven anatomischen Gegebenheiten der jeweiligen Brüste anpasst.

1.2.3 Moderne radiologische Bildgebungsverfahren

Moderne bildgebende Verfahren wie CT/MRT ermöglichen aufgrund der Darstellung des Brustgewebes in mehreren Schichtaufnahmen eine 3D-Rekonstruktion [18, 48]. Hierbei werden die tatsächlichen anatomischen Anteile der Brust erfaßt, und es können somit absolute Brustvolumina sehr genau berechnet und die äußere Form der Brüste dreidimensional dargestellt werden. Die Patienten werden in Bauch- oder Rückenlage aufgenommen und das zu bestimmende Brustvolumen durch die Summierung segmentierter Einzelschichten berechnet. Ein Nachteil dieser Untersuchungsmethoden ist, dass die Aufnahmen immer in liegender Position

stattfinden (Bauchlage bzw. Rückenlage), was zu einer deutlichen Deformierung der Brustregionen führt.

1.2.4 Archimedisches Prinzip

Archimedische Methoden bedienen sich dem Prinzip der Wasserverdrängung zur Volumenberechnung [3, 8, 57]. Hierbei beugt sich die Patientin über ein bis zum Rand mit Wasser gefülltes Gefäß und senkt ihre Brust in den Wasserbehälter. Die verdrängte Wassermenge entspricht dem Brustvolumen. Bulstrode et al. [11] beschreiben eine schlechte Akzeptanz dieser Methode seitens der Patienten und führen außerdem an, daß in ihrem Patientenkollektiv nicht alle Patienten die Methode adäquat durchführen konnten. Alle modifizierten archimedischen Verfahren beruhen ebenfalls auf dem Prinzip der Wasser- bzw. Luftverdrängung [62-65, 68, 70]. Diese modifizierten Methoden verwenden kalibrierte Messzylinder. Die Messzylinder werden meistens unter Mitnahme des Brustgewebes gegen die Thoraxwand gedrückt. In diesem Fall bildet die rigide Thoraxwand die hintere Abgrenzung der Mamma, die ventral gelegenen Gewebeanteile werden als „verdrängtes Brustvolumen“ gemessen. Unterschiedliche Systeme wurden vorgeschlagen, deren Anwendbarkeit zum einen nicht immer einfach ist, und zum anderen noch Defizite hinsichtlich der Reproduzierbarkeit dieser Systeme aufweist.

1.2.5 Abdruckverfahren

Gips- und Thermoplastabdrücke erstellen eine dreidimensionale Negativreplik der Brust [12, 14]. Am sitzenden Patienten werden die formgebenden Materialien auf die Brust gebracht und bis zur Verhärtung dort belassen. Das entstehende

dreidimensionale Schalenmodell wird mit Wasser oder Sand aufgefüllt, und somit das Brustvolumen bestimmt. Ein Nachteil dieser Untersuchungsmethode ist, dass es zu einer Komprimierung bzw. Deformierung der Brüste kommt. Neben der reinen Brustvolumenberechnung ist eine 3D-Darstellung der Brustform jedoch nur mit Hilfe von Thermoplastabdrücken möglich.

1.2.6 Verwendung von Hilfsapparaturen

Strömbeck et al. [61] haben mittels transparenter Behälter unterschiedlicher Größe das Brustvolumen bei Mammareduktionspatientinnen gemessen. Dies ist eine sehr schnelle und praktikable Methode, jedoch wird durch die Verwendung der transparenten Behälter die Brust komprimiert und die eigentliche Brustform nicht berücksichtigt.

Zur besseren Planung von Mammaaugmentationen platzieren einige Autoren verschiedene Implantatgrößen bzw. mit Wasser auffüllbare Expander zusätzlich in den Büstenhalter der Patientin, um das gewünschte Operationsergebnis zu „simulieren“ [16, 24, 29]. Diese allgemein verbreitete Methode hat jedoch den Nachteil, dass aufgrund der Implantatpositionierung direkt auf der Mamma das Brustgewebe komprimiert, und somit eine korrekte Vorhersage bezüglich Volumen, Form und Projektion nicht gewährleistet ist.

Grossmann und Roudner [21] entwickelten eine kegelförmige, anpassungsfähige Schablone, bei der man nach Anbringung auf die Brust das entsprechende Volumen auf einer seitlich angebrachten Skalierung ablesen kann. Palin et al. [51] zeigten jedoch, dass dieser „Grossmann-Roudner-Device“ nur bei bestimmten Brustvolumina

eine akzeptable Reproduzierbarkeit aufweist, und somit nur eine eingeschränkte klinische Funktionalität hat.

Jedoch haben viele dieser Techniken, aufgrund eingeschränkter Praktikabilität, inakkurater Durchführbarkeit, mangelnder Akzeptanz seitens der Patienten, Kostengründen und in einigen Fällen zweifelhafter Aussagekraft aufgrund mangelnder Reproduzierbarkeit keine große Verbreitung in der Plastischen- und Rekonstruktiven Chirurgie gefunden [11].

1.2.7 Dreidimensionale Körperoberflächenerfassung

Die bisherige allgemein angewandte Dokumentation und Erfassung der Brustform mittels Anthropomorphischen Messungen oder konventioneller, zweidimensionaler (2D) Photographie zur Planung operativer Eingriffe ist in der Beurteilung der komplexen dreidimensionalen (3D) Erscheinung der Brust bezüglich Form, Volumen, Symmetrie, Oberfläche, Projektion, Kontur, Deformierbarkeit, zyklusbedingte Form- und Konsistenzveränderung limitiert [13, 17, 26]. Hudson [25] beschreibt eindrucksvoll die bestehende Korrelation zwischen Brustform und Brustvolumen zum Erzielen postoperativer Symmetrie. Die präzise und objektive Berechnung der Brustvolumina zur Realisierung eines ästhetisch ansprechenden Ergebnisses ist daher notwendig [25, 33].

Eine neue alternative Methode zu den klassischen Methoden auf dem Gebiet der Brustvolumenbestimmung besteht in der 3D-Erfassung von Körperoberflächen. Es existiert eine Vielzahl von technischen Systemen zur 3D-Körperoberflächenerfassung: Moiré Topographie (Streifenlichtprojektoren) [22, 49, 55], Stereophotogrammetrie [4-6, 39-42, 58, 67], die daraus entwickelte 3D-

Photographie [20, 26] und die auch in dieser Arbeit verwendete Technik der 3D-Oberflächenlaserscanner [7, 34, 35], um die wichtigsten zu nennen.

Im folgenden werden die technischen Spezifikation und die Funktionsweise des in dieser Arbeit verwendeten 3D-Linearlaserscanners, Typ Minolta Vivid 910[®] (Konica Minolta Co, Ltd., Osaka, Japan) beschrieben (Abb. 1).

Der Minolta Vivid 910[®] ist ein berührungsloser (non-contact) 3D-Scanner, der sich des Laser-Triangulationsverfahren bedient. Hierbei wird die Reflektion eines Laserstrahls erfasst und der Abstand zum Objekt mittels Dreiecksberechnung ermittelt. Im Detail: Wenn zwei definierte Fixpunkte, deren Entfernung zum Laser bekannt ist, vorliegen, können durch die Winkelmessung zwischen dem jeweils anderen Fixpunkt und dem zu messenden Punkt die drei Winkel eines Dreiecks ermittelt werden. Die Entfernung zum dritten Punkt kann durch die bekannte Strecke zwischen den beiden Fixpunkten errechnet werden.

Das Messprinzip beruht auf der Laser-Scanmethode: durch eine zylindrische Linse wird ein Laserstrahl geleitet und ein horizontaler Lichtstrahl entsteht, welcher mittels eines Galvano Spiegels auf das zu scannende Objekt projiziert wird. Der drehbar gelagerte Galvano Spiegel ermöglicht es das Objekt von kranial nach kaudal abzutasten und der reflektierte Lichtstrahl wird von einem Bildsensor (CCD = Charge Coupled Device) erfasst und die Objektentfernung mittels Triangulation bestimmt. Der Scanner besitzt einen aktiven Autofokus, wobei die Scharfstellung des Objektes, mittels eines gebündelten Lichtstrahls gemessen wird. Die optimale Aufnahmedistanz liegt zwischen 0,6 m und 2,5 m und bei einer Auflösung von 640 x 480 dauert eine Objektaufnahme ca. 2,5 Sekunden.

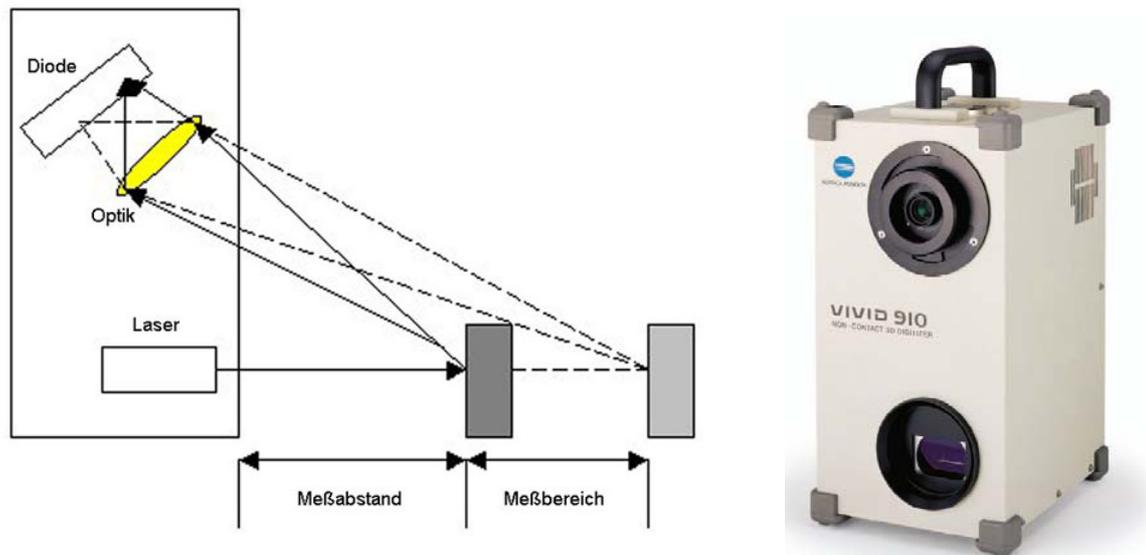


Abb. 1: schematische Darstellung des Laser-Triangulationsverfahren (links) und Minolta Vivid 910[®] Linerlaserscanner (rechts).

Technische Merkmale des Minolta Vivid 910[®] Linerlaserscanner:

- 3 Auswechselbare Objektive: 1. Tele: Fokallänge $f = 25\text{mm}$, 2. Medium: Fokallänge $f = 14\text{mm}$, 3. Wide: Fokallänge $f = 8\text{mm}$
- Optimale 3D-Meßdistanz: 0,6 bis 1,2m
- Optimale Umgebungslichtbedingungen: 500 lx oder weniger
- Aufnahmezeit : 0.3 sec (FAST mode), 2.5 sec (FINE mode), 0.5 sec (COLOR)
- Präzision: (Z,Typ.) $\pm 0.008\text{mm}$ (Condition: FINE mode, Minolta Standard)
- Genauigkeit: TELE X: $\pm 0.22\text{ mm}$, Y: $\pm 0.16\text{ mm}$, Z: $\pm 0.10\text{ mm}$ zur Z-Referenzebene (Konditionen: TELE/FINE Modus, Minolta Standard)
- Anzahl der Ausgabe Bildpunkte: 3D-Daten: 307.000 (für FINE Modus) 76.800 (für FAST Modus)
- Gewicht: ca. 11 kg
- Maße: 213 x 413 x 271 mm

Einige Autoren haben die bestehenden industriellen Erkenntnisse für die Brustchirurgie erkannt und eindrucksvoll die möglichen Anwendungsbereiche dargestellt [19, 20, 31-33].

Durch die mathematisch korrekt quantifizierte 3D-Erfassung der tatsächlichen Oberflächengeometrie in einem kathersischen Koordinatensystem ergeben sich mehrere Vorteile gegenüber der klassischen 2D-Photographie: Neben der Farbinformationserfassung ist die quantifizierte Lokalisierung bzw. Zuordnung der einzelnen Punkte im Raum aufgrund der jeweiligen x-, y- und z- Koordinaten möglich. Eine Drehung der Patientenaufnahme in allen drei Ebenen gegenüber der traditionellen 2D-Aufnahme, Volumen-, Oberflächen- und Distanzberechnungen. Bei entsprechender Positionierung des Patienten ist die Erstellung geschlossener 360° Modelle möglich. Es existieren jedoch keinerlei Erkenntnisse über die Brustvolumenbestimmung mittels 3D-Erfassung im Vergleich zu anderen Methoden. Selbst Vergleiche der klassischen Volumenberechnungsverfahren untereinander sind selten [11, 51]. Zur Etablierung dieses Analyseverfahren im klinischen Alltag der Brustchirurgie sind weitere Untersuchungen nötig [46].

1.3 Ziel der Studie

Aufbauend auf den Erkenntnissen von Herrn Dr. L. Kovacs [31-35], Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie am Klinikum rechts der Isar der TU-München, wird als Zielsetzung in dieser Arbeit die Untersuchung der Möglichkeiten der Brustvolumenmessung mit Hilfe der 3D-Erfassung von Körperoberflächen unter besonderer Berücksichtigung der Präzision und Genauigkeit der Messungen verfolgt. Außerdem soll diese Arbeit den Stellenwert der 3D-

Oberflächenerfassung gegenüber den klassischen Methoden der Brustvolumenberechnung anhand einer kritischen Analyse der Vor- und Nachteile, mit besonderer Betonung der Reproduzierbarkeit und Korrelation der einzelnen Methoden beschreiben.

2. Material und Methoden

2.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Scanners

Die dreidimensionale Erfassung der Brustregion wurde mit Hilfe eines Linearlaserscanners, Typ Minolta Vivid 910[®] (Konica Minolta Co, Ltd., Osaka, Japan) durchgeführt. Entsprechend eines standardisierten Aufnahmeprotokolls [32] wurde die Brustregion dreidimensional erfasst und nach spezieller Softwarebearbeitung (Raindrop Geomagic Studio7[®], Raindrop Geomagic, Inc., NC, U.S.A) als virtuelle, dreidimensionale Modelle computerunterstützt dargestellt und ausgewertet.

Um die Untersucherabhängigkeit der Methode zu erfassen, führten 5 Untersucher mit unterschiedlichen medizinischen Ausbildungsstand und Erfahrung auf dem Gebiet der Brustchirurgie die Messungen durch. Nach einer standardisierten Schulung in der Volumenberechnungsmethode erfolgten die Messungen aller Untersucher unabhängig voneinander.

Zur besseren Systematisierung und, um die verschiedenen beeinflussenden Faktoren der Brustvolumenberechnung besser beurteilen zu können, wurde die Untersuchung in mehreren Schritten durchgeführt:

2.1.1 Standardisierung der Brustvolumenberechnung unter dem Ausschluss humaner Einflussfaktoren

Um die Methode der Brustvolumenberechnung zu standardisieren und auf seine Reproduzierbarkeit zu untersuchen, wurde im ersten Schritt ein Untersuchungsprotokoll verwendet, in welchem die durch menschliche Testpersonen verursachten möglichen Artefakte (Bewegungen, Positionsänderungen, besondere anatomische Charakteristika, etc.) ausgeschlossen wurden. Zu diesem Zweck wurden zwei naturgetreue, handelsübliche Dummymodelle A und B verwendet, die zwar nicht ausschöpfend, aber stellvertretend für die unterschiedlichen Brustformen der Frau stehen (Tabelle 1, Abb. 2a und Abb. 2b).

	JN		MClavN		NMed		NLat		NIMF		NN
	re	li	re	li	re	li	re	li	re	li	
Dummy A	16,3	15,8	17,0	17,1	9,8	9,6	10,2	9,9	7,5	7,5	21,6
Dummy B	20,4	20,2	19,5	19,3	11,2	11,3	12,0	11,8	9,2	9,3	22,7

Tabelle 1: Streckenvermessung der Brustregionen von Dummymodell A und B in cm: JN = Jugulum-Nippel, MClavN = Mitte Clavicula-Nippel, NMed = Nippel-mediale Brustgrenze, NLat = Nippel-laterale Brustgrenze, NIMF = Nippel-Inframammillarfalte, NN = Nippel-Nippel.

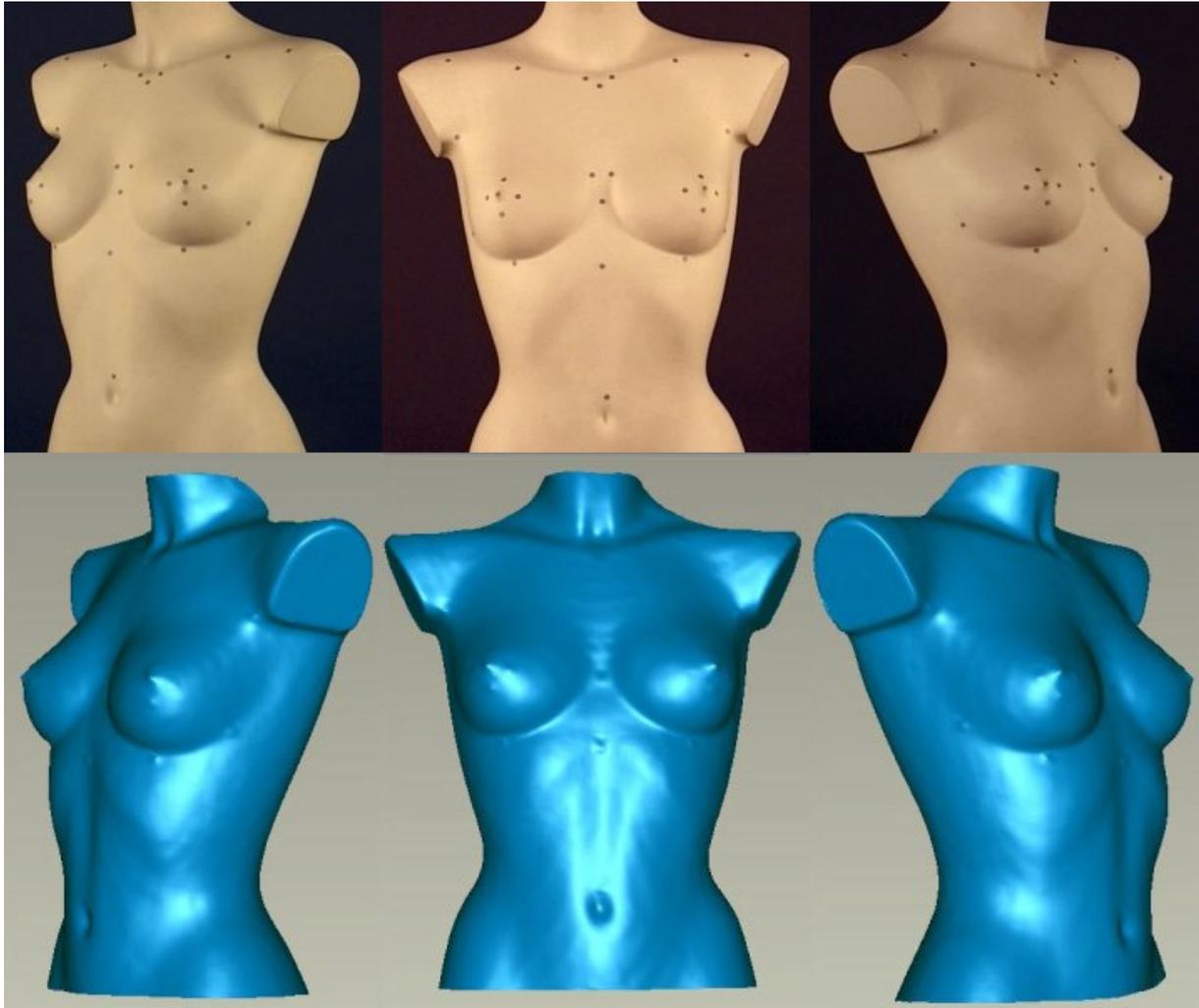


Abb. 2a: *Dummymodell A: frontale und seitliche Dokumentation mittels konventioneller 2D-Photographie (oben) und mittels 3D-Scan erzeugter virtueller 3D-Modelle (unten).*

Die Puppen wurden auf einen speziellen Drehteller (Typ-RF-1 der Firma Konica Minolta Co., Ltd, Osaka, Japan) gestellt und die genaue Position markiert. In einzelnen Rotationsschritten von 30° wurden Einzelaufnahmen erstellt und mit Hilfe spezieller Software (Polygon Editing Tool[®], 1.22, Konica-Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japan) zu einem virtuellen 3D-Modell zusammengefügt. Jede Puppe wurde nach dem selben Untersuchungsprotokoll jeweils fünf Mal in Abstand von 24 Stunden aufgenommen.

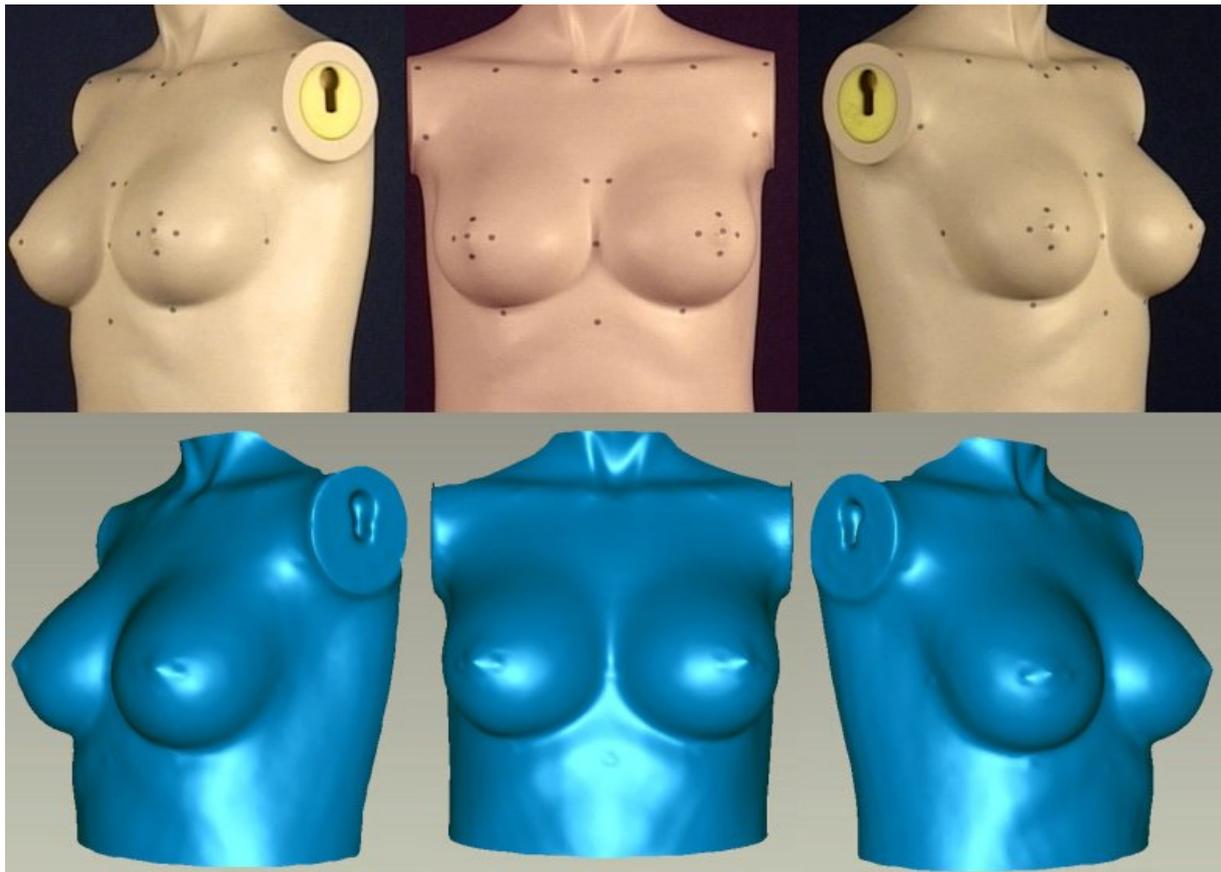


Abb. 2b: *Dummysmodell B: frontale und seitliche Dokumentation mittels konventioneller 2D-Photographie (oben) und mittels 3D-Scan erzeugter virtueller 3D-Modelle (unten).*

Die Reproduzierbarkeit dieser Erfassungsmethode wurde durch einen dreidimensionalen Vergleich der Puppen ermittelt. Die einzelnen 360° Modelle der Puppen wurden hierbei mit Hilfe der Software übereinander gelagert und ihre durchschnittliche Oberflächenabweichung zueinander samt Standardabweichung angezeigt (Abb. 3).

