

Brustvolumenbestimmung anhand der 3-D-Oberflächengeometrie: Verifizierung der Methode mit Hilfe der Kernspintomographie

Breast volume assessment based on 3D surface geometry: verification of the method using MR imaging

Maximilian Eder¹, Armin Schneider², Hubertus Feussner², Alexander Zimmermann³, Christoph Höhnke¹, Nikolaos A. Papadopoulos¹ und Laszlo Kovacs^{1,*}

¹ Arbeitsgruppe Computer Aided Plastic Surgery (CAPS), Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, München, Deutschland

² Forschungsgruppe für Minimal-Invasive Interdisziplinäre therapeutische Intervention (Forschungsgruppe MITI), Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, München, Deutschland

³ Abteilung für Gefäßchirurgie, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, München, Deutschland

Zusammenfassung

Die Beurteilung von Volumen- und Formunterschieden der Brust unterliegt der subjektiven Einschätzung des Operateurs. Die 3-D-Körperoberflächenerfassung mittels 3-D-Scanner bietet eine Methode zur objektiven Brustvolumenquantifizierung, die jedoch hinsichtlich ihrer Präzision und Genauigkeit verifiziert werden muß. Die Brustvolumina von 5 Testpersonen wurden mit Hilfe eines 3-D-Oberflächenscanners bestimmt. Zur Verifizierung der 3-D-Scanergebnisse wurden Referenzvolumina mittels Kernspintomographie (MRT) erstellt. Die anatomische Thoraxwandkurvatur wurde mittels MRT-Daten segmentiert und mit der Krümmung der interpolierten hinteren Begrenzungsfläche der mittels 3-D-Scan erhobenen Brustvolumina verglichen. Die Kernspintomographie zeigte mit einer mittleren Messabweichung, gemessen in Volumenprozent, von $1,10 \pm 0,34$ im Vergleich zum 3-D-Scanner mit $1,63 \pm 0,53$ die bessere Messpräzision. Die mittleren Brustvolumina von MRT [rechte (linke) Brust: $638 (629) \pm 143 (138) \text{ cm}^3$] und 3-D-Scan [rechte (linke) Brust: $493 (497) \pm 112 (116) \text{ cm}^3$] korrelierten signifikant [rechte (linke) Brust: $r=0,982 (0,977)$, $p=0,003 (0,004)$]. Die interpolierte Hinterwand des 3-D-Scanmodells zeigte eine hohe Übereinstimmung mit dem auf MRT-Daten

basierenden tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkurvatur [mittlere positive (negative) Abweichung: $0,33 (-0,17) \pm 0,37 \text{ cm}$]. Die hohe Übereinstimmung und Korrelation der 3-D-Scandaten mit der MRT-basierten Verifizierung bestätigen, dass die 3-D-Scanmethode zur Brustvolumenbestimmung ausreichend präzise und genau ist.

Schlüsselwörter: Brust; Brustvolumen; dreidimensionale Bildgebung; 3-D-Scan; 3-D-Segmentierung; Plastische Chirurgie.

Abstract

Differences in breast volume and contour are subjectively estimated by surgeons. 3D surface imaging using 3D scanners provides objective breast volume quantification, but precision and accuracy of the method requires verification. Breast volumes of five test individuals were assessed using a 3D surface scanner. Magnetic resonance imaging (MRI) reference volumes were obtained to verify and compare the 3D scan measurements. The anatomical thorax wall curvature was segmented using MRI data and compared to the interpolated curvature of the posterior breast volume delimitation of 3D scan data. MRI showed higher measurement precision, mean deviation (expressed as percentage of volume) of $1.10 \pm 0.34\%$ compared to $1.63 \pm 0.53\%$ for the 3D scanner. Mean MRI [right (left) breasts: $638 (629) \pm 143 (138) \text{ cc}$] and 3D scan [right (left) breasts: $493 (497) \pm 112 (116) \text{ cc}$] breast volumes significantly correlated [right (left) breasts: $r=0.982 (0.977)$, $p=0.003 (0.004)$]. The posterior thorax wall of the 3D scan model showed high agreement with the MRI thorax wall curvature [mean positive (negative) deviation: $0.33 (-0.17) \pm 0.37 \text{ cm}$]. High correspondence and correlation of 3D scan data with MRI-based verifications support 3D surface imaging as sufficiently precise and accurate for breast volume measurements.

Keywords: breast; breast volume; plastic surgery; 3D imaging; 3D scan; 3D segmentation.

Einleitung

In der Plastischen, Rekonstruktiven und Ästhetischen Chirurgie besteht ein Mangel an kriterien-orientierten Methoden, die eine objektive, reproduzierbare und genaue Erfassung sowie Quantifizierung der Brustformveränderungen gewährleisten, postoperative Verlaufskontrollen und die Überprüfbarkeit der Wertigkeit

*Korrespondenz: Dr. Laszlo Kovacs, MD, Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie, Klinikum rechts der Isar, Technische Universität München, Ismaninger Straße 22, D-81675 München, Deutschland
Phone: +49-(0)89-4140 5073
Fax: +49-(0)89-4140 7399
E-mail: l.kovacs@lrz.tum.de

konkurrierender Operationsmethoden zulassen [31]. Die Einschätzung des operativen ästhetischen Ergebnisses ist bislang vorwiegend von der Erfahrung, der Beurteilung und dem Können des Operateurs sowie der Wahrnehmung des Patienten abhängig und somit rein subjektiv geprägt [18, 19].

Das angestrebte Ziel jeder Brustoperation ist – neben anderen Aspekten – das Erreichen von Symmetrie [13]. Eine genaue Quantifizierung des Brustvolumens könnte zum Erzielen eines optimalen Operationsergebnisses beitragen [17, 22]. Zur Volumenquantifizierung der weiblichen Brust ist eine Vielzahl unterschiedlicher Techniken, wie anthropomorphische Methoden, Mammographie, Ultraschall, archimedische Methoden, Gips- und Thermoplastabdrücke und andere Hilfsapparaturen, in der Literatur beschrieben worden [2, 9, 13, 15, 24, 30].

Moderne bildgebende Verfahren wie CT/MRT erfassen alle anatomischen Anteile der Brust, und es können somit absolute Brustvolumina sehr genau und präzise berechnet [11, 25] und die Brüste dreidimensional dargestellt werden [1, 17, 26]. Ein Nachteil dieser Untersuchungsmethoden ist, dass die Aufnahmen immer in liegender Position stattfinden (Bauchlage bzw. Rückenlage), was zu einer Deformierung der Brustregionen führt und eine naturgetreue 3-D-Rekonstruktion der Brustform limitiert [17].

Viele der oben genannten Techniken zur Brustvolumenbestimmung haben 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, Rekonstruktiven und Ästhetischen Chirurgie gefunden [12, 28]. Daher werden im klinischen Alltag routinemäßig keine Brustvolumenmessungen durchgeführt, da eine generell anerkannte Methode bislang nicht existiert [4, 17].

Die bisher allgemein angewandte Dokumentation und Erfassung der Brustform mittels anthropomorphischer Messungen oder konventioneller, zweidimensionaler (2-D-) Photographie zur Planung operativer Eingriffe [3] ist in der Beurteilung der komplexen 3-D-Erscheinung der Brust bezüglich Form, Volumen, Symmetrie, Oberfläche, Projektion, Kontur, Deformierbarkeit, zyklusbedingter Form- und Konsistenzveränderung limitiert [5]. Die bestehende Korrelation zwischen Brustform und Brustvolumen zum Erzielen postoperativer Symmetrie macht daher eine präzise und objektive Berechnung der Brustvolumina zur Realisierung eines ästhetisch ansprechenden Ergebnisses notwendig [14, 22].

