



Aus der Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie

(Direktor: Prof. Dr. Hans-Günther Machens)

des Klinikums rechts der Isar

der Technischen Universität München

Entwicklung und Validierung eines 3-D Brustmodells zur virtuellen OP-Planung von Mammaaugmentationen

Stefan Sebastian Gfirtner

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

Vorsitzender: Prof. Dr. Ernst J. Rummeny

Prüfer der Dissertation:

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

Die Dissertation wurde am 14.06.2018 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 20.03.2019 angenommen.

INHALTSVERZEICHNIS

Einleitung	4
1.1. Problematik.....	4
1.2. Verfügbare Messmethoden	5
1.2.1. Zweidimensionale Fotografie.....	5
1.2.2. Anthropomorphe Messungen.....	6
1.2.3. Archimedische Methode und Abdruckverfahren.....	7
1.2.4. Radiologische Verfahren.....	10
1.2.5. Andere Messwerkzeuge	11
1.3. Vorteile einer Planung am dreidimensionalen Modell und ihre Grenzen	12
1.4. Problemstellung	15
1.5. Ziel der Studie	19
2. Material und Methoden	20
2.1. MRT basierte Definition der anatomisch korrekten Thoraxwand.....	20
2.1.1. Testpersonen.....	20
2.1.2. MRT Datengewinnung.....	21
2.1.3. Segmentierung der Gewebe.....	22
2.1.4. Erstellen einer dorsalen Begrenzungsfläche der Brust im 3-D Oberflächenmodell.....	24
2.1.5. Extrusion und Krümmung der virtuellen Thoraxwand.....	30
2.2. Klinische Validierung.....	32
2.2.1. Validierungsdatensätze.....	33

2.2.2. Simulation der Mammaaugmentation.....	33
2.2.3. 3-D-Vergleich.....	35
3. Ergebnisse	40
3.1. Probandengruppe	40
3.2. Index für Extrusion und Krümmung.....	41
3.3. Ergebnis der Validierung mit der SINUS-Software	42
3.3.1. Implantatdaten.....	42
3.3.2. Korrelationsanalysen, Volumenvergleich, T-Test.....	44
3.3.3. Regressionsanalysen.....	60
4. Diskussion.....	62
5. Zusammenfassung.....	69
6. Literaturverzeichnis	71
7. Abbildungsverzeichnis	77
8. Tabellenverzeichnis	81
9. Curriculum vitae	83

Einleitung

1.1. Problematik

Die Brustaugmentation stellt eines der weltweit am häufigsten durchgeführten Verfahren in der Plastischen Chirurgie dar und nimmt in absoluten Zahlen weiter zu (Maxwell and Gabriel 2009). Die American Society for Aesthetic Plastic Surgery verzeichnet in den Jahren von 1997 bis 2013 einen Zuwachs von 210% (Surgery 2014). Meist ist die Motivation eine kosmetische (Kalaaji, Bjertness et al. 2013). Die Patientinnen möchten sich femininer, selbstbewusster und attraktiver fühlen (Nikolic, Janjic et al. 2013). Gerade weil es meist ästhetische Überlegungen sind, die den Wunsch zur Operation entstehen lassen, sind die Anforderungen an ein ansprechendes Ergebnis hoch.

Das individuelle Verständnis von Form und Ästhetik ist höchst unterschiedlich ausgeprägt und erschwert die Verständigung zwischen Patientin und Plastischem Chirurgen auf ein gemeinsames Ziel insbesondere in der ästhetischen Brustchirurgie. Westreich hat 1997 einige Kriterien vorgestellt, die dabei helfen sollen, ein ästhetisches Ergebnis der Brustaugmentationsoperation zu objektivieren. Dazu gehören gewisse Formvorgaben wie Tropfen-, oder Tränenform der Brust, eine möglichst geringe Ptosis, eine Proportionalität zum Körperbau und die Position der Mamille an dem am weitesten anterior gelegenen Punkt der Brust (Westreich 1997).

Dennoch kann sich eine Ratsuchende schlussendlich weder sicher sein, dass der Chirurg verstanden hat welches Ergebnis sie sich wünscht, noch ob ein solches Resultat ausgehend von ihrer individuellen anatomischen Konstitution realisierbar ist. Bei der ästhetischen Mammaaugmentation ist die vorrangige Zielsetzung ein Volumenzuwachs der Brust. Zugleich ist die sich ergebende Form der Brust, die Morphologie, entscheidend für ein ästhetisch

zufriedenstellendes Ergebnis. Eine fundierte Operationsplanung muss demnach sowohl das Brustvolumen als auch die Form berücksichtigen.

1.2. Verfügbare Messmethoden

Folgende Verfahren zur Erfassung von Form und Volumen der Brust stehen aktuell zur Verfügung:

1.2.1. Zweidimensionale Fotografie

Die einfachste Form eine dreidimensionale Gestalt zu dokumentieren stellt die klassische Fotografie dar. Hier sind die gewonnenen Daten allerdings auf zwei Dimensionen beschränkt. Ein Ansatz, diese Daten für die Operationsplanung zu nutzen ist die Datenbank „Morphobreast“ (Chavoin, Teyseyre et al. 2005). Bei dieser Methode werden Patientinnen jeweils vor sowie nach der Operation fotografiert und die Bilder zusammen mit biometrischen Daten wie Körpergröße, Körpergewicht und einigen Streckenmessungen an der Brust gespeichert. Stellt sich eine Patientin mit dem Wunsch vor, sich einer Mammaaugmentation zu unterziehen, können ausgehend von ihren individuellen Maßen Beispielpatientinnen in der Datenbank gefunden werden, die eine ähnliche Brustmorphologie aufweisen. Damit soll eine Prognose getroffen werden, welches Operationsergebnis im vorliegenden Fall wahrscheinlich zu erreichen wäre. Die Form der Brust kann bei dieser Methode lediglich deskriptiv erfasst werden (beispielsweise „Aplasie“, „Hypoplasie“, „normale Brust“). Eine quantitative Aussage über exakte Volumina und die Form im dreidimensionalen Raum ist nicht möglich. Dennoch stellt die zweidimensionale Fotografie auch heute noch das Standardverfahren zur Erfassung der Brust im dreidimensionalen Raum dar. Dazu werden Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln im

Raum angefertigt (frontal, halbseitlich, streng seitlich) (Chavoin, Teyseyre et al. 2005). Diese Vorgehensweise erlaubt jedoch lediglich eine qualitative Dokumentation.

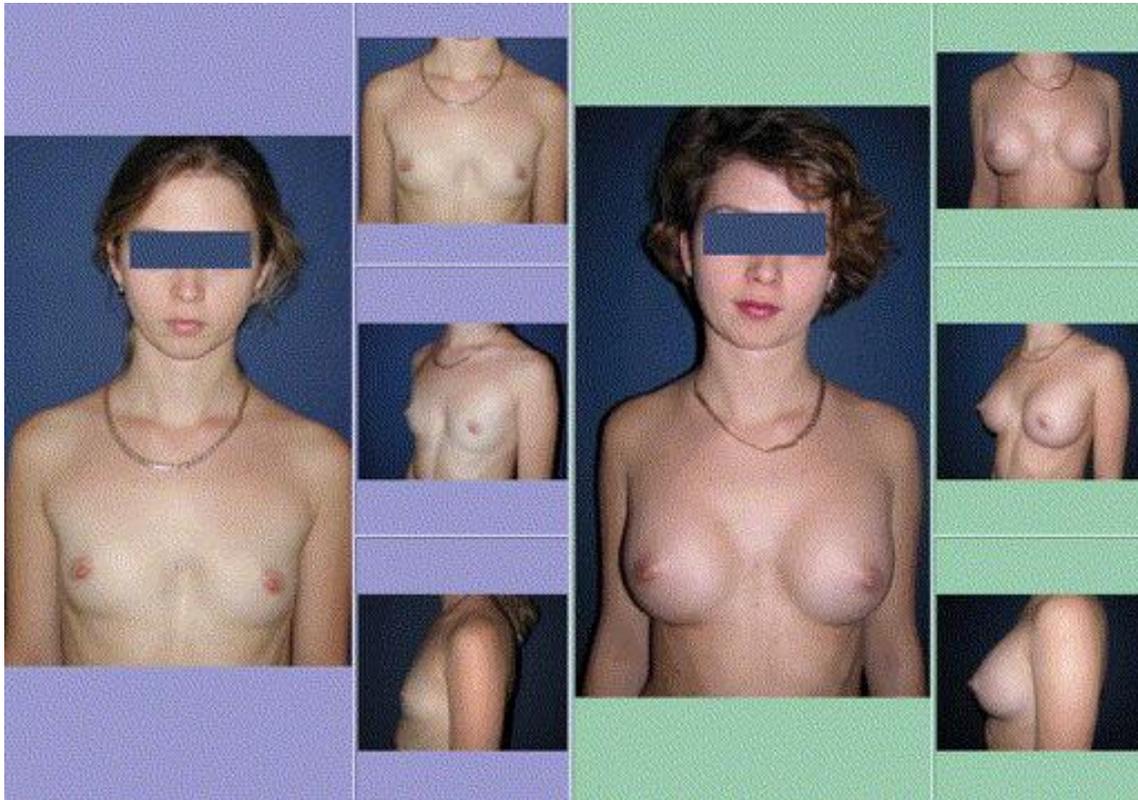


Abb. 1: Bildbeispiel aus der Datenbank "Morphobreast" (Chavoin, Teyseyre et al. 2005). Blau unterlegt präoperativ; grün unterlegt postoperativ. Jeweils frontal, halbseitlich, streng seitlich.

1.2.2. Anthropomorphische Messungen

Bei anthropomorphischen Messverfahren werden definierte Strecken zwischen anatomischen Landmarken der Patienten gemessen. In einem zweiten Schritt wird (über ein gesondertes Verfahren) das Brustvolumen bestimmt. Aus Korrelationen zwischen den gemessenen Strecken

und Brustvolumen lassen sich mathematische Formeln ableiten, die eine Berechnung des Brustvolumens auf Basis der gemessenen Strecken erlauben (Smith, Palin et al. 1986, Kececi and Sir 2014).

Diese Verfahren sind zügig durchführbar, für die Patientin minimal invasiv und erlauben die Erfassung der Daten in normaler, stehender Position. Es ist allerdings zu berücksichtigen, dass eine gewisse Subjektivität bei der Festlegung der Messpunkte auf der Körperoberfläche bestehen bleibt. Beispielsweise ist es bei wenig ptotischen, festen Brüsten nicht immer eindeutig, wo die Submamärfalte endet.

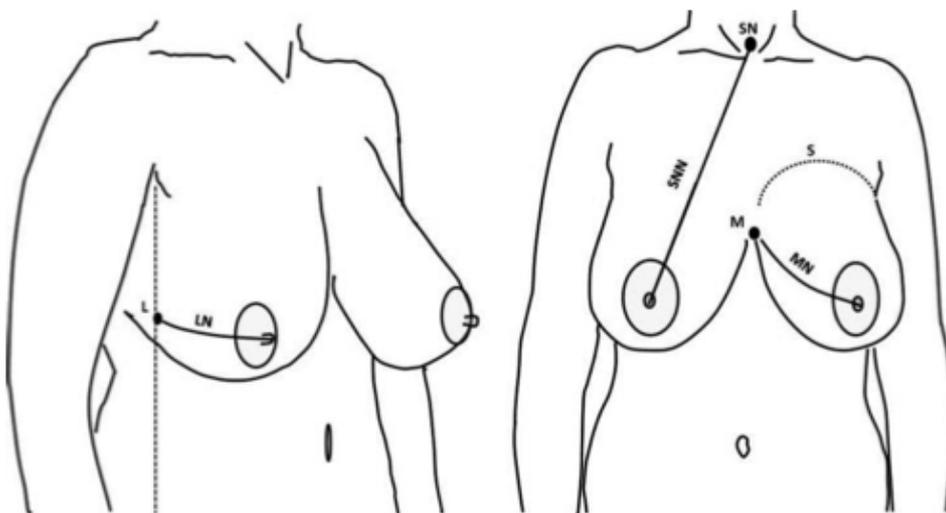


Abb. 2: Beispiel anthropomorphischer Streckenmessungen (Smith 1986)

1.2.3. Archimedische Methode und Abdruckverfahren

Die archimedische Methode beruht auf dem Prinzip der Verdrängung von Flüssigkeit, um ein unbekanntes Volumen zu messen. Ein Gefäß bekannten Volumens wird dabei gegen den

Brustkorb dichtend über die zu untersuchende Brust gestülpt und vollständig mit Wasser gefüllt. Das Brustvolumen ergibt sich als Differenz aus dem Volumen des Gefäßes und dem des eingefüllten Wassers (Tezel and Numanoglu 2000).

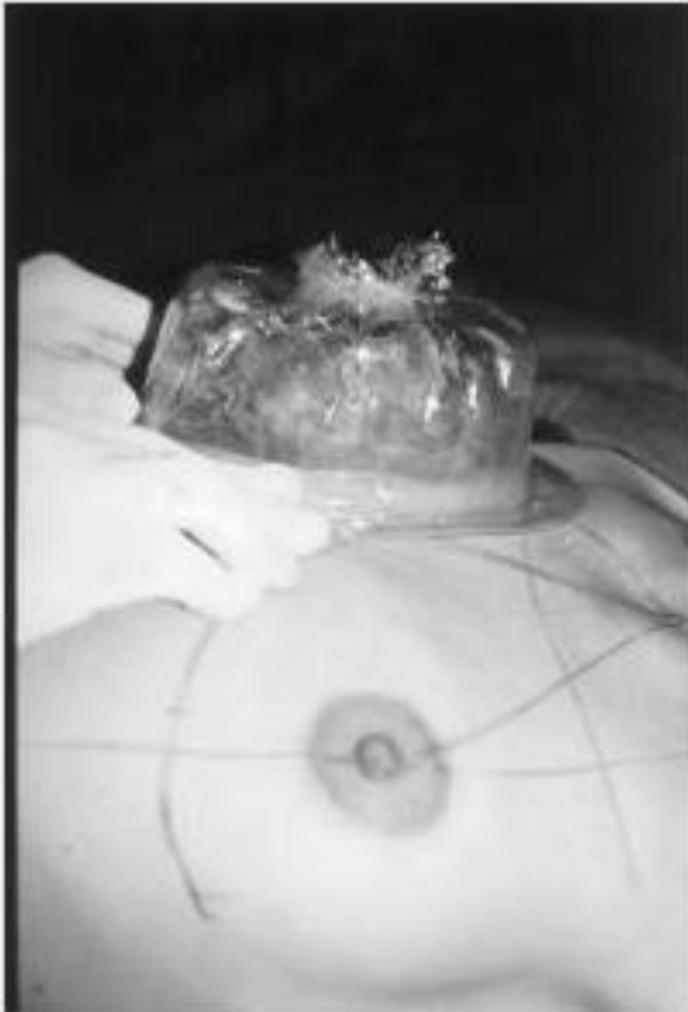


Abb. 3: Beispiel der Brustvolumenmessung nach dem archimedischen Prinzip. Im hier dargestellten Fall kommt ein starrer Kunststoffbehälter bekannten Volumens zum Einsatz, in dem sich ein Plastikbeutel befindet, welcher durch eine Öffnung von oben mit Wasser befüllt werden kann (Tezel and Numanoglu 2000).

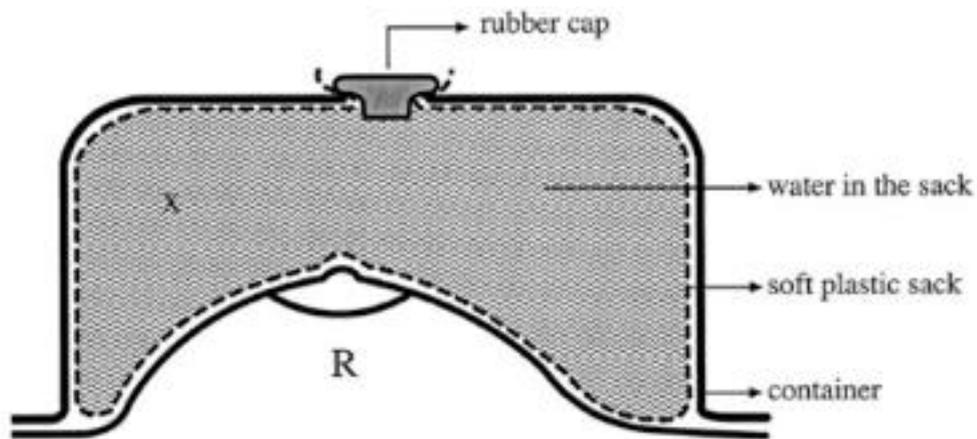


Abb 4: Prinzip der archimedischen Volumenmessung: Über die zu untersuchende Brust wird ein starrer Behälter gestülpt. Der sich darin befindende Plastikbeutel kann über einen Einlassstopfen mit Wasser befüllt werden. Das Brustvolumen R ergibt sich nun aus dem Volumen des Behälters abzüglich dem des eingefüllten Wassers X (Tezel and Numanoglu 2000).

Auch bei Abdruckverfahren wird das Brustvolumen mittels Flüssigkeit bestimmt. Der Patientin wird ein aushärtendes Material (z.B. Thermoplaste oder Gips) um die Brust gelegt und der erzeugte Abdruck im Anschluß mit Wasser gefüllt um das Brustvolumen zu messen (Bulstrode, Bellamy et al. 2001). Ein Vorteil dieser Methode ist das dreidimensionale Modell, welches dabei entsteht obgleich das aufgebrachte Material das Brustgewebe komprimiert und damit die Brustform verändert.

1.2.4. Radiologische Verfahren

Computertomographische und magnetresonanztomographische Schnittbildgebungsverfahren liefern sehr detaillierte Bilddatensätze und lassen eine dreidimensionale Rekonstruktion zu. Volumina sind auf diese Weise äußerst exakt berechenbar, allerdings stehen die hohe Strahlenbelastung der Computertomographie (CT), sowie die Kostenintensität der Magnetresonanztomographie (MRT) einer Routineanwendung im klinischen Bereich entgegen. Außerdem erfordern diese Verfahren in aller Regel eine liegende Position, was das Weichteilgewebe der Brust stark deformiert. Zudem wird die räumliche Enge, sowie die Lärmbelastung einer magnetresonanztomographischen Untersuchung häufig von Patientinnen schlecht toleriert (Eder and Kovacs 2010, Eder, Raith et al. 2014, Georgii, Eder et al. 2014).

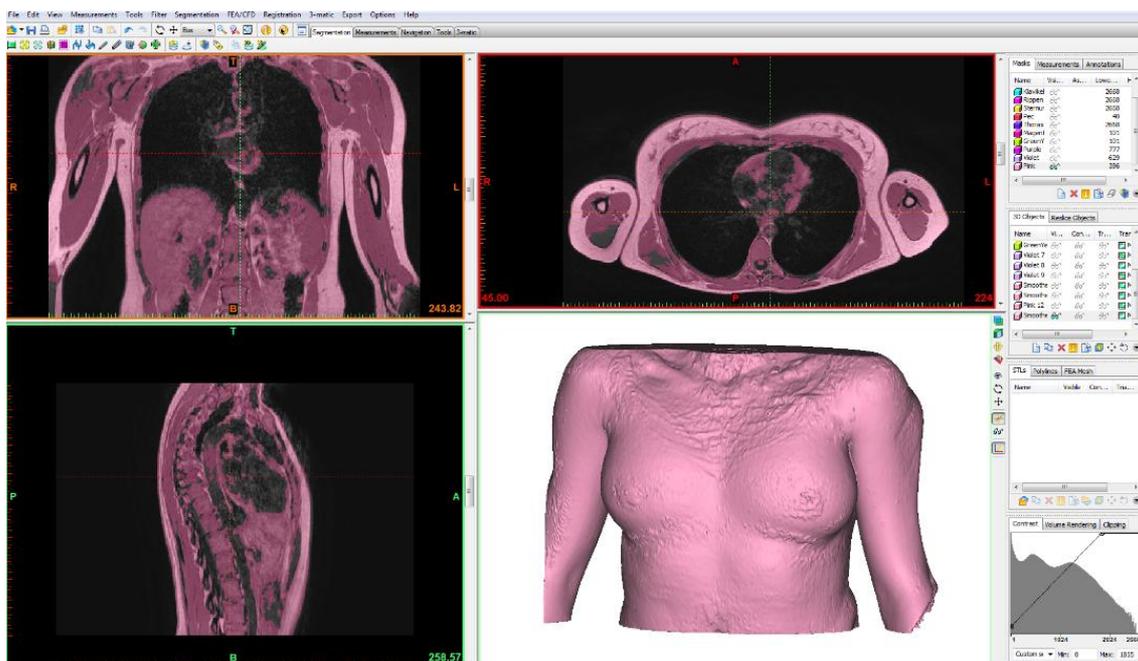


Abb. 5: Segmentierte Magnetresonanztomographieaufnahme einer Probandin in liegender Position. Frontalebene o.l., Transversalebene o.r., Sagittalebene u.l. und dreidimensionale Rekonstruktion u.r. über die Mimics® -Software. In dieser Darstellung sind Haut, Fettgewebe, Brustdrüsen, Muskulatur, sowie Knochen segmentiert.