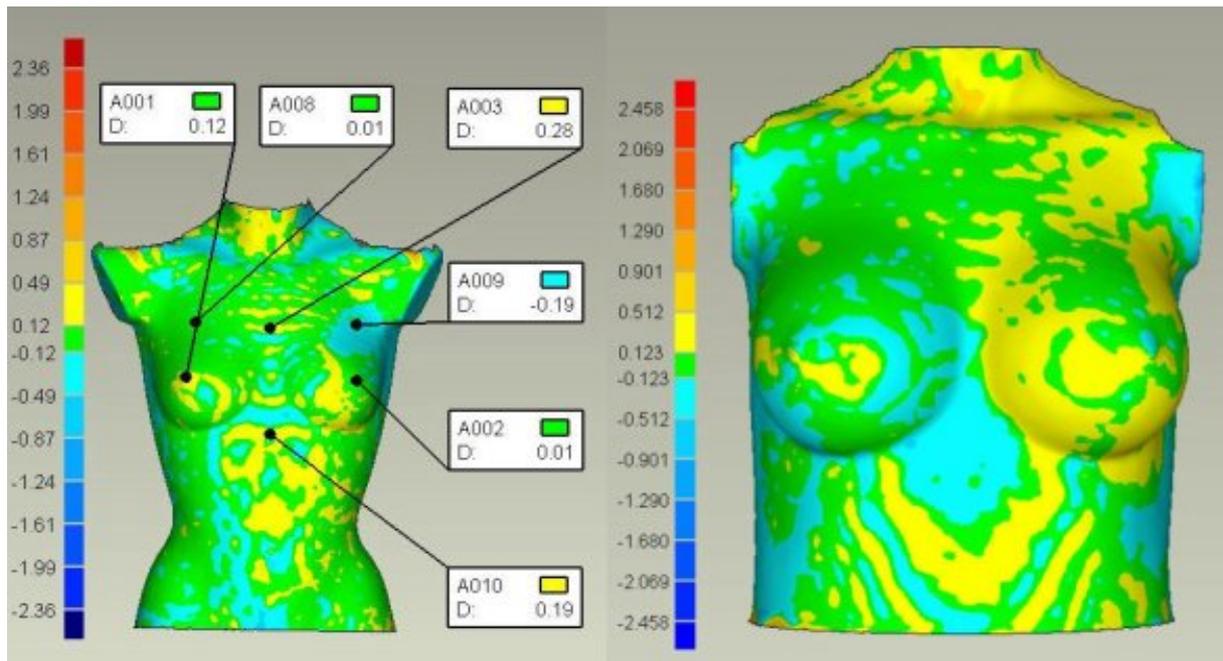


Abb. 2: Farbkodierte Darstellung der Abweichung in mm zweier übereinander gelegter 3D-Modelle der Dummymodelle A (links) und B (rechts) zueinander im 3D-Vergleich.

Die Standardisierung der Brustvolumenberechnung erfolgt durch ein leicht zu reproduzierendes Protokoll (Abb. 4). Die zu untersuchende Brustregion wird auf dem 3D-Modell 1 cm unterhalb des Jugulums entlang der Mitte des Sternums zum Ausläufer der medialen Brustfalte und kaudal der Submammarfalte folgend bis zum lateralen Ausläufer der Brustfalte mit dem Mauscursor markiert. Die vordere Axillarfalte und der laterale Ausläufer des M. pectoralis bis 1 cm unterhalb der Clavicula bilden die laterale Begrenzung. Zur Markierung der kranialen Brustgrenze wird an Testpersonen und Patienten die „folding line method“ angewandt [31, 36]. Hierbei wird die Brust vom Untersucher nach kranial verschoben und die dabei entstehende Hautfalte markiert. Diese Markierung dient bei der späteren Bestimmung der kranialen Brustgrenze am 3D-Modell als Orientierung. Im Falle der Dummymodelle wurde die kraniale Abgrenzung 1 cm kaudal und parallel zu der

Clavicula gelegt (Abb. 4, *oben links*). Mit Hilfe der Software-Algorithmen wird aus der defektumgebenden Krümmung des gelöschten markierten Areals (Abb. 4, *oben Mitte*) die zu füllende Fläche berechnet und die mittlere Krümmung der Thoraxkrümmung auf Hautniveau interpoliert (Abb. 4, *oben rechts*). Durch Subtraktion der überlagerten deckungsgleichen Bereiche entsteht ein geschlossenes Volumen (Abb. 4, *unten links* und *unten Mitte*), welches dem Brustvolumen gleichzusetzen ist (Abb. 4, *unten rechts*).

Alle Untersucher führten die Berechnung 10 mal pro Dummy und Brust durch (n = 200). Die Präzision der 3D-Scan unterstützten Volumenbestimmung wurde sowohl für einen Untersucher als auch zwischen allen fünf Untersuchern analysiert und die Messabweichungen über die Berechnung des Volumenprozentwertes quantifiziert.

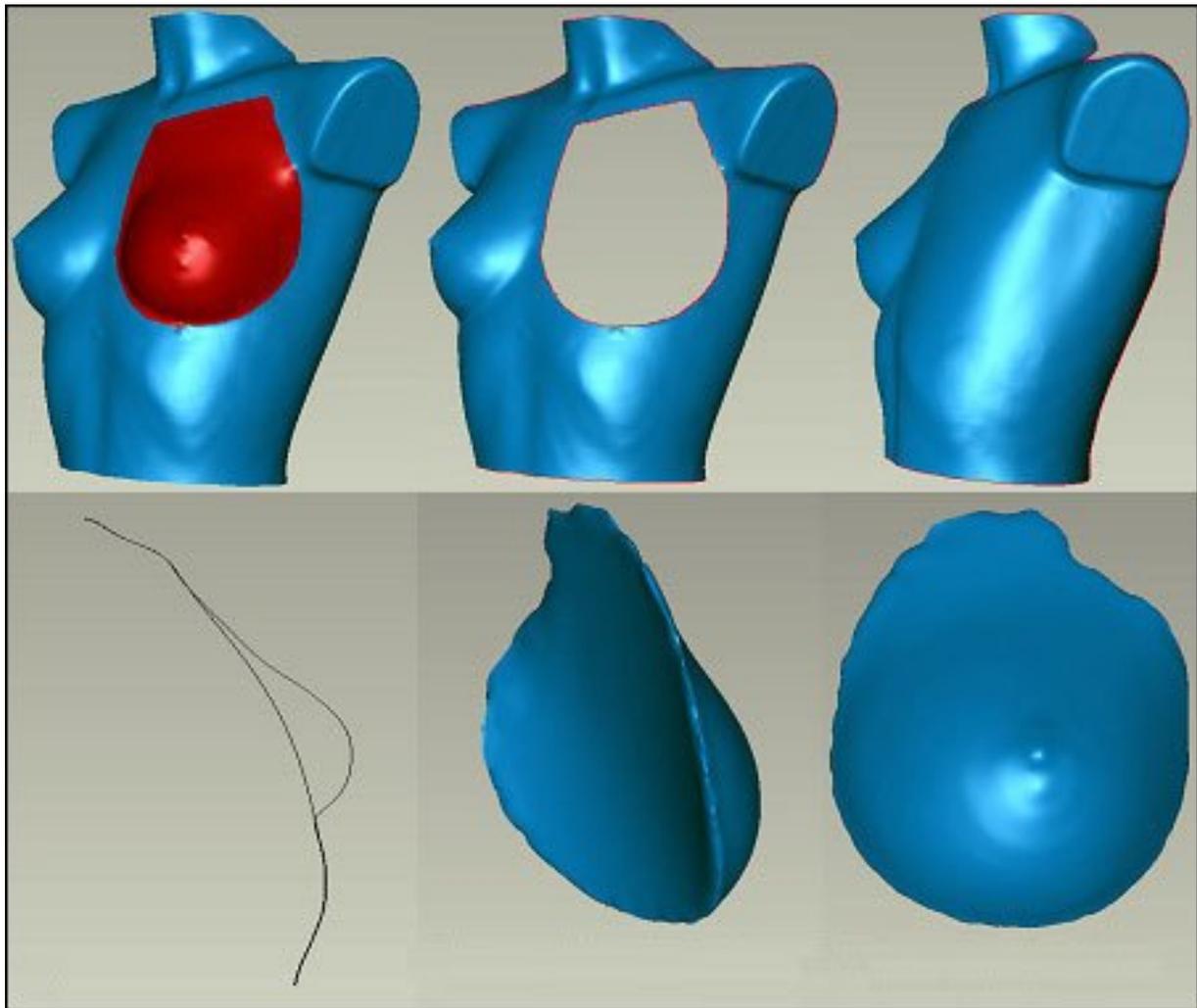


Abb. 4: *Protokoll zur Brustvolumenberechnung: (oben links) das markierte Brustareal; (oben Mitte) die ausgeschnittene Brustregion; (oben rechts) Interpolierung der Brustwandkrümmung als hintere Abgrenzung der Brustvolumina; (unten links) sagitale Sektion des 3D-Modells in Höhe der Brustwarze; (unten Mitte) das berechnete Brustvolumen – Aspekt von hinten; (unten rechts) das berechnete Brustvolumen – Aspekt von vorne*

2.1.2 Brustvolumenberechnung an Testpersonen

Das an den Dummymodellen ausgearbeitete Protokoll zur Brustvolumenberechnung wurde in diesem Schritt auf menschliche Testpersonen angewandt. Hierzu wurden 6 gesunde weibliche Testpersonen (Alter 27 Jahre \pm 1,86, Body Mass Index 20 kg/m² \pm 1,17) mit unterschiedlich großen Brüsten untersucht (Abb. 5). Der mittlere Abstand vom Jugulum zur Mamille bei den 6 Testpersonen beträgt 20,41 cm \pm 1,82. Um die Reproduzierbarkeit und Untersucherabhängigkeit der Methode zu analysieren, führte ein Untersucher an allen 6 Testpersonen zehn Volumenmessungen pro Brust durch (n = 120). Zusätzlich wurden von 5 Untersuchern an einer Testperson jeweils zehn Volumenmessungen pro Brust durchgeführt (n = 100).

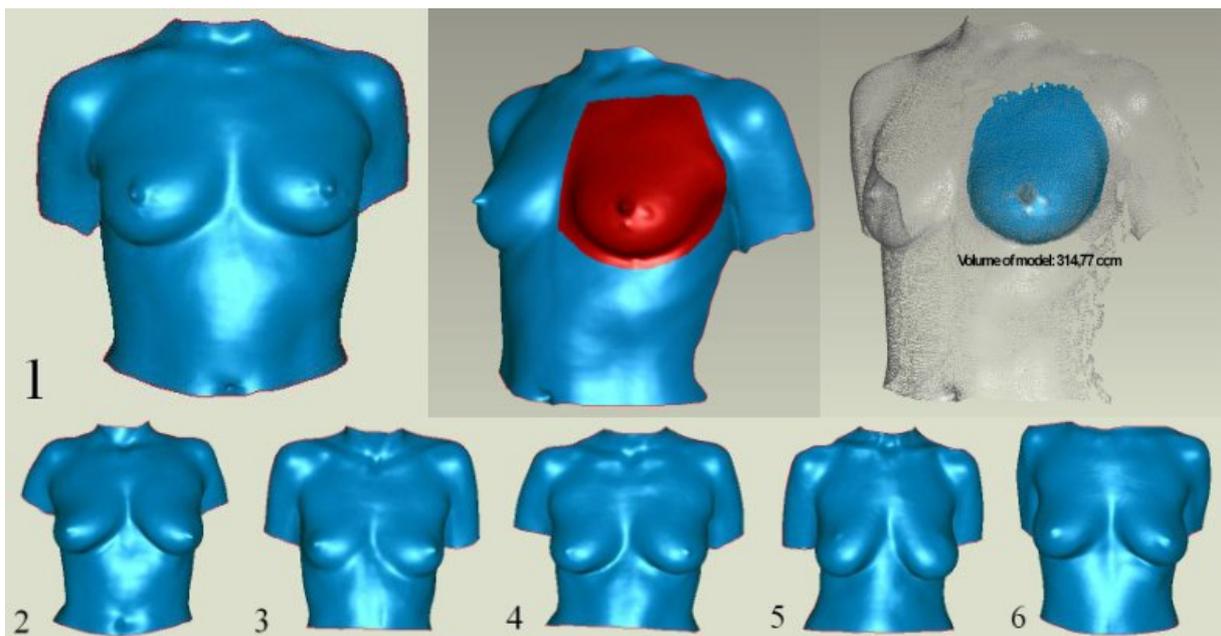


Abb. 5: Anwendung des standardisierten Protokolls zur Brustvolumenberechnung mittels 3D-Scanner und Erstellung eines geschlossenen 3D-Volumenmodells an den Testpersonen 1-6.

2.1.3 Brustvolumenberechnung an klinischen Beispielen

Um die klinische Relevanz sowie die Validität der Brustvolumenberechnung mit Hilfe der Oberflächenscanner zu evaluieren, wurden die Brustvolumina sowohl von 5 Patientinnen, die sich einer Brustaugmentation unterzogen haben (Alter $23,40 \pm 3.21$ Jahre, Body Mass Index $20,34 \pm 1.37 \text{ kg/m}^2$, mittlerer Abstand vom Jugulum zur Mamille $17.63 \pm 1.82 \text{ cm}$), als auch von 5 Patientinnen, die eine Mammareduktionsplastik erhielten (Alter $40,20 \pm 10.59$ Jahre, Body Mass Index $25,79 \pm 2.16 \text{ kg/m}^2$, mittlerer Abstand vom Jugulum zur Mamille $28.13 \pm 2.43 \text{ cm}$), durch 5 voneinander unabhängig agierende Untersucher prae- und nach 4 Wochen postoperativ mit der oben beschriebenen Volumenberechnungsmethode jeweils 10 Mal pro Brust untersucht ($n = 2000$). Die ermittelte Volumendifferenz [ccm] der Brüste zwischen den prae- und postoperativen Messungen wurde mit der Implantatgröße bzw. mit den intraoperativ bestimmten Resektionsgewichten [g] verglichen (bei angenommener Gewebsdichte von 1 g/cm^3 [28]). Die Korrelation zwischen der Messpräzision und dem Brustvolumen wurde analysiert.

2.2 Untersuchung der Korrelation zwischen der Brustvolumenmessung mit Hilfe des 3D-Oberflächenscanverfahrens und der Kernspintomographie

Um eine Vergleichsgröße zu den Brustvolumenmessungen mit Hilfe des 3D-Scanners zu erheben, wurden bei den bereits erwähnten 6 Testpersonen, nach deren Einwilligung, jeweils eine Kernspintomographie (MRT) der Brustregion, ohne Gabe von Kontrastmittel, in gängiger Aufnahmetechnik mit dem 1,5T Philips Intera™ Upgrade R7 MR-Scanner (Philips Medizin Systeme GmbH, Hamburg, Germany) in

Bauchlage durchgeführt. Die gewählte Schichtdicke betrug 3 mm. Mit Hilfe der erhobenen MRT-Daten sollen folgende Problemansätze untersucht werden:

2.2.1 Die Korrelation zwischen der interpolierten hinteren Brustvolumenbegrenzung des 3D-Modells und dem tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkurvatur

Hierbei wurde untersucht, inwieweit die von der Software vorgenommene krümmungsbasierte Interpolierung der „Thoraxwand“ des 3D-Modells während des Vorganges der Volumenberechnung den anatomischen Gegebenheiten der tatsächlichen Thoraxwandkurvatur entspricht. Mit Hilfe der HepaVision[®] Software (MeVis GmbH, Bremen, Germany), wurde die tatsächliche Thoraxwandkurvatur anhand von MRT-Daten in einzelnen Schichten segmentiert (Abb. 6, *oben links*) und über eine Flächenrückführung mit Hilfe der Software amira[®] 3.0 (Konrad-Zuse-Zentrum für Informationstechnik, Berlin, Germany) ein 3D-Modell der Thoraxwandkurvatur erstellt (Abb. 6, *unten links* und *unten rechts*). Die Flächenrückführung ist ein Prozess, bei dem aus einer Anzahl von Raumpunkten mit x-, y- und z- Koordinaten, mathematisch beschreibbare Geometrielemente berechnet werden.

Dieses auf MRT-Basis erstellte 3D-Modell der tatsächlichen Thoraxwandkurvatur wurde mit Hilfe der Raindrop Geomagic Qualify 7[®] Software (Raindrop Geomagic, Inc., NC, U.S.A) mit der Krümmung der interpolierten hinteren Begrenzungsfläche der mittels 3D-Scan erhobenen Brustvolumina verglichen, und die durchschnittliche Abweichung mit Standardabweichung der überlagerten 3D-Modelle zueinander berechnet (Abb. 7a, Abb. 7b).

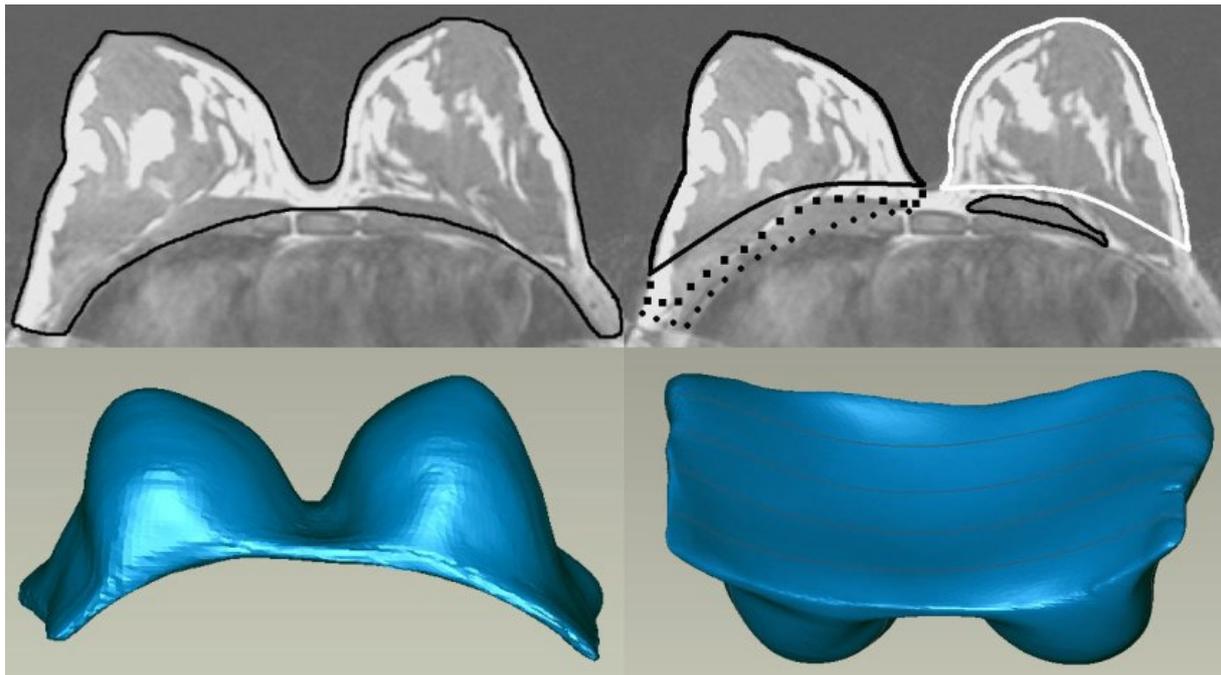


Abb. 6: MRT-Daten basierte Bestimmung der Thoraxwandkrümmung (oben links) und Brustvolumensegmentation (oben rechts) mit der Bestimmung verschiedener Volumenareale und rekonstruierter 3D-Modelle der Brustregion, ventraler (unten links) und dorsaler Aspekt (unten rechts). Als dorsale Brustbegrenzung der Volumensegmentierung im MRT dient a) eine Parallellinie zur anatomischen Brustwandkrümmung entlang der Brustgrenzen auf Hautniveau (MRI A —), auf der Vorderseite des *M. pectoralis major* (MRI B ■■■), Hinterseite des *M. pectoralis major* (MRI C ●●●), isoliert segmentiertes Volumen des *M. pectoralis major* (MRI D —), die weiße Linie repräsentiert das vom 3D-Scanner registrierte Volumenareal.