Eine neue alternative Methode zu den klassischen Methoden auf dem Gebiet der Brustvolumenbestimmung besteht in der 3-D-Erfassung von Körperoberflächen. Die Erkenntnisse der industriellen Vorarbeiten und Applikationen wurden von einigen Autoren für die Brustchirurgie erkannt und die potenziellen Anwendungsbereiche dargestellt [12, 16, 23].

Durch die präzise 3-D-Erfassung der Oberflächegeometrie in einem karthesischen Koordinatensystem ergeben sich mehrere Vorteile gegenüber der klassischen 2-D-Photographie: Neben der zusätzlichen Farbinformationserfassung mittels einer parallelgeschalteten Digital-

kamera besteht gegenüber der traditionellen 2-D-Aufnahme die Möglichkeit, die Oberflächenaufnahme des Patienten in allen drei Ebenen zu drehen sowie Volumen-, Oberflächen-, Distanz- und Symmetrieberechnungen durchzuführen. Nachteilig ist, dass mit dieser Methode die hintere Abgrenzung der Brust bzw. die Thoraxwandebene nicht zu bestimmen ist, da nur die Körperoberfläche erfasst wird. Die Bestimmung der hinteren Abgrenzung der Brust ist jedoch notwendig, um ein geschlossenes Volumen zu bilden; nur unter Zuhilfenahme geeigneter Software kann die angenommene hintere Abgrenzung der Brüste durch einen Berechnungsalgorithmus interpoliert werden [18]. Anatomische Validierungen dieser Methode existieren nicht, daher sind vor der routinemäßigen klinischen Anwendung weitere Untersuchungen notwendig, welche die Methode hinsichtlich ihrer Präzision (Reproduzierbarkeit) und Genauigkeit verifizieren [7, 8]. Ziel dieser Studie ist es deshalb, die Brustvolumenberechnung mittels 3-D-Oberflächenscanner mit einer Referenzmethode zu verifizieren. Die Kernspintomographie stellt die präziseste Methode zur Brustvolumenberechnung dar [17]. Daher wird überprüft, ob die Brustvolumenberechnungen mittels 3-D-Scan und die MRT-unterstützte Volumenbestimmung korrelieren. In einem zweiten Schritt wird analysiert, ob die vorgenommene Interpolierung der hinteren Brustvolumenabgrenzung mittels 3-D-Scanmethode mit der tatsächlichen anatomischen Thoraxwandkurvature übereinstimmt.

Material und Methode

Brustvolumenbestimmung mit Hilfe eines 3-D-Scanners

Die dreidimensionale Erfassung der Brustregion von 5 gesunden weiblichen Testpersonen (Abbildung 1A,E–H) wurde mit Hilfe eines Linearlaserscanners, Typ Minolta Vivid 910® (Konica Minolta Co., Ltd., Osaka, Japan) durchgeführt. Entsprechend den Richtlinien der World Medical Association Declaration von Helsinki waren die Testpersonen zuvor über die Studienbedingungen aufgeklärt worden und hatten ihr Einverständnis zur Teilnahme an der Studie erklärt.

Entsprechend einem standardisierten Aufnahmeprotokoll [19] wurde die Brustregion dreidimensional erfasst und nach spezieller Softwarebearbeitung (Raindrop Geomagic Studio7® und Geomagic Qualify 7®, Raindrop Geomagic, Inc., NC, USA) in Form von virtuellen 3-D-Modellen computerunterstützt dargestellt und ausgewertet.

Ein standardisiertes und validiertes Auswertungsprotokoll zur Brustvolumenberechnung wurde an den 5 Testpersonen (Alter: $25 \pm 1,37$ Jahre, Body Mass Index: $21 \pm 0,83$ kg/m², Jugulum–Mamillenabstand: $22,52 \pm 1,21$ cm) mit unterschiedlich großen Brüsten angewandt (Abbildung 1).

Mit Hilfe der Software Geomagic Studio7® wird eine identische Kopie des zu untersuchenden 3-D-Modells erstellt und mit dem 3-D-Originalmodell überlagert. Die zu analysierende Brustregion wird auf der 3-D-Modellkopie markiert und entfernt (Abbildung 1A,B). Mit Hilfe des Softwarealgorithmus, basierend auf der Delaunay-

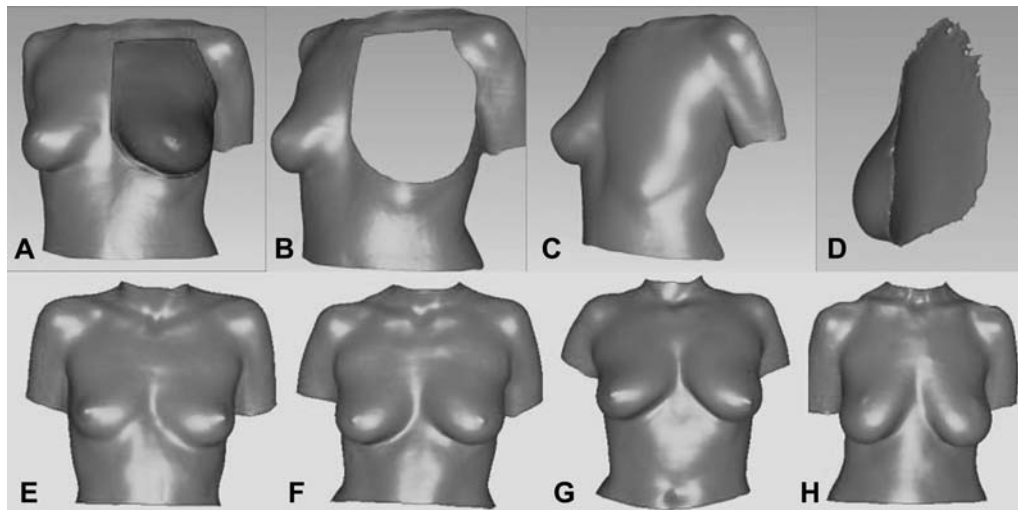


Abbildung 1 3-D-Brustvolumenberechnung an den Testpersonen (A, E-H).

(A) Markiertes Brustareal; (B) ausgeschnittene Brustregion; (C) Interpolierung der Brustwandkrümmung als hintere Abgrenzung der Brustvolumina; (D) berechnetes Brustvolumen, Aspekt von hinten.

Triangulation [6], wird in 3 Schritten aus der defekturngebenden Krümmung des gelöschten markierten Areals die zu füllende Fläche berechnet und die mittlere Krümmung der Thoraxkrümmung an der 3-D-Modellkopie auf Hautniveau interpoliert (Abbildung 1C). Der Transformationsschritt (Transformation) findet einen XYZ-Koordinatenframe am Rande des Defektes, so dass die Defektgröße zusammen mit einem definierten Umgebungsareal ohne Überlappungen auf die XY-Ebene projiziert werden kann. Im Anpassungsschritt (Fitting) wird eine einheitliche NURB-Oberfläche dem definierten Umgebungsareal angepasst (Kombination aus kleinstem quadratischen Fehler und Fairness, definiert als Integral der Krümmurnorm). Im abschließenden Vernetzungsschritt (Meshing) wird auf Basis der Delaunay-Triangulation der Defekt rekonstruiert. Durch Subtraktion der überlagerten deckungsgleichen Bereiche des Originals mit der Kopie entsteht ein geschlossenes Volumen, welches dem Brustvolumen gleichzusetzen ist (Abbildung 1D).

Um die Reproduzierbarkeit (Präzision) der Methode zu dokumentieren, führte ein Untersucher an allen 5 Testpersonen zehn Volumenmessungen pro Brust durch ($n=100$).