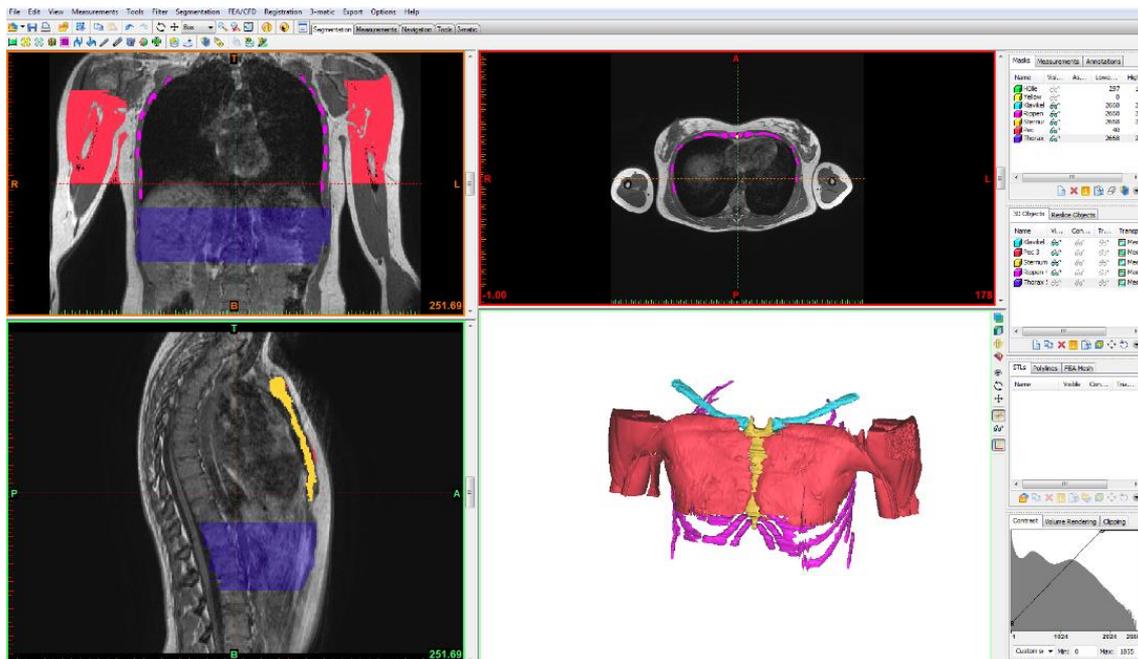


Abb. 6: Segmentierte Magnetresonanztomographieaufnahme einer Probandin in liegender Position. Frontalebene o.l., Transversalebene o.r., Sagittalebene u.l. und dreidimensionale Rekonstruktion u.r. über die Mimics®-Software. In dieser Darstellung sind Pektoralmuskulatur (rot), Sternum (gelb), Klavikel (blau), sowie Rippen (pink) segmentiert.

1.2.5. Andere Messwerkzeuge

Es wurde eine Reihe von Apparaturen entwickelt, die bei der Beurteilung der weiblichen Brustvolumina helfen sollen. So haben Grossmann und Rounder eine konisch geformte Messschablone entwickelt, welche an die Brust angehalten wird. Dabei erlaubt eine Skala das Ablesen des Brustvolumens (Grossman and Roudner 1980). Allerdings konnten für große, sowie besonders feste Brüste fehlerhafte Messwerte nachgewiesen werden (Palin, von Fraunhofer et al. 1986, Tepper, Unger et al. 2010). Bouman schlägt eine schlichte Messung der „Körbchengröße“ vor (Bouman 1970). Dabei wird der Umfang des Torso auf Höhe der Inframammärlinie, sowie auf Höhe der Mamillen gemessen. Diese „Körbchengröße“ ergibt sich aus der Differenz dieser beiden Messwerte (Vandeput 2006). Dieses Verfahren kann das Volumen der Brust jedoch nicht erfassen.

Andere Apparate wie Tegtmeiers Mammometer (Tegtmeier 1978) bauen auf dem archimedischen Prinzip auf und vermeiden, dass die Patientin direkt mit Wasser in Berührung kommt. Ellenbogen (Ellenbogen 1978) hat transparente Plastikschalen verschiedener bekannter Volumen verwendet, um das Brustvolumen zu messen. Keine dieser Methoden ist aber in der Lage, die individuelle Form der Brust darzustellen. Zudem sind die Messwerte der vorgestellten Systeme nicht immer uneingeschränkt reproduzierbar, teils umständlich in der Anwendung und werden von den Patientinnen mitunter nur unzureichend angenommen und toleriert (Bulstrode, Bellamy et al. 2001).

Die am weitesten verbreitete Praxis der Planung einer Mammaaugmentation ist auch heute noch das Einlegen von Mammaimplantaten verschiedener Volumen in den Büstenhalter der Patientin (Herson and Wexler 1988). Auf diese Weise soll Form und Volumen der Brust nach dem operativen Eingriff simuliert werden. Hierbei ist allerdings zu beachten, dass sowohl die eingelegten Implantate als auch der Büstenhalter die Brüste deformieren kann und eine Voraussage der zu erwartenden Form des nicht komprimierten Brustgewebes nur eingeschränkt möglich ist.

1.3. Vorteile einer Planung am dreidimensionalen Modell und ihre Grenzen

Ein dreidimensionales Modell der nicht komprimierten Brust der aufrecht stehenden Patientin hat den Vorteil, dass es Form und Volumen der Brust korrekt abbildet. Die Messdaten aus einem Körperoberflächenscanner werden mittels geeigneter Software zu einem 3-D Modell zusammengefügt, woraufhin eine Betrachtung aus allen Blickwinkeln möglich wird.

Zu diesem Zweck haben sich kontaktlose, optische Bildgebungsverfahren durchgesetzt. Diese beruhen auf dem Prinzip, dass Lichtstrahlen von Objekten in unterschiedlichem Maße reflektiert

und von Sensoren registriert werden können. Optisch aktive Methoden senden dabei selbst Licht aus. In fest definiertem Abstand (Basislinie, Abb. 2) zur Lichtquelle befindet sich ein Sensor, der die vom Objekt reflektierten Strahlen detektiert.

Über das Triangulationsprinzip lassen sich aus dem Einfallswinkel Form und Position des Objektes im Raum berechnen (Breuckmann 1993).

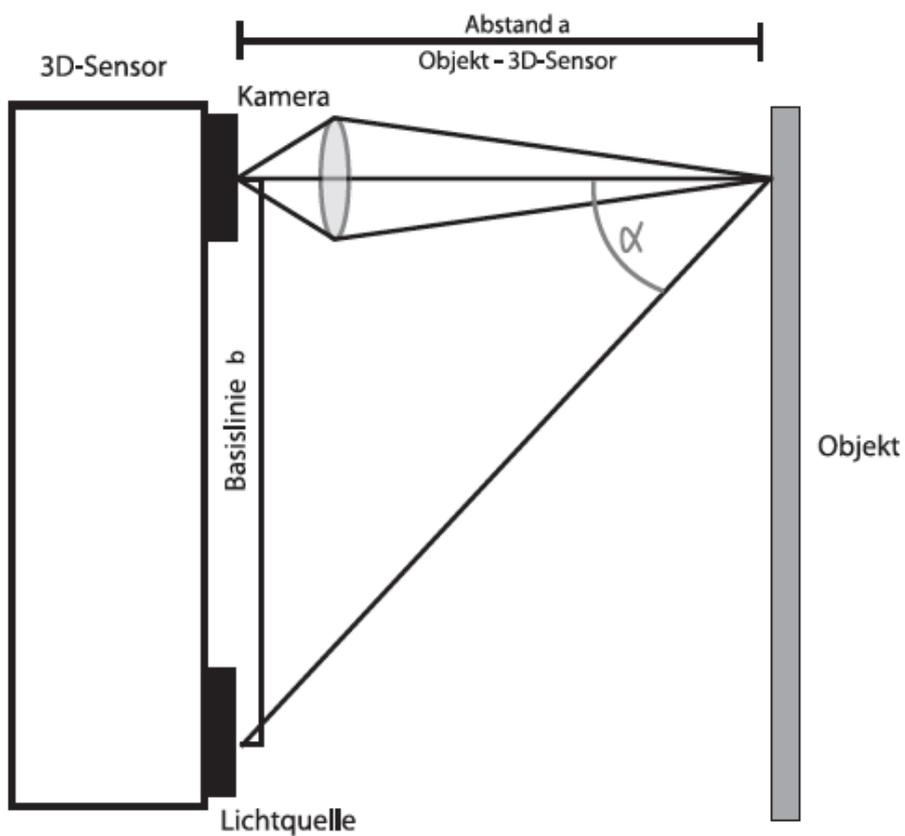


Abb. 7: Triangulationsprinzip, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) (Breuckmann 1993)

Optisch passive Verfahren nehmen ein Objekt mit mindestens zwei Kameras aus verschiedenen Winkeln auf und berechnen die Position im Raum über Triangulation.

Auf diese Weise ist es nicht-invasiv möglich, anatomisch korrekte Modelle der Brustregion in natürlicher, aufrechter Körperhaltung ohne Strahlenbelastung zu erstellen (Catanuto, Spano et al. 2008). Präzision, Genauigkeit und Anwendbarkeit für klinische Fragestellungen konnten für verschiedene, aktuell auf dem Markt erhältlichen, Systeme gezeigt werden (Eder, Brockmann et al. 2013).

Die Charakterisierung der Form von Objekten durch quantifizierbare Maßzahlen wird als Morphometrie bezeichnet. An einem 3-D Oberflächenmodell lassen sich diverse Strecken, Flächen und natürlich auch das Volumen des Modells messen und über geeignete Software miteinander vergleichen (Eder, v Waldenfels et al. 2011).

Das Problem dreidimensionaler Oberflächenscans ist grundsätzlich, dass sie keine Daten aus dem Inneren der erfassten Objekte liefern. Es wird, vergleichbar mit einer Eierschale, nur die äußere Hülle dargestellt.

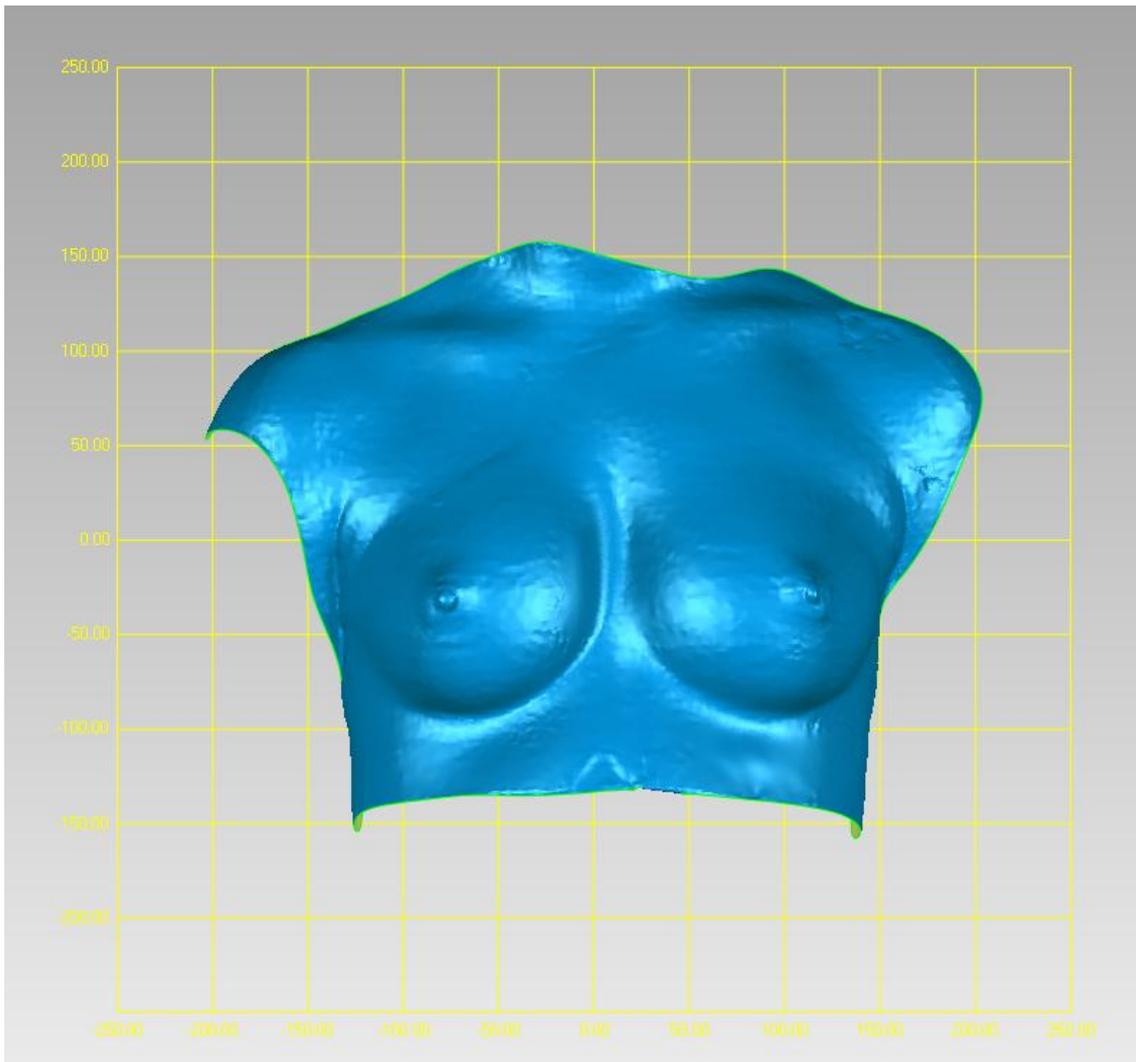


Abb. 8: Dreidimensionales Modell einer Brustregion

1.4. Problemstellung

Soll nun das Volumen einer einzelnen Brust anhand eines 3-D-Oberflächendatensatzes bestimmt werden, muss das zu bestimmende Brustvolumen als ein in sich geschlossenes Objekt definiert werden. Dabei besteht die Problematik darin, dass ein 3-D Oberflächenscan keine Informationen zur räumlichen Lage des knöchernen Brustkorbs als dorsale Begrenzung der Brust liefert und somit eine Hinterwand des zu berechnenden Brustvolumens fehlt.

Bestehende Ansätze, eine solche Rückwand des Brustmodells festzulegen, basieren auf Berechnungen, wie Bézierkurven, Basis-Splines oder Flächensegmentgleichungen nach Coons, bilden aber nicht die tatsächliche Anatomie der Thoraxwand ab, da sie mathematischen Regeln folgen, welche die Anatomie nicht berücksichtigen (Losken, Seify et al. 2005, Tepper, Small et al. 2006).

Simulationsmodelle zur präoperativen Planung von ästhetischen Brustvergrößerungen, die allein auf dreidimensionalen Oberflächendatensätzen basieren, wurden unter anderem von Gladilin und Seo (Seo, Cordier et al. 2007, Gladilin, Gabrielova et al. 2011), Epstein und Scheflan (Epstein and Scheflan 2015), sowie Tzou et. al. (Tzou, Artner et al.) beschrieben. Im Jahr 2015 erstellten O'Connell, Rachel L. et al. ein umfassendes Review zu den auf dem Markt verbreiteten Modellen (O'Connell, Stevens et al.). Es stehen aktuell unter anderem mit 3dMD®, London, GB; Axisthree®, Belfast, IRL; Di3D®, Glasgow, SCO; Crisalix®, Bern, CHE und Canfield Scientific®, NJ, USA verschiedene kommerzielle Anbieter dreidimensionaler Körperoberflächenerfassung und Bildverarbeitung zur Verfügung (Tzou, Artner et al. 2014). Das System "Vectra Volumetric 3D Surface Imaging®" von Canfield® beispielsweise bildet eine in sich geschlossene Einheit aus Kameras und Bildverarbeitungssoftware, welche es erlaubt, innerhalb weniger Minuten ein dreidimensionales Oberflächenmodell einer Körperregion zu erstellen und virtuelle Implantate einzubringen.



Abb. 9: Vectra XT® von Canfield Scientific, Inc.(R), NJ, USA. Patientin steht vor dem System. Es werden Aufnahmen aus verschiedenen Winkeln erstellt, welche zu einem dreidimensionalen Modell zusammengefügt werden können.
(<http://www.canfieldsci.com/imaging-systems/vectra-xt-3d-imaging-system/> November 2016)



Abb. 10: Operationssimulation mit dem System Vectra® von Canfield Scientific®, NJ, USA. im Rahmen einer plastisch-chirurgischen Sprechstunde (T. A. Spanholtz 2012). Über ein Software-Modul (Breast Sculpture®) können Implantatgrößen und -formen verschiedener Hersteller virtuell in das dreidimensionale Modell eingerechnet werden.

Die anderen oben aufgeführten Systeme arbeiten nach vergleichbarem Muster, wobei Crisalix® selbst keine Hardware zur Verfügung stellt. Der Benutzer verwendet hier eigene Kameras, die er in definierten Abständen zum aufzunehmenden Objekt positioniert. Die Datensätze werden digital in die Schweiz übertragen und dort zu einem dreidimensionalen Modell zusammengesetzt.

Keines dieser Verfahren ist jedoch in der Lage, das virtuelle Implantat auf eine dorsale Begrenzungsfläche der Brust zu platzieren, die der anatomischen Thoraxwand entspricht.

1.5. Ziel der Studie

In der vorliegenden Arbeit soll zum einen über den Vergleich von dreidimensionalen Oberflächendaten der Brust mit korrespondierenden MRT-Brustdatensätzen derselben weiblichen Probandin die Lage sowie die Krümmung des knöchernen Thorax bezogen auf die Oberflächenform des 3-D Scans gefunden werden.

Damit soll es möglich sein, ein in sich geschlossenes und anatomisch korrektes virtuelles 3-D Modell der Brust zu erstellen, welches die präoperative Planung einer Brustaugmentation allein auf Basis von 3-D Oberflächenscans erlaubt.

Die Genauigkeit dieses Simulationsverfahrens, basierend auf dem MRT-validierten 3-D Brustmodell, soll in einem zweiten Schritt anhand einer klinischen Studie überprüft werden.

2. Material und Methoden

2.1. MRT basierte Definition der anatomisch korrekten Thoraxwand

Um dreidimensionale Modelle des knöchernen Thorax zu erhalten wurden Probandinnen einer Magnetresonanztomographie-(MRT)-Schnittbildgebung unterzogen und die Brustwand (bestehend aus Knochen und Rippenmuskulatur) mittels geeigneter Software segmentiert.

2.1.1. Testpersonen

Die Studie wurde in Übereinstimmung mit den Inhalten der Erklärung von Helsinki des Weltärztebundes zu ethischen Grundsätzen für die medizinische Forschung am Menschen durchgeführt und von der Ethikkommission der medizinischen Fakultät des Klinikums rechts der Isar der Technischen Universität München geprüft und genehmigt.

20 Testpersonen wurden über Inhalte und Ziele der Studie belehrt und haben schriftlich ihr Einverständnis erklärt.

Alter (Jahre), Größe (cm), Gewicht (kg) und der daraus resultierender Body Mass Index (BMI) der Testpersonen wurden dokumentiert.

Bei den Testpersonen handelte es sich ausschließlich um nicht schwangere und nicht stillende Frauen, die unter keinerlei im Vorfeld bekannten Brustkrebserkrankungen oder Autoimmunerkrankungen litten.

Es lagen keine akuten Infektionen der Brust sowie systemische Infektionen vor.

Schwere Deformationen des Thorax waren ebenso ein Ausschlußkriterium wie Missbildungen oder Voroperationen der Brust.

2.1.2. MRT Datengewinnung

Für die MRT Datengewinnung kam ein „Philips Achieva®“ (1,5 Tesla) zum Einsatz.



Abb. 11: „Philips Achieva ®“ (1,5 Tesla) (N.V. 2004)

Die Aufnahmen waren T1-gewichtet mit folgenden Bildparametern:

Ecco-time 4,6 ms; Repetition-time 9,2 ms; Auflösung 512 x 512 Voxel und Kantenlänge 0,994 mm.

Die Bilder wurden mit einem Schnittabstand von 2 mm in axialer Richtung aufgenommen.

Dazu lagen die Probandinnen in Rückenlage mit beiden Armen locker neben dem Körper positioniert, um Deformationen der Brust zu verhindern.

2.1.3. Segmentierung der Gewebe

Als Segmentierung wird in der Bildverarbeitung die Schaffung von zusammenhängenden Strukturen aus benachbarten Bildpunkten bezeichnet.

Zur Segmentierung der Thoraxwand wurde die Software Mimics® v. 14.0 (Materialise Inc., Löwen, Belgien) verwendet, um die MRT Daten in ein dreidimensionales Modell umzuwandeln.

Damit war es möglich, die beteiligten Gewebestrukturen (Haut, Drüsengewebe, Fettgewebe, Muskel und Rippen) voneinander abzugrenzen (siehe Abb. 6, 12, 13).

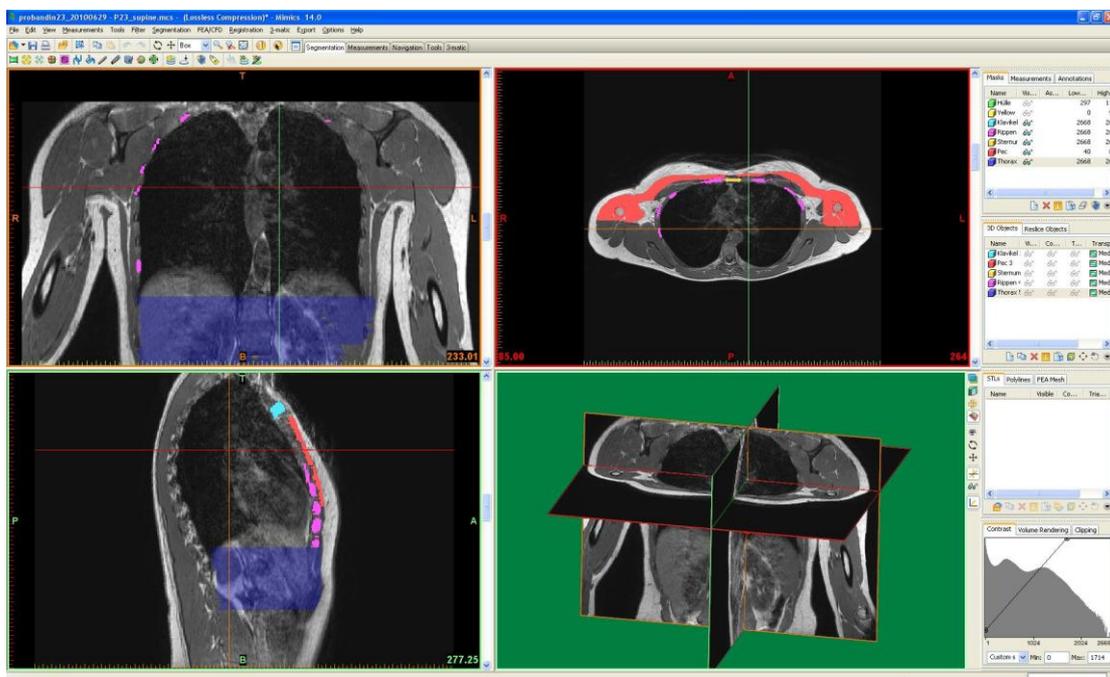


Abb. 12: MRT-Datensatz in Mimics®-Software. Frontalebene o.l.: Einige Rippen pink dargestellt; Transversalebene o.r.: Muskulatur rot; Sagittalebene u.l.: Klavikel hellblau

Das verwendete Protokoll zur Datensegmentierung bestand aus folgenden Schritten:

1. Schwellwertsegmentierung des Hintergrunds, anschließend Invertierung, hierdurch Definition einer ROI (Region of Interest) für das weitere Verfahren.