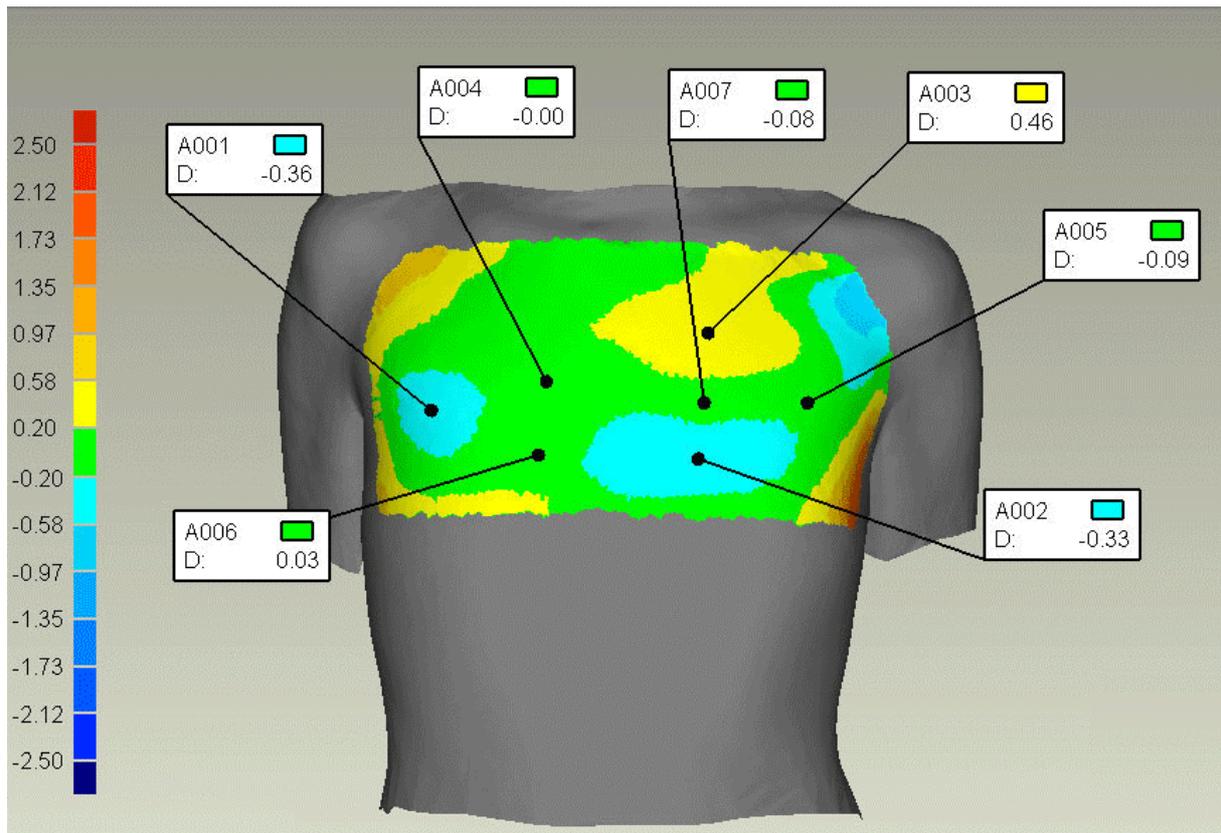


Abb. 7a: 3D-Vergleich der aus MRT-Daten 3D-rekonstruierten anatomischen Thoraxkurvatur (farbiges Referenzmodell) zur interpolierten Thoraxwand des 3D-Scanmodells (graues Testmodell). Abweichungen angegeben in cm.

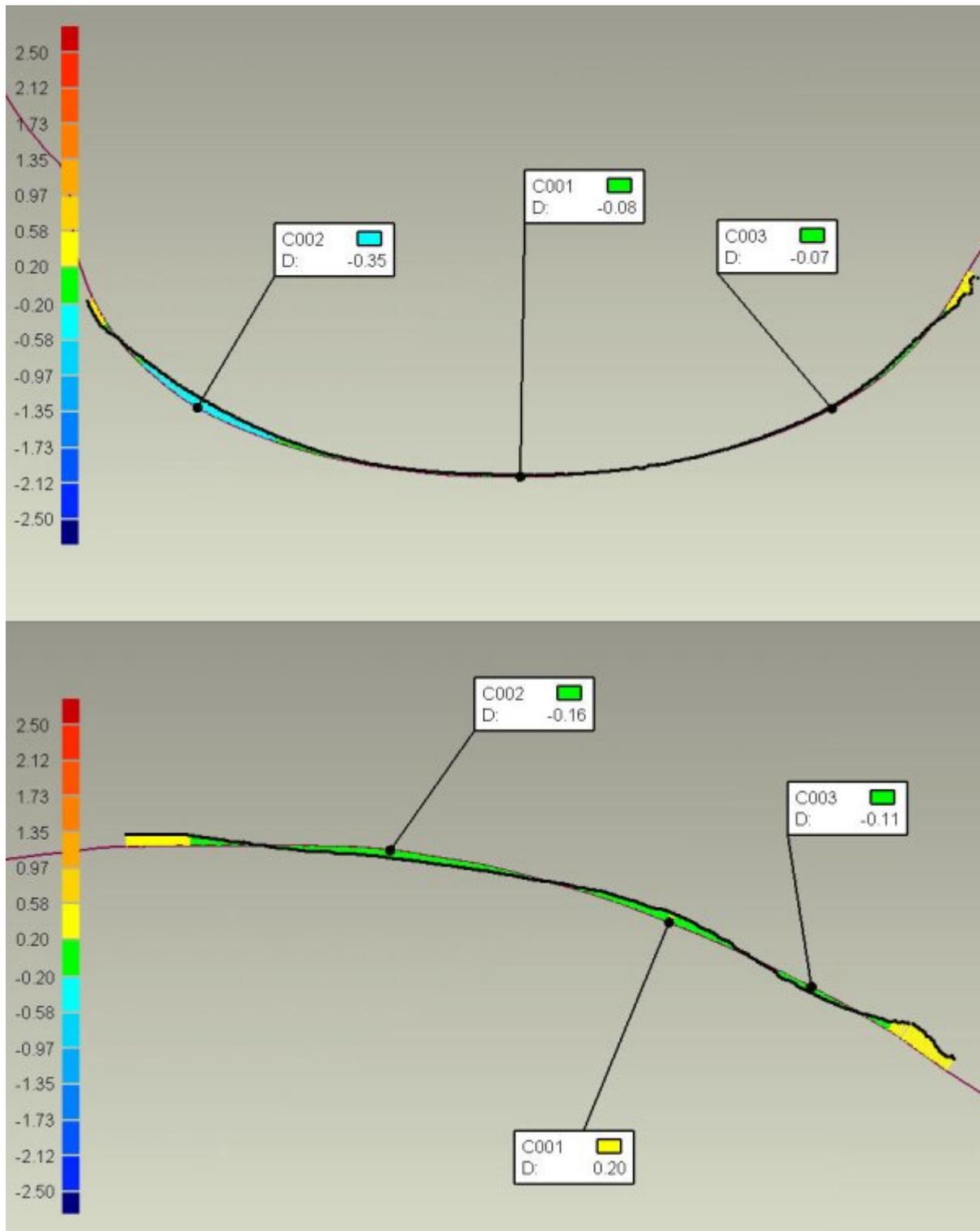


Abb. 7b: 2D-Abweichung im Horizontal- (oben) und Sagitalschnitt (unten) in cm.

2.2.2 Erhebung eines anatomischen Korrelats zur Brustvolumenbestimmung basierend auf dem 3D-Scanverfahren

Um eine Vergleichsgröße mit einer Referenzmethode zu den Brustvolumenmessungen mittels 3D-Scanner zu erheben, wurden die in jeder einzelnen MRT-Schichtaufnahme, unter Anleitung einer erfahrenen radiologischen Fachkraft, manuell segmentierten anatomischen Strukturen mit der Software Easy Vision 4.0™ (Philips Medizin Systeme GmbH, Hamburg, Germany) bei jeder Testperson, analog der von Mineyev et al. [45] beschriebenen Technik, zu einem Gesamtvolumen summiert. Da durch die unterschiedlichen Untersuchungsmethoden von 3D-Scanner und MRT verschiedene Gewebeanteile in die Volumenberechnung einbezogen werden, sind bei der Verwendung der MRT-Daten die Volumina von drei unterschiedlichen Bereichen bestimmt worden. Die ventrale Begrenzung entspricht der klar zu erkennenden äußeren Brustform, die dorsale Begrenzung wurde wie folgt festgelegt (Abb. 6, *oben rechts*): a) Interpolierte Thoraxwandkurvatur entlang der Brustabgrenzung auf Hautniveau (MRT A = —), b) auf der Vorderseite des M. pectoralis (MRT B = ■■■), c) auf der Hinterseite des M. pectoralis (MRT C = ●●●). Zur Verifizierung der berechneten Volumina wurde noch zusätzlich das Volumen des M. pectoralis major berechnet (MRT D = —).

2.3 Vergleich der 3D-Brustvolumenbestimmung mit anderen Erfassungsmethoden zur Brustvolumenberechnung

Um einen Vergleich zwischen einigen klassischen Brustvolumenmessmethoden, die auch in der Klinik in der Vergangenheit angewandt worden sind, mit der neueren alternativen Methode zur Brustvolumenberechnung mit Hilfe der 3D-Körperscanner zu erhalten, sind an der bereits im Abschnitt 2.1.2 näher beschriebenen, homogenen Gruppe von 6 Testpersonen die Brustvolumina ($n = 12$) mit unterschiedlichen Messmethoden von einem Untersucher bestimmt und die Ergebnisse miteinander verglichen worden. Die folgenden Erfassungsmethoden kamen zum Einsatz:

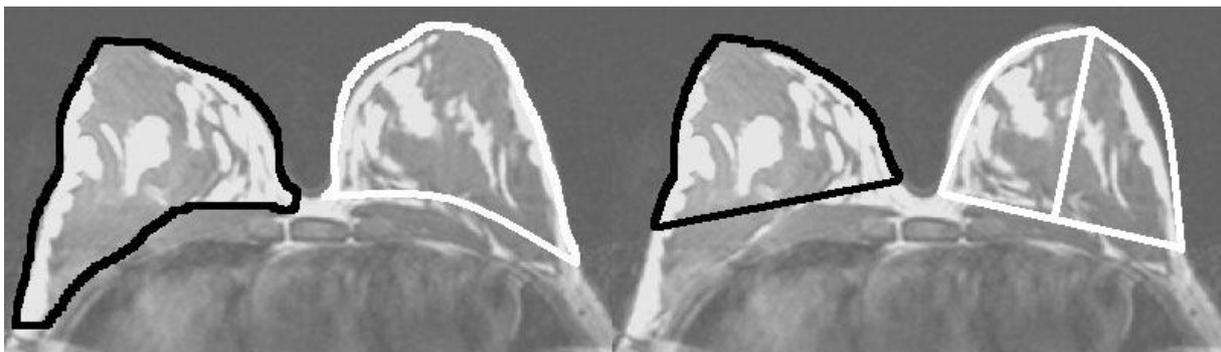


Abb. 8: Exemplarische Darstellung der mittels verschiedener Erfassungsmethoden berechneter Brustvolumenareale. Die unterschiedlich gemessenen Brustareale sind durch schwarze und weiße Linien auf den zwei identischen MRT-Bildern markiert: MRT (linke schwarze Linie), 3D-Scanner (linke weiße Linie), Thermoplastabdrücke (rechte schwarze Linie) und modifizierter Anthrpomorphischer Messung anhand eines Teilellipsoids (rechte weiße Linie).

2.3.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Body-Scanners

Die im Abschnitt 2.1.2 an den 6 Testpersonen durch einen Untersucher jeweils 10 mal pro Brust erhobenen Messdaten ($n = 120$), dienen in diesem Teil der Arbeit als Vergleichsgröße zu den klassischen Methoden der Brustvolumenberechnung (Abb. 5).

2.3.2 Brustvolumenberechnung mit Hilfe der Kernspintomographie

Die unter 2.2.2 für MRT B erhobenen Messdaten wurden zum Vergleich mit den anderen Brustvolumenbestimmungsmethoden herangezogen. Die manuelle Segmentierung der Gewebeanteile erfolgte in jeder Einzelschicht ventral entlang der äußeren Brustform und dorsal auf der Vorderseite des M. pectoralis, MRT B (Abb. 8, *linke schwarze Linie*). Durch Summierung der Einzelschichten erhält man das Gesamtvolumen der Brust. Die Volumenberechnung wurde von einem Untersucher 10 mal pro Brust ($n = 120$) durchgeführt.

2.3.3 Brustvolumenberechnung mit Hilfe von Thermoplastabdrücken

Analog der publizierten Methode von Edsander-Nord et al. [14] wurde bei den Testpersonen mit Hilfe von Thermoplastschienen (Orfit[®] Classic Soft, Orfit Industries, Wijnegem, Belgien) jeweils ein Abdruck jeder Brust erstellt und ausgewertet. Durch die Ausrichtung des Thermoplastabdruckes in der Horizontalen und das Auffüllen der Negativform mit Wasser wird mittels dieser Methode eine plane dorsale Begrenzung der Brust geschaffen. Die Brustareale oberhalb dieser planen Begrenzung werden nicht in der Volumenberechnung berücksichtigt (Abb. 8 und Abb. 9). Die manuelle Bestimmung der Brustvolumina erfolgte durch einen Untersucher 10 mal pro

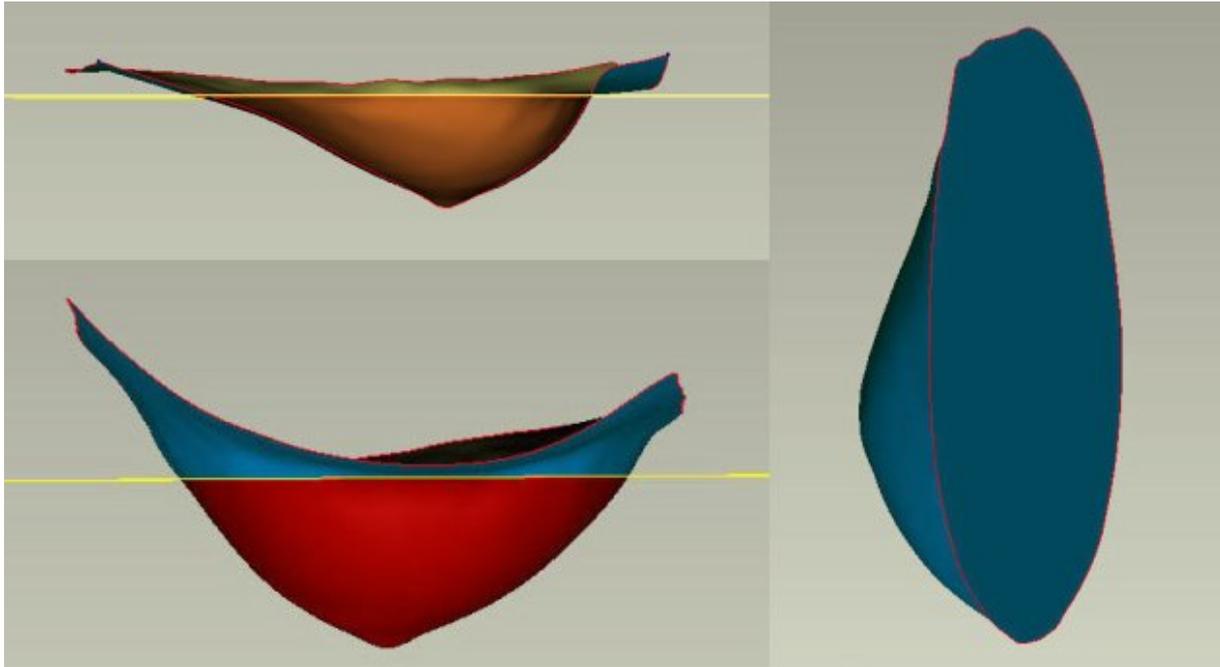


Abb. 9: Abgrenzung der Brustvolumenmessungen mittels Thermoplastabdrücken am Beispiel eines 3D-Thermoplastmodells: Ansicht von der Brustinnenseite (oben links), kaudale Ansicht (unten links) und die resultierende planare dorsale Abgrenzung bei der manuellen Auswertung (rechts).

Thermoplastabdruck (n = 120). Die Deformation der Brustform während des Erstellens des Thermoplastabdruckes wurde zusätzlich analysiert.

2.3.4 Brustvolumenberechnung mit Hilfe Anthropomorphischer Messung

Das Brustvolumen der Testpersonen wird mittels der von Qiao et al. [54] publizierten Formel berechnet: $\frac{1}{3} \pi \times MP^2 \times (MR+LR+IR-MP)$. MR entspricht dem Abstand Nippel zur medialen Brustgrenze, LR der Strecke Nippel zur lateralen Brustgrenze, IR der Entfernung Nippel zu Inframamillarfalte und MP der „mammary projection“, welche bei seitlicher Ansicht des Patienten vom Sternum zum Nippel gemessen wird (Abb. 10). Das Brustvolumen wird somit über die Form eines Halbellipsoides berechnet (Abb. 8). Die Messungen erfolgten manuell auf der Körperoberfläche 10 mal durch

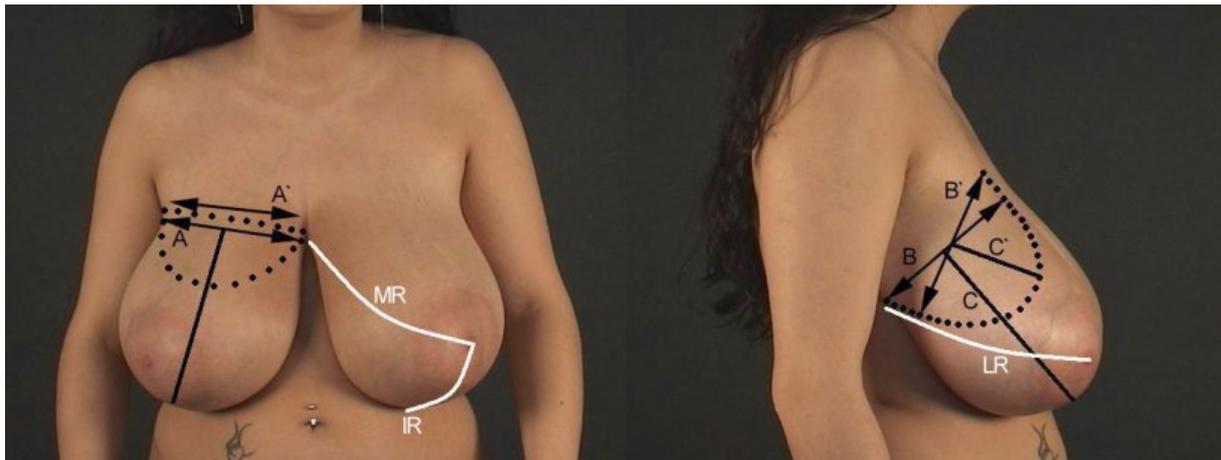


Abb. 10: Anthropomorphe Messungen zur Brustvolumenbestimmung (weiße Linie) und anhand 2D-Photographien (schwarze Linie). MR = Abstand Nippel zur medialen Brustgrenze, IR = Abstand Nippel und Inframammillarfalte (links), und LR = Abstand Nippel und lateraler Brustgrenze (rechts). A = Breite des Ellipsoid, frontale Ansicht (links), B = Höhe des Ellipsoid (rechts) und C = Halbachse des Ellipsoid, seitliche Ansicht (rechts); A', B', and C' = korrespondierende Maße der vorhergesagten postoperativen Brust.

einen Untersucher pro Brust (n = 120).

2.4 Statistische Auswertung

Wiederholte Volumenmessungen wurden als mittlerer Volumenwert zusammengefaßt. Die mittlere Standardabweichung des mittleren Volumen wird, um die Reproduzierbarkeit zu analysieren, in Volumenprozent ausgedrückt (Volumenprozent (d.h. Variationskoeffizient ($V = 100 \times \text{Standardabweichung} / \text{Mittelwert}$)). Niedrige Werte stehen für gute Reproduzierbarkeit. Zudem wurden der Kruskal-Wallis Test und post-hoc Mann-Whitney-U Tests, unter Anwendung der Bonferroni's Methode für Mehrfachtests, für unabhängige Gruppen durchgeführt. Paarweise Stichproben wurden mittels Friedman und post-hoc Wilcoxon Test analysiert. Der Pearson'sche Korrelationskoeffizient wurde angewandt, um die

Beziehung der einzelnen Meßmethoden zueinander darzustellen. Alle Tests wurden mit $p < 5\%$ zweiseitig durchgeführt, um die statistische Signifikanz anzuzeigen. Die statistischen Analysen wurden mit Hilfe der Software SPSS® Version 13 für Windows (SPSS Inc., Chicago Il., USA) erstellt.

3 Ergebnisse

Vergleicht man die einzelnen virtuellen 3D-Modelle der Dummymodelle A und B jeweils miteinander, ergab sich eine mittlere Abweichung der erfassten 3D-Modellflächen von lediglich $0,012 \text{ cm} \pm 0,016 \text{ cm}$. Somit sind die einzelnen virtuellen 3D-Modelle miteinander vergleichbar und für die weiteren Berechnungen geeignet.

3.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D Scanners

Die Präzision der Brustvolumenmessungen war am höchsten bei den Messungen an den Dummymodellen. Die Messungen an den Testpersonen ($p = 0,058$) oder an den beiden Patientenkollektiven ($p = 0,014/0,635$ prae/post Mammaaugmentation bzw. $p = 0,002/0,240$ prae/post Mammareduktion) zeigten eine geringere Präzision.

3.1.1 Standardisierung der Brustvolumenberechnung unter dem Ausschluss humaner Einflussfaktoren

Um den Einfluss der einzelnen Untersucher auf die Präzision der Messungen quantifizieren zu können, wurde die Untersuchung in zwei Schritten vorgenommen: Die Brustvolumenmessungen ($n = 40$) durch einen erfahrenen Untersucher (Untersucher 1) an beiden Dummymodellen zeigten, dass die mittlere Messabweichung einem Wert von $1,24\% \pm 0,20$ der gemessenen Brustvolumen

	Objekt	Untersucher	Mittleres Volumen [ccm] + STABW	Mittlere Abweichung [Vol.%]	
Dummymodell	A	1	304,30 ± 3,54	1,28 ± 0,11	
		2	310,35 ± 1,34	1,98 ± 0,32	
		3	307,50 ± 4,24	2,50 ± 0,06	
		4	304,45 ± 2,76	1,55 ± 0,38	
		5	303,25 ± 2,47	1,87 ± 0,10	
		Mittelwert	305,97 ± 3,56	1,84 ± 0,47	
	B	1	642,35 ± 7,42	1,20 ± 0,32	
		2	647,20 ± 0,42	1,47 ± 0,13	
		3	646,05 ± 5,44	1,77 ± 0,05	
		4	651,15 ± 0,07	1,34 ± 0,01	
		5	643,20 ± 6,22	1,53 ± 0,36	
		Mittelwert	645,99 ± 4,97	1,46 ± 0,26	
Mittelwert Dummymodelle A + B			475,98 ± 174,48	1,65 ± 0,42	
Testperson	1	1	311,50 ± 2,40	2,91 ± 0,84	
	2	1	570,80 ± 4,81	1,10 ± 0,34	
	3	1	231,90 ± 21,35	3,61 ± 0,51	
	4	1	460,20 ± 4,24	2,70 ± 0,68	
	5	1	566,40 ± 9,05	1,51 ± 0,32	
	6	1		574,25 ± 6,15	1,79 ± 0,08
		2		592,75 ± 20,72	3,37 ± 0,92
		3		616,35 ± 27,65	4,08 ± 0,50
		4		566,35 ± 4,88	2,48 ± 1,13
		5		596,65 ± 12,94	2,58 ± 0,01
		Mittelwert 1-5		589,27 ± 22,42	2,86 ± 0,98
Mittelwert Untersucher 1			452,51 ± 141,88	2,27 ± 0,99	

Tabelle 2: Präzision der Brustvolumenmessungen mittels 3D-Scanner: Messungen an Dummymodellen und Testpersonen für Untersucher 1 und alle Untersucher. STABW = Standardabweichung, [Vol.%] = Volumenprozent.

entspricht (Tabelle 2 and Abb. 11).