Verifizierung des 3-D-Scanverfahrens mittels MRT

Datenerhebung Um eine Vergleichsgröße zu den Brustvolumenmessungen mit Hilfe des 3-D-Scanners zu erheben, wurde bei den 5 Testpersonen, nach deren schriftlicher Einwilligung, jeweils eine Kernspintomographie (MRT) der Brustregion mit einer Schichtdicke von 3 mm, ohne Gabe von Kontrastmittel, in gängiger Aufnahmetechnik mit einem 1,5T Philips Intera™ Upgrade R7 MR-Scanner (Philips Medizin-Systeme GmbH, Hamburg, Deutschland) in Bauchlage durchgeführt. Die halbautomatische (kantenbasierte) Segmentierung („live wire algorithm“) der zweidimensionalen MRT-Schichtaufnahmen erfolgte mit der Software HepaVision® (MeVis GmbH, Bremen, Deutschland). Die segmentierten Brustareale wurden mit der Flächenrückführungssoftware amira® 4.0 (Mercury Computer Systems, Inc., MA, USA) als virtuelle

3-D-Modelle dargestellt. Die erhobenen MRT-Daten dienen zur Untersuchung folgender Problemansätze:

Korrelation der Brustvolumenmessung mittels 3-D-Oberflächenscan und MRT

Analog der von Schenk et al. [29] beschriebenen Technik wurden bei allen Testpersonen in jeder einzelnen MRT-Schichtaufnahme (mittlere Schichtanzahl $57 \pm 2,5$) die relevanten anatomischen Strukturen der Brust halbautomatisch mit Hilfe des Live-Wire-Algorithmus interaktiv segmentiert. Dieser von Mortenson und Udupa [27, 32] eingeführte Algorithmus erlaubt dem Untersucher eine direkte Steuerung des automatischen Segmentationsvorgangs mit einer interaktiven Korrekturmöglichkeit der automatisch angezeigten Konturen. Der Live-Wire-Algorithmus ist eine benutzergesteuerte Segmentationsmethode von 2-D-Aufnahmen und basiert auf dem Dijkstra-Algorithmus [10]. Der Untersucher startet die Segmentierung durch das Setzen eines ersten Bezugspunktes auf der Konturengrenze und bewegt den Mauscursor auf der Konturenaußenseite der zu segmentierenden Region. Entsprechend dem Dijkstra-Algorithmus wird der kürzeste Weg vom ersten Bezugspunkt zur nächsten Mauscursorposition berechnet. Die Berechnung und Anzeige der Live-Wire-Begrenzung erfolgen in Echtzeit. Die Live-Wire-Kurve legt sich der Konturenbegrenzung an, während der Untersucher mit dem Mauscursor über die Aufnahme fährt, und ein neuer Berechnungspunkt ist zu setzen, bevor die Live-Wire-Kurve von der gewünschten Kontur abweicht.

Die ventrale Begrenzung der segmentierten Brustareale entspricht der klar zu erkennenden äußeren Brustform, die dorsale Begrenzung wurde auf der Vorderseite des Musculus pectoralis (Abbildung 2A, MRT präpektoral ■■■) festgelegt. Zusätzlich wurde noch das Volumen des Musculus pectoralis maior berechnet (Abbildung 2A, MRT pektoral ●●●). Mit Hilfe der Software amira® 4.0 wurden jeweils virtuelle 3-D-Modelle der segmentierten Brustvolumina (Abbildung 2B) und der segmentierten Pectoralis-Muskulatur (Abbildung 2C) erstellt und ihre dreidimensionale anatomische Lagebeziehung zueinander dargestellt

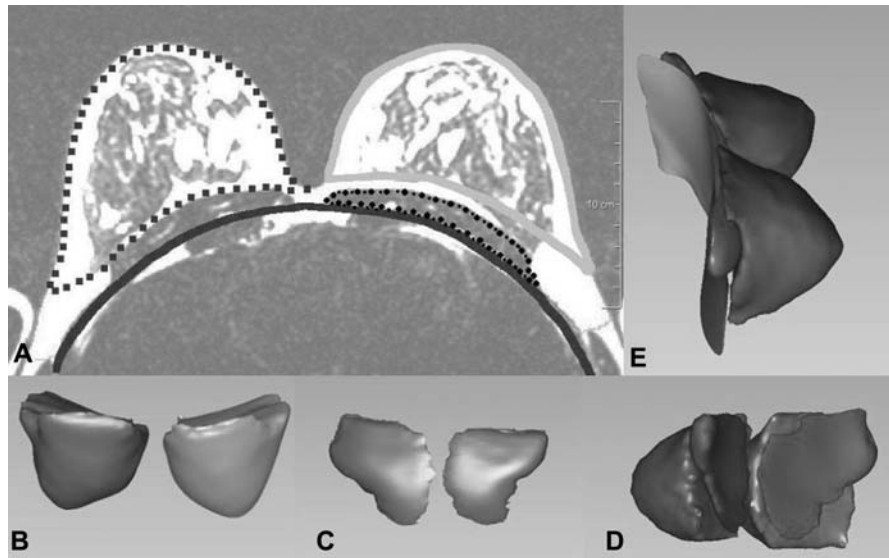


Abbildung 2 MRT-basierte 3-D-Segmentierung der Brustregion.

(A) Brustwandkurvatur (—); dorsale Begrenzung des Brustvolumens auf der Vorderseite des Musculus pectoralis major (---); Musculus pectoralis major (···); registriertes Volumenareal, 3-D-Scan als Vergleich (A, —). (B) 3-D-Brustvolumenmodell, von oben. (C) 3-D-Pectoralis-Volumenmodell, frontal. (D und E) Anatomische 3-D-Lagebeziehung: (D) Brustvolumen zu Musculus pectoralis, seitlich von hinten und (E) zur Brustwandkurvatur samt Musculus pectoralis, seitlich von oben.

(Abbildung 2D,E). Zur Dokumentation der Reproduzierbarkeit (Präzision) wurde die Volumenberechnung von einem Untersucher 10-mal pro Brust ($n=100$) und 10-mal pro Pectoralis-Muskel ($n=100$) durchgeführt.

Korrelation der interpolierten Brustvolumenhinterwand des 3-D-Oberflächenmodells und der tatsächlichen anatomischen Thoraxwandkurvatur Hierbei wurde untersucht, inwieweit die von der Software vorgenommene krümmungsbasierte Interpolierung der „Thoraxwand“ des 3-D-Oberflächenmodells während des Vorganges der Volumenberechnung den anatomischen Gegebenheiten der tatsächlichen Thoraxwandkurvatur entspricht. Mit Hilfe der HepaVision® Software wurde die tatsächliche Thoraxwandkurvatur anhand von MRT-Daten segmentiert (Abbildung 2A, —) und über eine Flächenrückführung mit Hilfe der Software amira® 4.0 ein virtuelles 3-D-Modell der Thoraxwandkurvatur erstellt (Abbildung 2E). Diese auf MRT-Basis erstellten 3-D-Modelle der tatsächlichen Thoraxwandkurvatur wurden mit Hilfe von Geomagic Qualify 7® mit der Krümmung der interpolierten hinteren Begrenzungsfläche der 3-D-Oberflächenmodelle zur Brustvolumenberechnung verglichen (Abbildung 3A–C) und anschließend die durchschnittliche Abweichung mit Standardabweichung der überlagerten 3-D-Modelle zueinander berechnet. Um die beiden 3-D-Modelle geometrisch referenzieren zu können, wurden auf den 3-D-Oberflächenscans Markierungen an den Rippenansätzen zum Brustbein gesetzt. Bei der Segmentierung der MRT-Datensätze wurden die korrespondierenden Stellen der Rippenansätze ventral ebenfalls segmentiert, um somit eine spätere Zuordnung bei der Überlagerung der 3-D-Modelle zu gewährleisten.