2. Semiautomatische Segmentierung des Thorax mit Hilfe von Region Growing. Dabei wird ein Bildpunkt manuell ausgewählt und die Software verknüpft diesen mit weiteren, direkt angrenzenden Punkten die innerhalb desselben Graustufenbereichs liegen.
3. Manuelle Segmentierung der Rippen sowie des Sternums auf ausgewählten Schichten, Vervollständigung der Segmentierung mit Hilfe von Interpolationsmethoden (siehe Abb. 12, 13).



Abb. 13: Segmentierung des knöchernen Thorax in Mimics® -Software, Sternum (gelb), Rippen (violett) in diesem Bearbeitungsstadium noch lückenhaft.

4. Für den Abgleich mit den Daten der Körperoberflächenscans wurde zusätzlich die Hautoberfläche segmentiert.

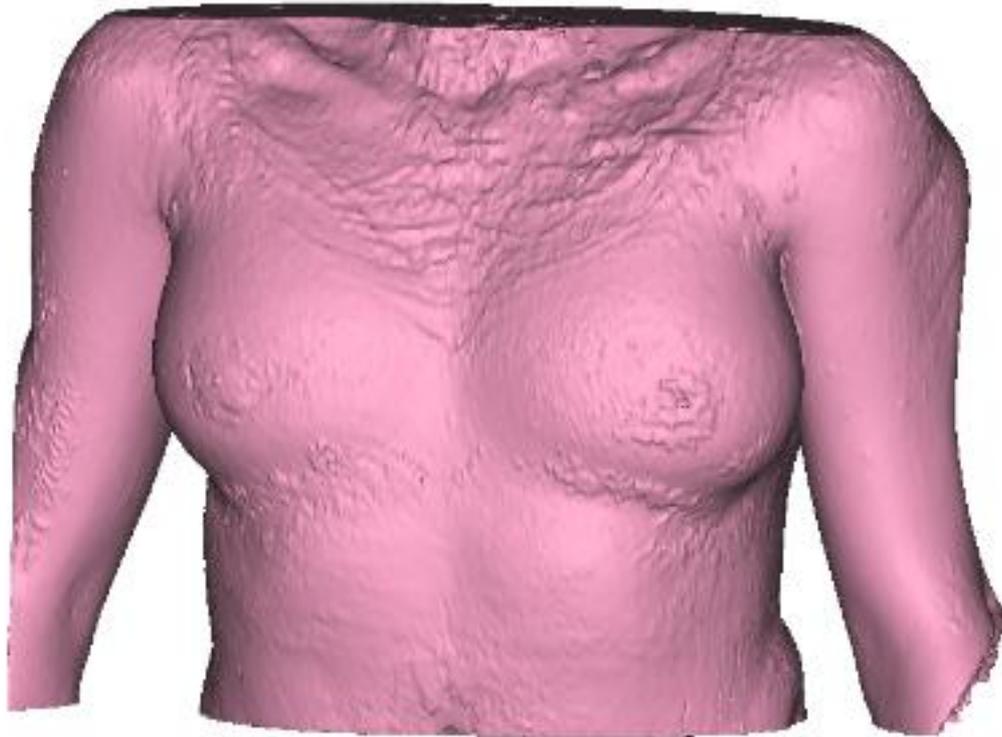


Abb. 14: Segmentierung der Hautoberfläche in Mimics®-Software, Atemartefakte als Unebenheiten erkennbar

2.1.4. Erstellen einer dorsalen Begrenzungsfläche der Brust im 3-D Oberflächenmodell

In einem vorangegangenen interdisziplinären Forschungsprojekt wurde an der Technischen Universität München unter Beteiligung der Forschungsgruppe CAPS – Computer Aided Plastic Surgery, ein Softwaremodul entwickelt, welches die objektive Quantifizierung von 3-D Scanmodellen erlaubt (Georgii, Eder et al. 2014). Außerdem ermöglicht die Software ein geschlossenes 3-D Brustmodell zu erstellen, welches im Weiteren zur Definition bzw. Festlegung der anatomisch korrekten Thoraxwandkrümmung verwendet wird.

Von allen 20 Probandinnen wurden außerdem 3-D Oberflächenscans der Brust angefertigt. Hierzu wurde der 3-D-Laserscanner Vivid 910® (Konica-Minolta Co, Osaka, Japan) verwendet.

Die Beleuchtungsverhältnisse waren standardisiert. Der Anstellwinkel des Scanners betrug 10 Grad nach oben zur Probandin, um den in einem streng sagittalen Strahlengang nicht zugänglichen Inframammärbereich erfassen zu können (Kovacs, Yassouridis et al. 2006).

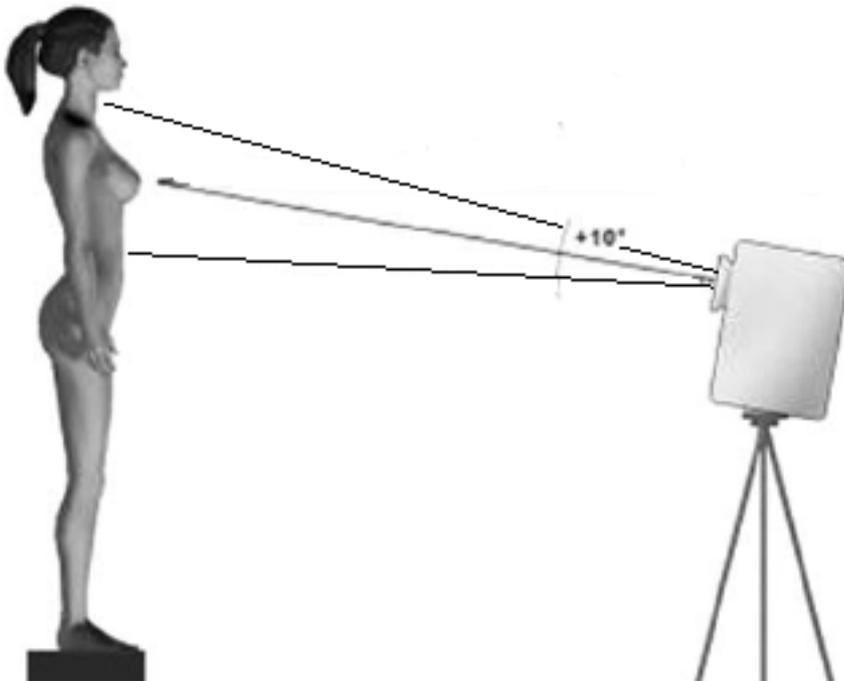


Abb. 15: Der Scanner: Modifiziert nach Kovacs (Kovacs, Yassouridis et al. 2006)

Die Arme waren dabei locker auf Beckenhöhe hinter dem Rücken verschränkt und die Probandin hielt für die Zeit der Bilderfassung den Atem an, um Bewegungsartefakte zu minimieren. Es wurden Scans im Winkel von -30, 0 und +30 Grad, relativ zum Scanner, erstellt. Über Markierungen am Boden wurde sichergestellt, dass der Abstand zur Linse unverändert blieb.

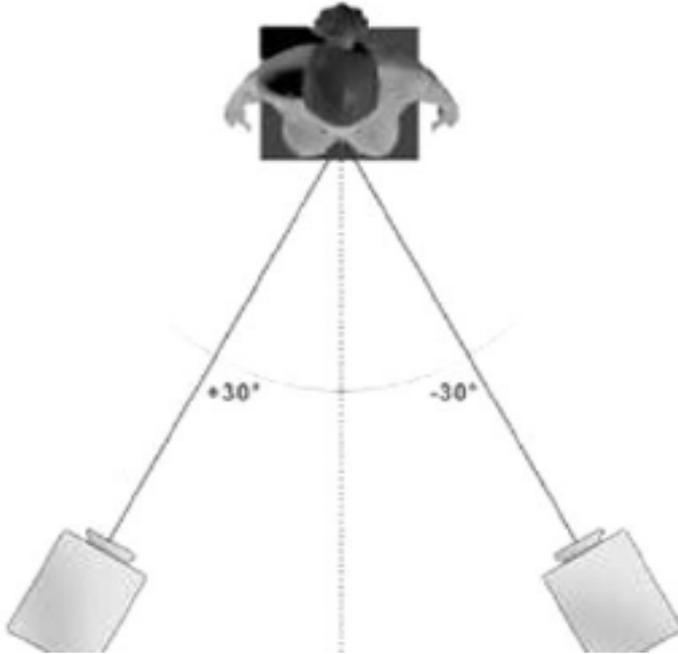


Abb. 16: 3-D Körperoberflächenerfassung aus 3 Winkeln -30° , 0° , $+30^\circ$ nach Kovacs (Kovacs, Yassouridis et al. 2006)

Mittels geeigneter Software (Geomagic Studio 11®, Raindrop Geomagic, NC, USA) wurde aus den drei Einzelaufnahmen ein dreidimensionales Modell erstellt.

Die 3-D-Oberflächenmodelle aller Testpersonen wurden in die SINUS Software (Georgii, Eder et al. 2014) importiert.

Es wurden folgende anatomische Leitstrukturen markiert und Strecken vermessen:

- Fossa jugularis sternalis zu Papilla mammaria
- Claviculamitte zu Papilla mammaria
- Papilla mammaria zu Papilla mammaria
- Papilla mammaria zu Submammärfalte
- Papilla mammaria zu medialer Brustfalte
- Papilla mammaria zu lateraler Brustfalte

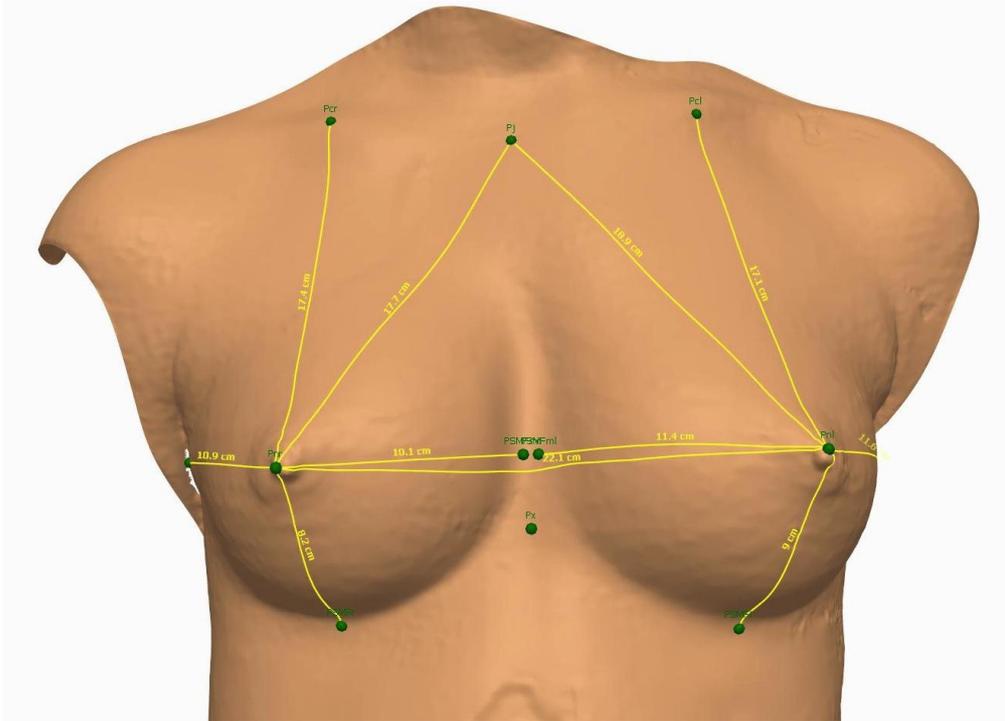


Abb. 17: Festlegen der anatom. Landmarks mit der SINUS-Software. Die Punkte (grün) werden vom Anwender gesetzt, die Strecken (gelb) von der Software automatisiert gemessen.

Daraufhin erlaubt es die Software eine Linie festzulegen, welche auf dem Hautniveau entlang dieser Leitstrukturen verläuft und die Brustoberfläche von der umliegenden Thoraxwand abgrenzt:

Beginnend einem Zentimeter unterhalb der Fossa jugularis sternalis dem Sternum folgend zur medialen Brustfalte, entlang der Submammärfalte zur lateralen Brustfalte und entlang der anterioren Axillärfalte und dem lateralen Ursprung des Pectoralmuskels bis einen Zentimeter unterhalb der Clavicula und zurück zur Fossa jugularis sternalis.

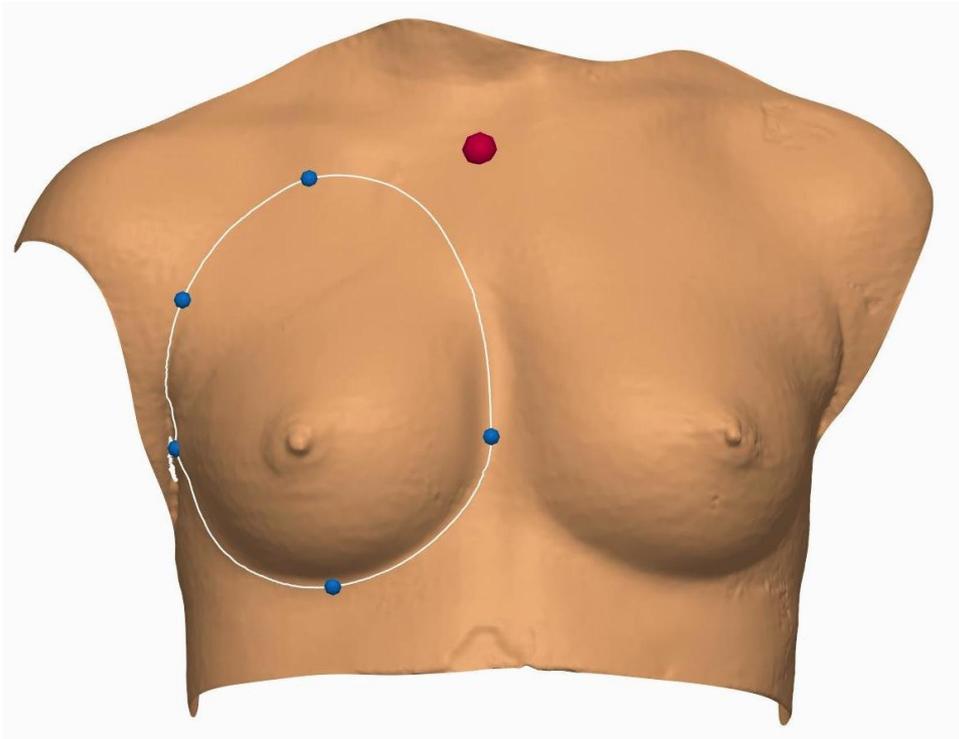


Abb. 18: Begrenzungslinie (weiß) um die Brust in der SINUS-Software

Diese Begrenzungslinie kann bei Bedarf manuell angepasst werden, um der Anatomie bestmöglich gerecht zu werden.

Mit Hilfe einer krümmungsbasierten Füllfunktion der Software wurde daraufhin eine Fläche geschaffen, deren Krümmung innerhalb der festgelegten Begrenzungslinie tangential zur Hautoberfläche verläuft und somit entsprechend der Thoraxwandkrümmung die Rückwand des zu berechnenden Brustvolumens bildet (Abb. 10). Einzelheiten hinsichtlich der verwendeten Algorithmen und komplexen Einzelschritte finden sich in der gemeinschaftlichen Publikation der Projektpartner des vorangegangenen Forschungsvorhabens (Georgii, Eder et al. 2014).

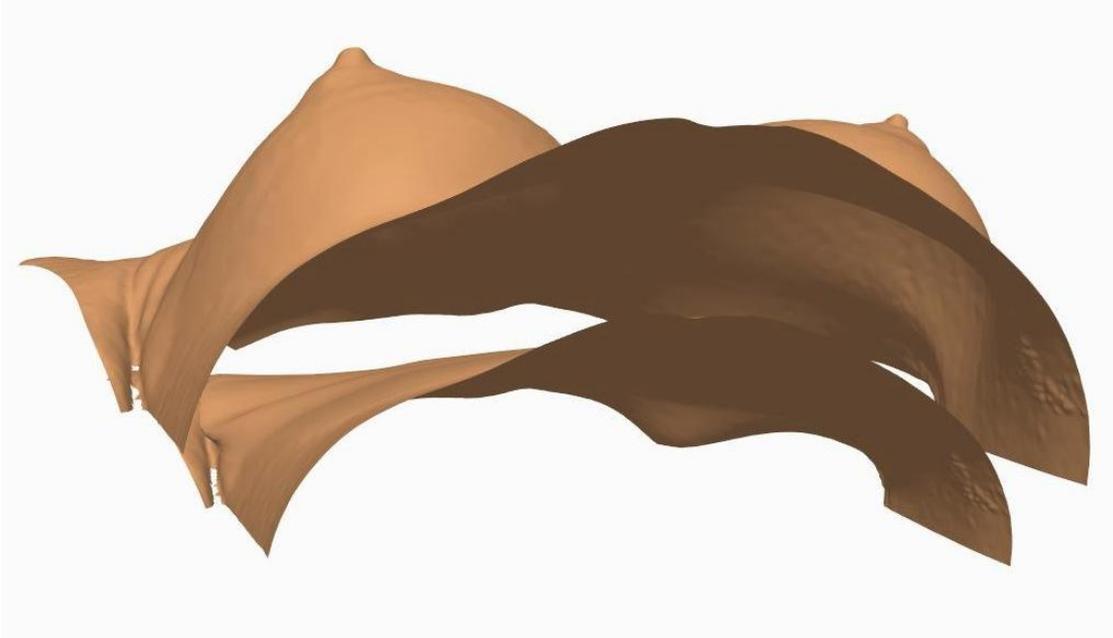


Abb. 19: Festlegen der dorsalen Begrenzung der Brust in der SINUS-Software. Die entstandene virtuelle Thoraxwand (unten im Bild) lässt sich vom Oberflächenmodell räumlich abheben.



Abb. 20: Sinus-Software: Dorsale Begrenzung der Brust (beige). Die im virtuellen Modell entfernte Brust ist semitransparent dargestellt, die Löcher im Polygonnetz geschlossen

2.1.5. Extrusion und Krümmung der virtuellen Thoraxwand

Um der tatsächlichen Form und Lage der knöchernen Thoraxwand so nahe wie möglich zu kommen, wurde die mit der SINUS-Software erstellte dorsale Begrenzungsfläche in ihren geometrischen Parametern variiert. Die so berechneten Flächen wurden mit der aus den MRT-Datensätzen segmentierten Thoraxwand verglichen. Zu diesem Zweck wurden die segmentierten Oberflächendaten der Magnetresonanztomographie zusammen mit den 3-D-Oberflächenscans der entsprechenden Probandin in die Sinus-Software geladen und übereinandergelagert. Als Referenzbereich zur automatischen Überlagerung der beiden 3-D Geometrien diente dazu der weichteilarme Bereich des Sternums, da hier keine Deformationen zu erwarten sind (siehe auch 2.2.3.).

Bei der Variation der geometrischen Parameter zur Festlegung der optimalen anatomischen Thoraxwand wurde die virtuelle Begrenzungsfläche der Brust zunächst in dorsaler Richtung verschoben. Dieser Vorgang wird im Folgenden Extrusion genannt und wurde für alle Probandinnen in definierten Schritten von 1; 2,5; 5; 7,5; 10; 12; 15; 20; 25; 30; 35; 40; 45; 50; 55 und 60 Millimeter durchgeführt (Abb. 11).

Ziel war es, den optimalen Wert für die Extrusion der dorsalen Begrenzungsfläche zu finden, für den die größte räumliche Nähe zur korrekten anatomischen Thoraxwand aus der MRT erreicht wird.



Abb. 21: Visualisierung verschiedener Extrusionen (blau). Die virtuelle Thoraxwand wird ausgehend vom ursprünglichen Modell (rot) schrittweise in Dorsalrichtung verschoben.

Zum anderen wurde eine Variation der Krümmung der anatomischen Thoraxwand vorgenommen und dazu Skalierungsfaktoren von 0,7; 0,75; 0,8; 0,85; 0,9; 0,925; 0,95; 0,975; 1,0; 1,025; 1,05; 1,075; 1,1; 1,15 und 1,2 für die seitliche Größenanpassung festgelegt.

Ein Wert von 1 bedeutet hier, dass die Form unverändert bleibt, ein Wert von > 1 vergrößert, ein Wert von < 1 verkleinert die Fläche zur Seite hin (Abb. 12).



Abb. 22: Visualisierung verschiedener Skalierungsfaktoren (blau). Die virtuelle Thoraxwand wird schrittweise in Lateralrichtung skaliert.

Analog zur Extrusion sind die Werte um 1 herum dichter gestaffelt und auch hier wurden die Ergebnisse jeweils mit den segmentierten MRT-Datensätzen verglichen, um den Skalierungsfaktor zu ermitteln, der zu einer größtmöglichen Annäherung an die anatomische Thoraxwand führt.

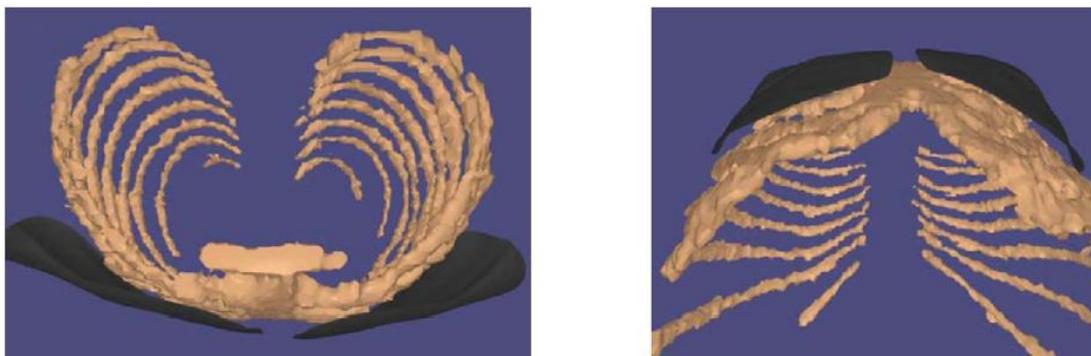


Abb. 23: Vergleich der virtuellen Thoraxwand als dorsale Begrenzung der Brust (schwarz) mit dem aus Magnetresonanztomographie-Daten segmentierten knöchernen Thorax.