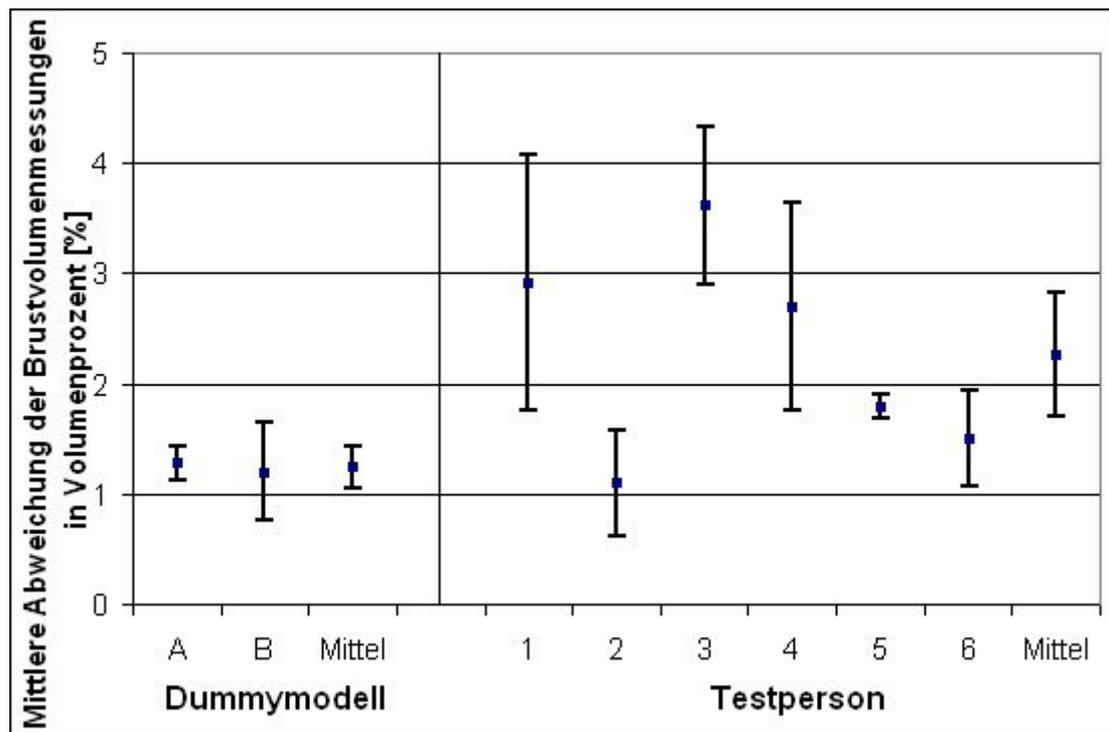


Abb. 11: Messvariabilität innerhalb der Brustvolumenmessungen eines Untersuchers: mittlere Abweichung der Brustvolumenmessungen [Vol.%] von Untersucher 1 bei Dummymodellen (links) und Testpersonen (rechts).

Die festgestellte Streuung der Messwerte von Untersucher 1 differierte nicht signifikant zwischen den Messungen der unterschiedlichen Dummymodelle, was für eine gute Reproduzierbarkeit der Messungen spricht ($p > 0,999$). Werden diese Volumenmessungen durch Untersucher verschiedener Ausbildungsstadien durchgeführt, weisen die Messwerte eine größere Streuung auf. Die Messungen wurden von jedem der 5 Untersucher 10 mal pro Brust (Tabelle 2) an jedem Dummy durchgeführt ($n = 200$). Die mittlere Messabweichung beträgt in diesem Fall $1,65\% \pm 0,42$ der gemessenen Brustvolumina (Abb. 12). Unterschiede zwischen den einzelnen Untersuchern bezüglich der Brustvolumenmessungen je Dummy konnten nicht festgestellt werden ($p > 0,05$). Hinsichtlich der Reproduzierbarkeit der Messungen für beide Dummymodelle zwischen den Untersuchern konnten

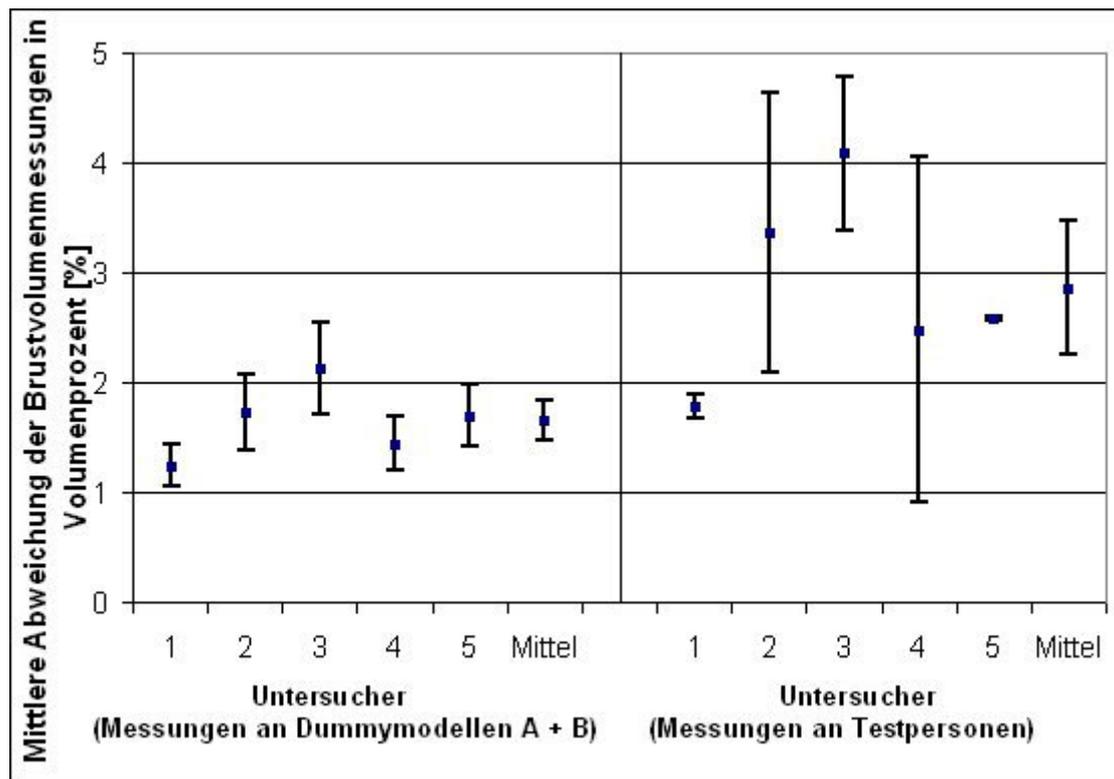


Abb. 12: Messvariabilität zwischen den Brustvolumenmessungen verschiedener Untersucher: mittlere Abweichung der Brustvolumenmessungen [Vol.%] von 5 Untersuchern bei den Dummymodellen A + B (links) und Testpersonen (rechts).

signifikante Unterschiede nur zwischen Untersucher 1 und 3 nachgewiesen werden (mittlere Messabweichung von $1,24\% \pm 0,20$ für Untersucher 1 gegenüber $2,13\% \pm 0,43$ für Untersucher 3, $p = 0,029$).

3.1.2 Brustvolumenberechnung an Testpersonen

Die Volumenmessungen an den Testpersonen durch den erfahrenen Untersucher 1 zeigten eine höhere Streuung der Messwerte als im Falle der vergleichbaren Messungen an den Dummies. Die Volumenmessungen an den 6 Testpersonen ($n = 120$) ergab über alle Testpersonen hinweg ein mittleres Brustvolumen von $452,51 \text{ ccm} \pm 141,88$. Die mittlere Messabweichung entspricht einem Anteil von

2,27% \pm 0,99 der gemessenen Brustvolumen. Hinsichtlich der Präzision zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Untersuchungen (Abb. 11). Die Brustvolumenmessungen an einer Testperson durch 5 verschiedene Untersucher (n = 100) differieren stärker und weisen auch eine größere Streuung als die bei den Dummies erhobenen Messwerte (Tabelle 2) auf. Über alle Untersucher hinweg beträgt die mittlere Messabweichung für diese Testperson 2,86% \pm 0,98 der gemessenen Brustvolumina und ist somit signifikant höher als bei den Dummymodellen (1,65% \pm 0,42, p < 0,001), (Abb. 12). Die Unterschiede hinsichtlich der Präzision zwischen den einzelnen Untersuchern sind statistisch nicht signifikant.

3.1.3 Brustvolumenberechnungen am klinischen Beispiel

Sowohl bei den Patientinnen mit Brustaugmentation als auch bei denen mit Brustreduktion zeigte sich eine leicht unterschiedliche Reproduzierbarkeit der Messungen vor der Operation, verglichen mit den postoperativen Volumenbestimmungen (Tabelle 3). Bei den Augmentationen beträgt die mittlere Messabweichung, gemessen in Volumenprozent, 4,19% \pm 1,51 praeoperativ und 1,97% \pm 0,74 postoperativ (p < 0,001). Im Falle der Brustreduktionen betragen die entsprechenden Werte 2,47% \pm 0,52 praeoperativ und 1,34% \pm 0,23 postoperativ (p < 0,001). Die Reproduzierbarkeit zwischen den Untersuchern schwankt nur geringfügig, signifikante Unterschiede konnten nicht gezeigt werden.

Vergleicht man die intraoperativ ermittelten Volumenänderungen (Größe des Implantates bzw. Resektionsgewichtes) mit den Differenzen der prae- zu postoperativen Volumenbestimmungen mit Hilfe des 3D-Scanners, zeigte sich sowohl bei Brustaugmentation als auch bei Brustreduktion eine gute

Messungen	Brustaugmentation		Brustreduktion	
	Mittleres Volumen [ccm]	Mittlere Abweichung [Vol.%]	Mittleres Volumen [ccm]	Mittlere Abweichung [Vol.%]
Praoperative Volumenbestimmung mittels 3D Scanner	216,81 ± 104,53	4,19 ± 1,51	1289,32 ± 506,15	2,47 ± 0,52
Postoperative Volumenbestimmung mittels 3D Scanner	421,02 ± 153,72	1,97 ± 0,74	688,83 ± 133,83	1,34 ± 0,23
Gemessener Volumenunterschied mittels 3D Scanner	204,21 ± 50,55	-2,22 ± 1,13	600,48 ± 460,55	-1,13 ± 0,53
Operative Volumenveränderungen Implantat/Resektion	207,00 ± 49,34	X	600,53 ± 441,67	X
Unterschied zwischen operativer Volumenänderung und gemessenen Volumenunterschied mittels 3D Scanner	-2,79 ± 11,76	X	-0,04 ± 29,70	X

Tabelle 3: *Klinisch relevante Brustvolumenmessungen der Patienten.*

Übereinstimmung (Abb. 13). Fast ausnahmslos unterschreiten die gemessenen Volumina den tatsächlichen Wert geringfügig. Unterschiede hinsichtlich der Messpräzision der unterschiedlichen Untersuchern konnten nicht gezeigt werden (Tabelle 2).

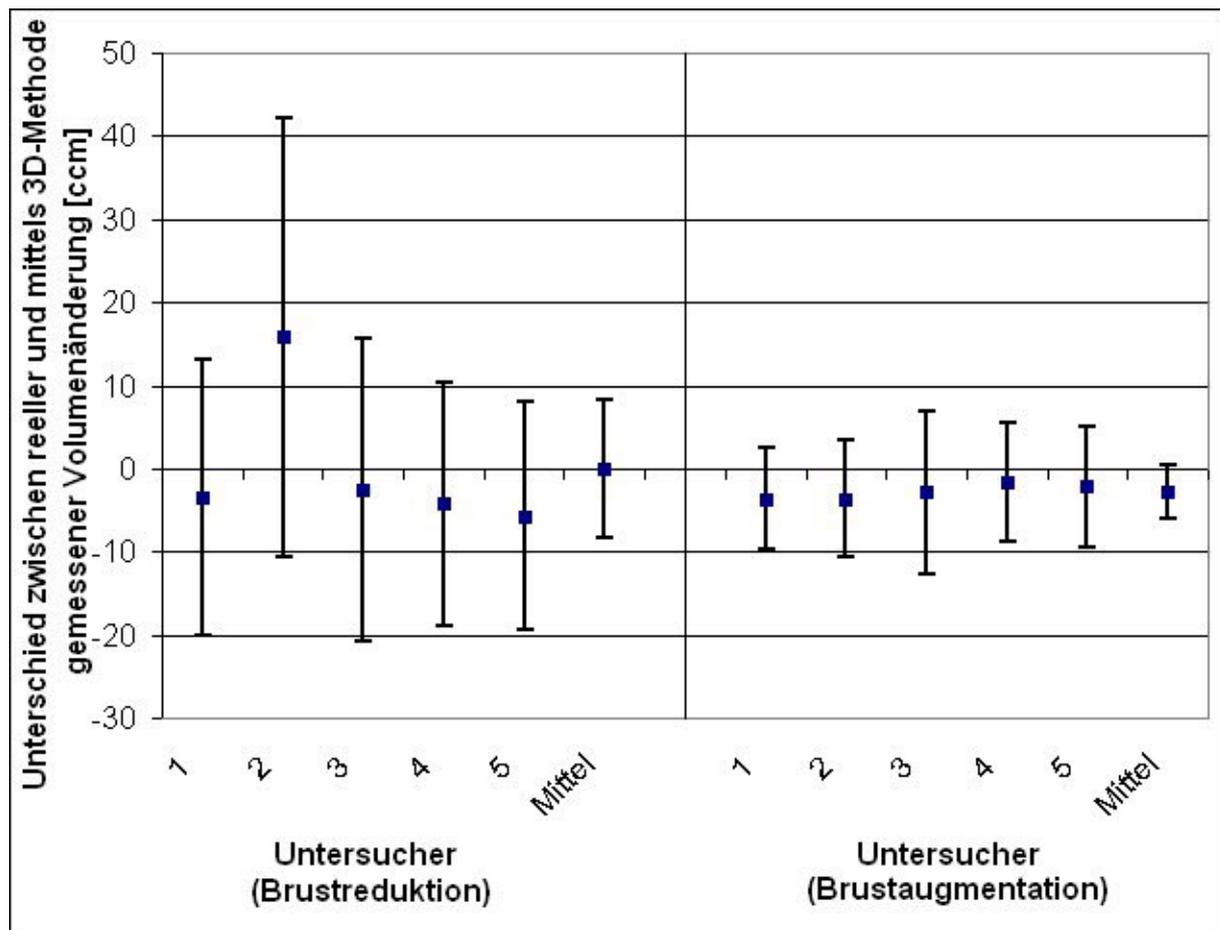


Abb. 13: Unterschied zwischen der wahren Volumenänderung (Implantatvolumen bei Brustaugmentation oder Resektionsgewicht bei Brustreduktion) und prae- zu postoperativer gemessener Volumenunterschied mittels 3D-Scanner (Unterschied von 0 stellt beste Übereinstimmung dar).

Im Mittel beträgt die Differenz zwischen der gemessenen Volumendifferenz und der intraoperativ bewirkten Volumenänderung $-2,79 \text{ ccm} \pm 11,76$ bei Augmentation und $-0,04 \text{ ccm} \pm 29,70$ bei Reduktion. Die größte Messpräzision zeigt sich in einem Brustvolumenbereich zwischen 300 ccm und 1600 ccm. Oberhalb und unterhalb dieses Bereiches ist die Reproduzierbarkeit der Messungen niedriger (Abb. 14).

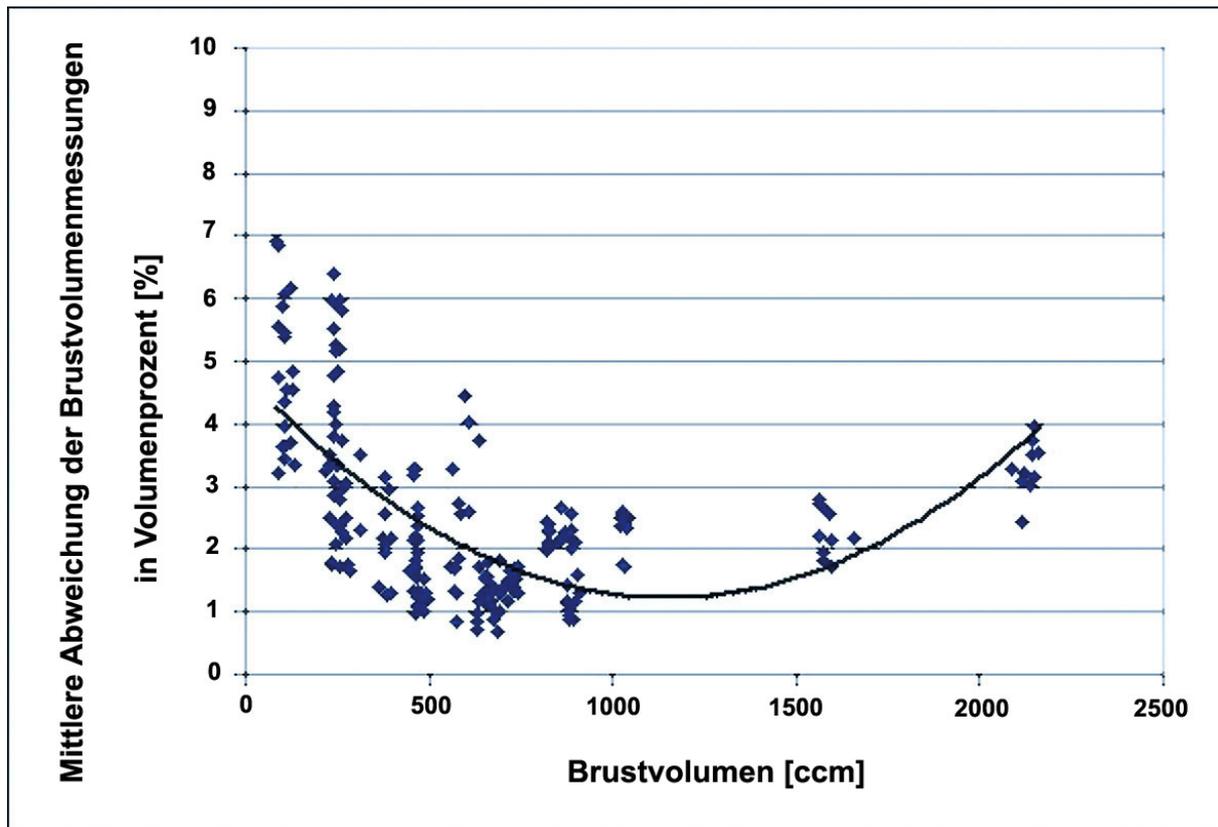


Abb. 14: *Abhängigkeit der Messpräzision mittels 3D-Scanner vom zu bestimmenden Brustvolumen (Mittelwerte von 10 Messungen aller Untersucher an Testpersonen und klinischen Patienten, prae- und postoperativ, $n = 220$).*

3.2 Untersuchung der Korrelation zwischen der Brustvolumenmessung mit Hilfe des 3D-Oberflächenscanverfahrens und der Kernspintomographie

Eine genaue Analyse der beiden oben genannten Untersuchungsmethoden zeigt, dass bei der Berechnung der Brustvolumina leicht unterschiedliche Gewebeareale berücksichtigt werden. Entscheidend für die Untersuchung des anatomischen Korrelats der Brustvolumenmessungen, basierend auf den 3D-Scandaten der Körperoberfläche, ist der Verlauf der hinteren Abgrenzung des virtuellen 3D-Modells.

3.2.1 Korrelation der interpolierten Hinterwand des 3D-Modells und dem tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkrümmung

Bei dem 3D-Vergleich der interpolierten Krümmung auf Basis der 3D-Scandaten (Testmodell) mit der tatsächlichen Thoraxwandkrümmung, dreidimensional rekonstruiert auf der Basis der MRT-Daten (Referenzmodell), fand sich eine hohe Übereinstimmung. Die mittlere Abweichung aus allen positiven (alle vom 3D-MRT-Referenzmodell weiter ventral gelegenen Areale des 3D-Scan-Testmodells) und negativen (alle vom 3D-MRT-Referenzmodell weiter dorsal gelegenen Areale des 3D-Scan-Testmodells) Abweichungen der interpolierten Hinterwand des 3D-Scanmodells und dem tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkrümmung aller Probanden betrug $0,18 \text{ cm} \pm 0,38$ (Tabelle 4).

Testpersonen	Mittlere Abweichung		STABW
	positiv	negativ	
1	0,25	0,18	0,29
2	0,46	0,13	0,43
3	0,39	0,11	0,42
4	0,41	0,23	0,46
5	0,28	0,14	0,35
6	0,26	0,18	0,31
Gesamt	0,34	0,16	0,38

Tabelle 4: Mittlere Abweichung und Standardabweichung (STABW) in cm der rekonstruierten 3D-MRT-Thoraxkrümmung zur interpolierten Thoraxwand des 3D-Scanmodells.