Statistische Auswertung

Wiederholte Volumenmessungen wurden als mittlerer Volumenwert zusammengefasst. Die mittlere Standard-

abweichung des mittleren Volumens wird, um die Reproduzierbarkeit zu analysieren, in Volumenprozent ausgedrückt [Variationskoeffizient ($V = \text{Standardabweichung} / \text{Mittelwert}$) $\times 100$]. Niedrige Werte stehen für gute Reproduzierbarkeit. Paarweise Stichproben wurden mittels *Post-hoc*-Wilcoxon-Test analysiert. Der Pearson-sche Korrelationskoeffizient wurde angewandt, um die Beziehung der einzelnen Messmethoden zueinander darzustellen. Alle Tests wurden mit $p < 1\%$ zweiseitig durchgeführt, um die statistische Signifikanz nachzuweisen. Die statistischen Analysen wurden mit Hilfe der Software SPSS® Version 13 für Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) erstellt.

Ergebnisse

Berücksichtigung unterschiedlicher Brustvolumenareale

Bei der Bestimmung der Brustvolumina mit Hilfe der beiden oben genannten Untersuchungsmethoden wurden leicht unterschiedliche Gewebeareale berücksichtigt. Tabelle 1 und Abbildung 4 zeigen die Beziehung der mittels 3-D-Scanner bestimmten Brustvolumen im Vergleich zu den mittels MRT gemessenen Volumenwerten der 5 Testpersonen in Abhängigkeit der gemessenen Brustvolumenanteile, die sich aus der unterschiedlichen Definierung der hinteren Volumenabgrenzung ergeben.

Brustvolumenbestimmung mit Hilfe eines 3-D-Scanners

Die Volumenmessungen ($n=100$) mittels 3-D-Scanner ergaben für alle 5 Testpersonen ein mittleres Brustvolumen von $493 \pm 112 \text{ cm}^3$ für die rechte und $497 \pm 116 \text{ cm}^3$ für die linke Brust (Tabelle 1 und Abbildung 4). Es bestand kein signifikanter Unterschied zwischen den Volumen der rechten und der linken Brust ($p=0,225$). Dies ist ein Anzeichen

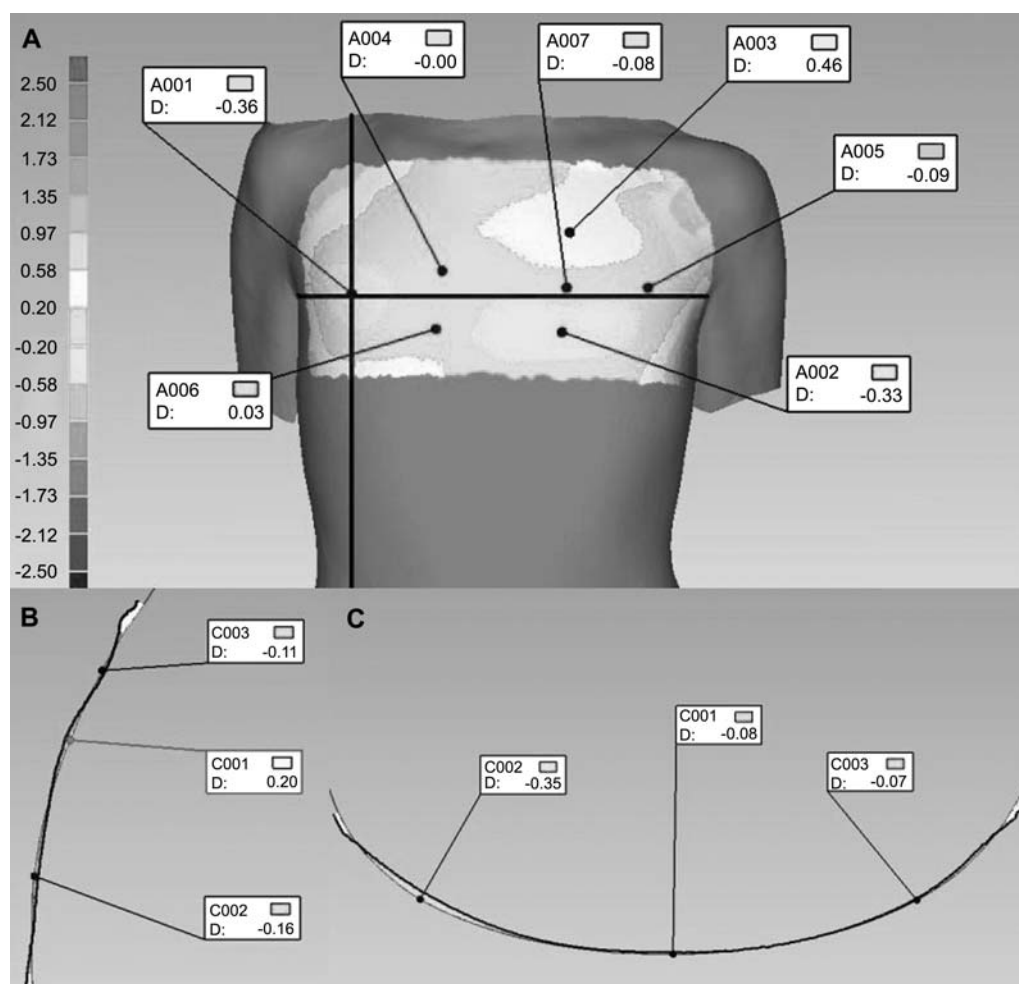


Abbildung 3 (A) Graufarbenskalierter 3-D-Vergleich der aus MRT-Daten dreidimensional rekonstruierten anatomischen Thoraxkurvatur zur interpolierten Thoraxwand des 3-D-Oberflächenmodells; (B) 2-D-Abweichung im Sagittal- und (C) Horizontalschnitt; Abweichungen angegeben in cm.

dafür, dass bei allen Testpersonen symmetrisch geformte Brüste vorliegen (Abbildung 1); daher wurde die mittlere Messabweichung (Messpräzision) aller Brüste zusammengefasst; sie entspricht einem Anteil von $1,63 \pm 0,53\%$ der gemessenen Brustvolumina (Tabelle 1 und Abbildung 5).

Korrelation der Brustvolumenmessung mittels 3-D-Oberflächenscan und MRT

Im Vergleich zum Erfassungsareal des 3-D-Scanners, bei dem als dorsale Brustvolumenbegrenzung eine Parallele zur Thoraxwandkurvatur auf Hautniveau interpoliert wird

Tabelle 1 Volumenmessungen unterschiedlicher Brustareale von 5 Testpersonen mittels 3-D-Scan und MRT: rechtes und linkes mittleres Brustvolumen und mittlere Messpräzision samt Standardabweichung (SD).