Im Ganzen wurden 16 verschiedene Extrusionsstrecken mit 15 verschiedenen Krümmungsfaktoren kombiniert und an 20 Testpersonen angewendet, was eine Gesamtzahl von 4800 errechneten Ergebnissen ergab.

Im Anschluss wurden über einen sogenannten 3-D Vergleich die Werte für Extrusion und Krümmung ermittelt, die zur besten Übereinstimmung mit der realen Thoraxwand führten. Hierzu wurden die 3-D Modelle erneut miteinander überlagert. Die Software verglich dann automatisiert jeden einzelnen Punkt des ersten Netzes (virtuelle Thoraxwand) mit allen Punkten des zweiten Netzes (segmentierte Thoraxwand). Das verwendete numerische Verfahren wurde eingeführt von Aspert et al. (Nicolas Aspert 2002) und gibt den Root Mean Square Error (RMS) als ein integrales Abstandsmaß für die geometrische Abweichung zwischen zwei beliebig im Raum gekrümmten Flächen an.

2.2. Klinische Validierung

Um die Genauigkeit des MRT basierten 3-D Brustmodells zu überprüfen, wurde in einem zweiten Schritt anhand einer klinischen, retrospektiven Studie das existierende Simulationsmodell der SINUS Software validiert. Hierzu wurde an einem präoperativ erstellten 3-D Oberflächenscan von Patientinnen die später erfolgte ästhetische Brustaugmentation simuliert. Es wurde eine bekannte Implantatform unter Verwendung der optimalen Thoraxwandparameter virtuell eingebracht und das postoperative Ergebnis simuliert. Das wirklich erzielte postoperative Ergebnis wurde dann mit der Simulation überlagert und mit Hilfe eines 3-D Vergleiches der beiden 3-D Modelle zueinander verglichen. Das Ausmaß der Abweichung der beiden 3-D Modelle zueinander spiegelte die Genauigkeit der Methode wider.

2.2.1. Validierungsdatensätze

Es wurden 20 Datensätze von Patientinnen ausgewählt, die sich sowohl präoperativ, sowie sechs Monate nach erfolgter ästhetischer Brustaugmentation einem 3-D Körperoberflächenscan unterzogen hatten.

Die Patientinnen teilten sich in folgende Subgruppen:

Fünf bekamen anatomische Implantate subpektoral implantiert. In fünf weiteren Fällen kamen runde Implantate subpektoral zum Einsatz.

Fünf Patientinnen waren mit anatomischen Implantaten epipektoral und fünf mit runden Implantaten epipektoral versorgt worden.

2.2.2. Simulation der Mammaaugmentation

Die präoperativen 3-D Oberflächenscans wurden in die SINUS-Software eingelesen und die unter 2.1.4. aufgeführten anatomischen Punkte als Landmarks festgelegt, entlang derer die Begrenzungslinie um die jeweilige Brust herumgelegt wurde. Nach dem virtuellen Entfernen der Brust und Schließen der entstandenen Löcher am Modell mithilfe tangentiell zum Hautniveau verlaufender Flächen wurden die unter 2.1.5 optimalen Parameter (siehe 3.4: Ergebnisse) für die Extrusion 15 (mm), für die laterale Skalierung 0,90 eingestellt, um die virtuelle Thoraxwand als dorsale Begrenzung der Brust festzulegen.

Die Implantateigenschaften rund bzw. anatomisch, das Volumen, sowie Projektion und Durchmesser wurden der Patientenakte entnommen und in der SINUS-Software dem präoperativen 3-D-Modell zugeteilt. Die Software stützt sich bei der Simulation des Brustgewebes auf die von Tanner et al. (Tanner, Schnabel et al. 2006) publizierten

Materialeigenschaften um die Spannungsverhältnisse im Gewebe realitätsnah abbilden zu können. Der Untersucher hatte nun die Möglichkeit, das virtuelle Implantat im Modell zu verschieben, bis sich ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zeigte.

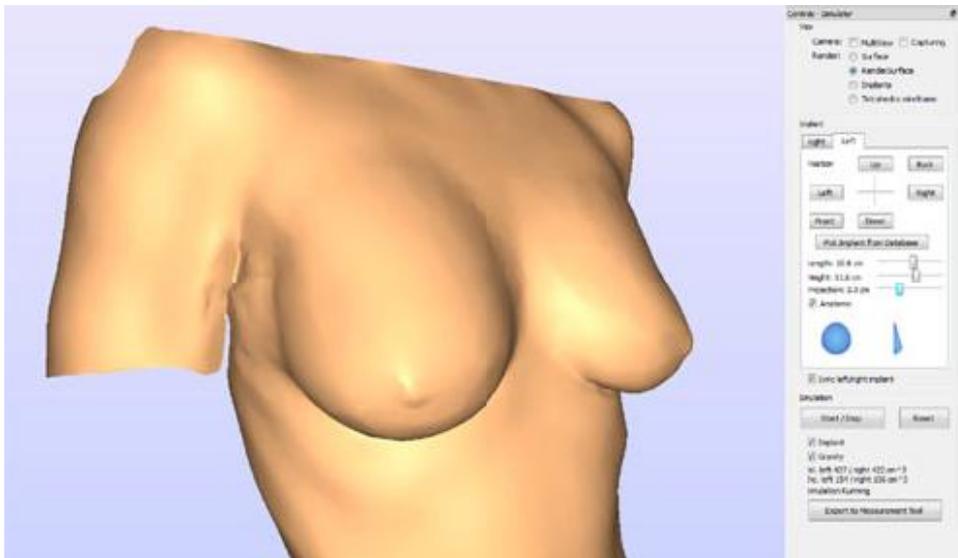


Abb. 24: Benutzeroberfläche der SINUS-Software. Retrospektive Simulation des Operationsergebnisses einer Patientin mit anatomisch geformten, epitektoralen Implantaten (Georgii, Eder et al. 2014).

Das Ergebnis wurde als .stl Datei gespeichert.

2.2.3. 3-D-Vergleich

Die SINUS-Software erlaubt einen dreidimensionalen Vergleich der simulierten Modelle mit den tatsächlichen Operationsergebnissen.

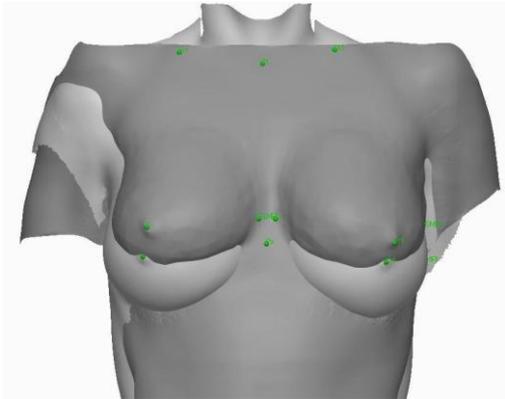


Abb. 25: SINUS-Software: Vergleich zwischen Simulationsmodell (dunkelgrau) und postoperativem Oberflächenscan (hellgrau).

Zunächst wurden die knöchernen Landmarks zur Deckung gebracht.

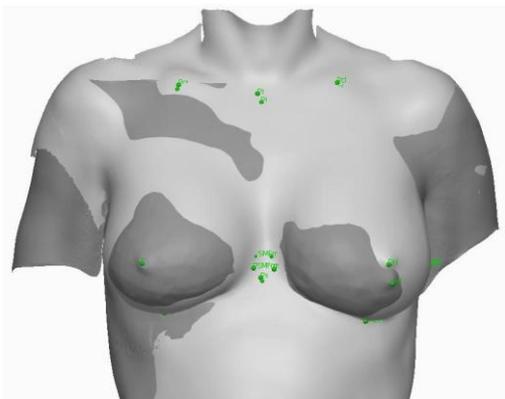


Abb. 26: SINUS-Software: Räumliche Annäherung der Modelle über die gesetzten Oberflächenmarker (grün) an Mamillen, Sternum, Jugulum und Klavikeln.

Ausgehend davon, diene dann der weichteilarme Bereich um das Sternum herum dazu, die beiden Modelle möglichst präzise zur Deckung zu bringen.

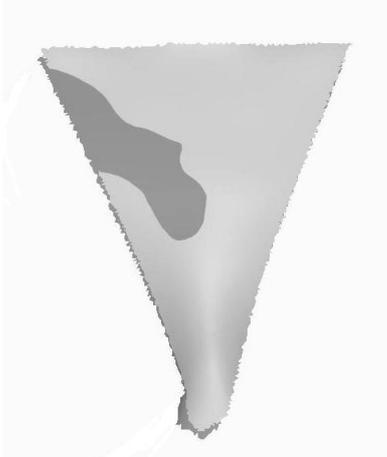


Abb. 27: SINUS-Software: Dreieckförmiger Bereich der Sternumregion. Das weichteilarme Areal wird durch die chirurgische Mammaaugmentation kaum deformiert und eignet sich daher als Referenzfläche für den 3-D Vergleich der Oberflächenmodelle.

Der anschließende Vergleich kam in einer visuellen Skala zur Darstellung, wobei Abweichungswerte in Schritten von jeweils zwei Millimeter in zehn Farbabstufungen verwendet wurden.

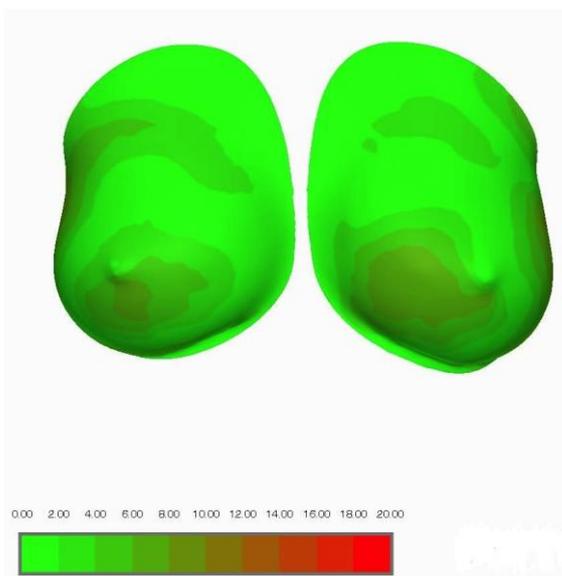


Abb. 28: SINUS-Software: Visualisierung des 3-D Oberflächenvergleichs. Die räumliche Abweichung der Simulation vom postoperativen Oberflächenscan wird farblich von 0 (hellgrün) bis 20 (rot) Millimeter (mm) in Schritten von 2 mm dargestellt.

Zudem wurden Abweichungen und Fehler als numerische Werte gespeichert.

```
Bounding BoxXMin 5.24209
Bounding BoxXMax 149.261
Bounding BoxYMin -85.2819
Bounding BoxYMax 108.911
Bounding BoxZMin -37.0537
Bounding BoxZMax 67.9592
Number of vertices 12612
Number of triangles 24645
Min Distance to another mesh      : -7.99792
Max Distance to another mesh      : 8.36546
Area of mesh                       : 0
Signed integration of distance to another mesh : -1800.04
Unsigned integration of distance to another mesh: 34738.8
Squared integration of distance to another mesh : 157622
Signed integr. of distance*area to another mesh : 6515.93
Signed integr. of distance*area/Area of Mesh   : 0.182153
Squared integr. of distance*area to another mesh: 457874
Squared integr. of distance*ar^2 to another mesh: 1.60315e+06
Unsign. integr. of distance*area to another mesh: 100958
Unsign. integr. of distance*area/Area of Mesh  : 2.82228
Root mean square error             : 3.57769
```

Abb. 29: Sinus-Software: Fehlerwerte der 3-D Vergleiche zwischen Simulation und postoperativem Oberflächenscan. Beispielwerte. Erfasst wurden u.a.: Integrierter Absolutwert des Abstandes zum anderen Netz, bezogen auf die Fläche (Unsigned integr. of distance*area/Area of Mesh), die Wurzel aus dem integrierten Quadratwert des Abstandes zum anderen Netz, bezogen auf die Fläche, integrierter Abstand zum anderen Netz, bezogen auf die Fläche (Signed integr. of distance*area/Area of Mesh).

Die Volumen der Brüste wurden präoperativ sowie postoperativ mit dem Gesamtvolumen (All), als auch nach Quadranten aufgeteilt (Q1-4), dokumentiert.

Dazu wurden die Brüste anhand eines bereits veröffentlichten Schemas von der Mamille aus geteilt (Eder, Waldenfels et al. 2012). Der Quadrant Q1 liegt dabei mediokraniel, Q2 mediokaudal, Q3 kaudolateral und Q4 kraniolateral.

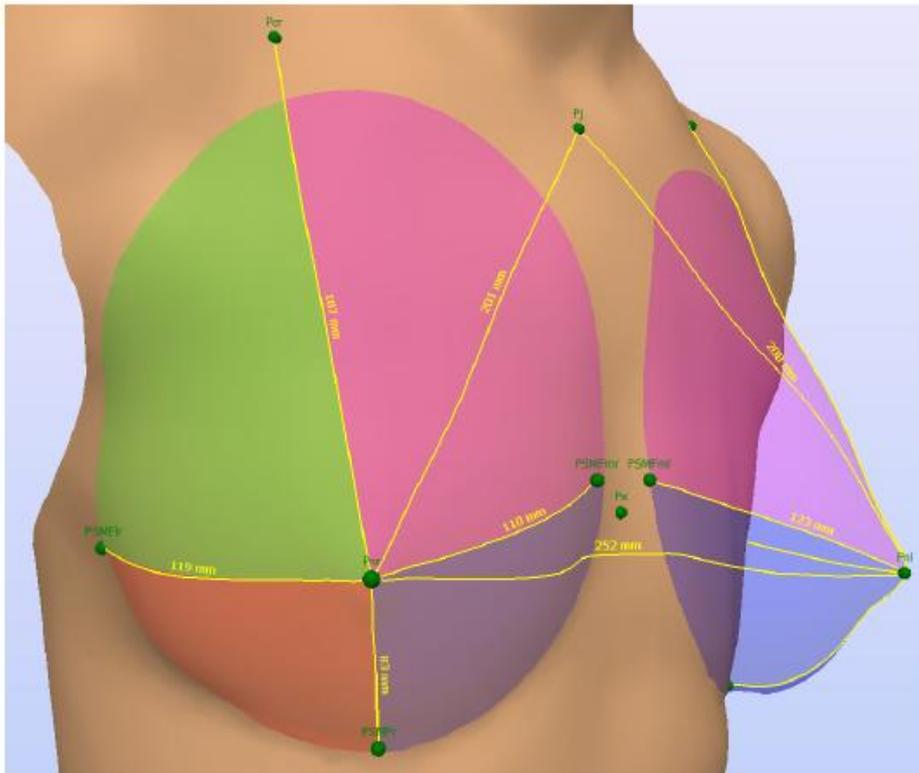


Abb. 30: Aufteilung der Brust in vier Quadranten I-IV zur differenzierten Beurteilung des Simulationsergebnisses (Georgii, Eder et al. 2014)

Für jede Brust wurde gemessen und dokumentiert:

1. Das Volumen der gesamten Brust.
2. Die Volumen der vier einzelnen Quadranten.

Alle Werte wurden jeweils präoperativ und postoperativ sowie für das Simulationsmodell erhoben, was eine Gesamtzahl von 600 gemessener Werte ergab.

Für die 3-D Vergleiche mit der SINUS-Software ergab sich als Fehlerwert (siehe Abb. 19) die Wurzel aus dem integrierten Quadratwert des Abstandes von Simulation (Netz 1) zu Oberflächenscan (Netz 2), bezogen auf die Fläche (root mean square error = Standardabweichung)

Folgende Berechnungen wurden angestellt:

1. Korrelationsanalysen der Volumen der gesamten Brust postoperativ zu den Volumen der Simulationsmodelle (jeweils für die rechte, sowie die linke Brust getrennt). Dabei wurden die jeweiligen Mittelwerte korreliert.
2. Vergleich der Volumen nach Quadranten aufgeteilt, dem selben Prinzip folgend.
3. Volumenvergleich in Prozent. Es wurden die Mittelwerte für das Patientenkollektiv, sowie die 4 Untergruppen miteinander verglichen und auf eine Prozentzahl gerundet.
4. Regressionsanalyse der präoperativen Volumen sowie der Implantatvolumen zur Abweichung der Simulationsergebnisse (ausgedrückt im Root Mean Square Error (RMS)) von den postoperativen Scans. Hier war das Ziel herauszufinden, in welchem Maß der Fehler (RMS) vom präoperativen Brustvolumen, sowie der verwendeten Implantatgröße abhängt.

Für die statistische Auswertung wurde die Software SPSS® (Version 22 für Windows®) sowie Excel® (Version 12.1.3 für Mac) verwendet.

Ergebnisse in der Form „12 (Einheit) ± 3“ sind als Mittelwert ± Standardabweichung zu lesen. Postoperative Messwerte wurden zu den Simulationen über Korrelationen für Stichproben mit paarigen Werten verglichen. $P < 0,05$ wurde als Grenzwert für statistische Signifikanz festgelegt.

3. Ergebnisse

3.1. Probandengruppe

Die 20 Probandinnen waren im Alter von 26,85 Jahren \pm 2,87, die Körpergröße lag bei 1,67 Metern (m) \pm 0,07, das Körpergewicht bei 59 Kilogramm (kg) \pm 7 und der sich daraus ergebende Body Mass Index (BMI) bei 21,34 kg/m² \pm 1,67.

Es handelte sich also um eine sehr homogene Probandengruppe bezüglich der Altersspanne sowie dem Body Mass Index.

Probandin	Alter (y)	Gewicht (kg)	Größe (m)	BMI (kg/m ²)
1	30	50	1,64	18,59
2	30	64	1,74	21,14
3	30	64	1,65	23,51
4	24	55	1,68	19,49
5	33	65	1,70	22,49
6	30	65	1,70	22,49
7	27	60	1,72	20,28
8	26	59	1,70	20,42
9	24	49	1,62	18,67
10	25	68	1,74	22,46
11	24	74	1,78	23,36
12	28	51	1,63	19,20
13	23	56	1,60	21,88
14	26	62	1,69	21,71
15	25	55	1,68	19,49
16	22	65	1,74	21,47
17	25	55	1,57	22,31
18	30	65	1,67	23,31
19	28	47	1,52	20,34
20	27	59	1,56	24,24
Mittelwert	26,85	59	1,67	21,34
Standardabw.	2,8683619	7	0,07	1,67

Tab. 1: Probandinnen: Alter (Jahre), Größe (Meter), Gewicht (Kilogramm), Body Mass Index (BMI kg/m²)

3.2. Index für Extrusion und Krümmung

Die Berechnungen (siehe 2.1.5.) ergaben die beste Übereinstimmung (den kleinsten Root Mean Square (RMS) Error) der beiden verglichenen Modelle bei einer Extrusion von 15,1 (mm), sowie einem lateralen Skalierungsfaktor von 0,897. Um der mathematischen Präzision Rechnung zu tragen, wurde auf 15 (mm), sowie 0,90 gerundet.

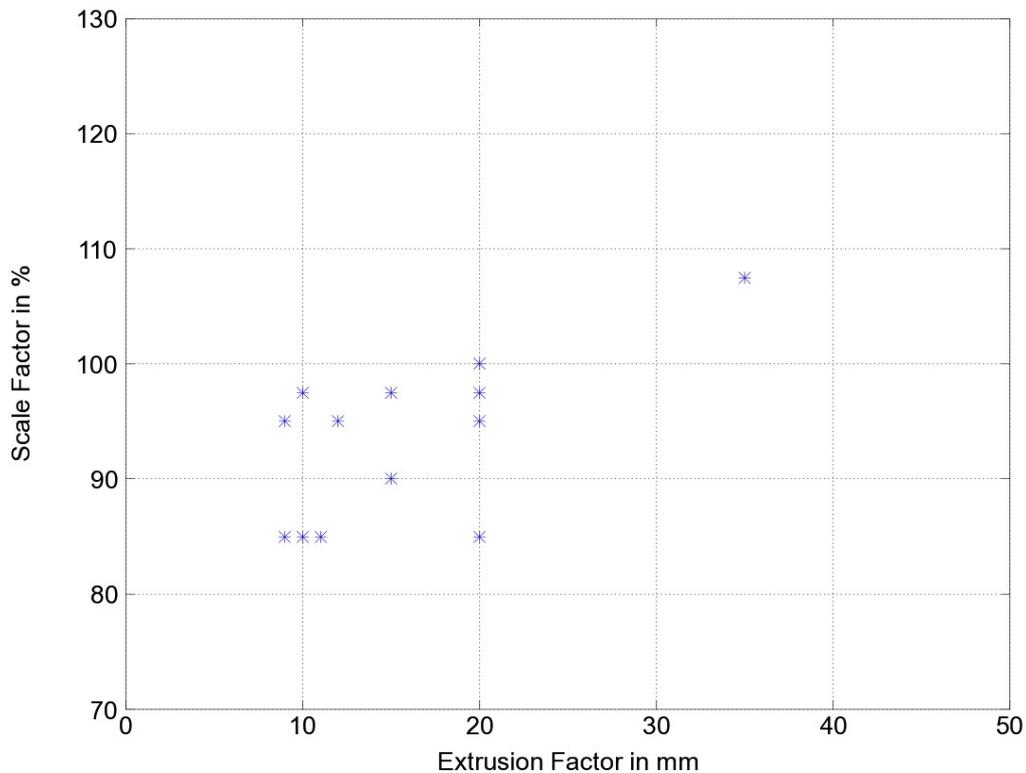


Abb. 31: Errechnete Optimalwerte für Extrusion und laterale Skalierung der 20 Thoraxwandmodelle aus der SINUS-Software, welche zur jeweils besten räumlichen Übereinstimmung mit den segmentierten Thoraxwänden aus den MRT-Datensätzen führen. Die Diskrepanz der Punktzahl (13 Punkte versus 20 Probandinnen) ist der Tatsache geschuldet, dass mehrere Datensätze dieselben optimalen Werte aufweisen.

3.3. Ergebnis der Validierung mit der SINUS-Software

3.3.1. Implantatdaten

Aus den Patientenakten wurden die im Folgenden aufgeführten Implantatvolumen entnommen.

Das mittlere implantierte Volumen des gesamten Patientenkollektivs (n = 20; 40 Brüste) lag bei 202 Kubikzentimeter (ccm) \pm 59 für die linke Brust und 203 ccm \pm 55 für die rechte Brust.

Die subpektoral-runden Implantate hatten für beide Brüste ein Volumen von 170 ccm \pm 18,7.