3.2.2 Erhebung eines anatomischen Korrelats zur Brustvolumenbestimmung basierend auf dem 3D-Scanverfahren

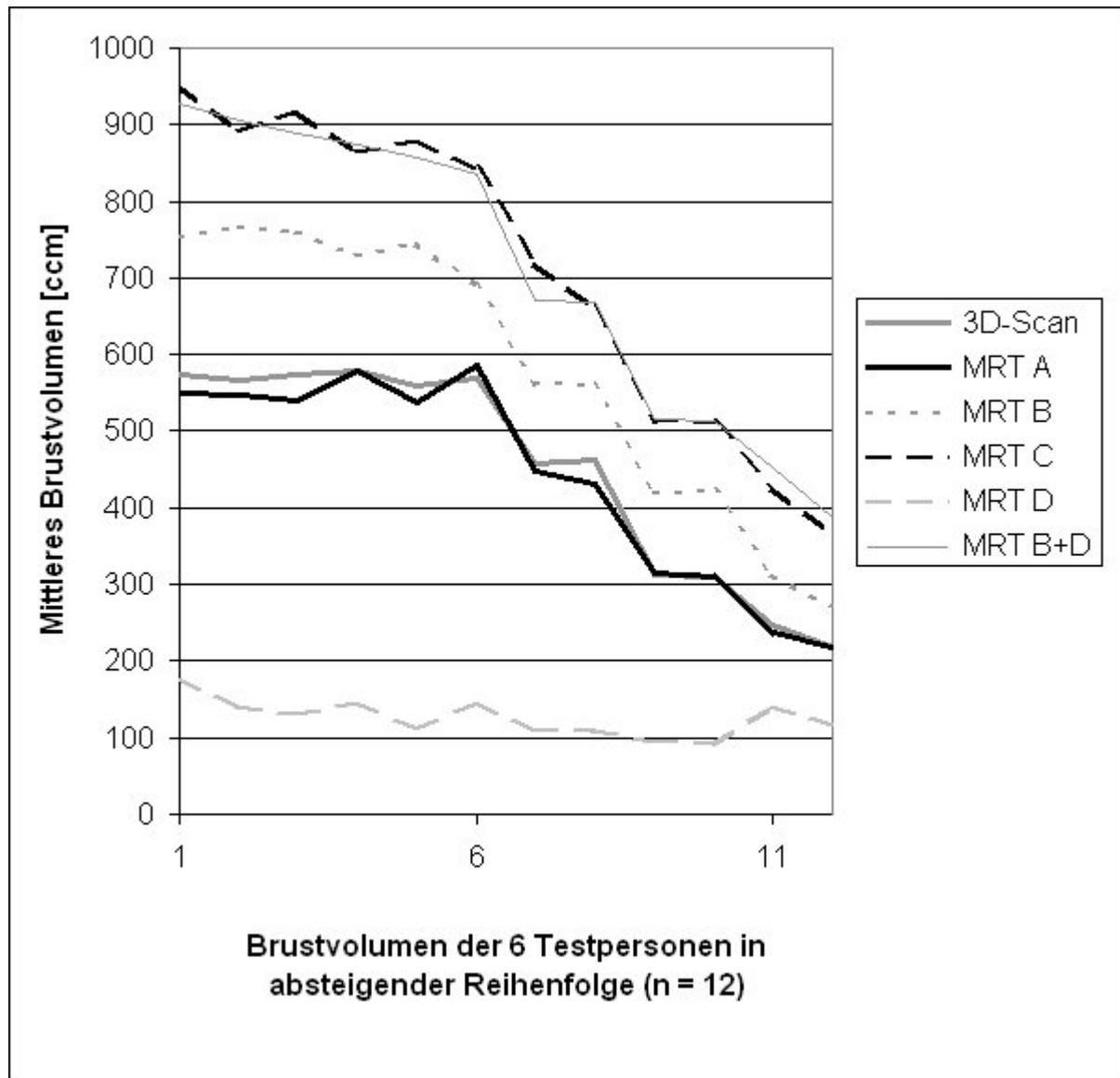


Abb. 15: Erhebung eines anatomischen Korrelats zur Brustvolumenmessung mittels 3D-Scanner: Vergleich der unterschiedlich gemessenen Brustvolumenanteile mittels MRT-Segmentation.

Abb. 15 zeigt die Beziehung der mittels 3D-Scanner bestimmten Brustvolumina im Vergleich zu den mittels MRT gemessenen Volumenwerten der Testpersonen in Abhängigkeit der gemessenen Brustvolumenanteile, die sich aus der

unterschiedlichen Definierung der hinteren Volumenabgrenzung ergeben. Die Gewebeanteile, die dem Erfassungsgebiet des 3D-Scanners entsprechen, werden in der Abb. 8 (oben rechts, weiße Linie) dargestellt, wo als dorsale Brustvolumenbegrenzung eine Parallele zur Thoraxwandkurvatur gezogen wurde. Die gemessenen mittleren Volumenwerte mit Hilfe von MRT A ($441,42 \text{ ccm} \pm 137,05$) und mittels 3D-Scanner ($452,51 \text{ ccm} \pm 141,88$) zeigen eine gute Übereinstimmung ($r = 0,995$), die hoch signifikant ist ($p < 0,001$). Die Berechnung der mittleren Teilvolumina für alle Testpersonen mittels MRT B ($582,27 \text{ ccm} \pm 184,71$) und MRT C ($711,75 \text{ ccm} \pm 209,47$) zeigten eine Übereinstimmung zum 3D-Scanner von $r = 0,990$ für MRT B ($p < 0,001$) und $r = 0,987$ für MRT C ($p < 0,001$). Addiert man als zusätzliche Volumenverifizierung die ermittelten Volumenwerte des M. Pectoralis major zu MRT B (MRT B + MRT D = MRT C) erhält man ein mittleres Brustvolumen von $708,10 \text{ ccm} \pm 197,96$ ($r = 0,987$, $p < 0,001$).

Testperson	Mittleres Brustvolumen + STABW			
	3D-Scan	MRT	Thermoplastabdruck	Anthropom. Messungen
1	$311,50 \pm 2,40$	$420,70 \pm 1,56$	$366,50 \pm 16,26$	$267,60 \pm 67,46$
2	$570,80 \pm 4,81$	$758,60 \pm 9,33$	$457,00 \pm 4,24$	$503,90 \pm 46,53$
3	$231,90 \pm 21,35$	$292,30 \pm 29,27$	$186,50 \pm 32,47$	$133,80 \pm 25,46$
4	$460,20 \pm 4,24$	$560,60 \pm 3,11$	$421,00 \pm 79,20$	$529,60 \pm 2,83$
5	$566,40 \pm 9,05$	$709,30 \pm 28,14$	$464,00 \pm 41,01$	$605,20 \pm 67,46$
6	$574,25 \pm 6,15$	$752,10 \pm 10,04$	$517,50 \pm 60,10$	$631,10 \pm 25,46$
Mittel	$452,51 \pm 141,88$	$582,27 \pm 184,71$	$440,18 \pm 112,56$	$445,20 \pm 192,08$
Mittel	Mittlere Messabweichung (STABW) in Volumenprozent + STABW			
	$2,27 \pm 0,99$	$1,56 \pm 0,52$	$7,97 \pm 3,53$	$6,26 \pm 1,56$

Tabelle 5: Brustvolumenmessungen der Testpersonen ($n = 12$) mittels vier verschiedener Erfassungsmethoden: Mittleres Brustvolumen [ccm] und mittlere Messabweichung [Vol.%].

3.3 Vergleich der 3D-Brustvolumenbestimmung mit anderen Erfassungsmethoden zur Brustvolumenberechnung

Die mittleren Brustvolumenwerte aller Testpersonen samt der Messgenauigkeit, angeben in Volumenprozent [%] der Standardabweichung, sind in Tabelle 5 für jede Erfassungsmethode aufgeführt und graphisch in Abb. 16 dargestellt.

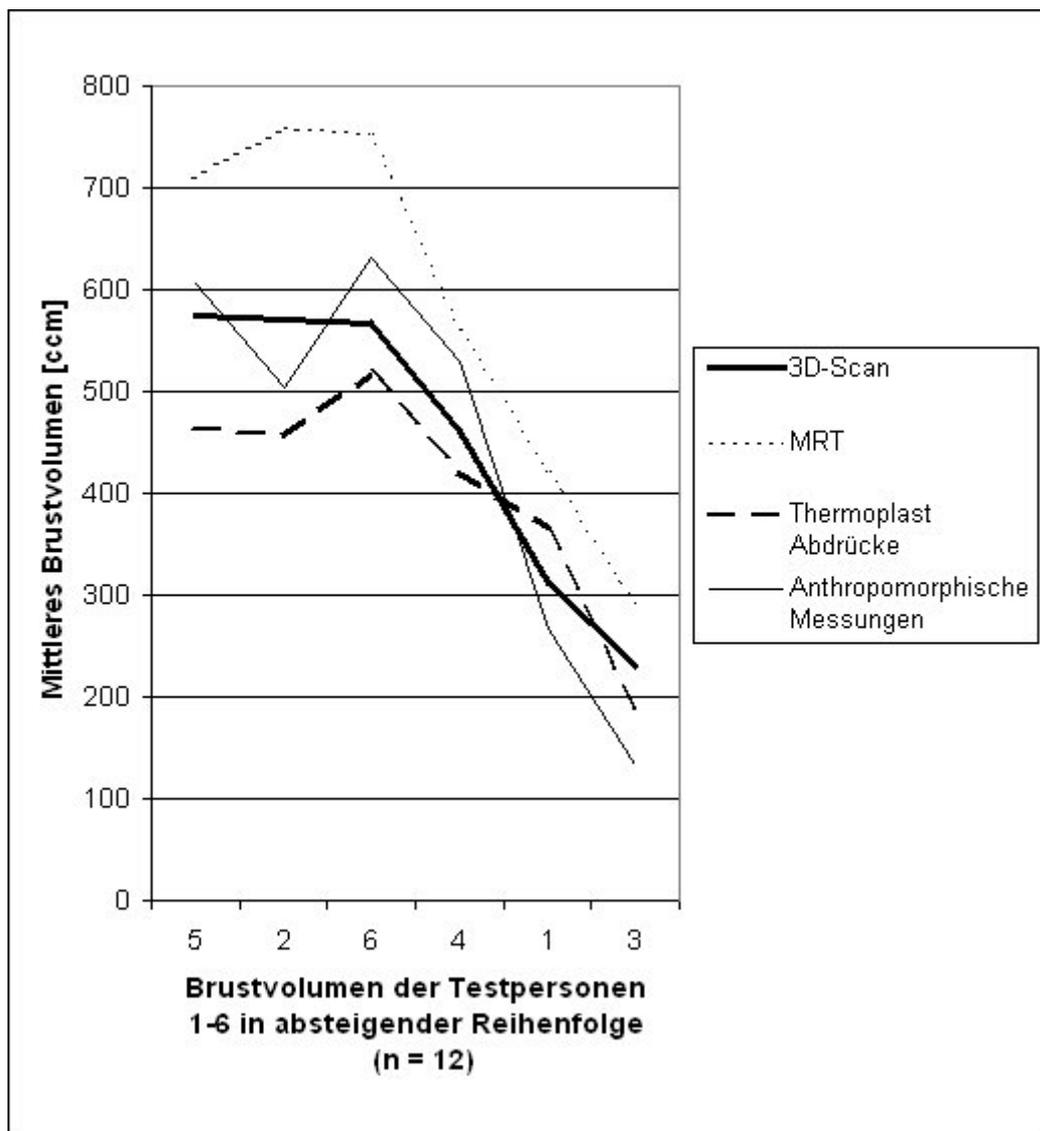


Abb. 16: Mittleres Brustvolumen aller Testpersonen mittels unterschiedlicher Erfassungsmethoden: 3D-Scanner (—), MRT (-----), Thermoplastabdrücke (— —), und Anthropomorphe Messungen (—).

Zudem findet sich in Abb. 8 eine vergleichende Darstellung der von den verschiedenen Methoden erfassten Brustvolumenareale anhand einer MRT-Schichtaufnahme.

3.3.1 Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Body-Scanners

Das vom 3D-Scanner bestimmte Brustvolumen ist in Abb. 8 (*linke weiße Linie*) dargestellt. Die Volumenmessungen ergaben über alle Testpersonen hinweg ein mittleres Brustvolumen von $452,51 \text{ ccm} \pm 141,88$. Die mittlere Messabweichung beträgt $2,27\% \pm 0,99$ der gemessenen Brustvolumina (Tabelle 5).

3.3.2 Brustvolumenberechnung mit Hilfe der Kernspintomographie

Im Vergleich zum Erfassungsareal des 3D-Scanners kann mittels MRT das gesamte Brustvolumen, entsprechend der tatsächlichen anatomischen Verhältnisse, bestimmt werden (Abb. 8, *linke schwarze Linie*). Daher ergibt sich ein größeres mittleres Brustvolumen von $582,27 \text{ ccm} \pm 184,71$. Aufgrund der gut zu bestimmenden anatomischen Verhältnisse zeigt sich mit einer Abweichung von $1,56\% \pm 0,52$ vom mittleren Brustvolumen eine deutlich bessere Messpräzision als bei den Messungen mit Hilfe des 3D-Scanners (Tabelle 5).

3.3.3 Brustvolumenbestimmung mit Hilfe von Thermoplastabdrücken

Die mittels Thermoplastschienen bestimmten Brustvolumina (Abb. 8, *rechte schwarze Linie*) differieren zum Teil erheblich von denen der 3D-Scanmessungen (Tabelle 5). Durch das Auffüllen mit Wasser wird eine plane dorsale Begrenzung geschaffen (Abb. 8, *rechts*). Das Brustvolumen oberhalb dieser planen Begrenzung wird nicht berechnet (Abb. 8, *links oben und unten*) und die resultierenden mittleren

Volumina sind mit $440,18 \text{ ccm} \pm 112,56$ kleiner. Mit $7,97\% \pm 3,53$ Volumenprozent zeigt die Messpräzision eine größere Abweichung auf als die des 3D Scanners mit $2,27\% \pm 0,99$ Volumenprozent (Tabelle 5).

3.3.4 Brustvolumenberechnung mit Hilfe Anthropomorphischer Messung

Die erhobenen Volumenwerte mittels der von Qiao et al. [54] beschriebenen Formel, welche das Brustvolumen über die Form eines Halb-Ellipsoids berechnet (Abb. 8, *rechte weiße Linie*), sind in Tabelle 5 dargestellt. Das mittlere Brustvolumen aller Testpersonen beträgt $445,20 \text{ ccm} \pm 192,08$. Es zeigt sich eine mittlere Abweichung der Messpräzision von $6,26\% \pm 1,56$ Volumenprozent.

3.3.5 Untersuchung der Korrelation der einzelnen Erfassungsmethoden zur Brustvolumenbestimmung

Obwohl mit den verschiedenen Erfassungsmethoden unterschiedlich große Brustareale gemessen werden (Abb. 8), zeigt die graphische Darstellung der mittleren Brustvolumenwerte der Testpersonen (Abb. 16) oft einen parallelen Verlauf der Kurven.

Daher wurden die Korrelationskoeffizienten (r) der unterschiedlichen Methoden zueinander berechnet (Tabelle 6). Im Vergleich zu den mittels 3D-Scanner erhobenen Brustvolumenwerten zeigte die Kernspintomographie mit $r = 0,990$ ($p < 0,001$), gefolgt von der Anthropomorphischen Methode mit $r = 0,947$ ($p < 0,001$) und den Thermoplastabdrücken mit $r = 0,727$ ($p = 0,017$) die beste Übereinstimmung.

		3D-Scan	MRT	Thermoplast-abdrücke
MRT	r	0,990		
	p	0,000		
Thermoplastabdrücke	r	0,727	0,762	
	p	0,017	0,010	
Anthropomorphische Messungen	r	0,947	0,914	0,669
	p	0,000	0,000	0,035

Tabelle 6: Korrelationsanalyse der vier verschiedenen Erfassungsmethoden: Pearson'sche Korrelationskoeffizient (r) und entsprechende Signifikanzen (p).

Um die ermittelten Brustvolumenwerte der einzelnen Methoden besser miteinander vergleichen zu können, wurden die Regressionsgleichungen berechnet. Diese Regressionsgleichungen erlauben es, die Volumenwerte der unterschiedlichen Methoden in die mittels 3D-Scanner bestimmten Brustvolumenwerte umzurechnen.

Die Regressionsuntersuchungen zwischen den Brustvolumenberechnungen mittels 3D-Scan und den klassischen Erfassungsmethoden lieferten folgende Gleichungen (alle Einheiten in ccm):

$$(a) \text{ 3D-Scan} = 9,83 + 0,75 \times \text{MRT}$$

$$(b) \text{ 3D-Scan} = - 47,69 + 1,22 \times \text{Thermoplastabdrücke}$$

$$(c) \text{ 3D-Scan} = 141,03 + 0,70 \times \text{Anthropomorphische Messung}$$

Veranschaulichen kann man diese Zusammenhänge auch über die graphische Darstellung der verschiedenen Steigungen der Regressionsgleichungen zueinander (Abb. 17).

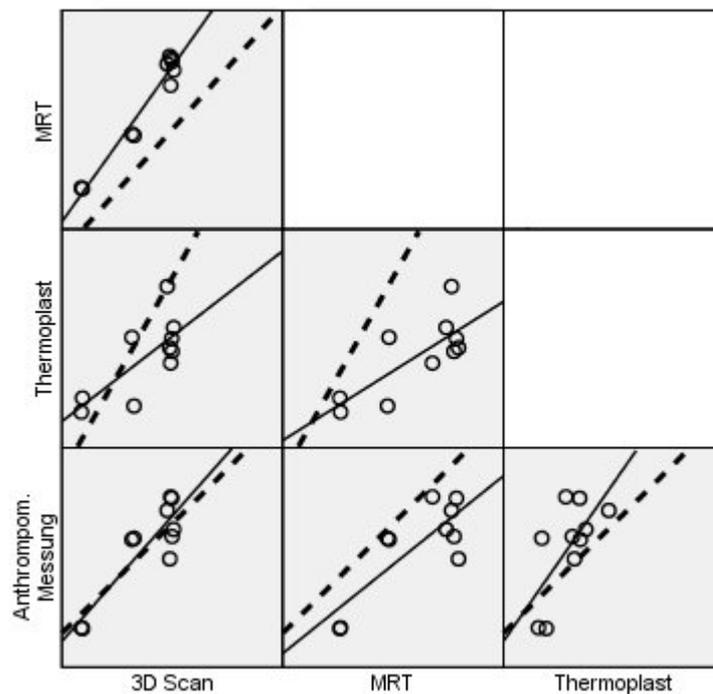


Abb. 17: Regressionslinien zwischen Brustvolumenmessungen mittels 3D-Scanner und den 3 anderen Methoden (--- Übereinstimmung, — Regressionslinie).

4. Diskussion

4.1 3D-Brustvolumenberechnung und Korrelation mit der Kernspintomographie

Die genaue Kenntnis der Brustvolumina stellt, neben vielen anderen Faktoren, einen wichtigen Aspekt dar, der während des Eingriffes an der Brust berücksichtigt werden muss. Zahlreiche Publikationen weisen auf die Notwendigkeit der korrekten Erfassung der Brustvolumina und dessen Auswirkung auf die Brustchirurgie hin. Während des Eingriffes an der weiblichen Brust muss der Chirurg zahlreiche Entscheidungen treffen, die er nach seiner rein subjektiven Einschätzung der Brustform oder der Brustvolumina ableitet [25, 33].

Es wäre daher wünschenswert eine Methode zu entwickeln, die eine Berechnung der Brustvolumina sowohl prae-, als auch intra- und postoperativ erlaubt, zudem wenig invasiv ist und in den meisten Fällen eine Messung der Brustvolumina auch in der normal stehenden Position ermöglicht. Anzustreben wäre eine Methode, die schnell durchführbar und vor allem praktikabel ist. Außerdem sollten die Volumenänderung im zeitlichen Verlauf quantifiziert werden können. Die bislang zur Verfügung stehenden Möglichkeiten der Brustvolumenbestimmung haben gemeinsam, dass die Messung der Brustvolumina zeitintensiv und umständlich ist, weswegen sie nur zögerlich im klinischen Alltag verwendet werden. Ebenfalls zeigen die Messungen mit den unterschiedlichen Volumenberechnungsmethoden eine sehr breite Streuung der Ergebnisse und somit eine geringe Präzision. Die Ursachen für diese relativ geringe Messpräzision werden später unter Punkt 4.2 detailliert analysiert.

Durch die rasante Entwicklung der 3D-Scanverfahren, die es inzwischen ermöglichen auch die menschliche Körperoberfläche präzise und genau zu erfassen, werden viele der geforderten Kriterien für eine vernünftige Brustvolumenberechnung erfüllt und eröffnen ganz neue Perspektiven im Bereich der Brustchirurgie. Diese 3D-Methoden erlauben in sehr kurzer Zeit eine mathematisch präzise Erfassung der Geometrie der Brustregionen. Diese erfolgt im Gegensatz zu anderen Methoden, wie beispielsweise der Mammographie oder der Ultraschallsonografie, berührungsfrei, ohne eine Deformierung der Brustorgane zu verursachen. Ein anderer wesentlicher Vorteil ist, dass diese Erfassung in einer normal stehenden Position erfolgt, ganz im Gegenteil zu den Erfassungsmethoden mit Hilfe der MRT oder CT.

Über die Rolle dieser neuen Technologien für die Brustchirurgie wurde inzwischen in mehreren Publikationen berichtet [23, 31-33, 37, 43, 47, 50]. Die Problematik der

Brustvolumenmessung mit Hilfe der 3D-Körperscanner wurde ebenfalls in einigen aktuellen Arbeiten diskutiert [31, 38]. Der Vorteil der mathematisch korrekten Erfassung und Quantifizierung der Oberflächengeometrie der Brustregionen dieser neuen Technologie, beinhaltet auch Nachteile, die vor allem die Brustvolumenberechnung beeinflussen könnten. Mit dieser Methode ist es nicht möglich die hintere Abgrenzung der Brust bzw. die Thoraxwandebene zu bestimmen. Die Bestimmung der hinteren Abgrenzung der Brust ist jedoch notwendig, um ein geschlossenes Volumen zu bilden, und nur unter zu Hilfenahme geeigneter Software kann die angenommene hintere Abgrenzung der Brüste durch einen Berechnungsalgorithmus "simuliert" werden. Wenn man ausschließlich von den mit Hilfe des 3D-Scanners erhobenen Daten ausgeht, bieten sich zur Brustvolumenberechnung mehrere theoretische Möglichkeiten. Diese unterscheiden sich hauptsächlich darin, auf welche Art und Weise man das benötigte geschlossene Volumen mit Hilfe der Software bildet [31]:

a) Für den Fall, dass nur die vordere und laterale Thoraxwand erfasst wurde, ist es möglich, das dreidimensionale Modell auf eine Ebene zu projizieren und so ein geschlossenes Volumen zu bilden. Diese Methode ist nur dann sinnvoll, wenn die relativen Volumenunterschiede zwischen 2 Aufnahmen, wie z. B. beim Vergleich der prae- und postoperativen Aufnahmen, bestimmt werden sollen. Hier ist aber eine seitengetrennte Berechnung der Volumenunterschiede der beiden Brüste relativ umständlich. Trotzdem liefert diese Methode durchaus gute Ergebnisse (Abb. 18).