Testperson	Mittleres Brustvolumen (cm ³) + SD							
	3-D-Scan		MRT präpektoral		MRT pektoral		MRT gesamt	
	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links	Rechts	Links
1	318 ± 7	308 ± 8	428 ± 7	426 ± 6	100 ± 4	99 ± 5	528 ± 9.68	525 ± 6.08
2	567 ± 8	574 ± 5	761 ± 5	739 ± 7	145 ± 4	170 ± 4	905 ± 0.84	909 ± 11.31
3	451 ± 8	461 ± 7	551 ± 6	550 ± 8	111 ± 4	110 ± 5	662 ± 8.14	660 ± 10.66
4	571 ± 10	567 ± 7	716 ± 8	686 ± 6	149 ± 5	145 ± 5	830 ± 5.18	865 ± 11.70
5	560 ± 10	573 ± 7	734 ± 8	747 ± 5	116 ± 4	124 ± 5	849 ± 8.17	871 ± 10.33
Mittel	493 ± 112	497 ± 116	638 ± 143	629 ± 138	124 ± 19	130 ± 26	762 ± 147	759 ± 147
Mittel	Mittlere Messpräzision (Volumen %) + SD							
	1,63 ± 0,53		1,10 ± 0,34		3,75 ± 0,72		–	

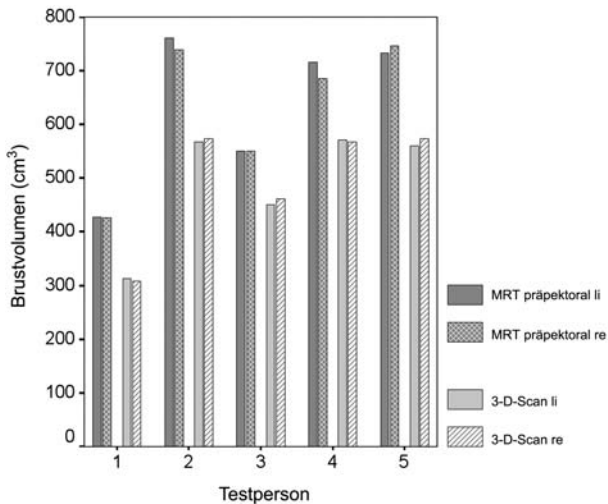


Abbildung 4 Mittleres Brustvolumen (cm³) der rechten und linken Brust (n=10) aller Testpersonen mittels 3-D-Scan und MRT präpektoral.

(Abbildung 2A, —), kann mittels MRT das gesamte Brustvolumen entsprechend den tatsächlichen anatomischen Verhältnissen bestimmt werden (Abbildung 2A, MRT präpektoral ■■■). Daher ergaben sich mittels MRT (MRT präpektoral) größere mittlere Brustvolumen von 638 ± 143 cm³ für die rechte und 629 ± 138 cm³ für die linke Brust (Tabelle 1 und Abbildung 4), die jedoch auch keine signifikanten Unterschiede zueinander aufwiesen ($p=0,225$). Aufgrund der gut zu bestimmenden anatomischen Verhältnisse zeigte sich mit einer Abweichung von $1,10 \pm 0,34\%$ vom mittleren Brustvolumen eine bessere Messpräzision als bei den Messungen mit Hilfe des 3-D-Scanners (Tabelle 1 und Abbildung 5). Die gemessenen mittleren Volumenwerte mit Hilfe von MRT (MRT präpektoral) und mittels 3-D-Scanner für die rechte und linke Brust zeigten eine gute Übereinstimmung (rechts: $r=0,982$; links: $r=0,977$), die signifikant ist (rechts: $p<0,003$; links: $p<0,004$). Addiert man als zusätzliche Volumenverifizierung die ermittelten Volumenwerte des

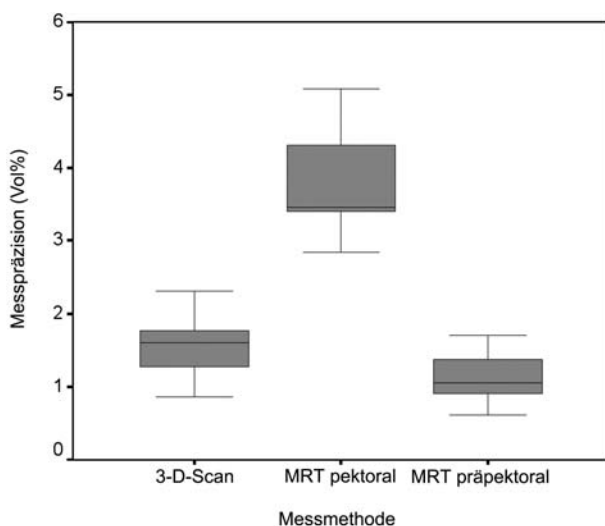


Abbildung 5 Messpräzision (mittlere Abweichung von 10 Volumenmessungen pro Brust; n=100) in Volumenprozent eines Untersuchers für verschiedene Messmethoden.

Musculus pectoralis maior ($116 \pm 3,97$ cm³ rechts und $124 \pm 5,34$ cm³ links; Messpräzision: $3,75 \pm 0,72\%$) zu MRT präpektoral (MRT pektoral + MRT präpektoral = MRT gesamt), erhält man ein mittleres Brustvolumen von 761 ± 147 cm³ rechts und 759 ± 147 cm³ (rechts: $r=0,982$, $p=0,003$; links: $r=0,972$, $p=0,006$).

Korrelation der interpolierten Brustvolumenhinterwand des 3-D-Oberflächenmodells und der tatsächlichen anatomischen Thoraxwandkurvatur

Bei dem 3-D-Vergleich der interpolierten Krümmung auf Basis der 3-D-Scandaten (Testmodell) mit der tatsächlichen Thoraxwandkrümmung, dreidimensional rekonstruiert auf Basis der MRT-Daten (Referenzmodell), fand sich eine hohe Übereinstimmung (Abbildung 3), wobei eine genauere Untersuchung des Referenzierungsfehlers nicht stattgefunden hat. Die mittlere positive Abweichung (alle vom 3-D-MRT-Referenzmodell weiter ventral gelegenen Areale des 3-D-Scan-Testmodells) bzw. die mittlere negative Abweichung (alle vom 3-D-MRT-Referenzmodell weiter dorsal gelegenen Areale des 3-D-Oberflächen-Testmodells) der interpolierten Hinterwand des 3-D-Oberflächenmodells vom tatsächlichen Verlauf der Thoraxwandkurvatur aller Probanden betrug $0,32$ cm bzw. $-0,17$ cm bei einer mittleren Standardabweichung von $0,37$ cm vom Mittelwert (Tabelle 2).

Diskussion

Die Planung und Durchführung vieler Eingriffe der Brustregion, wie z.B. Korrektur einer Brustasymmetrie, Wiederherstellung einer Brust nach tumorbedingter Brustentfernung oder volumenverändernde ästhetische Eingriffe, wären durch eine korrekte Volumenbestimmung wesentlich erleichtert [14, 22]. Aus diesem Grund haben wir eine Methode entwickelt, die eine Berechnung und Verifizierung der Brustvolumina sowohl prä-, als auch intra- und postoperativ erlaubt, zudem nicht-invasiv ist und in den meisten Fällen eine Messung der Brustvolumina auch in der normal stehenden Position ermöglicht [16, 17, 19]. Die rasante Entwicklung der 3-D-Scanverfahren, die es inzwischen ermöglichen, auch die menschliche Körperoberfläche in sehr kurzer Zeit präzise zu erfassen [19–21], werden viele der geforderten Kriterien für eine vernünftige Brustvolumenberechnung erfüllen

Tabelle 2 Mittlere positive und negative Abweichung samt Standardabweichung (SD, positiv und negativ zusammengefasst) der interpolierten Thoraxwand des 3-D-Oberflächenmodells im Vergleich zur 3-D-segmentierten MRT-Thoraxwandkurvatur.