Epipektoral-rund wurden links 190 ccm \pm 56,1, rechts 190 ccm \pm 49,0 implantiert.

In der Patientengruppe mit subpektoral-anatomischen Implantaten wurde links ein Volumen von 226 ccm \pm 48,3 eingebracht, rechts 213 ccm \pm 40,0.

Die epipektoral-anatomischen Implantate hatten für die linke Brust ein Volumen von 223 ccm \pm 81,5, für die rechte Brust 237 ccm \pm 76,2.

Die verwendeten Daten bilden demnach ein breites Spektrum an implantierten Volumen über die vier verschiedenen Subgruppen hinweg ab.

Pat.Nr.	Implantatyp	Implantatvol. Re	Implantatvol. Li
1	sub.pec. rund	175	175
2	sub.pec. rund	150	150
3	sub.pec. rund	175	175
4	sub.pec. rund	150	150
5	sub.pec. rund	200	200
Mittelwert		170	170
Standardabweichung		18,71	18,71
6	epi.pec. rund	225	225
7	epi.pec. rund	225	250
8	epi.pec. rund	225	225
9	epi.pec. rund	175	150
10	epi.pec. rund	100	100
Mittelwert		190	190
Standardabweichung		48,99	56,12
11	sub.pec. anat.	155	155
12	sub.pec. anat.	280	280
13	sub.pec. anat.	215	215
14	sub.pec. anat.	200	200
15	sub.pec. anat.	215	280
Mittelwert		213	226
Standardabweichung		40,07	48,31
16	epi.pec. anat.	315	315
17	epi.pec. anat.	150	150
18	epi.pec. anat.	235	165
19	epi.pec. anat.	330	330
20	epi.pec. anat.	155	155
Mittelwert		237	223
Standardabweichung		76,20	81,52

Tab 2: Implantattypen und Volumen

Sub.pec. = suppectoral; epi.pec. = epipectoral; anat. = anatomisch; Re = rechts; Li = links

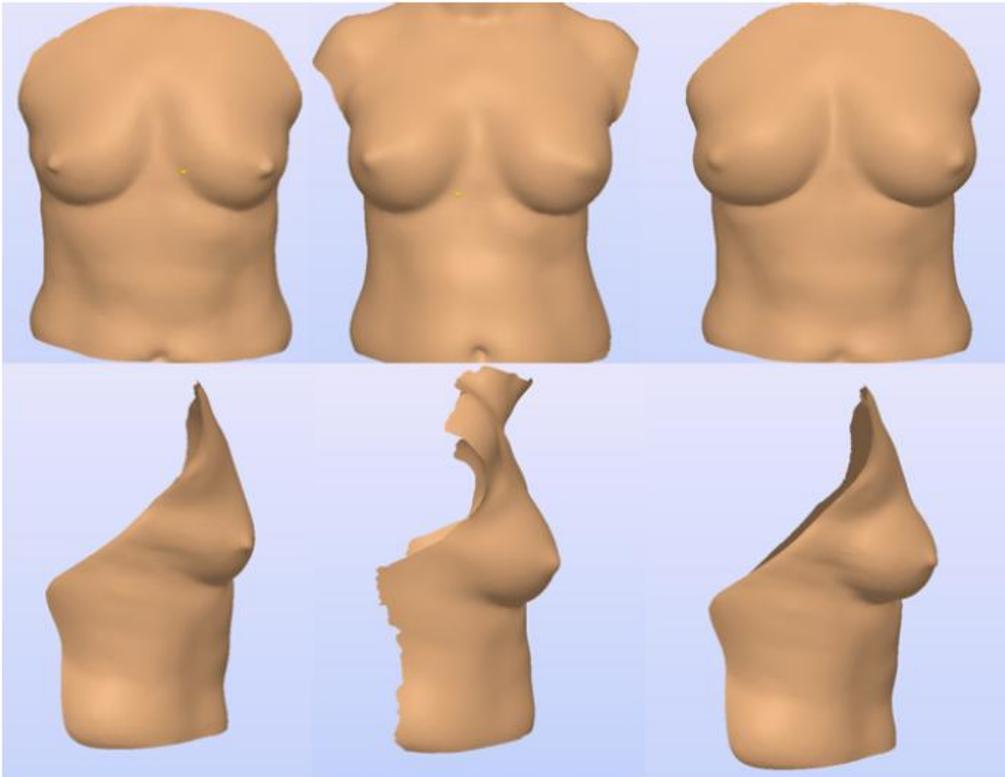


Abb. 32: Von links nach rechts 3-D-Körperoberflächenscan präoperativ, 3-D-Körperoberflächenscan postoperativ, Simulationsergebnis.
Obere Zeile Frontalansicht; untere Zeile Seitenansicht 90° von rechts.

3.3.2. Korrelationsanalysen, Volumenvergleich, T-Test

Um die postoperativ ermittelten Brustvolumen der Patientinnen mit den Volumina der Simulationsergebnisse zu vergleichen wurden Korrelationsanalysen, prozentuale Volumenvergleiche, sowie T-Tests für paarige Werte durchgeführt.

Jede untersuchte Brust wurde dazu sowohl auf ihr Gesamtvolumen, als auch auf die Volumina der vier einzelnen Quadranten hin betrachtet und mit den Simulationen verglichen.

Die Korrelationsanalyse der postoperativen Brustvolumen zu den Simulationsergebnissen (in einem ersten Schritt gemittelt über das gesamte Patientenkollektiv) lieferte folgende Ergebnisse:

Korrelationen für Stichproben mit paarigen Werten

	N	Korrelation	Sig.
Paar 1 postOPLQ1 & SimLQ1	20	-,102	,669
Paar 2 postOPLQ2 & SimLQ2	20	,416	,068
Paar 3 postOPLQ3 & SimLQ3	20	,641	,002
Paar 4 postOPLQ4 & SimLQ4	20	,781	,000
Paar 5 postOPLALL & SimLALL	20	,484	,031
Paar 6 postOPRQ1 & SimRQ1	20	,768	,000
Paar 7 postOPRQ2 & SimRQ2	20	,378	,101
Paar 8 postOPRQ3 & SimRQ3	20	,612	,004
Paar 9 postOPRQ4 & SimRQ4	20	,721	,000
Paar 10 postOPRALL & SimRALL	20	,703	,001

Tab. 3: Korrelationsanalyse der Volumen der gesamten Brust (ALL), sowie der einzelnen Quadranten Q1-Q4 postoperativ (postOP) zu den entsprechenden Simulationen (Sim) (N: Anzahl der Patienten; Sig.: Signifikanz). Patientenkollektiv

Die Simulationsergebnisse korrelierten unterschiedlich stark mit denen der postoperativen Scans. Besonders die Quadranten Q4 zeigten für beide Brüste eine hohe Korrelation. Für Q3 fiel die Korrelation geringer aus. Die Ergebnisse waren signifikant.

Q1 und Q2 zeigten eine niedrige Korrelation. Die Werte waren hier allerdings nicht signifikant.

Die Abweichung der ermittelten postoperativen Brustvolumen zu den Simulationsergebnissen ergeben sich aus nachfolgender Tabelle:

Quadrant	LQ1	LQ2	LQ3	LQ4	LALL	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RALL
Abweichung (%)	42	15	40	12	1	18	4	37	5	6

Tab. 4: Volumenvergleich Simulation/postoperativer Oberflächenscan. Aufteilung nach Quadranten (Q1-4), Gesamtvolumen (ALL), sowie links (L) und rechts (R). Patientenkollektiv

Es zeigt sich eine sehr geringe prozentuale Volumenabweichung der gesamten Brust sowohl für die linke, wie auch für die rechte Brust. Die Messergebnisse für die einzelnen Quadranten weichen jedoch teilweise deutlich voneinander ab.

Die Mittelwerte der postoperativ bestimmten Volumen (postOP) wurden über den t-Test mit den Mittelwerten der simulierten Volumen (Sim) verglichen und die Unterschiede auf Signifikanz getestet. Die H0-Hypothese lautete: Die postoperativ bestimmten Volumen entsprechen den simulierten Volumen der Brüste. Die H0-Hypothese wurde beibehalten, wenn der t-Wert im Bereich von -1,96 ; +1,96 lag.

Das Konfidenzintervall wurde auf 95% festgelegt. Ein p-Wert (= Sig.) $\leq 0,05$ bedeutet das Ergebnis war *signifikant*, ein p-Wert $\leq 0,01$ entspricht einem *sehr signifikanten* Ergebnis, ein p-Wert $\leq 0,001$ einem *hoch signifikanten*.

Für das Patientenkollektiv (n=20) ergaben sich für die vier einzelnen Quadranten (Q1-4) der linken (L), der rechten (R), sowie der gesamten Brust (ALL):

Test für Stichproben mit paarigen Werten

	Paarige Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)	
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95% Konfidenzintervall der Differenz					
				Unterer	Oberer				
Paar 1	postOPLQ1 - SimLQ1	36666,41 500	65036,63 172	14542,63 296	6228,334 41	67104,49 559	2,521	19	,021
Paar 2	postOPLQ2 - SimLQ2	104641,0 7500	64016,11 812	14314,43 918	74680,60 948	134601,5 4052	7,310	19	,000
Paar 3	postOPLQ3 - SimLQ3	9933,865 00	48013,77 696	10736,20 691	- 12537,27 433	32405,00 433	,925	19	,366
Paar 4	postOPLQ4 - SimLQ4	- 127055,3 9500	71515,50 647	15991,35 339	- 160525,6 8231	- 93585,10 769	-7,945	19	,000
Paar 5	postOPLALL - SimLALL	375364,0 3500	151566,8 1798	33891,37 081	304428,5 8065	446299,4 8935	11,07 6	19	,000
Paar 6	postOPRQ1 - SimRQ1	- 362492,2 9000	143197,0 3473	32019,83 038	- 429510,5 6521	- 295474,0 1479	- 11,32 1	19	,000
Paar 7	postOPRQ2 - SimRQ2	79818,87 000	59181,96 459	13233,48 959	52120,85 797	107516,8 8203	6,032	19	,000
Paar 8	postOPRQ3 - SimRQ3	- 9991,380 00	50238,68 433	11233,71 133	- 33503,80 803	13521,04 803	-8,889	19	,385
Paar 9	postOPRQ4 - SimRQ4	- 109089,2 9500	57133,53 672	12775,44 719	- 135828,6 1327	- 82349,97 673	-8,539	19	,000
Paar 10	postOPRALL - SimRALL	351077,2 7000	135540,7 5922	30307,83 513	287642,2 4203	414512,2 9797	11,58 4	19	,000

Tab. 5: T-Test: H0-Hypothese: Postoperative Volumen entsprechen den simulierten Volumen; t: t-Wert; df: Anzahl der Freiheitsgrade; Sig: p-Wert

Für den Quadranten Q3 beider Brüste war die H0-Hypothese beizubehalten (simulierte Volumen entsprachen postoperativen Volumen). Es konnten hier allerdings keine signifikanten Ergebnisse erzielt werden. Für den Vergleich der Quadranten Q1, Q2, Q4 sowie das Gesamtvolumen waren die Resultate hochsignifikant. Der t-Wert lag hier stets außerhalb des

Bereichs von -1,96 , +1,96. Die H0-Hypothese wurde daher bei einer Irrtumswahrscheinlichkeit von $\alpha=0,05$ abgelehnt.

In den darauf folgenden Schritten schloß sich die Betrachtung der Brustvolumen aufgeteilt in die vier unterschiedlichen Implantattypen und Implantationstechniken an.

Für die Patientengruppe, welche mit subpektoral-runden Implantaten versorgt worden war, zeigten sich folgende Ergebnisse:

Korrelationsanalyse der postoperativen Brustvolumen zu den Simulationsergebnissen (Patientengruppe mit subpektoral-runden Implantaten):

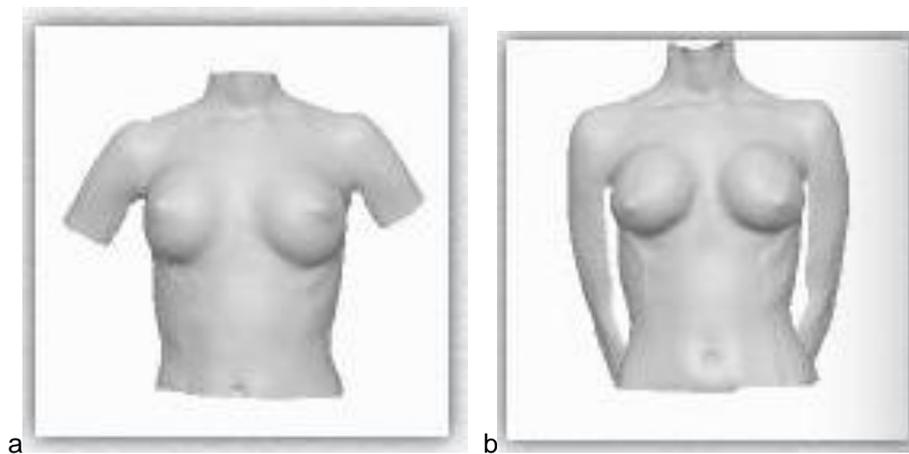


Abb. 33: Dreidimensionaler Oberflächenscan einer Patientin aus der Gruppe mit subpektoral-runden Implantaten; a: postoperativ; b: Simulation

Korrelationen für Stichproben mit paarigen Werten

		H	Korrelation	Sig.
Paar 1	postOPLQ1 & SimLQ1	5	-,764	,133
Paar 2	postOPLQ2 & SimLQ2	5	,591	,294
Paar 3	postOPLQ3 & SimLQ3	5	,774	,125
Paar 4	postOPLQ4 & SimLQ4	5	,396	,510
Paar 5	postOPLALL & SimLALL	5	,974	,005
Paar 6	postOPRQ1 & SimRQ1	5	,310	,611
Paar 7	postOPRQ2 & SimRQ2	5	,335	,582
Paar 8	postOPRQ3 & SimRQ3	5	,711	,178
Paar 9	postOPRQ4 & SimRQ4	5	,515	,375
Paar 10	postOPRALL & SimRALL	5	,573	,312

Tab. 6: Korrelationsanalyse der Volumen der gesamten Brust (ALL) sowie der einzelnen Quadranten Q1-Q4 postoperativ (postOP) zu den entsprechenden Simulationen (Sim) (N: Anzahl der Patienten; Sig.: Signifikanz). Patientengruppe mit subpektoral-runden Implantaten.

Bei der Patientengruppe mit subpektoral-runden Implantaten fiel auf, dass das simulierte Gesamtvolumen der linken Brust stark mit dem der postoperativen Scans korrelierte. Für die rechte Brust konnte das nicht gezeigt werden. Innerhalb der einzelnen Quadranten war die Korrelation für Q3 am deutlichsten. Einzig die Ergebnisse für das Gesamtvolumen der linken Brust hatten statistische Signifikanz.

Ein Volumenvergleich erbrachte auch in dieser Subgruppe eine befriedigende (RALL) bis sehr gute (LALL) Übereinstimmung der ermittelten Volumen für die gesamte Brust. Für die einzelnen Quadranten konnte dies nur teilweise gezeigt werden:

Quadrant	LQ1	LQ2	LQ3	LQ4	LALL	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RALL
Abweichung (%)	66	0	28	18	2	12	15	55	10	16

Tab. 7: Volumenvergleich Simulation/postoperativer Oberflächenscan. Aufteilung nach Quadranten (Q1-4), Gesamtvolumen (ALL) sowie links (L) und rechts (R). Subpektoral-runde Implantate

Der t-Test für paarige Werte erbrachte für die Patientinnen mit subpektoral-runden Implantaten folgende Ergebnisse:

Test für Stichproben mit paarigen Werten

	Paarige Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Unterer	Oberer			
Paar 1 postOPLQ1 - SimLQ1	72729,70 000	121924,64 905	54526,360 68	- 78659,747 22	224119,14 722	1,334	4	,253
Paar 2 postOPLQ2 - SimLQ2	90402,92 000	25706,427 66	11496,263 94	58484,174 25	122321,66 575	7,864	4	,001
Paar 3 postOPLQ3 - SimLQ3	- 22493,90 000	13046,907 92	5834,7546 0	- 38693,775 85	- 6294,0241 5	-3,855	4	,018
Paar 4 postOPLQ4 - SimLQ4	- 91063,50 000	43094,714 64	19272,542 28	- 144572,65 568	- 37554,344 32	-4,725	4	,009
Paar 5 postOPLALL - SimLALL	297241,1 6000	61617,424 83	27556,150 11	220733,02 192	373749,29 808	10,787	4	,000
Paar 6 postOPRQ1 - SimRQ1	- 283627,3 0000	72221,724 74	32298,537 19	- 373302,41 550	- 193952,18 450	-8,781	4	,001
Paar 7 postOPRQ2 - SimRQ2	72164,48 000	26364,572 18	11790,595 12	39428,539 90	104900,42 010	6,121	4	,004
Paar 8 postOPRQ3 - SimRQ3	- 49944,12 000	26366,045 92	11791,254 19	- 82681,889 99	- 17206,350 01	-4,236	4	,013
Paar 9 postOPRQ4 - SimRQ4	- 91627,10 000	41167,861 78	18410,827 49	- 142743,75 185	- 40510,448 15	-4,977	4	,008
Paar 10 postOPRALL - SimRALL	260781,0 4000	54738,015 07	24479,584 53	192814,81 736	328747,26 264	10,653	4	,000

Tab. 8: T-Test: H0-Hypothese: Postoperative Volumen entsprechen den simulierten Volumen. Subpektoral-runde Implantate

In dieser Untergruppe zeigte sich nur für den Quadranten Q1 der linken Brust eine Übereinstimmung der Volumen. Bis auf diesen Quadranten waren die Ergebnisse auch als signifikant anzusehen.

Im folgenden sind die Ergebnisse der Patientengruppe mit epiektoral-runden Implantaten dargestellt.

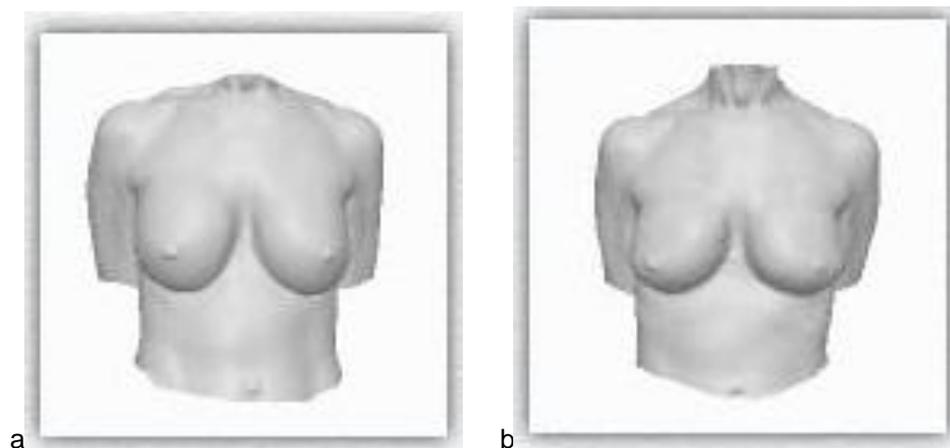


Abb. 34: Dreidimensionaler Oberflächenscan einer Patientin aus der Gruppe mit epiektoral-runden Implantaten; a: postoperativ; b: Simulation

Korrelationsanalyse der postoperativen Brustvolumen zu den Simulationsergebnissen (Patientengruppe mit epiektoral-runden Implantaten):

Korrelationen für Stichproben mit paarigen Werten		H	Korrelation	Sig.
Paar 1	postOPLQ1 & SimLQ1	5	,768	,129
Paar 2	postOPLQ2 & SimLQ2	5	,497	,395
Paar 3	postOPLQ3 & SimLQ3	5	,963	,009
Paar 4	postOPLQ4 & SimLQ4	5	,812	,095
Paar 5	postOPLALL & SimLALL	5	,723	,167
Paar 6	postOPRQ1 & SimRQ1	5	,958	,010
Paar 7	postOPRQ2 & SimRQ2	5	,745	,149
Paar 8	postOPRQ3 & SimRQ3	5	,903	,036
Paar 9	postOPRQ4 & SimRQ4	5	,694	,194
Paar 10	postOPRALL & SimRALL	5	,709	,180

Tab. 9: Korrelationsanalyse der Volumen der gesamten Brust (ALL), sowie der einzelnen Quadranten Q1-Q4 postoperativ (postOP) zu den entsprechenden Simulationen (Sim) (N: Anzahl der Patienten; Sig.: Signifikanz). Patientengruppe mit epiektoral-runden Implantaten.

Mit Ausnahme des Quadranten Q2 fand sich in der Patientengruppe mit epipektoral-runden Implantaten eine durchweg starke Korrelation der simulierten Volumen zu denen der postoperativen Körperoberflächenscans. Statistische Signifikanz war hier lediglich für die Quadranten Q3 der linken Brust, sowie Q1 der rechten Brust gegeben.

Auch hier stimmen die Volumen der gesamten Brust links sowie rechts zu 93%, respektive 98% überein:

Quadrant	LQ1	LQ2	LQ3	LQ4	LALL	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RALL
Abweichung (%)	29	29	34	7	5	24	17	43	1	2

Tab. 10: Volumenvergleich Simulation/postoperativer Oberflächenscan. Aufteilung nach Quadranten (Q1-4), Gesamtvolumen (ALL) sowie links (L) und rechts (R). Epipektoral-runde Implantate

Es folgt der t-Test:

Test für Stichproben mit paarigen Werten

		Paarige Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Unterer	Oberer			
Paar 1	postOPLQ1 - SimLQ1	20515,72000	16431,76013	7348,50653	112,99502	40918,44498	2,792	4	,049
Paar 2	postOPLQ2 - SimLQ2	106073,10000	61109,76911	27329,11956	30195,29976	181950,90024	3,881	4	,018
Paar 3	postOPLQ3 - SimLQ3	35100,32000	23938,31850	10705,54148	5376,97175	64823,66825	3,279	4	,031
Paar 4	postOPLQ4 - SimLQ4	120352,96000	41639,89578	18621,92751	172055,71948	68650,20052	-6,463	4	,003
Paar 5	postOPLALL - SimLALL	376406,40000	143471,85235	64162,56294	198262,56618	554550,23382	5,866	4	,004
Paar 6	postOPRQ1 - SimRQ1	348130,42000	125945,85704	56324,69956	504512,85641	191747,98359	-6,181	4	,003
Paar 7	postOPRQ2 - SimRQ2	97101,04000	48425,88316	21656,71332	36972,36430	157229,71570	4,484	4	,011
Paar 8	postOPRQ3 - SimRQ3	5934,72000	23180,98594	10366,85207	34717,71568	22848,27568	-,572	4	,598
Paar 9	postOPRQ4 - SimRQ4	115558,70000	39210,46782	17535,45430	164244,92625	66872,47375	-6,590	4	,003
Paar 10	postOPRALL - SimRALL	360954,04000	135174,46689	60451,85936	193112,77098	528795,30902	5,971	4	,004

Tab. 11: T-Test: H0-Hypothese: Postoperative Volumen entsprechen den simulierten Volumen. Epiektoral-runde Implantate

Auch in der Gruppe der epiektoral-runden Implantate musste (mit Ausnahme von Q3 rechts) die Hypothese verworfen werden, dass die Volumen der Simulationsmodelle mit denen der postoperativen Scans übereinstimmen. Auch hier waren die Werte (ohne des Quadranten Q3 rechts) als signifikant anzusehen.