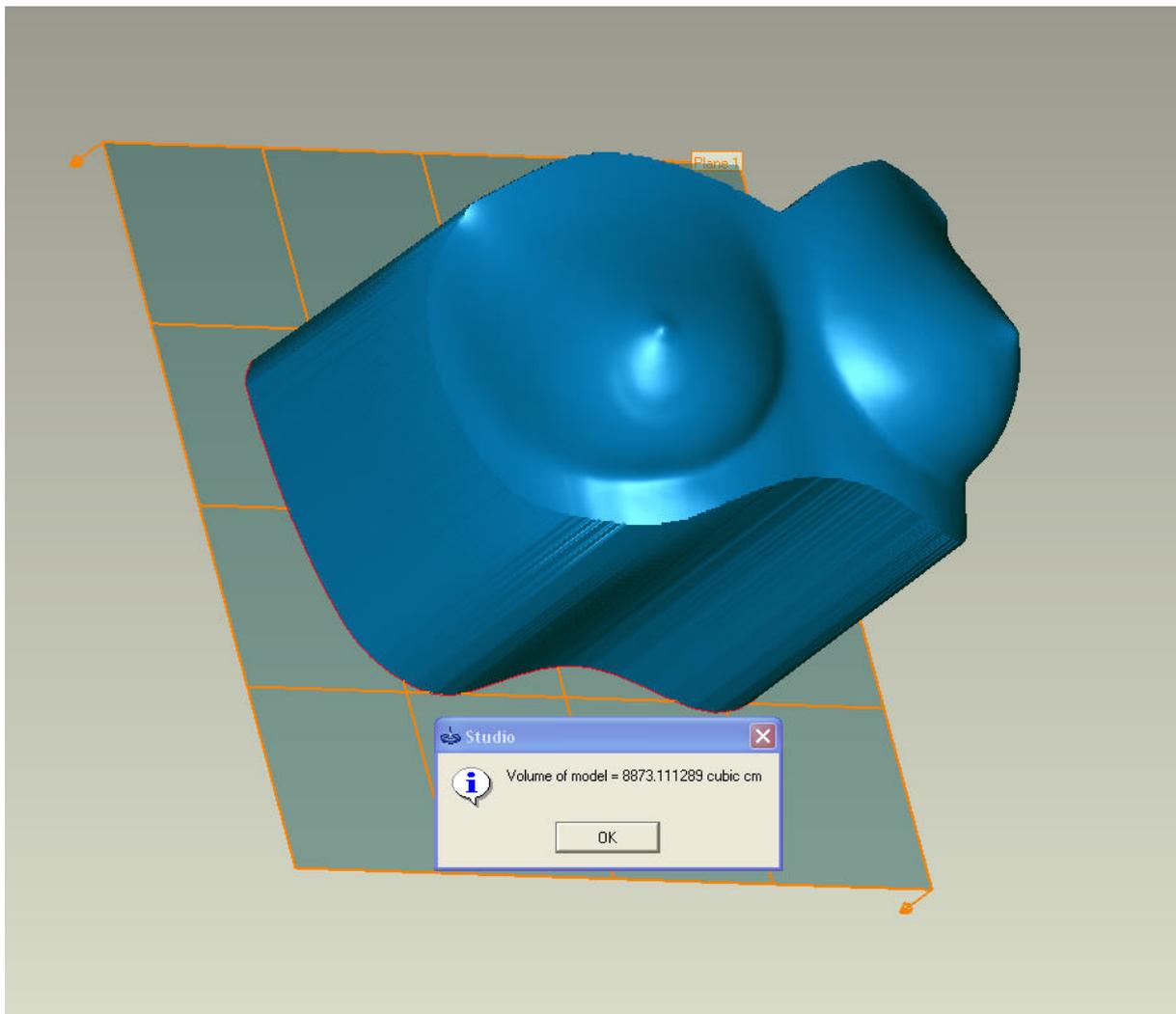


Abb. 18: *Volumenmessung durch die Projektion der Oberfläche auf eine Ebene.*

b) Im Falle einer möglichen 360° Erfassung der Brustregion/Thoraxregion kann man ähnlich wie unter a), einen relativen Volumenunterschied zwischen zwei verschiedenen Aufnahmen (beispielsweise prae- zu postoperativen Ergebnissen) berechnen, indem man das geschlossene Volumen mit zwei standardisiert eingelegten horizontalen Ebenen bildet (Abb. 19).

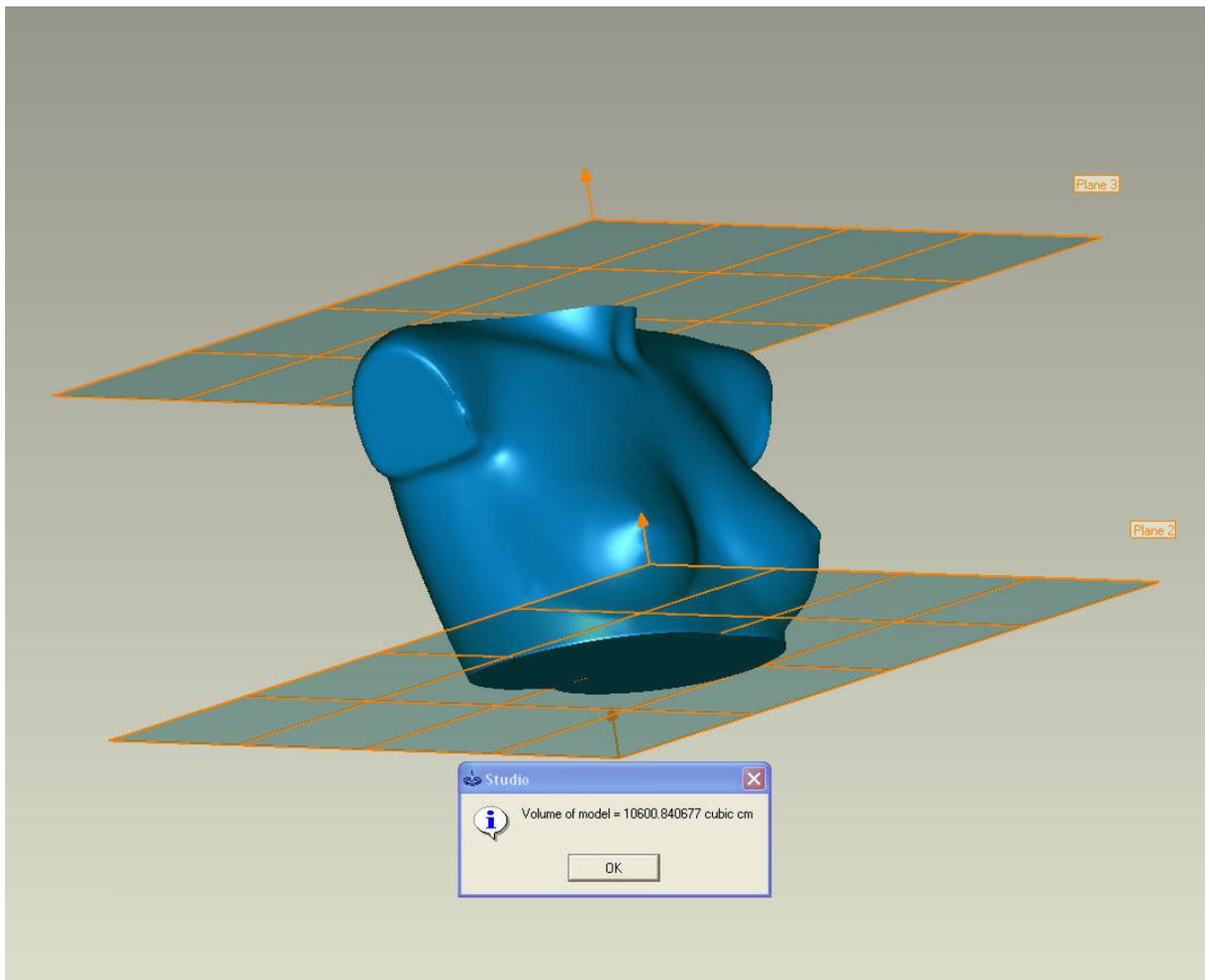


Abb. 19: Bildung eines geschlossenen 3D-Modells bei 360° Aufnahme durch zwei standardisiert eingelegten horizontalen Ebenen.

c) Eine weitere Möglichkeit ist die in dieser Arbeit dargestellte Methode, nämlich die Bestimmung der hinteren Abgrenzung der Brüste durch die Verlängerung der Thoraxwandebene. Eine nähere Beschäftigung mit dem Algorithmus der in solchen Fällen gebräuchlichen Software zeigt, dass diese Fläche, die sich "hinter" der Brustregion befindet, durch die Interpolierung der Oberflächenkrümmungen der Umgebung berechnet wird. Ein großer Vorteil gegenüber den anderen Methoden ist, dass absolute Volumenwerte berechnet werden können (Abb. 4).

Die Standardisierung der Brustvolumenberechnung wurde im ersten Teil der Untersuchung an naturgetreuen Dummymodellen durchgeführt, um mögliche Störfaktoren wie Bewegungsartefakte, unterschiedliche Körperpositionen etc. in diesem ersten Untersuchungsstadium auszuschließen. Zusätzlich erlaubten diese Modelle, wegen ihrer konstanten Geometrie, die Auswirkung der einzelnen Softwarebearbeitungsschritte besser beurteilen zu können. Die Aufnahmetechnik wurde im Rahmen von Voruntersuchungen optimiert [32].

Eine erste wichtige Voraussetzung für eine korrekte Brustvolumenberechnung ist die richtige Markierung der Brustgrenzen auf der Thoraxwand. Dieser Schritt wurde, soweit möglich, anhand nachvollziehbarer anatomischer Strukturen definiert und in dem beschriebenen Untersuchungsprotokoll standardisiert. Um eine bessere Vergleichsmöglichkeit unterschiedlicher Volumen zu schaffen, wurde die gemessene Standardabweichung der Messungen der einzelnen Dummymodelle in Volumenprozent des gemessenen Volumenmittelwertes umgerechnet, einem Wert der dem Variationskoeffizienten entspricht.

Um den Verlauf der Thoraxwand als hintere Begrenzung bei der 3D-Brustvolumenberechnung zu „simulieren“, wird durch den Softwarealgorithmus die theoretische „Krümmung“ der Brustwand anhand der Krümmung der benachbarten Hautoberflächenareale berechnet. Sind die Grenzen der Brust jedoch falsch definiert, entstehen in manchen Situationen erhebliche Berechnungsfehler. Aus diesem Grunde wurde in erster Linie die Untersucherabhängigkeit der Messmethode erfasst. Um ausschließlich die Fähigkeit der einzelnen Untersucher quantifizieren zu können, wurde dieser Vergleich auf Dummymodellen durchgeführt. Dadurch konnten sämtliche, durch Menschen verursachte Erfassungsartefakte wie Bewegungen,

Positionsänderungen, etc. ausgeschlossen und die Oberflächengeometrie der Objekte standardisiert werden. Die Ergebnisse dieser Untersuchung konnten die Erfahrungen von Losken et al. [38] bestätigen, welche die Messvarianz der Brustvolumina mit Hilfe der 3D-Scantechnologie als untersucherunabhängig bezeichneten. Gleichzeitig soll aber auch auf die sehr unterschiedliche Lernkurve der einzelnen Untersucher hingewiesen werden.

Führt man diese Untersuchungen nicht an den Dummymodellen, sondern an Testpersonen durch, wird ersichtlich, dass die mittlere Streuung der Messwerte, in Prozent des mittleren Brustvolumens berechnet, sich nahezu verdoppelt. Diese Zunahme der Messvarianz, die einer Abnahme der Messpräzision gleichzusetzen ist, zeigt eine hohe Signifikanz ($p < 0,001$). Allerdings sind die Unterschiede hinsichtlich der Präzision der Messungen zwischen den einzelnen Untersuchern statistisch nicht signifikant, was erneut für die Untersucherunabhängigkeit der Methode spricht.

Die Tatsache, dass die Gruppe der Testpersonen wenige Variationen bezüglich der Körpergröße, Ptosisgrade der Brust, Ernährungszustand etc. aufwies, gab die Veranlassung, die Präzision der Brustvolumenmessungen an realen Patienten zu untersuchen. Auch im Falle der Volumenmessungen an realen Patienten waren die Präzisionsmessungen untersucherunabhängig. Sowohl bei den Brustaugmentationspatientinnen, als auch bei den Brustreduktionspatientinnen zeigte sich praeoperativ eine höhere mittlere Messabweichung als postoperativ. Erklärt werden können die größeren praeoperativen Messabweichungen durch die Tatsache, dass sich praeoperativ bei fast allen Patientinnen beeinflussende, limitierende Faktoren (sehr kleine oder sehr große, ptotische Brüste, prominenter M. pectoralis, unregelmäßige anatomische Verläufe der Axillarregion, laterale Fettareale

in der Brustregion, starke Adipositas im Bauchbereich etc.) fanden. Diese Faktoren haben, vor allem durch die Schwierigkeit der Brustgrenzenmarkierung und die daraus resultierende Beeinflussung bei der Berechnung der hinteren Brustabgrenzung, eine genauere Messung der Brustvolumen erschwert. Nahabedian [46] hat auch die Rolle dieser Einflussfaktoren für die 3D-Brustvolumenberechnung sehr eindrucksvoll zusammengefasst. Postoperativ waren diese anatomischen Einflüsse zu einem großen Teil beseitigt und es fanden sich ansprechende, korrigierte Brüste mit besser erkennbaren Brustgrenzen.

Es zeigte sich eine gute Übereinstimmung zwischen den Differenzen der prae- bzw. postoperativen Brustvolumenmessungen mit der Implantatgröße bzw. mit dem Gewicht der Resektionspräparate (Abb. 13). Um die postoperative Schwellung, eventuelle Serombildung etc. zu berücksichtigen, sind bei allen Patienten die postoperativen Aufnahmen vier Wochen nach der Operation durchgeführt worden. Unterschiedliche absolute Volumenwerte sind natürlich auch auf mögliche Restschwellungen und auf Gewebeneuverteilung etc. zurückzuführen. In diesem Zusammenhang wird ersichtlich, welche bisher noch nicht untersuchten Möglichkeiten der 3D-Technologie für die Klärung verschiedener Fragestellungen in der Brustchirurgie erforscht werden müssen.

Weil die Berechnung der Brustvolumina mit Hilfe der 3D-Technologie ausschließlich auf der Erfassung der äußeren Brustform basiert, wurde zusätzlich analysiert, ob die "simulierte" hintere Abgrenzung der Brüste während der 3D unterstützten Volumenberechnung den anatomischen Gegebenheiten entspricht. Die gute Übereinstimmung der simulierten hinteren Brustbegrenzung mit der tatsächlichen Krümmung der aus den MRT Daten segmentierten Thoraxwand untermauert die

Praktikabilität der beschriebenen Methode. Allerdings erfolgte die konstruierte hintere Abgrenzung der Brustregionen nicht auf Ebene der Thoraxwand, sondern parallel auf Ebene der Hautoberfläche, die an der Basis der Brust angrenzt. Für den Fall, dass eine ausgeprägte Adipositas vorliegt, wird der Abstand zwischen der simulierten hinteren Abgrenzung der Brust und dem tatsächlichen Verlauf der Brustwand größer. Auch wenn die von der Software interpolierte hintere „Brustvolumenabgrenzung“ und die tatsächliche Thoraxwandkurvatur parallel verlaufen, kann der absolut gemessene Volumenwert sich von den tatsächlichen Volumen stärker unterscheiden.

Dies verdeutlicht einige Nachteile der Methode: Formveränderungen, die eine Patientin in der Nähe der Brüste haben kann, wie Thoraxwanddeformierungen, z.B. Trichterbrust, Kiehlbrust oder sehr ausgeprägten Faltenbildungen in der Axilla oder oberem Abdomen bedingt durch massive Adipositas, Konturunregelmäßigkeiten an dem lateralen Rand des Musculus pectoralis major, mit tiefer Dellenbildung im Axillarbereich etc. beeinträchtigen die Präzision der Methode. In diesen Fällen ist es ratsam, diese Konturunregelmäßigkeiten auf den virtuellen 3D-Modellen, mit Hilfe von geeigneter Software, noch vor der Brustvolumenberechnung zu korrigieren. Dies erlaubt, trotz der vorgenommenen Veränderungen, eine realistische Einschätzung der Brustvolumina, zeigt aber auch deutlich die Grenzen der Methode.

Um die Genauigkeit der 3D-Meßmethode zu untersuchen, bildeten Losken et al. [38] die relative Differenz zwischen dem Resektionsgewicht und der gemessenen Differenz zwischen prae- und postoperativen Brustvolumen und geben hier eine mittlere relative Differenz für zwei Untersucher von -2% mit einer Standardabweichung von 13% bis 16% an. Da Losken et al. [38] keine generell vergleichbaren Aussagen über die Präzision ihrer Messungen tätigen, kann ein

Vergleich mit den Ergebnissen dieser Arbeit nur über die mittlere relative Differenz zwischen Resektionsgewicht und die mittels 3D-Scanner bestimmte Volumendifferenz prae- zu postoperativ im klinischen Patientenkollektiv erfolgen. Im von 5 Untersuchern analysierten klinischen Patientenkollektiv dieser Arbeit wurde eine mittlere relative Differenz bei den Augmentationen von $-1,39\% \pm 4,83$ und bei Reduktionen von $-1,80\% \pm 5,92$ ermittelt. Es zeigt sich also ein deutlicher Unterschied hinsichtlich der Präzision der Messungen, bei vergleichbarer Messgenauigkeit. In dieser Arbeit wurde festgestellt, dass die Präzision der Messungen deutlich vom gesamten Brustvolumen beeinflusst wird (Abb. 14). Die Brustvolumenberechnung, basierend auf den 3D-Scandaten, zeigten mit der oben beschriebenen Technik die beste Präzision bei einem Brustvolumen zwischen 300 ccm bis 1600 ccm. Unterhalb und oberhalb dieser Grenzen nimmt die Präzision stark ab. Im Rahmen dieser Studie wurde versucht, die Brustvolumina äußerst genau zu bestimmen, und es zeigte sich in dem oben genannten Bereich eine sehr hohe Präzision, die aber im klinischen Alltag aufgrund der erwähnten limitierenden Faktoren zu relativieren ist. Für Brustvolumen, die sich innerhalb der erwähnten Grenzen befinden, wurde festgestellt, dass bei besonderer Sorgfalt in der Durchführung der Brustvolumenbestimmung, eine Präzision von deutlich unter 5% der gemessenen Volumen erreichbar ist. Außerhalb des erwähnten Bereiches sind größere Abweichungen in den Brustvolumenmessungen sehr wahrscheinlich und die angegebenen Werte von Losken et al. [38] erscheinen realistisch.

4.2 Vergleich mit herkömmlichen Methoden zur Brustvolumenberechnung

Eine korrekte Bestimmung der Brustvolumina wäre in der täglichen Praxis in vielen Fällen sehr wünschenswert. Die Planung und Durchführung vieler Eingriffe der Brustregion wie z. B. die Korrektur einer Brustasymmetrie, Wiederherstellung einer Brust nach Ablatio, volumenverändernde ästhetische Eingriffe etc. wären durch eine korrekte Volumenbestimmung wesentlich erleichtert.

Dieser alte Wunsch der Brustchirurgen wird durch die hohe Anzahl an Publikationen deutlich, die unterschiedliche Brustvolumenberechnungsmethoden vorschlagen. Diese verschiedenen Erfassungsmethoden weisen ein sehr unterschiedliches Maß an Präzision (schlechte Reproduzierbarkeit der Messungen) und Genauigkeit auf. Zudem sind diese Techniken teilweise umständlich durchzuführen, eingeschränkt praktikabel, kostenintensiv und werden nicht immer vom Patienten akzeptiert, und haben deshalb nur teilweise bzw. zögerlich Anwendung im klinischen Alltag der Plastischen und Rekonstruktiven Chirurgie gefunden. Die Bestimmung der Brustvolumina, so hilfreich und wünschenswert sie aus Sicht des Operateurs ist, wird wegen der oben genannten Gründe nur selten oder zumindest nur in Ausnahmefällen vor komplexeren Aufgaben in der Klinik durchgeführt.

Die meisten Methoden zur Brustvolumenberechnung basieren auf unterschiedlichen Messgrundlagen und können in eine der folgenden Gruppen eingeteilt werden: Anthropomorphische oder modifizierte Anthropomorphische Methoden, Volumenmessungen basierend auf radiologischer 2D-Bildgebung (Mammographie und Ultraschall), Archimedische oder modifizierte Archimedische Methoden, Gips- oder Thermoplastabdrücke und moderne radiologische Bildgebungsverfahren (CT/MRT).

Eine genauere Analyse zeigt, dass mit Hilfe der verschiedenen Erfassungsmethoden auch leicht unterschiedliche Anteile der Brustregionen in die Berechnung der Volumina einbezogen werden (Abb. 8). Das erklärt unter anderem auch die Tatsache, dass die gemessenen absoluten Werte, bei oft ähnlicher Messpräzision, unterschiedlich sind. Deshalb ist ein direkter Vergleich der bislang verwendeten klassischen Methoden zur Brustvolumenberechnung (Anthropomorphische Messungen, 2D-Photographie, MRT) mit den neu eröffneten Möglichkeiten der Volumenberechnung mittels 3D-Technologie nicht einfach.

Im Falle der Anthropomorphischen Methoden werden die Volumenberechnungen lediglich anhand einzeln gemessener Werte (Streckenmessungen) durchgeführt. Trotz der nur sehr groben Berücksichtigung der tatsächlichen anatomischen Abgrenzungen der Brüste und der Reduzierung der Brustform auf eine starre geometrische Form, wird in der Literatur nur eine relativ kleine mittlere Messabweichung von 3,62% [69] und 3,89% [54] des gemessenen Volumens angegeben. Die Messungen dieser Arbeit stellten eine mittlere Abweichung von 6,26% Volumenprozent vom Mittelwert fest.

Brown et al. [9] haben aufgrund prinzipiell ähnlicher Annahmen versucht, das Ausmaß des Resektionsgewichtes bereits vor Brustreduktionsoperation zu antizipieren. Hierbei wird ein Halb-Ellipsoid auf eine praeoperative 2D-Photographie der Patientin projiziert (Abb. 10, *schwarze Linie*) und die Parameter, welche zur Berechnung der Formel benötigt werden, bestimmt (A, B, C). In einem weiteren Schritt werden auf die gleiche 2D-Photographie das vom Chirurgen angestrebte postoperative Ergebnis eingezeichnet und die korrespondierenden benötigten Parameter berechnet (A' , B' , C'). Mit Hilfe der Formel $\Delta V = (\pi/6) \alpha (ABC - A'B'C')$ kann

die Brustvolumenveränderung in ccm vorhergesagt werden. Diese Formel wurde bei den 5 Patienten, die eine Mammareduktionsplastik erhielten, angewandt, wobei eine mittlere Volumenänderung von $559,06 \text{ ccm} \pm 259,44$ resultierte. Das tatsächliche mittlere Resektionsgewicht lag bei $600,53 \text{ ccm} \pm 441,67$ bzw. die berechnete 3D-Volumendifferenz bei $600,48 \text{ ccm} \pm 460,55$. Die Messabweichung der angewandten 2D-Formel nach Brown et al. beträgt $5,54\% \pm 1,50$ vom mittleren Brustvolumen, welche vergleichbar ist mit den Ergebnissen von Brown et al. [9].

Meiner Meinung nach, beeinflussen die oben genannten Nachteile der Anthropomorphischen Messungen die Reproduzierbarkeit dieser Methode und zeigen eindeutig, dass diese Untersuchungsmethode untersucherabhängig ist.

Im Falle der MRT wird die Berechnung anhand der tatsächlichen anatomischen Strukturen durchgeführt. Fowler et al. [18] geben eine mittlere Abweichung der Volumenmessungen mit $4,3\%$ Volumenprozent an. Bei den durchgeführten Messungen wurde eine mittlere Abweichung von $1,56\% \pm 0,52$ festgestellt. Aufgrund der im MRT einfach zu erkennenden anatomischen Verhältnisse konnte die manuelle Segmentierung äußerst präzise durchgeführt werden. Die Diskrepanz zu den Ergebnissen von Fowler et al. ist somit hinlänglich durch die Weiterentwicklung des MRT-Aufnahmeverfahrens und der verbesserten Bildgebung der letzten Jahre zu erklären.