Testperson	Mittlere Abweichung (cm)		SD
	Positiv	Negativ	
1	0,25	0,18	0,29
2	0,46	0,13	0,43
3	0,41	0,23	0,46
4	0,28	0,14	0,35
5	0,26	0,18	0,31
Mittel	0,33	0,17	0,37

und eröffnen ganz neue Perspektiven im Bereich der Brustchirurgie [7, 8]. Das hier vorgestellte 3-D-Oberflächenscanverfahren erfolgt im Gegensatz zu anderen Methoden, wie beispielsweise Mammographie oder Ultraschallsonografie, berührungsfrei und in einer normal stehenden Position. Im Kontrast zu den herkömmlichen bildgebenden Erfassungsmethoden MRT oder CT verursacht es auch keine Deformierung der Brustorgane. Über die Rolle dieser neuen 3-D-Technologien für die Brustchirurgie wurde inzwischen in mehreren Publikationen berichtet [12, 17, 23]. Die Problematik der Brustvolumenmessung mit Hilfe der 3-D-Körperscanner wurde ebenfalls in einigen aktuellen Arbeiten diskutiert [18, 23]. Die Aufnahmetechnik und die Standardisierung der vorgestellten 3-D-Scan-unterstützten Berechnungsmethode und ein Vergleich zu anderen Methoden und Ergebnissen wurden im Rahmen unserer Voruntersuchungen optimiert und analysiert. Hierbei zeigte sich, dass die 3-D-Erfassung der Körperoberfläche eine ausreichend präzise und untersucherunabhängige Methode darstellt [16–21]. Der Vorteil dieser neuen Technologie, die präzise Erfassung und Quantifizierung der Oberflächengeometrie der Brustregionen, beinhaltet jedoch auch Nachteile, die vor allem die Brustvolumenberechnung beeinflussen könnten. Die Nichterfassung der hinteren Brustvolumenbegrenzung erfordert eine Interpolierung der hinteren Abgrenzung der Brüste durch die Verlängerung der Thoraxwandebene (Abbildung 1B,C). Ein weiterer großer Vorteil der 3-D-Technologie gegenüber anderen Methoden zur Brustvolumenbestimmung ist, dass absolute Volumenwerte berechnet werden können (Abbildung 1D). Weil die Berechnung der Brustvolumina mit Hilfe der 3-D-Technologie jedoch ausschließlich auf der Erfassung der äußeren Brustform basiert, bestand Klärungsbedarf, ob die „simulierte“ hintere Abgrenzung der Brüste während der 3-D-unterstützten Volumenberechnung den anatomischen Gegebenheiten entspricht. Die durchschnittliche positive (negative) Abweichung von 0,32 (-0,17) cm stellt für die Anforderungen der Brustchirurgie eine ausreichende Genauigkeit für die Interpolation der hinteren Brustvolumenbegrenzung dar. Allerdings erfolgte die konstruierte hintere Abgrenzung der Brustregionen nicht auf der Ebene der Thoraxwand, sondern parallel auf der Ebene der Hautoberfläche, die an die Brustbasis 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 sich der absolut gemessene Volumenwert von den tatsächlichen Volumen stärker unterscheiden [18].

Dies verdeutlicht einige Nachteile der Methode. Formveränderungen, die eine Patientin in der Nähe der Brüste haben kann, beeinträchtigen die Präzision der Methode, welche zusätzlich abhängig ist von der Brustgröße [16]. Zu diesen Formveränderungen zählen Thoraxwanddeformierungen, z.B. Trichterbrust oder Kiehlbrust, sehr ausgeprägte Faltenbildungen in der Axilla oder im oberem Abdomen, bedingt durch massive Adipositas, oder Konturunregelmäßigkeiten am lateralen Rand des Musculus pectoralis maior, mit tiefer Dellenbildung im Axillarbereich etc.

Eine genauere Analyse zeigt, dass mit Hilfe der verschiedenen Erfassungsmethoden auch leicht unterschiedliche Anteile der Brustregionen in die Berechnung der Volumina einbezogen werden [17]. Das erklärt unter anderem auch die Tatsache, dass die gemessenen absoluten Werte, bei oft ähnlicher Messpräzision, unterschiedlich sind (Abbildungen 2A, 4, 5 und Tabelle 1). Ein direkter Vergleich der Kernspintomographie mit den neu eröffneten Möglichkeiten der Volumenberechnung mittels 3-D-Technologie ist daher nicht einfach. Deshalb haben wir zur Überprüfung der Genauigkeit der Volumenmessungen den Korrelationskoeffizienten zwischen den berechneten Brustvolumen mittels 3-D-Scan und MRT berechnet. Die hohe signifikante Korrelation zeigt jedoch, dass trotz unterschiedlicher Volumenareale (MRT präpektoral, MRT pektoral und MRT gesamt) eine ausreichend genaue Brustvolumenbestimmung mittels 3-D-Scan möglich ist.

Im Fall der MRT wird die Berechnung anhand der tatsächlichen anatomischen Strukturen durchgeführt. Fowler et al. [11] geben eine mittlere Abweichung der Volumenmessungen (Messpräzision) mit 4,3 Volumenprozent an. Bei den von uns in dieser Studie durchgeführten Messungen mittels einer halbautomatisierten Segmentierung („live wire algorithm“) mit der HepaVision® Software wurde eine mittlere Abweichung von $1,10 \pm 0,34\%$ festgestellt. In einer Voruntersuchung führten wir die Segmentierung der anatomischen Strukturen mit der Software Easy Vision 4.0™ (Philips Medizinsysteme GmbH, Hamburg, Deutschland) manuell durch und erhielten eine mittlere Messabweichung von $1,56 \pm 0,52\%$ [17]. Aufgrund der im MRT einfach zu erkennenden anatomischen Verhältnisse konnte die halbautomatische manuelle Segmentierung des Brustvolumenareals (MRT präpektoral) äußerst präzise durchgeführt werden; der Unterschied in der Reproduzierbarkeit der Volumenmessungen zu den Voruntersuchungen hält sich in Grenzen. Die erhebliche Diskrepanz zu den Ergebnissen von Fowler et al. [11] ist unserer Meinung jedoch durch die Weiterentwicklung des MRT-Aufnahme- und Analyseverfahrens und der verbesserten Bildgebung der letzten Jahre zu erklären. Die schlechtere Präzision der Volumenbestimmung des Musculus pectoralis mit einer mittleren Messabweichung von $3,75 \pm 0,72\%$ ist einerseits durch die schlechte Abgrenzbarkeit zum umliegenden Brustgewebe, andererseits durch die erschwerte Einstellung der Bildkontraste zu erklären, da die verwendete Software für die Bearbeitung von CT-Datensätzen in der Leberdiagnostik entwickelt worden ist und bei nicht klar definierbaren Strukturgrenzen Schwierigkeiten mit der halbautomatisierten Segmentierung aufweist. Die Messpräzision des 3-D-Scanverfahrens unterscheidet sich jedoch nicht erheblich von der Reproduzierbarkeit der MRT-gesteuerten Messungen, so dass die gute Messpräzision der Voruntersuchungen bestätigt wird [16, 18].

Wie bereits angedeutet, erfolgt die Erfassung der Brustregion mittels Kernspintomographie – im Gegensatz zur 3-D-Scanererfassung – nicht am stehenden Patienten, sondern im Liegen. Die Patientin befindet sich in Bauchlage, und um die Brüste wird eine Magnetspule („breast coil“), die beide Brüste kranial, kaudal und lateral

umgibt, angebracht. Durch eine Aussparung in der Untersuchungsliege werden die Brüste in hängender Position aufgenommen. Diese Aufnahmetechnik führt zu einer lagebedingten, aber auch zu einer mechanischen Formveränderung der Brustanteile durch das Anbringen der Magnetspulen. Durch eine zusätzliche Untersuchung sollte eruiert werden, ob durch die aufnahmebedingten Formveränderungen in der Kernspintomographie auch eine Brustvolumenänderung erfolgt. Hierzu haben wir Testperson 5 in verschiedenen Positionen aufgenommen. Ausgehend von der stehenden Position (0°), wurde die Testperson in leichter Rückenlage (-45°), in Rückenlage (-90°), in leicht vorgebeugter Haltung ($+45^\circ$) und in Bauchlage entsprechend der Aufnahmeposition im MRT ($+90^\circ$) dreidimensional mittels Scanner erfasst und die jeweiligen Brustvolumina mit der oben beschriebenen Methode bestimmt. Die Volumina in den einzelnen Positionen veränderten sich nur geringfügig, und die Differenzen lagen im Bereich der ermittelten Messabweichung:

- 0° : 560 cm³ rechts/573 cm³ links,
- -45° : 566 cm³ rechts/569 cm³ links,
- -90° : 547 cm³ rechts/552 cm³ links,

- $+45^\circ$: 568 cm³ rechts/579 cm³ links und
- $+90^\circ$: 576 cm³ rechts/588 cm³ links.