In einem weiteren Schritt wurde die Gruppe der Patientinnen mit subpektoral-anatomischen Implantaten bezüglich der Übereinstimmung von postoperativ ermittelten, zu simulierten Brustvolumen betrachtet.

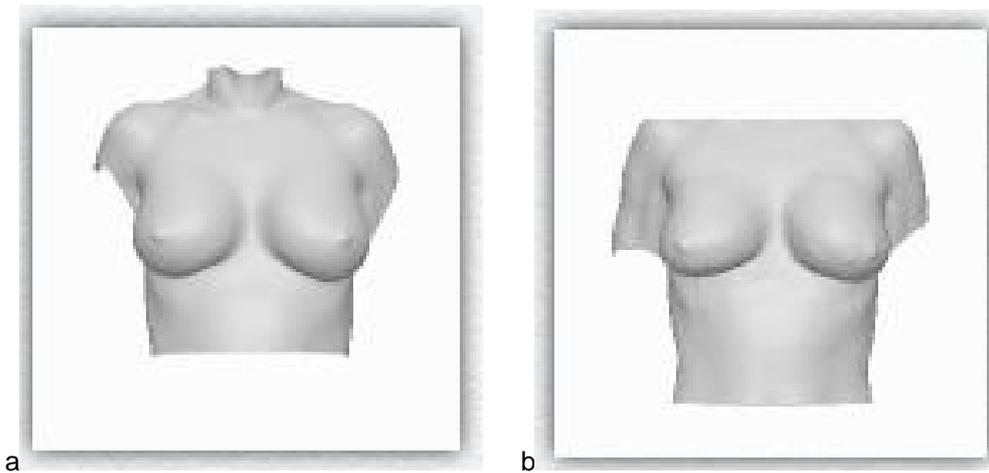


Abb. 35: Dreidimensionaler Oberflächenscan einer Patientin aus der Gruppe mit subpektoral-anatomischen Implantaten; a: postoperativ; b: Simulation

Die Korrelationsanalyse der postoperativen Brustvolumen zu den Simulationsergebnissen (Patientengruppe mit subpektoral-anatomischen Implantaten) ergab:

Korrelationen für Stichproben mit paarigen Werten

	H	Korrelation	Sig.
Paar 1 postOPLQ1 & SimLQ1	5	-,162	,795
Paar 2 postOPLQ2 & SimLQ2	5	-,417	,485
Paar 3 postOPLQ3 & SimLQ3	5	,770	,128
Paar 4 postOPLQ4 & SimLQ4	5	,676	,210
Paar 5 postOPLALL & SimLALL	5	-,354	,558
Paar 6 postOPRQ1 & SimRQ1	5	,600	,285
Paar 7 postOPRQ2 & SimRQ2	5	-,619	,266
Paar 8 postOPRQ3 & SimRQ3	5	,847	,070
Paar 9 postOPRQ4 & SimRQ4	5	,323	,596
Paar 10 postOPRALL & SimRALL	5	-,409	,494

Tab. 12: Korrelationsanalyse der Volumen der gesamten Brust (ALL) sowie der einzelnen Quadranten Q1-Q4 postoperativ (postOP) zu den entsprechenden Simulationen (Sim) (N: Anzahl der Patientinnen; Sig.: Signifikanz). Patientengruppe mit subpektoral-anatomischen Implantaten.

Auch für die Patientengruppe mit subpektoral-anatomischen Implantaten wiesen die Ergebnisse auf eine starke Korrelation lediglich für den Quadranten Q3 beider Brüste hin. Statistische Signifikanz war allerdings in keinem der Fälle gegeben.

Ein Volumenvergleich erbrachte hier eine nahezu hundertprozentige Deckung der Volumen für die gesamte Brust links (LALL), wie rechts (RALL):

Quadrant	LQ1	LQ2	LQ3	LQ4	LALL	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RALL
Abweichung (%)	28	18	39	6	1	21	13	22	5	0

Tab. 13: Volumenvergleich Simulation/postoperativer Oberflächenscan. Aufteilung nach Quadranten (Q1-4), Gesamtvolumen (ALL) sowie links (L) und rechts (R). Subpektoral-anatomische Implantate

Die folgende Tabelle zeigt die Ergebnisse des t-Tests für diese Patientengruppe:

Test für Stichproben mit paarigen Werten

		Paarige Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)
		Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler Mittelwert	95% Konfidenzintervall der Differenz				
					Unterer	Oberer			
Paar 1	postOPLQ1 - SimLQ1	21834,640 00	43023,078 33	19240,505 55	- 31585,567 45	75254,847 45	1,135	4	,320
Paar 2	postOPLQ2 - SimLQ2	111145,78 000	95169,916 70	42561,280 63	- 7023,2792 8	229314,83 928	2,611	4	,059
Paar 3	postOPLQ3 - SimLQ3	24096,500 00	35308,970 83	15790,651 80	- 19745,377 90	67938,377 90	1,526	4	,202
Paar 4	postOPLQ4 - SimLQ4	- 148969,92 000	89696,473 01	40113,482 20	- 260342,80 131	- 37597,038 69	-3,714	4	,021
Paar 5	postOPLALL - SimLALL	406808,82 000	190074,42 933	85003,868 95	170800,24 412	642817,39 588	4,786	4	,009
Paar 6	postOPRQ1 - SimRQ1	- 394859,56 000	118246,87 742	52881,611 21	- 541682,45 059	- 248036,66 941	-7,467	4	,002
Paar 7	postOPRQ2 - SimRQ2	72186,760 00	92979,047 56	41581,494 17	- 43261,975 95	187635,49 595	1,736	4	,158
Paar 8	postOPRQ3 - SimRQ3	31698,740 00	25890,445 36	11578,559 16	- 448,49390	63845,973 90	2,738	4	,052
Paar 9	postOPRQ4 - SimRQ4	- 116101,98 000	71535,584 03	31991,685 74	- 204925,13 928	- 27278,820 72	-3,629	4	,022
Paar 10	postOPRALL - SimRALL	380716,94 000	150556,42 992	67330,882 35	193776,44 127	567657,43 873	5,654	4	,005

Tab. 14: T-Test: H0-Hypothese: Postoperative Volumen entsprechen den simulierten Volumen. Subpektoral-anatomische Implantate

Die Volumen der Quadranten Q1 und Q3 links sowie Q2 rechts erwiesen sich als übereinstimmend. Statistisch signifikant waren die Ergebnisse jedoch links für Q4, rechts für Q1

und Q4 sowie beidseits für das Gesamtvolumen. Bei diesen Messwerten musste die H0-Hypothese verworfen werden.

Zuletzt wurde die Gruppe der Patientinnen auf eine Übereinstimmung der postoperativen Brustvolumen zu den simulierten Volumen betrachtet, welche mit epipektoral-anatomischen Implantaten versorgt worden waren.

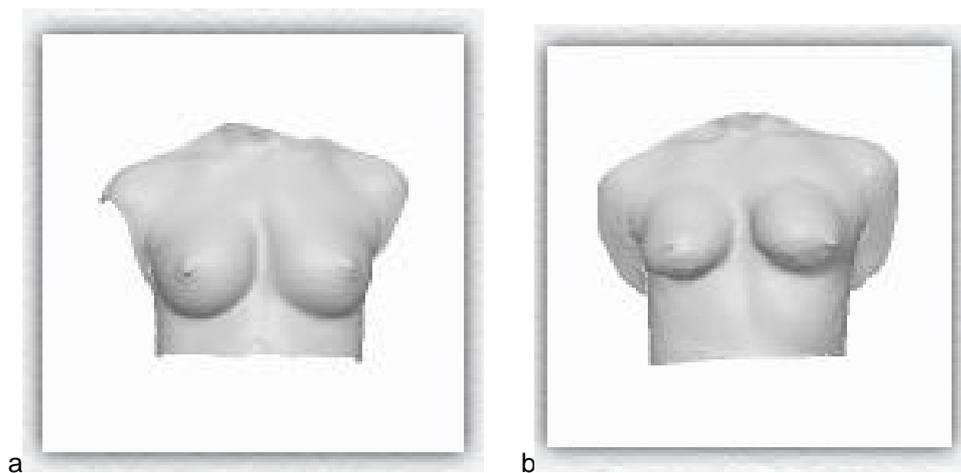


Abb. 36: Dreidimensionaler Oberflächenscan einer Patientin aus der Gruppe mit epipektoral-anatomischen Implantaten; a: postoperativ; b: Simulation

Die Korrelationsanalyse der postoperativen Brustvolumen zu den Simulationsergebnissen (Patientengruppe mit epipektoral-anatomischen Implantaten) ergab:

Korrelationen für Stichproben mit paarigen Werten

	H	Korrelation	Sig.
Paar 1 postOPLQ1 & SimLQ1	5	,421	,481
Paar 2 postOPLQ2 & SimLQ2	5	,777	,122
Paar 3 postOPLQ3 & SimLQ3	5	,610	,275
Paar 4 postOPLQ4 & SimLQ4	5	,951	,013
Paar 5 postOPLALL & SimLALL	5	,335	,581
Paar 6 postOPRQ1 & SimRQ1	5	,802	,103
Paar 7 postOPRQ2 & SimRQ2	5	,685	,202
Paar 8 postOPRQ3 & SimRQ3	5	,677	,209
Paar 9 postOPRQ4 & SimRQ4	5	,938	,018
Paar 10 postOPRALL & SimRALL	5	,823	,087

Tab. 15: Korrelationsanalyse der Volumens der gesamten Brust (ALL) sowie der einzelnen Quadranten Q1-Q4 postoperativ (postOP) zu den entsprechenden Simulationen (Sim) (N:

Anzahl der Patienten; Sig.: Signifikanz). Patientengruppe mit epipektoral-anatomischen Implantaten.

Bei der Betrachtung der Patientinnen mit epipektoral-anatomischen Implantaten ergab sich insgesamt eine hohe Korrelation. Am deutlichsten war diese für den Quadranten Q4 beidseits erkennbar. Für diese Wertepaare waren die Ergebnisse auch als signifikant anzusehen. Für alle anderen nicht.

Die prozentualen Volumenabweichungen in dieser Subgruppe sind in nachfolgender Tabelle dargestellt:

Quadrant	LQ1	LQ2	LQ3	LQ4	LALL	RQ1	RQ2	RQ3	RQ4	RALL
Abweichung (%)	36	12	56	18	3	8	4	38	14	9

Tab. 16: Volumenvergleich Simulation/postoperativer Oberflächenscan. Aufteilung nach Quadranten (Q1-4), Gesamtvolumen (ALL) sowie links (L) und rechts (R). Epipektoral-anatomische Implantate

Der t-Test für die Gruppe mit epipektoral-anatomischen Implantaten lieferte die in der nachfolgenden Tabelle aufgeführten Werte:

Test für Stichproben mit paarigen Werten

	Paarige Differenzen					t	df	Sig. (2-seitig)
	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95% Konfidenzintervall der Differenz				
				Unterer	Oberer			
Paar 1 postOPLQ1 - SimLQ1	31585,60 000	29082,06 110	13005,89 311	- 4524,548 26	67695,74 826	2,429	4	,072
Paar 2 postOPLQ2 - SimLQ2	110942,5 0000	75198,20 530	33629,65 977	17571,59 575	204313,4 0425	3,299	4	,030
Paar 3 postOPLQ3 - SimLQ3	3032,540 00	80894,35 228	36177,05 414	- 97411,06 489	103476,1 4489	,084	4	,937
Paar 4 postOPLQ4 - SimLQ4	- 147835,2 0000	99205,57 688	44366,08 273	- 271015,1 9324	- 24655,20 676	- 3,332	4	,029
Paar 5 postOPLALL - SimLALL	420999,7 6000	192719,0 3982	86186,57 472	181707,4 6649	660292,0 5351	4,885	4	,008
Paar 6 postOPRQ1 - SimRQ1	- 423351,8 8000	219927,4 7863	98354,55 847	- 696427,9 1244	- 150275,8 4756	- 4,304	4	,013
Paar 7 postOPRQ2 - SimRQ2	77823,20 000	66537,73 149	29756,57 813	- 4794,305 71	160440,7 0571	2,615	4	,059
Paar 8 postOPRQ3 - SimRQ3	- 15785,42 000	76520,65 315	34221,07 642	- 110798,3 6013	79227,52 013	-,461	4	,669
Paar 9 postOPRQ4 - SimRQ4	- 113069,4 0000	81491,10 915	36443,93 192	- 214253,9 7640	- 11884,82 360	- 3,103	4	,036
Paar 10 postOPRALL - SimRALL	401857,0 6000	169389,9 8273	75753,50 322	191531,6 1679	612182,5 0321	5,305	4	,006

Tab. 17: T-Test: H0-Hypothese: Postoperative Volumen entsprechen den simulierten Volumen. Epiektoral-anatomische Implantate

Im t-Test zeigte sich hier, wie auch für viele der zuvor getesteten Patientengruppen, eine Übereinstimmung der simulierten Volumen mit den postoperativen in den Quadranten Q3 beider Seiten ohne statistische Signifikanz. Die anderen Vergleichswerte wichen, wenn auch nicht weit, doch statistisch signifikant voneinander ab. Als Ausnahme waren hier Q1 links und Q2 rechts zu nennen (hier keine Signifikanz).

3.3.3. Regressionsanalysen

Im Folgenden wurde untersucht, inwiefern sich das präoperative Brustvolumen der Patientinnen, sowie das eingebrachte Implantatvolumen auf den Fehler (Root Mean Square Error - RMS) auswirken.

Dazu wurden Regressionsanalysen getrennt für die linke, sowie die rechte Brust durchgeführt. Als abhängige Variable wurde der RMS gesetzt. Präoperatives Volumen der gesamten Brust, sowie Implantatvolumen waren unabhängige Variable.

		Koeffizienten ^a				
		Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten		
Modell		B	Standardfehler	Beta	t	Sig.
1	(Konstante)	4,988	1,119		4,457	,000
	ImplantVolLeft	-,006	,008	-,244	-,729	,476
	preaOPIALL	5,722E-6	,000	,463	1,380	,185

a. Abhängige Variable: Root Mean Square Error Left

Tab. 18: Regressionsanalyse. Konstante: Root Means Square Error Left. Unabhängige Variablen: Implantatvolumen links (ImplantVolLeft); Gesamtvolumen präoperativ links (praeOPIAll)

Die Regressionsanalyse ergab für die linke Brust eine Abhängigkeit des Fehlers (root mean square error, RMS) von der verwendeten Implantatgröße (-0,006).

Das bedeutet, ein Anstieg der Implantatgröße um 1 Kubikzentimeter bewirkt ein Absinken des Fehlerwertes um 0,006.

Das präoperative Brustvolumen wirkt sich in vergleichbarem Maße auf den Fehler aus (5,722E-6). Hier wurden für die Volumen Kubikmillimeter gemessen, wodurch sich für einen Anstieg des präoperativen Brustvolumens um 1 Kubikzentimeter ebenfalls eine Veränderung des Fehlerwertes um 0,006 (gerundet) ergibt. In diesem Fall allerdings in positiver Richtung.

Die Ergebnisse waren statistisch nicht signifikant.

Koeffizienten^a

Modell	Nicht standardisierte Koeffizienten		Standardisierte Koeffizienten	t	Sig.
	B	Standardfehler	Beta		
1 (Konstante)	6,194	1,282		4,832	,000
ImplantVolRight	-,009	,009	-,353	-1,029	,318
preaOPrALL	1,021E-6	,000	,082	,240	,813

a. Abhängige Variable: var043

Tab. 19: Regressionsanalyse. Konstante: Root Means Square Error Right. Unabhängige Variablen: Implantatvolumen rechts (ImplantVolRight); Gesamtvolumen präoperativ rechts (praeOPrALL)

Auch für die rechte Brust war die Abhängigkeit des Fehlers (RMS) von der Implantatgröße (-0,009) sowie präoperativem Brustvolumen (1,021E-6) vergleichbar.

Statistische Signifikanz war hier auch nicht gegeben.

4. Diskussion

Für die chirurgische Brustaugmentation gibt es bei seit vielen Jahren steigenden Fallzahlen noch immer kein einheitlich akzeptiertes Planungsverfahren. Für die Erfassung der Körperoberfläche hat sich der Einsatz von 3-D-Scannern als Verfahren mit sowohl hoher Genauigkeit, als auch Präzision gezeigt (Eder, v Waldenfels et al. 2011). Der größte Vorteil besteht hier darin, dass die Weichgewebe der Brust berührungsfrei und in aufrechter Körperhaltung erfasst werden können, wodurch Kompression und Verformung vermieden und eine naturgetreue Darstellung gewährleistet werden kann.

Der vornehmliche Schwachpunkt ist die Begrenztheit auf die Oberfläche des Körpers. Es kann keine Aussage über darunter liegendes Gewebe getroffen werden und somit auch nicht über Lage und Form der knöchernen Thoraxwand. Diese stellt aber die hintere Begrenzung der Brust dar und ist als solche essentiell für ein in sich geschlossenes Simulationsmodell.

Es konnte gezeigt werden, dass es möglich ist, ausgehend von dreidimensionalen Körperoberflächendaten auf Lage und Krümmung der anatomischen Thoraxwand zu schließen. Somit kann ein in sich geschlossenes, dreidimensionales Modell der Brust berechnet werden, welches sich an der tatsächlichen Anatomie der jeweiligen Patientin orientiert, ohne auf invasive Bildgebung angewiesen zu sein.

Im Rahmen der klinischen Validierung ist es in einer retrospektiven Untersuchung gelungen, allein auf der Basis von 3-D-Oberflächenscans die Ergebnisse kosmetischer Mammaaugmentationsoperationen zu simulieren.

Größere Fallzahlen wären wünschenswert um statistisch signifikante Aussagen über das Maß der Übereinstimmung der Computersimulationen mit den postoperativ erstellten Oberflächenscans treffen zu können.

Die Probandengruppe wies mit einem Alter von 26,85 Jahren \pm 2,87 die typische Altersstruktur der Patientinnen auf, die sich zur chirurgischen Mammaaugmentation vorstellen. Die American Society for Aesthetic Plastic Surgery zählte im Jahr 2012 52,2% aller durchgeführten Augmentationen in der Gruppe der 19-34jährigen (Surgery). Wir sind daher zuversichtlich, dass sich die von uns gefundenen Parameter für Extrusion und Krümmung der Thoraxwand auf eine breite Zahl potentieller Patientinnen übertragen lassen.

Die für die Darstellung der anatomischen Thoraxwand verwendete Magnetresonanztomographie ist ein Bildgebungsverfahren, welches die exakte Darstellung und Vermessung von Weichgeweben ermöglicht und auch im Bereich der Brustchirurgie wiederholt beschrieben wurde (Bulstrode, Bellamy et al. 2001, Eder, Schneider et al. 2008).

Die angewendete Sequenz (siehe Punkt 2.1.2.) erbrachte sehr gute Ergebnisse im Bereich von Fett und Muskulatur. Diese Strukturen waren durchweg deutlich von umliegendem Gewebe abgrenzbar und eindeutig zuzuordnen.

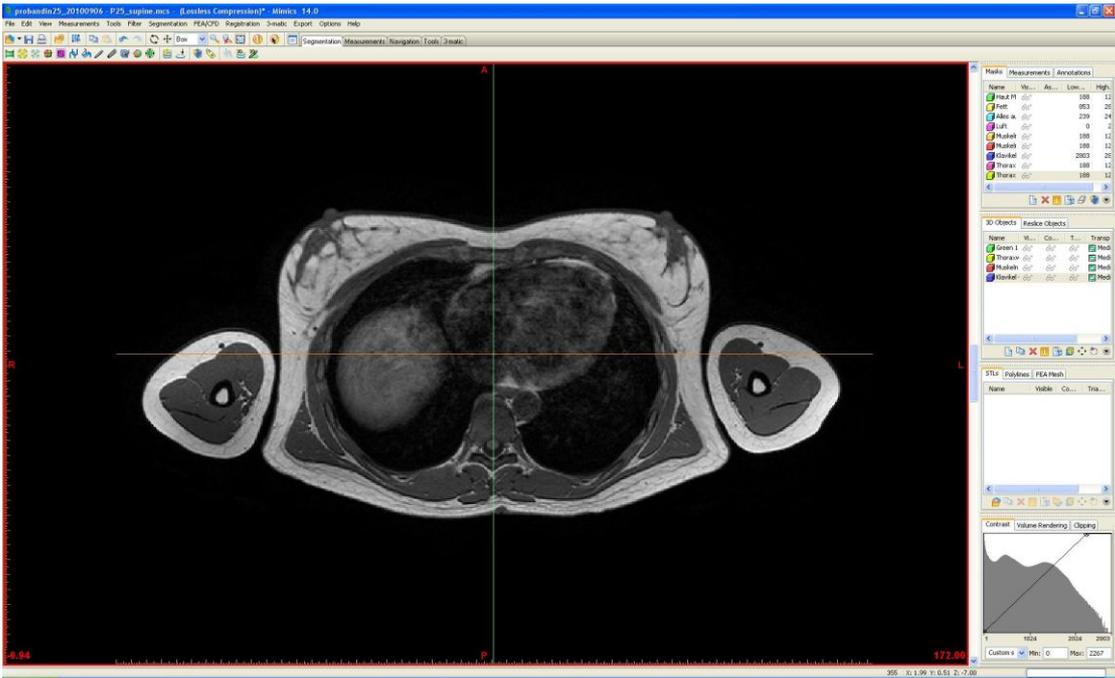


Abb. 37: MRT-Datensatz in Mimics®, Transversalebene auf Höhe der Mamillen, Probandin in Rückenlage, Arme neben dem Körper, Fett (hell) und Muskulatur (dunkel) kommen präzise zur Darstellung.