Die Methoden der Thermoplastabdrücke oder der 3D-Scannertechnologie berücksichtigen nur teilweise die anatomischen Gegebenheiten: bei der Erstellung der Thermoplastabdrücke wird die Brust deformiert und gegen die Thoraxwand gedrückt. Das Ausmaß der Brustkomprimierung bei der Erstellung eines Abdruckes mit Hilfe von Thermoplastschienen ist in Abb. 20 dargestellt.

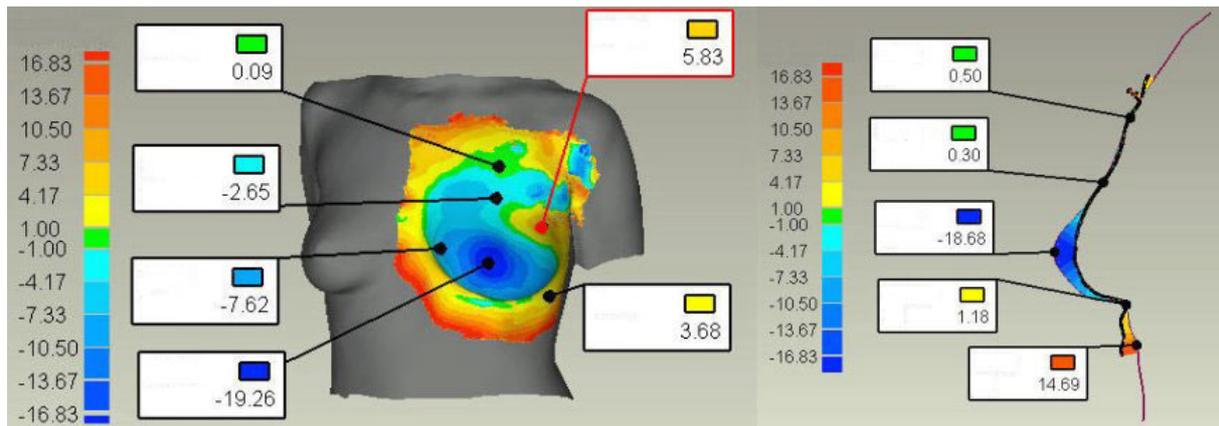


Abb. 20: Farbkodierte Darstellung der Brustareale (Testperson), die während der Abnahme der Thermoplastabdrücke komprimiert werden: die Farben werden auf die Brustregion überlagert (links) und Sagitalschnitt durch die Nippel mit angegebener 2D-Abweichung (rechts); Skalierung ist kalibriert in mm. Blau zeigt komprimierte Regionen an, gelb bis rot stehen für Areale der Thermoplastschienen, die aufgrund manuellen Druckes beim Anbringen, von der Thoraxwand abstehen.

Man erkennt sehr klar die Areale der Brustregion, die durch das Andrücken der Thermoplastschienen komprimiert werden (Abb. 20, *blaue Regionen*) und die daraus resultierenden Areale des Thermoplastabdruckes, die sich kompensierend von der Thoraxwand abheben (Abb. 20, *gelb bis rote Regionen*), da die relativ unflexiblen Thermoplastschienen sich nicht gleichmäßig an die Brustform anpassen können und sich unter dem manuellen Druck des Untersuchers deformieren. Problematisch ist in diesem Fall die Volumenauswertung der erstellten Thermoplastabdrücke. Durch das Auffüllen dieser Abdrücke mit Wasser beziehungsweise Sand, wird die hintere Abgrenzung der Brust als plane Ebene definiert (Abb. 9). Die oberhalb der planen Rückwand gelegenen Brustanteile werden nicht berechnet und die tatsächliche Krümmung der Brustwand nicht berücksichtigt, woraus naturgemäß kleinere Volumenwerte resultieren. In der Literatur [14] wird die Präzision der Thermoplastmethode relativ konstant, mit einer Abweichung von 6%

Volumenprozentwert angegeben. Die Untersuchungen dieser Arbeit zeigten eine Messabweichung von 7,97%. Das relativ inflexible Material der Thermoplastschienen mit der daraus resultierenden Deformierung der Brustform und die Schwierigkeiten bei der manuellen Auswertung der Abdrücke beeinflussen die Reproduzierbarkeit erheblich. Sehr anschaulich wird diese Problematik dargestellt, wenn man die Deformierung der Brustform und die resultierenden Thermoplastabdrücke von einer Testperson mit dem an einem Dummymodell erstellten Thermoplastabdruck vergleicht (Abb. 21 und Abb. 22).

Bei der Erstellung der Thermoplastabdrücke von Dummymodellen ist aufgrund der festen rigiden Beschaffenheit der Brustregion keine Deformierung der Brust zu verzeichnen. Die Abweichung des Thermoplastabdruckes zur Thoraxwand ist zu vernachlässigen (Abb. 21). Die Qualität der resultierenden Thermoplastabdrücke ist viel besser und die Brustkonturen anhand der Abdrücke sind einwandfrei zu beurteilen, was die manuelle Volumenauswertung deutlich vereinfachte (Abb. 22).

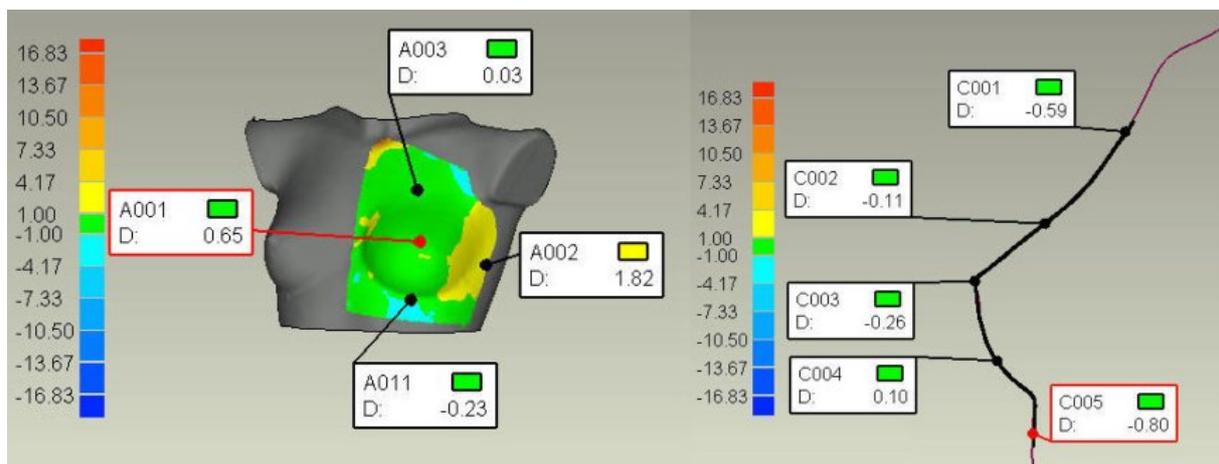


Abb. 21: Farbkodierte Darstellung der Brustkomprimierung von Dummymodell A in mm bei der Erstellung eines Thermoplastabdruckes (links). Sagittalschnitt in Höhe der Nippel mit 2D-Abweichung (rechts).

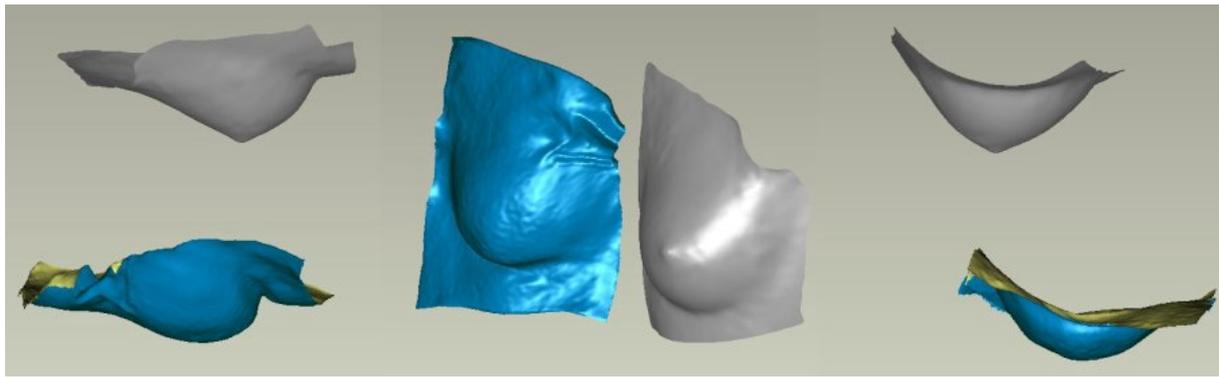


Abb. 22: *eingescannte Thermoplastabdrücke einer Testperson (blau) und von Dummymodell A (grau), laterale Ansicht in horizontaler Ebene (links), frontale Ansicht (Mitte), kaudale Ansicht in horizontaler Ebene (rechts).*

Es ist leicht nachvollziehbar, dass die horizontale Ausrichtung der Thermoplastabdrücke von Testpersonen aufgrund der schlechter zu erkennenden Brustgrenzen viel schwieriger durchzuführen ist, als die der Dummymodelle (Abb. 22, *links* und *rechts*).

Zusätzlich wird deutlich, dass die Ursache für die schlechte Reproduzierbarkeit der Thermoplastauswertung keine alleinige Materialfrage ist, sondern hauptsächlich in den mobilen Gewebeeigenschaften der weiblichen Brust begründet ist (Abb. 21 und Abb. 22).

Die Vorteile der Brustvolumenberechnung mit Hilfe der 3D-Technologie bestehen in der schnellen, großflächigen Erfassung der Oberflächengeometrie der Brustregion. Dadurch entsteht ein „virtueller Abdruck“ der Brustregion. Die Erfassung erfolgt im Gegenteil zu den herkömmlichen Methoden, bei denen ein Gips- oder Thermoplastabdruck erstellt wird, berührungsfrei, durch das „Abtasten“ der Körperoberfläche mittels 3D-Scanner. Somit erfolgt die Erfassung ohne Deformierung der Brüste und ist auch in normal stehender Position durchführbar. Wie bei den konventionellen „Abdrücken“ der Brustregion wird die hintere Abgrenzung

des zu messenden Volumenareals nicht erfaßt. Im Unterschied zu den klassischen Methoden ist es möglich, mit Hilfe spezieller Software die Krümmung der Thoraxwand (hintere Abgrenzung) mathematisch korrekt zu berechnen, welche parallel zur Brustwandkrümmung verläuft [30].

Dies gab die Veranlassung, die Korrelation der einzelnen Methoden zu untersuchen. Mit Hilfe der Regressionsgleichungen, die unter Punkt 3.3.5 zu finden sind, ist es möglich die gemessenen absoluten Volumenwerte der einzelnen Methoden umzurechnen und somit, mindestens in groben Zügen, miteinander zu vergleichen. In der graphischen Darstellung übernimmt die Regressionslinie (—) Interpolationsfunktion für die Einzelmessungen; je näher die Einzelmessungen der Regressionslinie kommen, desto besser ist die Approximation der Daten (Abb. 17). Verläuft die Regressionslinie parallel oder sogar identisch zur Referenzlinie (---) zeugt dies für gute Übereinstimmung. Die Regressionslinie zeigte in vielen Fällen eine klare Abweichung von der Referenzlinie. Speziell die Daten der Thermoplastabdrücke verdeutlichen, wie unterschiedlich die Auswertungen mit verschiedenen Erfassungsmethoden sein können.

Die Analyse hat gezeigt, daß die vier Volumenberechnungsmethoden leicht unterschiedliche Brustgewebsareale berücksichtigen (Abb. 8). Trotz der unterschiedlichen absolut gemessenen Volumina, verlaufen die Kurven der verschiedenen Messungen oft parallel zueinander (Abb. 16). Das ist einer der Hauptgründe, weswegen ein Vergleich der Messgenauigkeit nicht möglich ist. Daher kann man nur die Präzision, d. h. die mittlere Abweichung der Messwerte zwischen den unterschiedlichen Messungen miteinander vergleichen.

4.3 Schlussfolgerung

Insgesamt zeigt die Weiterentwicklung der 3D-Technologie zur Erfassung der menschlichen Körperoberfläche ganz neue Wege auf, um die Quantifizierung von Form- und Volumenveränderungen im Rahmen der Brustchirurgie darzustellen. Obwohl die ersten Untersuchungsergebnisse mit dieser neuartigen Technologie sehr vielversprechend sind, wie die ermittelten Werte zeigen, müssen diese Erkenntnisse vor der Einführung in der klinischen Beurteilung von Patienten, auf größeren Patientenkollektiven validiert werden.

Da die verschiedenen Methoden unterschiedliche Brustvolumenbereiche messen, ist ein Vergleich nur auf Ebene der Präzisionsmessungen möglich. Die berechneten Regressionsgleichungen sollen eine Hilfe für die Umrechnung der absoluten Werte der einzelnen Methoden untereinander darstellen. In Hinblick auf die anderen Methoden stellt die Erfassung mit Hilfe des 3D-Scanners eine einfache und vielversprechende Methode dar. Durch die analysierte Messpräzision der 3D-Methode und die bezeichnenden Zusammenhänge mit den anderen anerkannten Methoden, könnte diese Technologie dazu beitragen, dass routinemäßige Brustvolumenmessungen als Standarduntersuchung im klinischen Alltag eingeführt werden.

Diese Arbeit soll einen Beitrag leisten, das 3D-Verfahren transparenter, verständlicher, vergleichbarer, nachvollziehbarer zu machen und die Anwendung dieser Methode in der Plastischen und Rekonstruktiven Chirurgie weiter zu etablieren.

5. Zusammenfassung

Präzise und objektive Brustvolumenberechnungen stellen für die Beurteilung des ästhetischen Ergebnisses in der Brustchirurgie ein wünschenswertes Hilfsmittel dar, eine generell anerkannte Methode zur Volumenbestimmung existiert bislang jedoch nicht. Die dreidimensionale (3D) Erfassung der Körperoberfläche kann eine objektive Beurteilung der komplexen Brustregion gewährleisten und könnte somit eine neue Alternative zur präzisen Brustvolumenberechnungen darstellen. Vor der klinischen Anwendung dieser Methode sind jedoch noch weitere Untersuchungen notwendig. Ziel dieser Arbeit ist es die Präzision und Genauigkeit der Brustvolumenberechnung mit Hilfe eines 3D-Laserscanners zu untersuchen. Weiterhin wird ein Vergleich zu einigen klassischen Erfassungsmethoden der Brustvolumenbestimmung, hinsichtlich der Reproduzierbarkeit, Korrelation und der Vor- und Nachteile der einzelnen Methoden, angestellt.

5 Untersucher standardisierten die Brustvolumenberechnungen mittels 3D-Scanner anhand von zwei Dummymodellen ($n = 200$) und überprüften die Anwendbarkeit dieser Methode an 6 Testpersonen und 10 klinischen Patienten ($n = 2220$). Zur Überprüfung der Brustvolumenmessungen mit Hilfe der 3D-Scannertechnologie wurden Referenzvolumina der 6 Testpersonen mittels Kernspintomographie bestimmt. Zusätzlich wurden die Brustvolumina der 6 Testpersonen mit Hilfe von Thermoplastabdrücken und Anthropomorphischen Messungen bestimmt.

Die mittlere Messabweichung der gemessenen Brustvolumina aller Untersucher für eine Testperson, gemessen in Volumenprozent [%], ist mit $2,86\% \pm 0,98$ signifikant höher als bei den Dummymodellen mit $1,65\% \pm 0,42$ ($p < 0,001$). Bei den klinischen Patienten zeigte sich praeoperativ eine geringere Präzision der Messungen mit einer

mittleren Abweichung von $3,31\% \pm 1,02$ als postoperativ mit $1,66\% \pm 0,49$. Die Unterschiede hinsichtlich der Messpräzision der einzelnen Untersucher sind statistisch nicht signifikant. Die Kernspintomographie zeigte mit einer mittleren Messabweichung von $1,56\% \pm 0,52$ verglichen zum 3D-Scanner mit $2,27\% \pm 0,99$, den Themoplastabdrücken mit $7,97\% \pm 3,53$ und den Anthropomorphischen Messungen mit $6,26\% \pm 1,56$ die höchste Messpräzision. Im Vergleich zur Brustvolumenberechnung mittels 3D-Scan zeigt die Kernspintomographie mit einem Korrelationskoeffizienten (r) von $r = 0,990$ beste Übereinstimmung, gefolgt von den Anthropomorphischen Messungen mit $r = 0,947$ und den Themoplastabdrücken mit $r = 0,727$.

Die Brustvolumenberechnung mit Hilfe des 3D-Scanners stellt eine ausreichend präzise und genaue Methode dar. Gegenüber den klassischen Methoden erlaubt die 3D-Erfassung, aufgrund ihrer vom Patienten gut tolerierten, nicht-invasiven, nicht-brustdeformierenden und präzisen Volumenbestimmung eine genauere räumliche Interpretation des zu operierenden anatomischen Gebietes. Es ist daher anzunehmen, daß die 3D-Körperoberflächenerfassung zukünftig im klinischen Alltag eine bessere praeoperative Planung und postoperative Verlaufskontrolle gewährleistet.

6. Literaturverzeichnis

1. Alsarraf, R., Burnett, M.C.
Outcomes research in facial plastic surgery.
Facial Plast. Surg. 18 (2002) 71-2
2. Alsarraf, R., Larrabee, W.F., Jr., Anderson, S., Murakami, C. S.,
Johnson, C.M., Jr.
Measuring cosmetic facial plastic surgery outcomes: a pilot study.
Arch. Facial Plast. Surg. 3 (2001) 198-201
3. Amir, A., Silfen, R., Hauben, D.J.
Use of Archimedes' law for measuring the volume of the TRAM flap in
immediate breast reconstruction.
Plast. Reconstr. Surg. 103 (1999) 1329
4. Beattie, S., Siebert, J.P., Stevenson, J.H., Yap, L.H.
Assessment Tools for Breast Surgery Based on 3D Surface Anatomy Imaging.
Proc. 6th Int. Workshop on Digital mammography 2002
5. Bhat, S.S., Smith, D.J.
Laser and sound scanner for non-contact 3D volume measurement and
surface texture analysis.
Physiol. Meas. 15 (1994) 79-88

6. Boot, J.C., Naftel, A.J., Ramli, A.R.
Bodymap: an image processing system for the measurement of body surface profiles encountered in skin expansion surgery.
Int. J. Biomed. Comput. 31 (1992) 189-204
7. Borghese, N.A., Ferigno, G., Baroni G., Ferrari, S., Pedotti A.
Autoscan: A flexible and portable 3D scanner.
IEEE Computer Graphics & Applications May/June (1998) 38-41
8. Bouman, F.G.
Volumetric measurement of the human breast and breast tissue before and during mammoplasty.
Br. J. Plast. Surg. 23 (1970) 263-4
9. Brown, R.W., Cheng, Y.C., Kurtay, M.
A formula for surgical modifications of the breast.
Plast. Reconstr. Surg. 106 (2000) 1342-5
10. Brown, T.P., Ringrose, C., Hyland, R.E., Cole, A.A., Brotherston, T.M.
A method of assessing female breast morphometry and its clinical application.
Br. J. Plast. Surg. 52 (1999) 355-9
11. Bulstrode, N., Bellamy, E., Shrotria, S.
Breast volume assessment: comparing five different techniques.
Breast 10 (2001) 117-23

12. Campaigne, B.N., Katch, V.L., Freedson, P. Sady, S., Katch, F.I.
Measurement of breast volume in females: description of a reliable method.
Ann. Hum. Biol. 6 (1979) 363-7
13. Cutting, C.B., McCarthy, J.G., Karron, D.B.
Three-dimensional input of body surface data using a laser light scanner.
Ann. Plast. Surg. 21 (1988) 38-45
14. Edsander-Nord, A., Wickman, M., Jurell, G.
Measurement of breast volume with thermoplastic casts.
Scand. J. Plast. Reconstr. Hand. Surg. 30 (1996) 129-32
15. Eicher W.
Psychosomatische Aspekte in der Gynäkologie.
In: "Lehrbuch der psychosomatischen Medizin",
von Uexküll Th. (Hrsg.) Urban und Schwarzenberg,
München-Wien-Baltimore, 1979; 2. Auflage: 726-730
16. Ellenbogen, R.
A new device to assist in sizing breasts.
Ann. Plast. Surg. 1 (1978) 333-5
17. Farkas, L.G.
Accuracy of anthropometric measurements: past, present, and future.
Cleft Palate Craniofac. J. 33 (1996) 10-18; discussion 19-22

18. Fowler, P.A., Casey, C.E., Cameron, G.G., Foster, M.A., Knight, C.H.
Cyclic changes in composition and volume of the breast during the menstrual cycle, measured by magnetic resonance imaging.
Br. J. Obstet. Gynaecol. 97 (1990) 595-602
19. Galdino, G.M., Nahabedian, M., Chiaramonte, M., Geng, J.Z., Klatsky, S., Manson, P.
Clinical applications of three-dimensional photography in breast surgery.
Plast. Reconstr. Surg. 110 (2002) 58-70
20. Geng, Z.
Rainbow three-dimensional camera: New concept of high-speed vision systems.
Optical Eng. 35 (1996) 376-383
21. Grossman, A.J., Roudner, L.A.
A simple means for accurate breast volume determination.
Plast. Reconstr. Surg. 66 (1980) 851-2
22. Hajeer, M.Y., Ayoub, A.F., Millett, D.T., Bock, M., Siebert, J.P.
Three-dimensional imaging in orthognathic surgery: the clinical application of a new method.
Int. J. Adult Orthodon. Orthognath. Surg. 17 (2002) 318-30
23. Henley, M.
3-Dimensional Imagining in planing breast reduction.
<http://www.shef.ac.uk/ebc/seminarmaterial/Henleytalk.pdf> Zugriff Mai 2006

24. Herson, M.R., Wexler, M.R.
Volume calculation for breast augmentation and reconstruction with a soft-tissue expander.
Plast. Reconstr. Surg. 81 (1988) 992-3
25. Hudson, D.A.
Factors determining shape and symmetry in immediate breast reconstruction.
Ann. Plast. Surg. 52 (2004) 15-21
26. Jacobs, R.A.
Three-dimensional photography.
Plast. Reconstr. Surg. 107 (2001) 276-7
27. Kalbhen, C.L., McGill, J.J., Fendley, P.M., Corrigan, K.W., Angelats, J.
Mammographic determination of breast volume: comparing different methods.
Am. J. Roentgenol. 173 (1999) 1643-9
28. Katch, V.L., Campaigne, B., Freedson, P., Sady, S., Katch, F.I.,
Behnke, A. R.
Contribution of breast volume and weight to body fat distribution in females.
Am. J. Phys. Anthropol. 1980; 53(1):93-100.
29. Kirianoff, T.G.
Volume measurements of unequal breasts.
Plast. Reconstr. Surg. 54 (1974) 616.