Es ist tendenziell zu vermerken, dass kleinere Volumina in Rückenlage und größere Volumina in Bauchlage gemessen werden. Dies lässt sich dadurch erklären, dass die Brustgrenzen in Rückenlage schlechter bestimmt werden können, da sich das Brustgewebe nicht mehr so deutlich von der Thoraxwand abzeichnet. In Bauchlage mit hängenden Brüsten, die nicht auf der Thoraxwand aufliegen, kann die Brustkontur, besonders im Bereich der Brustumschlagsfalte, besser bestimmt werden. Die Bestimmung der Brustvolumen scheint nicht lageabhängig zu sein, eine Tendenz, die sich mit den Erkenntnissen unserer Voruntersuchungen deckt [16, 19]. Neben der Volumenmessung führten wir auch eine Analyse der Formveränderung der Brust in verschiedenen Körperpositionen durch. Überlagert man die virtuellen 3-D-Oberflächenmodelle der 0° -Position mit der $+90^\circ$ -Position, welche der Aufnahmeposition während der Kernspintomographie entspricht, so wird die äußere Formveränderung der Weichteile von der stehenden in die liegende Position deutlich visualisiert bei vernachlässigbarer Volu-

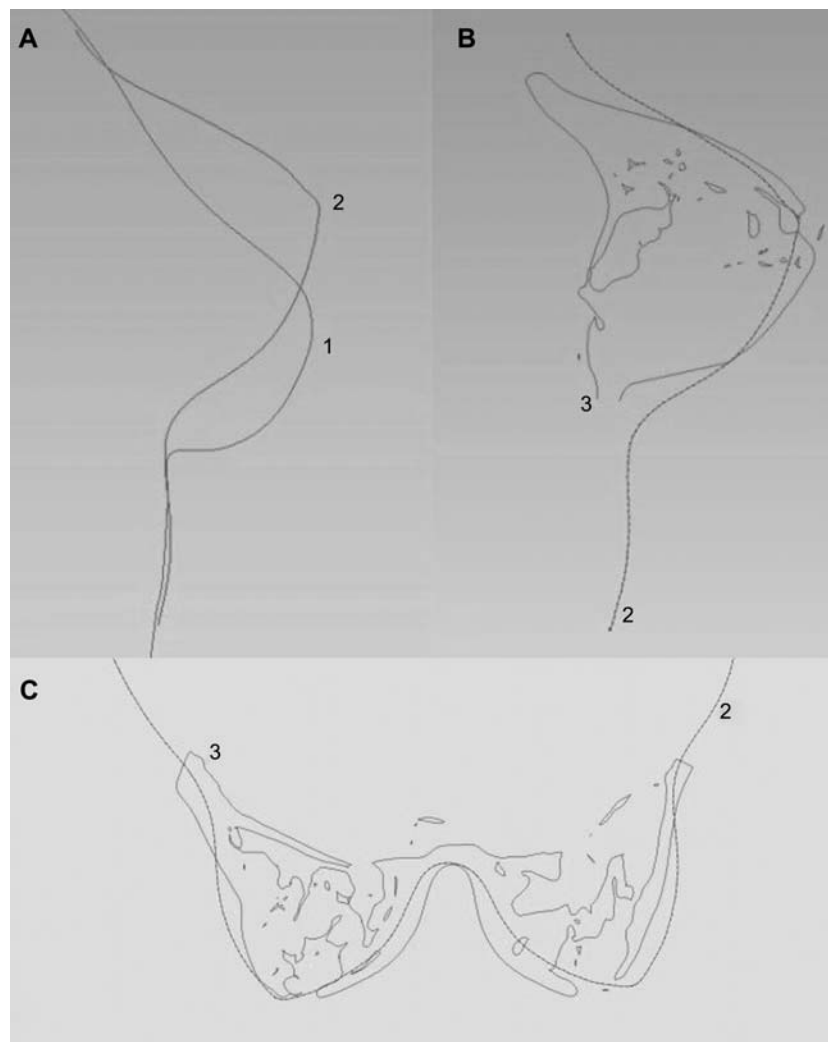


Abbildung 6 Formveränderung der Brust in verschiedenen Körperpositionen und Erfassungstechniken; sagittale 2-D-Überlagerung des 3-D-Oberflächenmodells der Brust in (A1) stehender und in (A2) liegender Position. (B) Sagittale und (C) horizontale 2-D-Überlagerung des 3-D-Oberflächenmodells der Brust in liegender Position (B2, C2) mit dem MRT-basierten 3-D-Brustmodell in liegender Position (B3, C3).

menänderung (Abbildung 6A.1,A.2). Vergleicht man die +90°-Position des virtuellen 3-D-Oberflächenmodells (Abbildung 6B.2) mit dem MRT-basierten 3-D-Brustmodell (Abbildung 6B.3), wird aus der sagittalen 2-D-Überlagerung ersichtlich, dass die in der MRT angebrachte Magnetspindel die Brust in den kaudalen und kranialen thoraxnahen Arealen, in denen die Magnetspindel anliegt, deformiert und die Brust dadurch im Vergleich zum 3-D-Oberflächenmodell weiter ventral positioniert ist (Abbildung 6B). In der horizontalen 2-D-Überlagerung sieht man deutlich die laterale Deformierung und die vermehrte Verschiebung der Brustweichteile im MRT nach medial (Abbildung 6C.3) im Vergleich zum 3-D-Oberflächenmodell (Abbildung 6C.2). Die MRT-Aufnahmetechnik führt neben der lagebedingten auch zu einer mechanischen Formveränderung der Brust durch das Anbringen der Magnetspulen, welche eine formgerechte 3-D-Rekonstruktion der äußeren Erscheinungsform der Brust anhand von CT/MRT-Daten nicht erlauben. Zur Verdeutlichung anatomischer Lagebeziehungen ist die Erstellung virtueller 3-D-Modelle aus CT/MRT-Daten sinnvoll, jedoch zur Beurteilung und Visualisierung der prä- und postoperativen ästhetischen Begebenheiten ist diese Methode aus klinischer Sicht nicht verwertbar (Abbildung 2). Hier hat sich in der klinischen Praxis gezeigt, dass Patientinnen das operative Ergebnis (Form, Volumen, Symmetrie etc.) primär in der stehenden Position (Eigenbetrachtung vor dem Spiegel, Alltagshaltung etc.) beurteilen und somit die 3-D-Erfassungsmethode mittels Laserscanner – neben allen erwähnten Limitationen – als geeigneter erscheint (Abbildung 1).