Die Abgrenzung der Rippen, insbesondere des knorpeligen sternokostalen Übergangs zum umliegenden Gewebe war nicht immer problemlos möglich was die Segmentierung in diesem Areal teilweise erschwerte.

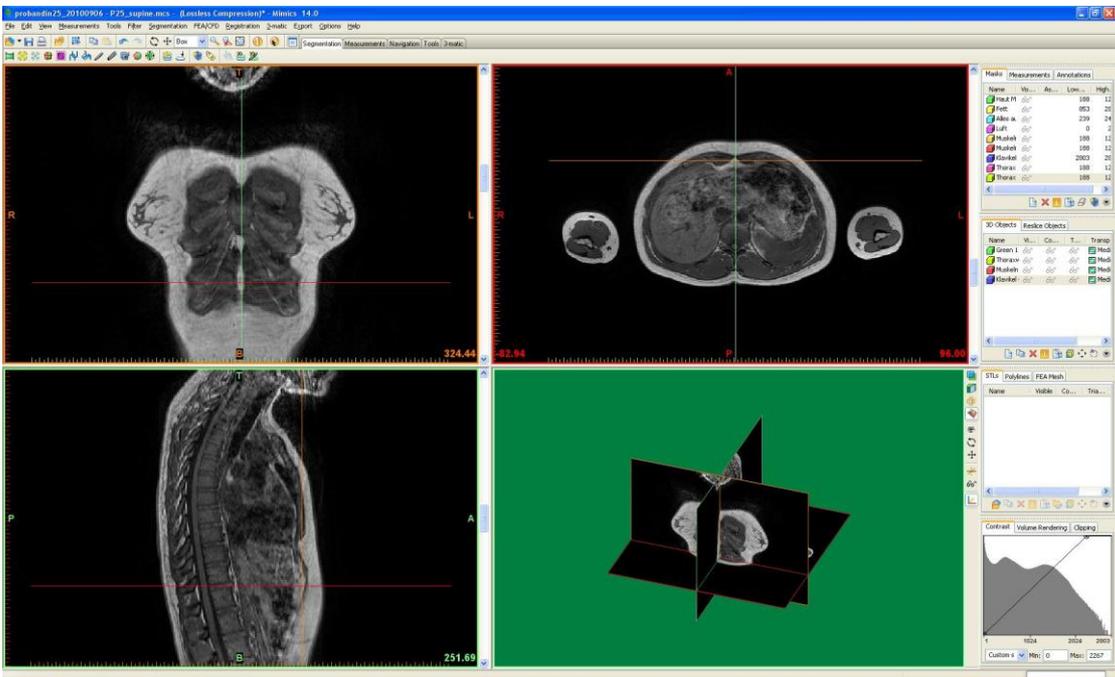


Abb. 38: MRT-Datensatz in Mimics®, sternokostaler Übergang, Transversalebene o.r.; Frontalebene o.l.; Sagittalebene u.l.; Knorpelstrukturen mit geringerer Trennschärfe zu Nachbarstrukturen

Zudem benötigt die Magnetresonanztomographie viel Zeit und Atemartefakte sind gerade im Bereich des Thorax häufig nicht zu vermeiden.

Die Computertomographie (CT) wäre hier in der Lage, sowohl Knochen deutlicher abzubilden, als auch die Aufnahmezeit signifikant zu verkürzen. Aufgrund der Strahlenbelastung stellt die CT allerdings keine ethisch vertretbare Alternative dar. Beiden Schnittbildgebungsverfahren gemein ist die liegende Position der zu untersuchenden Person, welche eine Deformierung insbesondere des Weichgewebes der Brust zur Folge hat und damit einen erheblichen Nachteil gegenüber der Körperoberflächenerfassung mittels 3-D Scanner darstellt.

Um Brustvolumen und Form quantifizieren zu können ist es wichtig, zunächst den Bereich des Thorax festzulegen, in dem sich die Brust befindet.

Die Festlegung der unter 2.1.4. beschriebenen Markierungspunkte auf dem 3-D-Modell erlaubt die semiautomatisierte Erstellung einer Begrenzungslinie um die Brust mittels weniger Mausklicks und nimmt daher auch im Klinikalltag nicht viel Zeit in Anspruch.

Da die Markierungspunkte in der SINUS-Software allerdings weiterhin vom Anwender für jeden in die Software geladenen Scan neu gesetzt werden müssen, bleibt eine gewisse Variabilität bestehen (Kovacs, Zimmermann A Fau - Brockmann et al. , Kovacs, Zimmermann A Fau - Brockmann et al. , Kovacs, Yassouridis et al. 2006). Während beispielsweise die Lage der Mammillen eindeutig ist, stellt das laterale Ende der Submammärfalte keine exakt zu definierende Struktur dar. Um die zu untersuchende Brustregion konstant zu halten, wäre es denkbar, künftig diese Begrenzungslinie auf dem postoperativen Scanmodell zu fixieren und ebenfalls für die Untersuchung des Simulationsmodells zu verwenden.

Auch andere Autoren haben die Brüste am virtuellen Modell entfernt, indem sie eine Begrenzung um die Brust gelegt, daran entlang einen Teil aus dem Polygon-Netz geschnitten und die entstandenen Löcher auf Basis der Thoraxkurvatur gefüllt haben (Tepper, Choi et al. 2008). Wieder andere bedienen sich zum Schließen der entstandenen Löcher im 3-D-Modell mathematischer Formeln wie der Radialen Basisfunktion (Seo, Cordier et al. 2007). Die vorliegende Arbeit beruht allerdings auf der Annahme, dass jedwedes Verfahren eine dorsale

Brustbegrenzung festzulegen ungenau sein muss, wenn es nicht auf der Lage der anatomischen Thoraxwand beruht. Die Brust virtuell zu entfernen und die entstandenen Löcher im Polygonnetz zu schließen stellt folglich nur den ersten Schritt dieses Prozesses dar. In der Folge muss das auf diese Weise verschlossene Netz sowohl in Normalrichtung verschoben (Extrusion), als auch im Krümmungsgrad variiert werden, um den tatsächlichen Verlauf der anatomischen Thoraxwand im Raum abzubilden.

Für die Bestimmung der adäquaten Extrusion war die Dicke des Weichgewebes zwischen Hautoberfläche und Thoraxwand entscheidend. Da dieses aber nicht für jeden Punkt des Thorax dieselben Werte aufweist (am Sternum liegt die Haut praktisch direkt dem Knochen auf, während beispielsweise im Bereich der vorderen Axillarlinie mehr Weichgewebe den Abstand von Körperoberfläche zur Thoraxwand erhöht) wurde zusätzlich die Krümmung variiert.

Eine Anpassung dieses Krümmungsparameters hat (ausgehend vom Sternum als Fixpunkt) eine nach lateral hin zunehmende Abweichung der simulierten Thoraxwand von der Körperoberfläche im Raum zur Folge.

Damit basiert die Methode auf lediglich zwei simplen Parametern, was sich vorteilhaft auf die erforderliche Rechenleistung des für die Simulation verwendeten Computersystems auswirkt.

Gleichzeitig birgt eine solche Reduktion jedoch auch Potential für gewisse Ungenauigkeiten. Je nach körperlicher Statur der Patientin variiert nicht nur der Anteil an Weichgewebe, sondern auch die Verteilung dessen auf unterschiedliche Körperregionen, sodass es denkbar erscheint, der anatomischen Thoraxwand sehr schlanker sowie adipöser Patientinnen mit den errechneten Parametern für Extrusion und Krümmung nicht ausreichend nahe zu kommen. Es wäre zu überlegen, den Body Mass Index (BMI) in künftige Berechnungen zu integrieren.

Für die klinische Validierung der so errechneten Thoraxwand als dorsale Begrenzung des dreidimensionalen Brustmodells war es das Ziel, ein für die praktische Anwendung möglichst repräsentatives Spektrum an Operationstechniken, sowie Implantattypen einzuschließen.

Die Aufteilung der Patientinnen in vier Gruppen mit subpektoral-anatomischen, subpektoral-runden, epipektoral-anatomischen, sowie epipektoral runden Implantaten erlaubte uns

Rückschlüsse auf die Anwendbarkeit des hier vorgestellten Verfahrens in den vier am häufigsten durchgeführten Varianten der chirurgischen Mammaaugmentation.

Die Gesamtfallzahl von 20 erschien angemessen und vergleichbar mit anderen Studien ähnlicher Thematik (Seo, Cordier et al. 2007, Tepper, Small et al. 2009). Gleichwohl war es aufgrund der niedrigen Fallzahl häufig nicht möglich, statistisch signifikante Ergebnisse vorzulegen.

Es standen über die verwendete Software unterschiedliche Methoden zur Verfügung, die räumliche Abweichung der Simulationsmodelle von den postoperativen Körperoberflächenscans darzustellen. Visuelle 3-D-Vergleiche mit Farbkodierung stellen ein intuitives Werkzeug dar, einen raschen Überblick über die erreichte Genauigkeit zu erhalten. Volumetrische Angaben (wie der Root Mean Square Error) sind ein gutes Maß für die Abweichung der Formen voneinander und erlauben quantitative Vergleiche der Modelle miteinander.

Gladilin et al. haben 2010 eine Simulationsmethode präsentiert, die ebenfalls auf dreidimensionalen Körperoberflächenscans beruht (Gladilin, Gabrielova et al. 2011). Hier wurden Mammaaugmentationen über ein aus der Mund-Kiefer-Gesichtchirurgie entlehntes Gewebesimulationsmodell (Gladilin 2003) virtuell durchgeführt. Es war den Autoren möglich, eine Übereinstimmung von simulierten Modellen und postoperativen Körperoberflächenscans von unter 1 Millimeter über einen Bereich von 89% der Brustoberfläche zu erreichen. Um präzisere Aussagen über die Lokalisation möglicher Abweichungen der Simulationsergebnisse von den postoperativen Oberflächenscans treffen zu können, wurde die Brust in der hier vorliegenden Arbeit in vier definierte Quadranten aufgeteilt.

Aus den hier vorgelegten Analysen ergaben sich unterschiedliche Korrelationen der postoperativ ermittelten zu den simulierten Brustvolumen für das Patientenkollektiv, die vier einzelnen Subgruppen, sowie die vier einzelnen Quadranten jeder Brust.

Die größte Korrelation (meist jedoch ohne statistische Signifikanz) ergab sich für den dritten Quadranten, der im inferioren, lateralen Bereich der Brust liegt.

Der t-Test ergab in der Mehrzahl der Fälle keine perfekte Übereinstimmung der verglichenen Volumen. Eine hundertprozentige Deckung war jedoch auch nicht zu erwarten.

Größere Fallzahlen wären wünschenswert um statistische Signifikanz zu erreichen.

Die prozentualen Vergleiche der simulierten Volumen mit den postoperativen Scandatensätzen lieferten eine Übereinstimmung von 99% für die linke, sowie 94% für die rechte Brust.

Innerhalb der einzelnen Subgruppen fielen die Ergebnisse unterschiedlich aus, mit den besten Resultaten für die Gruppe der subpektoral-anatomischen Implantate (99% links; 100% rechts).

Die rechte Brust in der Gruppe der subpektoral-runden Implantate fiel mit 16% Abweichung deutlich aus dem Rahmen, sodass hier von einem Ausreißer ausgegangen werden kann.

Des Weiteren fiel auf, dass sich die Gesamtvolumen zwar sehr gut entsprachen, innerhalb der einzelnen Quadranten jedoch deutliche Abweichungen zu verzeichnen waren. Diese Tatsache lässt den Schluss zu, dass zwar das Volumen, nicht aber die räumliche Form mit hoher Genauigkeit simuliert werden konnten. So wurden die Quadranten Q3 durchweg zu groß, die Quadranten Q4 zu klein prognostiziert, was auf eine Plazierung des virtuellen Implantates zu weit kaudal und lateral zurückzuführen sein könnte. Eine unrealistische Darstellung der Mamillenposition ist hier als Ursache denkbar: In der verwendeten SINUS-Software wird die Mamille während des Simulationsprozesses nach kaudal-lateral verdrängt, sodass der Untersucher instinktiv geneigt ist, das Implantat weiter in diese Richtung zu verschieben um die Mamille auf diese Weise wieder dem als ästhetisch empfundenen am weitesten anterior auf der Brust gelegenen Punkt näherzubringen. Untersuchungen konnten zeigen, dass eine Elevation der Arme um 45° über die Horizontale die postoperative Mamillenposition zuverlässig prognostiziert (Gladilin, Gabrielova et al. 2011). Denkbar wäre die Implementierung eines Scans mit elevierten Armen in den Simulationsprozess.

Zudem sollte sich eine Durchführung der Simulationen mit verschiedenen Untersuchern anschließen, um individuelle Vorstellungen von Ästhetik als Fehlerquelle auszuschließen.

Aus den durchgeführten Regressionsanalysen lässt sich folgern, dass die Abhängigkeit des Fehlers von den Einflussgrößen „präoperatives Brustvolumen“, sowie „Implantatvolumen“ als gering einzustufen ist. Somit wird es dem Chirurgen mit der hier vorgestellten Methode auch möglich sein, Patientinnen mit besonders großen, oder kleinen Brüsten fundiert zu beraten und die Software als Werkzeug zur visuellen Kommunikation zu nutzen. Gleiches gilt für Patientinnen mit dem Wunsch nach Implantaten aus dem oberen, respektive unteren Volumenspektrum.

Auch für die Regressionsanalysen ist allerdings zu bedenken, dass es nicht möglich war, statistisch signifikante Werte vorzulegen.

5. Zusammenfassung

Aktuell verfügbare, auf dreidimensionalen Körperoberflächendaten basierende Computersimulationsverfahren für die chirurgische Mammaaugmentation verbindet als gemeinsames Defizit, dass weder die anatomisch korrekte Lage, noch Form der knöchernen Thoraxwand als dorsale Begrenzung der Brust erfasst werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Verfahren untersucht welches es ermöglicht, ausgehend von dreidimensionalen Körperoberflächendaten einer Patientin auf Lage und Form des knöchernen Thorax zu schließen. Dazu wurden die Brüste des virtuellen 3-D Modells entfernt, die entstandenen Löcher im Polygonnetz tangential durch Extrapolation geschlossen und die so entstandene dorsale Begrenzung der Brust in zwei geometrischen Parametern variiert, bis sich die beste Übereinstimmung mit der anatomisch korrekten, aus

magnetresonanztomographischen Schnittbilddatensätzen derselben Patientin gewonnenen Lage der knöchernen Thoraxwand ergab.

Es zeigte sich die größte räumliche Nähe bei einer Verschiebung der Begrenzungsfläche in Dorsalrichtung um 15 Millimeter sowie Anwendung eines Skalierungsfaktors von 0,90 zur Seite hin.

In einem zweiten Schritt wurde die Validität der so gefundenen Thoraxwand in einer klinischen Studie untersucht. Dazu wurden jeweils fünf Patientinnen, die sich für subpektoral-runde, subpektoral-anatomische, epipektoral-runde, sowie epipektoral-anatomische Implantate entschieden hatten präoperativ, ebenso wie sechs Monate postoperativ einem dreidimensionalen Körperoberflächenscan unterzogen. Ausgehend von den präoperativen Scandaten wurden die Maße des verwendeten Implantats über eine geeignete Software in das virtuelle Modell eingebracht und diese Simulation mit den postoperativen Scandaten verglichen.

Es konnte für das Patientenkollektiv eine Übereinstimmung der Volumen von 99% für die linke und 94% für die rechte Brust gezeigt werden.

Die Übereinstimmungen innerhalb der einzelnen Bereiche der Brust waren unterschiedlich und gaben Hinweise auf eine dezentrierte Platzierung des virtuellen Implantates. Um in allen gemessenen Bereichen statistische Signifikanz zu erreichen sollte sich eine fortführende Arbeit mit größeren Patientenzahlen anschließen.

6. Literaturverzeichnis

Bouman, F. G. (1970). "Volumetric measurement of the human breast and breast tissue before and during mammoplasty." Br J Plast Surg **23**(3): 263-264.

Breuckmann, B. (1993). Bildverarbeitung und optische Meßtechnik in der industriellen Praxis: Grundlagen der 3D-Meßtechnik, Farbbildanalyse, Holografie und Interferometrie mit zahlreichen praktischen Applikationen., Franzis Verl.

Bulstrode, N., E. Bellamy and S. Shrotria (2001). "Breast volume assessment: comparing five different techniques." Breast **10**(2): 117-123.

Catanuto, G., A. Spano, A. Pennati, E. Riggio, G. M. Farinella, G. Impoco, S. Spoto, G. Gallo and M. B. Nava (2008). "Experimental methodology for digital breast shape analysis and objective surgical outcome evaluation." J Plast Reconstr Aesthet Surg **61**(3): 314-318.

Chavoin, J. P., A. Teyseyre and J. L. Grolleau (2005). "[Morphobreast": patient's data bank management for objective selection of implant's volume in hypotrophic breasts]." Ann Chir Plast Esthet **50**(5): 487-493.

Eder, M., G. Brockmann, A. Zimmermann, M. A. Papadopoulos, K. Schwenzer-Zimmerer, H. F. Zeilhofer, R. Sader, N. A. Papadopoulos and L. Kovacs (2013). "Evaluation of precision and accuracy assessment of different 3-D surface imaging systems for biomedical purposes." J Digit Imaging **26**(2): 163-172.

Eder, M. and L. Kovacs (2010). "[Commentary on the article of Herold et al.: The use of mamma MRI volumetry to evaluate the rates of fat survival after autologous lipotransfer]." Handchir Mikrochir Plast Chir **42**(2): 135-136.

Eder, M., S. Raith, J. Jalali, A. Volf, M. Settles, H. G. Machens and L. Kovacs (2014). "Comparison of different material models to simulate 3-d breast deformations using finite element analysis." Ann Biomed Eng **42**(4): 843-857.

Eder, M., A. Schneider, H. Feussner, A. Zimmermann, C. Hohnke, N. A. Papadopoulos and L. Kovacs (2008). "[Breast volume assessment based on 3D surface geometry: verification of the method using MR imaging]." Biomed Tech (Berl) **53**(3): 112-121.

Eder, M., F. v Waldenfels, M. Sichtermann, T. Schuster, N. A. Papadopoulos, H. G. Machens, E. Biemer and L. Kovacs (2011). "Three-dimensional evaluation of breast contour and volume changes following subpectoral augmentation mammoplasty over 6 months." J Plast Reconstr Aesthet Surg **64**(9): 1152-1160.

Eder, M., F. v. Waldenfels, A. Swobodnik, M. Klöppel, A.-K. Pape, T. Schuster, S. Raith, E. Kitzler, N. A. Papadopoulos, H.-G. Machens and L. Kovacs (2012). "Objective breast symmetry evaluation using 3-D surface imaging." The Breast **21**(2): 152-158.

Ellenbogen, R. (1978). "A new device to assist in sizing breasts." Ann Plast Surg **1**(3): 333-335.

Epstein, M. D. and M. Scheflan (2015). "Three-dimensional Imaging and Simulation in Breast Augmentation: What Is the Current State of the Art?" Clin Plast Surg **42**(4): 437-450.

Georgii, J., M. Eder, K. Burger, S. Klotz, F. Ferstl, L. Kovacs and R. Westermann (2014). "A computational tool for preoperative breast augmentation planning in aesthetic plastic surgery." IEEE J Biomed Health Inform **18**(3): 907-919.

Gladilin, E. (2003). Biomechanical Modeling of Soft Tissue and Facial Expressions for Craniofacial Surgery Planning, Freie Universität Berlin.

Gladilin, E., B. Gabrielova, P. Montemurro and P. Heden (2011). "Customized planning of augmentation mammoplasty with silicon implants using three-dimensional optical body scans and biomechanical modeling of soft tissue outcome." Aesthetic Plast Surg **35**(4): 494-501.

Grossman, A. J. and L. A. Roudner (1980). "A simple means for accurate breast volume determination." Plast Reconstr Surg **66**(6): 851-852.

Herson, M. R. and M. R. Wexler (1988). "Volume calculation for breast augmentation and reconstruction with a soft-tissue expander." Plast Reconstr Surg **81**(6): 992-993.

Kalaaji, A., C. B. Bjertness, C. Nordahl and K. Olafsen (2013). "Survey of breast implant patients: characteristics, depression rate, and quality of life." Aesthet Surg J **33**(2): 252-257.

Kececi, Y. and E. Sir (2014). "Prediction of resection weight in reduction mammoplasty based on anthropometric measurements." Breast Care (Basel) **9**(1): 41-45.

Kovacs, L., A. Yassouridis, A. Zimmermann, G. Brockmann, A. Wohnl, M. Blaschke, M. Eder, K. Schwenzler-Zimmerer, R. Rosenberg, N. A. Papadopoulos and E. Biemer (2006). "Optimization

of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners." Ann Plast Surg **56**(3): 229-236.

Kovacs, L., G. Zimmermann A Fau - Brockmann, H. Brockmann G Fau - Baurecht, K. Baurecht H Fau - Schwenger-Zimmerer, N. A. Schwenger-Zimmerer K Fau - Papadopoulos, M. A. Papadopoulos Na Fau - Papadopoulos, R. Papadopoulos Ma Fau - Sader, E. Sader R Fau - Biemer, H. F. Biemer E Fau - Zeilhofer and H. F. Zeilhofer "Accuracy and precision of the three-dimensional assessment of the facial surface using a 3-D laser scanner." (0278-0062 (Print)).

Kovacs, L., G. Zimmermann A Fau - Brockmann, M. Brockmann G Fau - Guhring, H. Guhring M Fau - Baurecht, N. A. Baurecht H Fau - Papadopoulos, K. Papadopoulos Na Fau - Schwenger-Zimmerer, R. Schwenger-Zimmerer K Fau - Sader, E. Sader R Fau - Biemer, H. F. Biemer E Fau - Zeilhofer and H. F. Zeilhofer "Three-dimensional recording of the human face with a 3D laser scanner." (1748-6815 (Print)).

Losken, A., H. Seify, D. D. Denson, A. A. Paredes, Jr. and G. W. Carlson (2005). "Validating three-dimensional imaging of the breast." Ann Plast Surg **54**(5): 471-476; discussion 477-478.

Maxwell, G. P. and A. Gabriel (2009). "The evolution of breast implants." Clin Plast Surg **36**(1): 1-13, v.