30. Kovacs, L., Eder, M., Hollweck, R., Hollweck, R., Zimmermann, A., Settles, M., Schneider, A., Brockmann, G., Schwenger-Zimmerer, K. Papadopulos, N.A., Biemer, E.
New Aspects of Breast Volume Measurement Using 3D Surface Imaging.
Ann. Plast. Surg. 2006; eingereicht
31. Kovacs, L., Eder, M., Papadopulos, N.P., Biemer, E.
Re: Validating Three-Dimensional Imaging of the Breast.
Ann. Plast. Surg. 55 (2005) 695-6
32. Kovacs, L., Yassouridis, A., Zimmermann, A., Zimmermann, A., Brockmann, G., Wöhl, A., Blaschke, M., Eder, M., Schwenger, K., Rosenberg, R., Papadopulos, N.A., Biemer, E.
Optimisation of the three-dimensional imaging of the breast region with 3D Laser Scanners.
Ann. Plast. Surg. 56 (2006) 229-36
33. Kovacs, L., Zimmermann, A., Papadopulos, N.A., Biemer, E.
Re: factors determining shape and symmetry in immediate breast reconstruction.
Ann. Plast. Surg. 53 (2004) 192-4
34. Kovacs, L., Zimmermann, A., Brockmann, G., Baurecht, H., Udovic, K., Schwenger, K., Papadopulos, N.A., Sader, R., Biemer, E., Zeilhofer, H. F.
Three-dimensional scanning of the facial region with 3D laser scanner.
IEEE Trans Med Imaging 25 (2006) 742-54

35. Kovacs, L., Zimmermann, A., Brockmann, G., Gühring, M., Baurecht, H. Papadopulos, N.A., Schwenzer, K., Sader, R., Biemer, E. Zeilhofer, H.F. Three-dimensional recording of the human face with 3D laser scanners. J Plast Reconstr Aesthet Surg. 59 (2006):1193-202
36. Lee, H.Y., Hong, K., Kim, E.A. Measurement protocol of women's nude breasts using a 3D scanning technique. Appl. Ergon. 35 (2004) 353-9
37. Losken, A., Fishman, I., Denson, D.D., Moyer, H.R., Carlson, G.W. An objective evaluation of breast symmetry and shape differences using 3-dimensional images. Ann. Plast. Surg. 55 (2005) 571-5
38. Losken, A., Fishman, I., Denson, D.D., Paredes, A.A., Carlson, G. W. Validating three-dimensional imaging of the breast. Ann. Plast. Surg. 54 (2005) 471-6; discussion 477-8
39. Loughry, C.W., Sheffer, D.B., Hamor, R.H., Herron, R.E., Liebelt, R.A., Proietti-Orlandi, F., Varga, R.S. Breast cancer detection utilizing biostereometric analysis. Cancer Detect. Prev. 4 (1981) 589-94

40. Loughry, C.W., Sheffer, D.B., Price, T.E., Jr., Bartfai, R.G., Morek, W.M., Lackney, M.J., Bolyard, B.R.
Right and left breast volume and volume distribution comparisons in normal and tumor-containing breasts.
Cancer Detect. Prev. 10 (1987) 215-21
41. Loughry, C.W., Sheffer, D.B., Price, T.E., Einsporn, R.L., Bartfai, R.G., Morek, W.M., Meli, N.M.
Breast volume measurement of 598 women using biostereometric analysis.
Ann. Plast. Surg. 22 (1989) 380-5
42. Loughry, C.W., Sheffer, D.B., Price, T.E., Jr., Lackney, M.J., Bartfai, R.G., Morek, W.M.
Breast volume measurement of 248 women using biostereometric analysis.
Plast. Reconstr. Surg. 80 (1987) 553-8
43. Malata, C.M., Boot, J.C., Bradbury, E.T., Ramli, A.R., Sharpe, D.T.
Congenital breast asymmetry: subjective and objective assessment.
Br. J. Plast. Surg. 47 (1994) 95-102
44. Malini, S., Smith, E.O, Goldzieher, J.W.
Measurement of breast volume by ultrasound during normal menstrual cycles and with oral contraceptive use.
Obstet. Gynecol. 66 (1985) 538-541

45. Mineyev, M., Kramer, D., Kaufman, L., Carlson, J., Frankel, S.
Measurement of breast implant volume with magnetic resonance imaging.
Ann. Plast. Surg. 34 (1995) 348-51
46. Nahabedian, M.Y.
Invited Discussion: Validating Three-Dimensional Imaging of the Breast.
Ann. Plast. Surg. 54 (2005) 477-8
47. Nahabedian, M.Y., Galdino, G.
Symmetrical breast reconstruction: is there a role for three-dimensional digital photography?
Plast. Reconstr. Surg. 112 (2003) 1582-90
48. Neal, A.J., Torr, M., Helyer, S., Yarnold, J.R.
Correlation of breast dose heterogeneity with breast size using 3D CT planning and dose-volume histograms.
Radiother. Oncol. 34 (1995) 210-8
49. Noguchi, M., Saito, Y., Mizukami, Y., Nonomura, A., Ohta, N., Koyasaki, N., Taniya, T., Miyazaki, I.
Breast deformity, its correction, and assessment of breast conserving surgery.
Breast Cancer Res. Treat. 18 (1991)111-8
50. Onesti, M.G., Mezzana, P., Martano, A., Scuderi, N.
Breast asymmetry: a new vision of this malformation.
Acta Chir. Plast. 46 (2004) 8-11

51. Palin, W.E., Jr., von Fraunhofer, J.A., Smith, D.J., Jr.
Measurement of breast volume: comparison of techniques.
Plast. Reconstr. Surg. 77 (1986) 253-5
52. Penn, J.
Breast reduction.
Br. J. Plast. Surg. 7 (1955) 357-71
53. Qiao, Q., Ling, Y., Zhou, G., Song, R.
Breast volume measurement in 125 young Chinese women.
Chin. Med. Sci. J. 7 (1992) 44-8
54. Qiao, Q., Zhou, G., Ling, Y.
Breast volume measurement in young Chinese women and clinical applications.
Aesthetic Plast. Surg. 21 (1997) 362-8
55. Sacchini, V., Luini, A., Tana, S., Lozza, L., Galimberti, V., Merson, M., Agresti, R., Veronesi, P., Greco, M.
Quantitative and qualitative cosmetic evaluation after conservative treatment for breast cancer.
Eur. J. Cancer 27 (1991) 1395-400.
56. Schmidt -Tintemann, U.
Indikationen und Technik der Mamma-Plastik.
Der Chirurg 43 (1971) 53

57. Schultz, R.C., Dolezal, R.F., Nolan, J.
Further applications of Archimedes' principle in the correction of asymmetrical breasts.
Ann. Plast. Surg. 16 (1986) 98-101
58. Sheffer, D.B., Price, T.E., Loughry, C.W., Bolyard, B.L., Morek, W.M., Varga, R.S.
Validity and reliability of biostereometric measurement of the human female breast.
Ann. Biomed. Eng. 14 (1986) 1-14
59. Smith, D.J., Jr., Palin, W.E., Jr., Katch V.L., Bennett, J.E.
Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values.
Plast. Reconstr. Surg. 78 (1986) 331-5
60. Sommer, N.Z., Zook, E.G., Verhulst, S.J.
The prediction of breast reduction weight.
Plast. Reconstr. Surg. 109 (2002) 506-11
61. Strömbeck, J.O., Malm, M.
Priority grouping in a waiting list of patients for reduction mammoplasty.
Ann. Plast. Surg. 17 (1986) 498-502
62. Tegtmeier, R.E.
A quick, accurate mammometer.
Ann. Plast. Surg. 1 (1978) 625-6

63. Tegtmeier, R.E.
A Convenient, Effective Mammary Sizer.
Aesthetic Plast. Surg. 3 (1979) 227-231
64. Tegtmeier, R.E.
II. Measurements in plastic surgery: breast surgery.
J. Plast. Reconstr. Surg. Nurs 2 (1982) 40-2
65. Tezel, E., Numanoglu, A.
Practical do-it-yourself device for accurate volume measurement of breast.
Plast. Reconstr. Surg. 105 (2000) 1019-23
66. Vandeput, J.J., Nelissen, M.
Considerations on anthropometric measurements of the female breast.
Aesthetic Plast. Surg. 26 (2002) 348-55
67. Vergeest, J.S., Broek, J.J., van Voorden, A.
Body surface measurement and replication by photogrammetry and computer
aided design.
Eng. Med. 16 (1987) 3-8
68. Ward, C., Harrison, B.
The search for volumetric symmetry in reconstruction of the breast after
mastectomy.
Br. J. Plast. Surg. 39 (1986) 379-85

69. Westreich, M.

Anthropomorphic breast measurement: protocol and results in 50 women with aesthetically perfect breasts and clinical application.

Plast. Reconstr. Surg. 100 (1997) 468-79

70. Wilkie, T.

Volumetric Breast Measurement during Surgery.

Aesthetic Plast. Surg. 1 (1977) 301-305

7. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1: schematische Darstellung des Laser-Triangulationsverfahren (*links*) und Minolta Vivid 910[®] Linerlaserscanner (*rechts*).

Abb. 2a: Dummymodell A: frontale und seitliche Dokumentation mittels konventioneller 2D-Photographie (*oben*) und mittels 3D-Scan erzeugter virtueller 3D-Modelle.

Abb. 2b: Dummymodell B: frontale und seitliche Dokumentation mittels konventioneller 2D-Photographie (*oben*) und mittels 3D-Scan erzeugter virtueller 3D-Modelle.

Abb. 3: Farbkodierte Darstellung der Abweichung in mm zweier übereinander gelegter 3D-Modelle der Dummies A (*links*) und B (*rechts*) zueinander im 3D-Vergleich.

Abb. 4: Protokoll zur Brustvolumenberechnung: (*oben links*) das markierte Brustareal; (*oben Mitte*) die ausgeschnittene Brustregion; (*oben rechts*) Interpolierung der Brustwandkrümmung als hintere Abgrenzung der Brustvolumina; (*unten links*) sagitale Sektion des 3D-Modells in Höhe der Brustwarze; (*unten Mitte*) das berechnete Brustvolumen – Aspekt von hinten; (*unten rechts*) das berechnete Brustvolumen – Aspekt von vorne

Abb. 5: Anwendung des standardisierten Protokolls zur Brustvolumenberechnung mittels 3D-Scanner und Erstellung eines geschlossenes 3D-Volumenmodells an den Testpersonen 1-6.

Abb. 6: MRT-Daten basierte Bestimmung der Brustwandkrümmung (*oben links*) und Brustvolumensegmentation (*oben rechts*) mit der Bestimmung verschiedener Volumenareale und rekonstruierter 3D-Modelle der Brustregion, ventraler (*unten links*) und dorsaler Aspekt (*unten rechts*). Als dorsale Brustbegrenzung der Volumensegmentierung im MRT dient a) eine Parallellinie zur anatomischen Brustwandkrümmung entlang der Brustgrenzen auf Hautniveau (MRI A —), auf der Vorderseite des M. pectoralis major (MRI B ■■■), Hinterseite des M. pectoralis major (MRI C ●●●), isoliert segmentiertes Volumen des M. pectoralis major (MRI D —), die *weiße Linie* repräsentiert das vom 3D Scanner registrierte Volumenareal.

Abb. 7a: 3D-Vergleich der aus MRT-Daten 3D-rekonstruierten anatomischen Thoraxkrümmung (*farbiges Referenzmodell*) zur interpolierten Thoraxwand des 3D-Scanmodells (*graues Testmodell*). Abweichungen angegeben in cm.

Abb. 7b: 2D-Abweichung im Sagittal- (*oben*) und Horizontalschnitt (*unten*) in cm.

Abb. 8: Exemplarische Darstellung der mittels verschiedener Erfassungsmethoden berechneter Brustvolumenareale. Die unterschiedlich gemessenen Brustareale sind durch schwarze und weiße Linien auf den zwei identischen MRT-Bildern markiert: MRT (*linke schwarze Linie*), 3D-Scanner (*linke weiße Linie*), Thermoplastabdrücke (*rechte schwarze Linie*) und modifizierter Anthropomorphischer Messung anhand eines Teilellipsoids (*rechte weiße Linie*).

Abb. 9: Abgrenzung der Brustvolumenmessungen mittels Thermoplastabdrücken am Beispiel eines 3D-Thermoplastmodells: Ansicht von der Brustinnenseite (*oben links*), kaudale Ansicht (*unten links*) und die resultierende planare dorsale Abgrenzung bei der manuellen Auswertung (*rechts*).

Abb. 10: Anthropomorphe Messungen zur Brustvolumenbestimmung (*weiße Linie*) und anhand 2D-Photographien (*schwarze Linie*). MR = Abstand Nippel zur medialen Brustgrenze, IR = Abstand Nippel und Inframammillarfalte (*links*), und LR = Abstand Nippel und lateraler Brustgrenze (*rechts*). A = Breite des Ellipsoid, frontale Ansicht (*links*), B = Höhe des Ellipsoid (*rechts*) und C = Halbachse des Ellipsoid, seitliche Ansicht (*rechts*); A', B', and C' = korrespondierende Maße der vorhergesagten postoperativen Brust.

Abb. 11: Messvariabilität innerhalb der Brustvolumenmessungen eines Untersuchers: mittlere Abweichung der Brustvolumenmessungen [Vol.%] von Untersucher 1 bei Dummymodellen (*links*) und Testpersonen (*rechts*).

Abb. 12: Messvariabilität zwischen den Brustvolumenmessungen verschiedener Untersucher: mittlere Abweichung der Brustvolumenmessungen [Vol.%] von 5 Untersuchern bei Dummymodellen (*links*) und Testpersonen (*rechts*).

Abb. 13: Unterschied zwischen der wahren Volumenänderung (Implantatvolumen bei Brustaugmentation oder Resektionsgewicht bei Brustreduktion) und prae- zu postoperativer gemessener Volumenunterschied mittels 3D-Scanner (Unterschied von 0 stellt beste Übereinstimmung dar).

Abb. 14: Abhängigkeit der Messpräzision mittels 3D-Scanner vom zu bestimmenden Brustvolumen (Mittelwerte von 10 Messungen aller Untersucher an Testpersonen und klinischen Patienten, prae- und postoperativ, n = 220).

Abb. 15: Erhebung eines anatomischen Korrelats zur Brustvolumenmessung mittels 3D-Scanner: Vergleich der unterschiedlich gemessenen Brustvolumenanteile mittels MRT-Segmentation.

Abb. 16: Mittleres Brustvolumen aller Testpersonen mittels unterschiedlicher Erfassungsmethoden: 3D-Scanner (—), MRT (-----), Thermoplastabdrücke (— —), und Anthropomorphische Messungen (——).

Abb. 17: Regressionslinien zwischen Brustvolumenmessungen mittels 3D-Scanner und den 3 anderen Methoden (--- Übereinstimmung, — Regressionslinie).

Abb. 18: Volumenmessung durch die Projektion der Oberfläche auf eine Ebene.

Abb. 19: Bildung eines geschlossenen 3D-Modells bei 360° Aufnahme durch zwei standardisiert eingelegten horizontalen Ebenen.

Abb. 20: Farbkodierte Darstellung der Brustareale, die während der Abnahme der Thermoplastabdrücke komprimiert werden: die Farben werden auf die Brustregion überlagert (*links*) und Sagitalschnitt durch die Nippel mit angegebener 2D-Abweichung (*rechts*); Skalierung ist kalibriert in mm. Blau zeigt komprimierte Regionen an, gelb bis rot stehen für Areale der Thermoplastschienen, die aufgrund manuellen Druckes beim Anbringen, von der Thoraxwand abstehen.

Abb. 21: Farbkodierte Darstellung der Brustkomprimierung von Dummymodell A in mm bei der Erstellung eines Thermoplastabdruckes (links). Sagitalschnitt in Höhe der Nippel mit 2D-Abweichung (rechts).

Abb. 22: eingescannte Thermoplastabdrücke einer Testperson (blau) und von Dummymodell A (grau), laterale Ansicht in horizontaler Ebene (links), frontale Ansicht (Mitte), kaudale Ansicht in horizontaler Ebene (rechts).

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Streckenvermessung der Brustregionen von Dummymodell A und B in cm: JN = Jugulum-Nippel, MClavN = Mitte Clavicula-Nippel, NMed = Nippel-mediale Brustgrenze, NLat = Nippel-laterale Brustgrenze, NIMF = Nippel-Inframammillarfalte, NN = Nippel-Nippel.

Tabelle 2: Präzision der Brustvolumenmessungen mittels 3D-Scanner: Messungen an Dummymodellen und Testpersonen für Untersucher 1 und alle Untersucher. STABW = Standardabweichung, [Vol.%] = Volumenprozent

Tabelle 3: Klinisch relevante Brustvolumenmessungen der Patienten.

Tabelle 4: Mittlere Abweichung und Standardabweichung (STABW) in cm der rekonstruierten 3D-MRT-Thoraxkurvatur zur interpolierten Thoraxwand des 3D-Scanmodells.

Tabelle 5: Brustvolumenmessungen der Testpersonen (n = 12) mittels vier verschiedener Erfassungsmethoden: Mittleres Brustvolumen [ccm] und mittlere Messabweichung [Vol.%].

Tabelle 6: Korrelationsanalyse der vier verschiedenen Erfassungsmethoden: Pearson'sche Korrelationskoeffizient (r) und entsprechende Signifikanzen (p).

9. Danksagung

Mein herzlichster Dank gilt Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. habil. E. Biemer, Vorstand der Abteilung für Plastische und Wiederherstellende Chirurgie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für die Bereitstellung und Übernahme des Promotionsthemas.

Im speziellen gilt mein Dank Herrn Dr. med. L. Kovacs, leitender Oberarzt der Abteilung für Plastische Chirurgie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität, für die grundlegende Anregung zu dieser Arbeit. Sein enormes Engagement, seine Stimulation und kontinuierliche Hilfe, seine ausgewiesenen Kenntnisse der Thematik und die daraus resultierenden fruchtbaren Diskussionen trugen zu einer hervorragenden Unterstützung im gesamten Verlauf der Arbeit bei. Seine vorbildliche Förderung und das Wecken meiner Begeisterung für das Fachgebiet führten zu einem erfolgreichen Abschluß dieses Projektes. Insbesondere möchte ich mich bei ihm für die gute Integration in die Abteilung für Plastische und Wiederherstellende Chirurgie bedanken, die zu einer kollegialen Zusammenarbeit mit allen ärztlichen Mitgliedern der Abteilung führte.

Außerdem gilt mein besonderer Dank Herrn Prof. Dr. med. H. Feussner, klinischer Leiter der Arbeitsgruppe für "Minimal-invasive Therapeutische Intervention" (MITI) der Technischen Universität München, Chirurgische Klinik und Poliklinik (Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. h.c. J. R. Siewert) der Technischen Universität München für die hervorragende Zusammenarbeit und die infrastrukturelle Unterstützung, welche einen enormen Beitrag zur Realisierung dieser Arbeit leistete. Herrn Dipl.-Ing. A. Schneider möchte ich in diesem Zusammenhang für seine freundschaftliche

Unterstützung bei der Lösung aller softwarebedingten Komplikationen im Rahmen der MRT-Segmentierung danken.

Herrn Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. H. F. Zeilhofer, Leiter der Abteilung Kiefer/ Gesicht der Klinik für Wiederherstellende Chirurgie der Universität Basel und Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Dr. med. habil R. Sader, Klinik für Mund-, Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie der Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt am Main gilt der Dank für eine kontinuierliche Unterstützung des Projektes.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Univ.-Prof. Dr. med. E. J. Rummeny, Ärztlicher Direktor des Institutes für Röntgendiagnostik am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für die Kooperation während dieser Studie bedanken. Danken möchte ich hier Herrn Dr. M. Settles bei der geduldigen Hilfe der MRT-Datenauswertung.

Frau Dipl.-Stat. R. Hollweck danke ich für die statistische Auswertung und Strukturierung meiner Datenmengen.

Herrn Marco Zajac, Manager 3D für die Region EMEA Instruments Systems Division, Konica Minolta Photo Imaging Europe GmbH, danke ich für seine langjährige Förderung der Arbeit im Hardware- und Softwarebereich.

Danken möchte ich ebenfalls den Mitdoktoranden, die einen wesentlichen Anteil an der Datenauswertung haben, sowie allen Testpersonen, Patienten, Sekretärinnen der Abteilung und den Mitarbeitern des Fotolabors.

Mein besonderer Dank gilt meinem Vater, Dr. rer.-nat. F. Wolfgang Eder, für die Hilfestellung bei der didaktischen Strukturierung und immer liebevollen Korrektur der Arbeit.

10. Curriculum Vitae

Name: Maximilian Eder

Geburtstag: 23.04.1978

Geburtsort: Göttingen

Eltern: Dr. rer.-nat. F. Wolfgang Eder, Diplom-Geologe
Ruth Eder, geb. Wissmann

Geschwister: eine Schwester, Antonia Eder

Schulbildung: 1984-88 Grundschule Hainbundschar Göttingen
1988-90 Orientierungsstufe Lutherschule Göttingen
1990-92 Max-Planck-Gymnasium Göttingen
1992-97 Deutsche Schule Paris
1997 Abitur an der Deutschen Schule Paris

Studium: WS 97/98 und SS 98 Schauspielstudium an der
Hochschule für Musik und Theater Hamburg

WS 99/00 Studium der Humanmedizin an der RWTH-
Aachen

September 2001 Ärztliche Vorprüfung (RWTH-Aachen)

WS 02/03 Wechsel an die Technische Universität
München (Klinikum rechts der Isar)



März 2003 I. Staatsexamen (TU-München)

März 2005 II. Staatsexamen (TU-München)

Mai 2006 III. Staatsexamen (TU-München)

Praktika / Famulaturen: 10/98-04/99 Krankenpflegepraktikum im Chirurgischen OP und der Kardiologie des Krankenhauses Neu-Bethlehem in Göttingen

02/02-03/02 Praxisfamulatur in der Chirurgischen Belegarztpraxis am Krankenhaus Neu-Bethlehem von Herrn Dr. Loweg in Göttingen

08/03-10/03 Famulatur in der Emergency Medicine and Traumatology am Victoria Hospital, University of Cape Town

03/04-04/04 Famulatur in der Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie am Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München (Univ.-Prof. Dr. Biemer)

Praktisches Jahr (PJ): 04/05-06/05 Chirurgische Klinik und Poliklinik (Univ.-Prof. Dr. J.R. Siewert) und der Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie (Univ.-Prof. Dr. Biemer) am Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München

06/05-08/05 Department of General Surgery am NYU Downtown Hospital, New York University (Steven G. Friedman, M.D.)

08/05-10/05 Kardiologische Tagesklinik und Notaufnahme
am Deutschen Herzzentrum München, Technische
Universität München (Univ.-Prof. Dr. Schömig)

10/05-12/05 Department of Respiratory Medicine am
Royal Prince Alfred Hospital, University of Sydney (Clinical
Associate Professor Iven Young)

12/05-03/06 Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-
Gesichtschirurgie am Klinikum rechts der Isar, Technische
Universität München (Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. H.-H.
Horch)

Sprachen:

Muttersprache: Deutsch

Fremdsprachen: Englisch, Französisch, (Latein)