Schlussfolgerung

Die Vorteile der Brustvolumenberechnung mit Hilfe der 3-D-Technologie bestehen in der schnellen, großflächigen Erfassung der Oberflächegeometrie der Brustregion. Dadurch entsteht ein „virtueller Abdruck“ der Brustregion ohne Deformierung der Brüste in normal stehender Position. Im Unterschied zu den klassischen Methoden ist es möglich, mit Hilfe spezieller Software die Krümmung der Thoraxwand (hintere Abgrenzung) zu berechnen. Die hohe Übereinstimmung und Korrelation der 3-D-Scandaten mit der MRT-basierten Verifizierung lassen vermuten, dass die 3-D-Scanmethode zur Brustvolumenbestimmung ausreichend präzise ist, obwohl eine nicht unerhebliche Formveränderung durch die MRT-Aufnahmetechnik besteht. Unsere Ergebnisse müssen jedoch noch in klinischen Studien an größeren Patientenkollektiven überprüft werden, bevor die präsentierte Brustvolumenbestimmungsmethode in der Praxis angewendet werden kann.

Diese Arbeit soll dazu beitragen, das 3-D-Verfahren transparenter, verständlicher, vergleichbarer und nachvollziehbarer zu machen, die Anwendung dieser Methode in der Plastischen, Rekonstruktiven und Ästhetischen Chirurgie weiter zu etablieren und darüber hinaus ihre interdisziplinäre Anwendung in anderen Fachgebieten anzuregen.

Danksagung

Die Autoren danken Herrn Univ.-Prof. Dr. E.J. Rummeny, Ärztlicher Direktor des Instituts für Röntgendiagnostik am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München, für die Kooperation während dieser Studie und Konica Minolta Europe GmbH für die langjährige Förderung der Arbeit im Hard- und Softwarebereich, bei nicht bestehendem finanziellen Interessenskonflikt der Autoren mit Konica Minolta Europe GmbH.

Literatur

- [1] Akbas H, Sahin B, Eroglu L, et al. Estimation of breast prosthesis volume by the Cavalieri principle using magnetic resonance images. *Aesthetic Plast Surg* 2004; 28: 275–280.
- [2] Bouman FG. Volumetric measurement of the human breast and breast tissue before and during mammoplasty. *Br J Plast Surg* 1970; 23: 263–264.
- [3] Brown RW, Cheng YC, Kurtay M. A formula for surgical modifications of the breast. *Plast Reconstr Surg* 2000; 106: 1342–1345.
- [4] Bulstrode N, Bellamy E, Shrotria S. Breast volume assessment: comparing five different techniques. *Breast* 2001; 10: 117–123.
- [5] Cutting CB, McCarthy JG, Karron DB. Three-dimensional input of body surface data using a laser light scanner. *Ann Plast Surg* 1988; 21: 38–45.
- [6] Edelsbrunner H, Mücke E. Three-dimensional alpha shapes. *ACM Transaction on Graphics* 1994; 13: 43–72.
- [7] Eder M, Papadopoulos NA, Kovacs L. Breast volume determination in breast Hypertrophy. *Plast Reconstr Surg* 2007; 120: 356–367.
- [8] Eder M, Papadopoulos NA, Kovacs L. Re: Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery. *Am J Surg* 2007; 194: 563–565.
- [9] Edsander-Nord A, Wickman M, Jurell G. Measurement of breast volume with thermoplastic casts. *Scand J Plast Reconstr Surg Hand Surg* 1996; 30: 129–132.
- [10] Falcao AX, Udupa JK. Segmentation of 3D objects using live-wire. *SPIE on Medical Imaging* 1997; 3034: 191–198.
- [11] Fowler PA, Casey CE, Cameron GG, Foster MA, Knight CH. Cyclic changes in composition and volume of the breast during the menstrual cycle, measured by magnetic resonance imaging. *Br J Obstet Gynaecol* 1990; 97: 595–602.
- [12] Galdino GM, Nahabedian M, Chiaramonte M, Geng JZ, Klatsky S, Manson P. Clinical applications of three-dimensional photography in breast surgery. *Plast Reconstr Surg* 2002; 110: 58–70.
- [13] Grossman AJ, Roudner LA. A simple means for accurate breast volume determination. *Plast Reconstr Surg* 1980; 66: 851–852.
- [14] Hudson DA. Factors determining shape and symmetry in immediate breast reconstruction. *Ann Plast Surg* 2004; 52: 15–21.
- [15] Kalbhen CL, McGill JJ, Fendley PM, Corrigan KW, Angelats J. Mammographic determination of breast volume: comparing different methods. *AJR Am J Roentgenol* 1999; 173: 1643–1649.
- [16] Kovacs L, Eder M, Hollweck R, et al. New aspects of breast volume measurement using 3D surface imaging. *Ann Plast Surg* 2006; 57: 602–610.
- [17] Kovacs L, Eder M, Hollweck R, et al. Comparison between breast volume measurement using 3D surface imaging and classical techniques. *Breast* 2007; 16: 137–145.

- [18] Kovacs L, Eder M, Papadopoulos NA, Biemer E. Re: Validating three-dimensional imaging of the breast. *Ann Plast Surg* 2005; 55: 695–696.
- [19] Kovacs L, Yassouridis A, Zimmermann A, et al. Optimization of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners. *Ann Plast Surg* 2006; 56: 229–236.
- [20] Kovacs L, Zimmermann A, Brockmann G, et al. Accuracy and precision of the three-dimensional assessment of the facial surface using a 3-D laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging* 2006; 25: 742–754.
- [21] Kovacs L, Zimmermann A, Brockmann G, et al. Three-dimensional recording of the human face with a 3D laser scanner. *J Plast Reconstr Aesthet Surg* 2006; 59: 1193–1202.
- [22] Kovacs L, Zimmermann A, Papadopoulos NA, Biemer E. Re: factors determining shape and symmetry in immediate breast reconstruction. *Ann Plast Surg* 2004; 53: 192–194.
- [23] Losken A, Seify H, Denson DD, Paredes AA Jr, Carlson GW. Validating three-dimensional imaging of the breast. *Ann Plast Surg* 2005; 54: 471–476.
- [24] Malini S, Smith EO, Goldzieher JW. Measurement of breast volume by ultrasound during normal menstrual cycles and with oral contraceptive use. *Obstet Gynecol* 1985; 66: 538–541.
- [25] Mineyev M, Kramer D, Kaufman L, Carlson J, Frankel S. Measurement of breast implant volume with magnetic resonance imaging. *Ann Plast Surg* 1995; 34: 348–351.
- [26] Moor EV, Westreich M, Bar-Ziv Y, Wexler MR. Derivation of final implant volume for breast reconstruction using three dimensional CT scan. *Eur J Plast Surg* 2000; 23: 138–141.
- [27] Mortensen EN, Morse BS, Barrett WA. Adaptive boundary detection using 'live-wire' two-dimensional dynamic programming. *IEEE Proc. Computers in Cardiology* 1992; 635–638.
- [28] Nahabedian MY, Galdino G. Symmetrical breast reconstruction: is there a role for three-dimensional digital photography? *Plast Reconstr Surg* 2003; 112: 1582–1590.
- [29] Schenk A, Prause G, Peitgen HO. Local cost computation for efficient segmentation of 3D objects with live wire. *Medical Imaging 2001: Image Processing, Proceedings of SPIE* 2001; 4332: 1357–1364.
- [30] Smith DJ Jr, Palin WE Jr, Katch VL, Bennett JE. Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values. *Plast Reconstr Surg* 1986; 78: 331–335.
- [31] Tebbetts JB. A system for breast implant selection based on patient tissue characteristics and implant-soft tissue dynamics. *Plast Reconstr Surg* 2002; 109: 1396–1409.
- [32] Udupa JK, Samarasekera S, Barrett WA. Boundary detection via dynamic programming. *Visualization in Biomedical Computing* 1992; 92: 33–39.

Eingereicht: 29. März 2007; akzeptiert: 29. Februar 2008