N.V., K. P. (2004). from

http://www.healthcare.philips.com/pwc_hc/main/shared/Assets/Images/MRI/product/achieva_A_new_template/gallery/gallery-img10-lrg.jpg.

Nicolas Aspert, D. S.-C., Touradj Ebrahimi (2002). MESH : MEASURING ERRORS BETWEEN SURFACES USING THE HAUSDORFF DISTANCE. EEE International Conference in Multimedia and Expo (ICME). Lausanne, Switzerland.

Nikolic, J., Z. Janjic, M. Marinkovic, J. Petrovic and T. Bozic (2013). "Psychosocial characteristics and motivational factors in woman seeking cosmetic breast augmentation surgery." Vojnosanit Pregl **70**(10): 940-946.

O'Connell, R. L., R. J. G. Stevens, P. A. Harris and J. E. Rusby "Review of three-dimensional (3D) surface imaging for oncoplastic, reconstructive and aesthetic breast surgery." The Breast **24**(4): 331-342.

Palin, W. E., Jr., J. A. von Fraunhofer and D. J. Smith, Jr. (1986). "Measurement of breast volume: comparison of techniques." Plast Reconstr Surg **77**(2): 253-255.

Seo, H., F. Cordier and K. Hong (2007). "A breast modeler based on analysis of breast scans." Computer Animation and Virtual Worlds **18**(2): 141-151.

Smith, D. J., Jr., W. E. Palin, Jr., V. L. Katch and J. E. Bennett (1986). "Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values." Plast Reconstr Surg **78**(3): 331-335.

Smith, D. J., Jr., Palin, W.E., Jr., Katch V.L., Bennett, J.E. (1986). "Breast volume and anthropomorphic measurements: normal values." Plast. Reconstr. Surg.(78).

Surgery, A. S. f. A. P. "Cosmetic Surgery National Data Bank

StatiSticS

2012." from <http://www.surgery.org/sites/default/files/ASAPS-2012-Stats.pdf>.

Surgery, A. S. f. A. P. (2014). Surgical Procedures: 17-Year Comparison, 1997-2013.

T. A. Spanholtz, S. L., T. Holzbach, E. Volkmer, T. Engelhardt, R. E. Giunta (2012). "3-dimensionale Bilderfassung: Erste Erfahrungen in der Planung und Dokumentation plastisch-chirurgischer Operationen." Handchir Mikrochir plast Chir **44**(4): 234-239.

- Tanner, C., J. A. Schnabel, D. L. Hill, D. J. Hawkes, M. O. Leach and D. R. Hose (2006). "Factors influencing the accuracy of biomechanical breast models." Med Phys **33**(6): 1758-1769.
- Tegtmeier, R. E. (1978). "A quick, accurate mammometer." Ann Plast Surg **1**(6): 625-626.
- Tepper, O. M., M. Choi, K. Small, J. Unger, E. Davidson, L. Rudolph, A. Pritchard and N. S. Karp (2008). "An innovative three-dimensional approach to defining the anatomical changes occurring after short scar-medial pedicle reduction mammoplasty." Plast Reconstr Surg **121**(6): 1875-1885.
- Tepper, O. M., K. Small, L. Rudolph, M. Choi and N. Karp (2006). "Virtual 3-dimensional modeling as a valuable adjunct to aesthetic and reconstructive breast surgery." Am J Surg **192**(4): 548-551.
- Tepper, O. M., K. H. Small, J. G. Unger, D. L. Feldman, N. Kumar, M. Choi and N. S. Karp (2009). "3D analysis of breast augmentation defines operative changes and their relationship to implant dimensions." Ann Plast Surg **62**(5): 570-575.
- Tepper, O. M., J. G. Unger, K. H. Small, D. Feldman, N. Kumar, M. Choi and N. S. Karp (2010). "Mammometrics: the standardization of aesthetic and reconstructive breast surgery." Plast Reconstr Surg **125**(1): 393-400.
- Tezel, E. and A. Numanoglu (2000). "Practical do-it-yourself device for accurate volume measurement of breast." Plast Reconstr Surg **105**(3): 1019-1023.
- Tzou, C.-H. J., N. M. Artner, I. Pona, A. Hold, E. Placheta, W. G. Kropatsch and M. Frey "Comparison of three-dimensional surface-imaging systems." Journal of Plastic, Reconstructive & Aesthetic Surgery **67**(4): 489-497.

Tzou, C. H., N. M. Artner, I. Pona, A. Hold, E. Placheta, W. G. Kropatsch and M. Frey (2014). "Comparison of three-dimensional surface-imaging systems." J Plast Reconstr Aesthet Surg **67**(4): 489-497.

Vandeput, J. J. (2006). "Predictability in breast augmentation." European Journal of Plastic Surgery **28**(7): 451-457.

Westreich, M. (1997). "Anthropomorphic breast measurement: protocol and results in 50 women with aesthetically perfect breasts and clinical application." Plast Reconstr Surg **100**(2): 468-479.

7. Abbildungsverzeichnis

ABB. 1: BILDBEISPIEL AUS DER DATENBANK "MORPHOBREAST" (CHAVOIN, TEYSSEYRE ET AL. 2005). BLAU UNTERLEGT PRÄOPERATIV; GRÜN UNTERLEGT POSTOPERATIV. JEWEILS FRONTAL, HALBSEITLICH, STRENG SEITLICH.	6
ABB. 2: BEISPIEL ANTHROPOMORPHISCHER STRECKENMESSUNGEN (SMITH 1986).....	7
ABB. 3: BEISPIEL DER BRUSTVOLUMENMESSUNG NACH DEM ARCHIMEDISCHEN PRINZIP. IM HIER DARGESTELLTEN FALL KOMMT EIN STARRER KUNSTSTOFFBEHÄLTER BEKANNTEN VOLUMENS ZUM EINSATZ, IN DEM SICH EIN PLATIKBEUTEL BEFINDET, WELCHER DURCH EINE ÖFFNUNG VON OBEN MIT WASSER BEFÜLLT WERDEN KANN (TEZEL AND NUMANOGLU 2000).	8
ABB 4: PRINZIP DER ARCHIMEDISCHEN VOLUMENMESSUNG: ÜBER DIE ZU UNTERSUCHENDE BRUST WIRD EIN STARRER BEHÄLTER GESTÜLPT. DER SICH DARIN BEFINDENDE PLASTIKBEUTEL KANN ÜBER EINEN EINLASSSTOPFEN MIT WASSER BEFÜLLT WERDEN. DAS BRUSTVOLUMEN R ERGIBT SICH NUN AUS DEM VOLUMEN DES BEHÄLTERS ABZÜGLICH DEM DES EINGEFÜLLTEN WASSERS X (TEZEL AND NUMANOGLU 2000).....	9

ABB. 5: SEGMENTIERTE MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIEAUFNAHME EINER PROBANDIN IN LIEGENDER POSITION. FRONTALEBENE O.L., TRANSVERSALEBENE O.R., SAGITTALEBENE U.L. UND DREIDIMENSIONALE REKONSTRUKTION U.R. ÜBER DIE MIMICS®-SOFTWARE. IN DIESER DARSTELLUNG SIND HAUT, FETTGEWEBE, BRUSTDRÜSEN, MUSKULATUR, SOWIE KNOCHEN SEGMENTIERT.....	10
ABB. 6: SEGMENTIERTE MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIEAUFNAHME EINER PROBANDIN IN LIEGENDER POSITION. FRONTALEBENE O.L., TRANSVERSALEBENE O.R., SAGITTALEBENE U.L. UND DREIDIMENSIONALE REKONSTRUKTION U.R. ÜBER DIE MIMICS®-SOFTWARE. IN DIESER DARSTELLUNG SIND PEKTORALMUSKULATUR (ROT), STERNUM (GELB), KLAVIKEL (BLAU), SOWIE RIPPEN (PINK) SEGMENTIERT.....	11
ABB. 7: TRIANGULATIONSPRINZIP, MODIFIZIERT NACH B. BREUCKMANN (1993) (BREUCKMANN 1993)	13
ABB. 9: VECTRA XT® VON CANFIELD SCIENTIFIC, INC.(R), NJ, USA. PATIENTIN STEHT VOR DEM SYSTEM. ES WERDEN AUFNAHMEN AUS VERSCHIEDENEN WINKELN ERSTELLT, WELCHE ZU EINEM DREIDIMENSIONALEN MODELL ZUSAMMENGEFÜGT WERDEN KÖNNEN.....	17
(HTTP://WWW.CANFIELDSCI.COM/IMAGING-SYSTEMS/VECTRA-XT-3D-IMAGING-SYSTEM/ NOVEMBER 2016).....	17
ABB. 10: OPERATIONSSIMULATION MIT DEM SYSTEM VECTRA® VON CANFIELD SCIENTIFIC®, NJ, USA. IM RAHMEN EINER PLASTISCH-CHIRURGISCHEN SPRECHSTUNDE(T. A. SPANHOLTZ 2012). ÜBER EIN SOFTWARE-MODUL (BREAST SCULPTURE®) KÖNNEN IMPLANTATGRÖßEN UND –FORMEN VERSCHIEDENER HERSTELLER VIRTUELL IN DAS DREIDIMENSIONALE MODELL EINGERECHNET WERDEN.	18
ABB. 11: „PHILIPS ACHIEVA ®“ (1,5 TESLA) (N.V. 2004)	21
ABB. 12: MRT-DATENSATZ IN MIMICS®-SOFTWARE. FRONTALEBENE O.L.: EINIGE RIPPEN PINK DARGESTELLT; TRANSVERSALEBENE O.R.: MUSKULATUR ROT; SAGITTALEBENE U.L.: KLAVIKEL HELLBLAU.....	22
ABB. 13: SEGMENTIERUNG DES KNÖCHERNEN THORAX IN MIMICS®-SOFTWARE, STERNUM (GELB), RIPPEN (VIOLETT) IN DIESEM BEARBEITUNGSSTADIUM NOCH LÜCKENHAFT.....	23
ABB. 14: SEGMENTIERUNG DER HAUTOBERFLÄCHE IN MIMICS®-SOFTWARE, ATEMARTEFAKTE ALS UNEBENHEITEN ERKENNBAR	24
ABB. 15: DER SCANNER: MODIFIZIERT NACH KOVACS (KOVACS, YASSOURIDIS ET AL. 2006).....	25

ABB. 16: 3-D KÖRPEROBERFLÄCHENERFASSUNG AUS 3 WINKELN -30°, 0°, +30° NACH KOVACS (KOVACS, YASSOURIDIS ET AL. 2006)	26
ABB. 17: FESTLEGEN DER ANATOM. LANDMARKS MIT DER SINUS-SOFTWARE. DIE PUNKTE (GRÜN) WERDEN VOM ANWENDER GESETZT, DIE STRECKEN (GELB) VON DER SOFTWARE AUTOMATISIERT GEMESSEN.	27
ABB. 18: BEGRENZUNGSLINIE (WEIß) UM DIE BRUST IN DER SINUS-SOFTWARE.....	28
ABB. 19: FESTLEGEN DER DORSALEN BEGRENZUNG DER BRUST IN DER SINUS-SOFTWARE. DIE ENTSTANDENE VIRTUELLE THORAXWAND (UNTEN IM BILD) LÄSST SICH VOM OBERFLÄCHENMODELL RÄUMLICH ABHEBEN.....	29
ABB. 20: SINUS-SOFTWARE: DORSALE BEGRENZUNG DER BRUST (BEIGE). DIE IM VIRTUELLEN MODELL ENTFERNTE BRUST IST SEMITRASPARENT DARGESTELLT, DIE LÖCHER IM POLYGONNETZ GESCHLOSSEN.....	29
ABB. 21: VISUALISIERUNG VERSCHIEDENER EXTRUSIONEN (BLAU). DIE VIRTUELLE THORAXWAND WIRD AUSGEHEND VOM URSPRÜNGLICHEN MODELL (ROT) SCHRITTWEISE IN DORSALRICHTUNG VERSCHOBEN.	30
ABB. 22: VISUALISIERUNG VERSCHIEDENER SKALIERUNGSFAKTOREN (BLAU). DIE VIRTUELLE THORAXWAND WIRD SCHRITTWEISE IN LATERALRICHTUNG SKALIERT.	31
ABB. 23: VERGLEICH DER VIRTUELLEN THORAXWAND ALS DORSALE BEGRENZUNG DER BRUST (SCHWARZ) MIT DEM AUS MAGNETRESONANZTOMOGRAPHIE-DATEN SEGMENTIERTEN KNÖCHERNEN THORAX.	31
ABB. 24: BENUTZEROBERFLÄCHE DER SINUS-SOFTWARE. RETROSPEKTIVE SIMULATION DES OPERATIONSERGEBNISSES EINER PATIENTIN MIT ANATOMISCH GEFORMTEN, EPIPEKTORALEN IMPLANTATEN (GEORGII, EDER ET AL. 2014).....	34
ABB. 25: SINUS-SOFTWARE: VERGLEICH ZWISCHEN SIMULATIONSMODELL (DUNKELGRAU) UND POSTOPERATIVEM OBERFLÄCHENSCAN (HELLGRAU).	35
ABB. 26: SINUS-SOFTWARE: RÄUMLICHE ANNÄHERUNG DER MODELLE ÜBER DIE GESETZTEN OBERFLÄCHENMARKER (GRÜN) AN MAMILLEN, STERNUM, JUGULUM UND KLAVIKELN.	35
ABB. 27: SINUS-SOFTWARE: DREIECKFÖRMIGER BEREICH DER STERNUMREGION. DAS WEICHTEILARME AREAL WIRD DURCH DIE CHIRURGISCHE MAMMAAUGMENTATION KAUM	

DEFORMIERT UND EIGNET SICH DAHER ALS REFERENZFLÄCHE FÜR DEN 3-D VERGLEICH DER OBERFLÄCHENMODELLE.	36
ABB. 28: SINUS-SOFTWARE: VISUALISIERUNG DES 3-D OBERFLÄCHENVERGLEICHS. DIE RÄUMLICHE ABWEICHUNG DER SIMULATION VOM POSTOPERATIVEN OBERFLÄCHENSCAN WIRD FARBLICH VON 0 (HELLGRÜN) BIS 20 (ROT) MILLIMETER (MM) IN SCHRITTEN VON 2 MM DARGESTELLT.	36
ABB. 29: SINUS-SOFTWARE: FEHLERWERTE DER 3-D VERGLEICHE ZWISCHEN SIMULATION UND POSTOPERATIVEM OBERFLÄCHENSCAN. BEISPIELWERTE. ERFASST WURDEN U.A.: INTEGRIERTER ABSOLUTWERT DES ABSTANDES ZUM ANDEREN NETZ, BEZOGEN AUF DIE FLÄCHE (UNSIGNED INTEGR. OF DISTANCE*AREA/AREA OF MESH), DIE WURZEL AUS DEM INTEGRIERTEN QUADRATWERT DES ABSTANDES ZUM ANDEREN NETZ, BEZOGEN AUF DIE FLÄCHE, INTEGRIERTER ABSTAND ZUM ANDEREN NETZ, BEZOGEN AUF DIE FLÄCHE (SIGNED INTEGR. OF DISTANCE*AREA/AREA OF MESH).	37
ABB. 30: AUFTEILUNG DER BRUST IN VIER QUADRANTEN I-IV ZUR DIFFERENZIIERTEN BEURTEILUNG DES SIMULATIONSERGEBNISSES (GEORGII, EDER ET AL. 2014)	38
ABB. 31: ERRECHNETE OPTIMALWERTE FÜR EXTRUSION UND LATERALE SKALIERUNG DER 20 THORAXWANDMODELLE AUS DER SINUS-SOFTWARE, WELCHE ZUR JEWEILS BESTEN RÄUMLICHEN ÜBEREINSTIMMUNG MIT DEN SEGMENTIERTEN THORAXWÄNDEN AUS DEN MRT-DATENSÄTZEN FÜHREN. DIE DISKREPANZ DER PUNKTEZAHL (13 PUNKTE VERSUS 20 PROBANDINNEN) IST DER TATSACHE GESCHULDET, DASS MEHRERE DATENSÄTZE DIESELBEN OPTIMALEN WERTE AUFWEISEN.	41
ABB. 32: VON LINKS NACH RECHTS 3-D-KÖRPEROBERFLÄCHENSCAN PRÄOPERATIV, 3-D-KÖRPEROBERFLÄCHENSCAN POSTOPERATIV, SIMULATIONSERGEBNIS.	44
OBERE ZEILE FRONTALANSICHT; UNTERE ZEILE SEITENANSICHT 90° VON RECHTS.....	44
ABB. 33: DREIDIMENSIONALER OBERFLÄCHENSCAN EINER PATIENTIN AUS DER GRUPPE MIT SUBPEKTORAL-RUNDEN IMPLANTATEN; A: POSTOPERATIV; B: SIMULATION	48
ABB. 34: DREIDIMENSIONALER OBERFLÄCHENSCAN EINER PATIENTIN AUS DER GRUPPE MIT EPIPEKTORAL-RUNDEN IMPLANTATEN; A: POSTOPERATIV; B: SIMULATION	51
ABB. 35: DREIDIMENSIONALER OBERFLÄCHENSCAN EINER PATIENTIN AUS DER GRUPPE MIT SUBPEKTORAL-ANATOMISCHEN IMPLANTATEN; A: POSTOPERATIV; B: SIMULATION.....	54

ABB. 36: DREIDIMENSIONALER OBERFLÄCHENSCAN EINER PATIENTIN AUS DER GRUPPE MIT EPIPEKTORAL-ANATOMISCHEN IMPLANTATEN; A: POSTOPERATIV; B: SIMULATION.....	57
ABB. 37: MRT-DATENSATZ IN MIMICS®, TRANSVERSALEBENE AUF HÖHE DER MAMILLEN, PROBANDIN IN RÜCKENLAGE, ARME NEBEN DEM KÖRPER, FETT (HELL) UND MUSKULATUR (DUNKEL) KOMMEN PRÄZISE ZUR DARSTELLUNG.....	64
ABB. 38: MRT-DATENSATZ IN MIMICS®, STERNOKOSTALER ÜBERGANG, TRANSVERSALEBENE O.R.; FRONTALEBENE O.L.; SAGITTALEBENE U.L.; KNORPELSTRUKTUREN MIT GERINGERER TRENNSCHÄRFE ZU NACHBARSTRUKTUREN	64

8. Tabellenverzeichnis

TAB. 1: PROBANDINNEN: ALTER (JAHRE), GRÖÖE (METER), GEWICHT (KILOGRAMM), BODY MASS INDEX (BMI KG/M ²)	40
TAB 2: IMPLANTATTYPEN UND VOLUMEN	43
SUB.PEC. = SUPPECTORAL; EPI.PEC. = EPIPECTORAL; ANAT. = ANATOMISCH; RE = RECHTS; LI = LINKS.....	43
TAB. 3: KORRELATIONSANALYSE DER VOLUMEN DER GESAMTEN BRUST (ALL), SOWIE DER EINZELNEN QUADRANTEN Q1-Q4 POSTOPERATIV (POSTOP) ZU DEN ENTSPRECHENDEN SIMULATIONEN (SIM) (N: ANZAHL DER PATIENTEN; SIG.: SIGNIFIKANZ). PATIENTENKOLLEKTIV.....	45
TAB. 4: VOLUMENVERGLEICH SIMULATION/POSTOPERATIVER OBERFLÄCHENSCAN. AUFTEILUNG NACH QUADRANTEN (Q1-4), GESAMTVOLUMEN (ALL), SOWIE LINKS (L) UND RECHTS (R). PATIENTENKOLLEKTIV.....	45
TAB. 5: T-TEST: H0-HYPOTHESE: POSTOPERATIVE VOLUMEN ENTSPRECHEN DEN SIMULIERTEN VOLUMEN; T: T-WERT; DF: ANZAHL DER FREIHEITSGRADE; SIG: P-WERT	47

TAB. 6: KORRELATIONSANALYSE DER VOLUMEN DER GESAMTEN BRUST (ALL), SOWIE DER EINZELNEN QUADRANTEN Q1-Q4 POSTOPERATIV (POSTOP) ZU DEN ENTSPRECHENDEN SIMULATIONEN (SIM) (N: ANZAHL DER PATIENTEN; SIG.: SIGNIFIKANZ). PATIENTENGRUPPE MIT SUBPEKTORAL-RUNDEN IMPLANTATEN.	49
TAB. 7: VOLUMENVERGLEICH SIMULATION/POSTOPERATIVER OBERFLÄCHENSCAN. AUFTEILUNG NACH QUADRANTEN (Q1-4), GESAMTVOLUMEN (ALL), SOWIE LINKS (L) UND RECHTS (R). SUBPEKTORAL-RUNDE IMPLANTATE	49
TAB. 8: T-TEST: H0-HYPOTHESE: POSTOPERATIVE VOLUMEN ENTSPRECHEN DEN SIMULIERTEN VOLUMEN. SUBPEKTORAL-RUNDE IMPLANTATE	50
TAB. 9: KORRELATIONSANALYSE DER VOLUMEN DER GESAMTEN BRUST (ALL), SOWIE DER EINZELNEN QUADRANTEN Q1-Q4 POSTOPERATIV (POSTOP) ZU DEN ENTSPRECHENDEN SIMULATIONEN (SIM) (N: ANZAHL DER PATIENTEN; SIG.: SIGNIFIKANZ). PATIENTENGRUPPE MIT EPIPEKTORAL-RUNDEN IMPLANTATEN.	51
TAB. 10: VOLUMENVERGLEICH SIMULATION/POSTOPERATIVER OBERFLÄCHENSCAN. AUFTEILUNG NACH QUADRANTEN (Q1-4), GESAMTVOLUMEN (ALL), SOWIE LINKS (L) UND RECHTS (R). EPIPEKTORAL-RUNDE IMPLANTATE.....	52
TAB. 11: T-TEST: H0-HYPOTHESE: POSTOPERATIVE VOLUMEN ENTSPRECHEN DEN SIMULIERTEN VOLUMEN. EPIPEKTORAL-RUNDE IMPLANTATE.....	53
TAB. 12: KORRELATIONSANALYSE DER VOLUMEN DER GESAMTEN BRUST (ALL), SOWIE DER EINZELNEN QUADRANTEN Q1-Q4 POSTOPERATIV (POSTOP) ZU DEN ENTSPRECHENDEN SIMULATIONEN (SIM) (N: ANZAHL DER PATIENTEN; SIG.: SIGNIFIKANZ). PATIENTENGRUPPE MIT SUBPEKTORAL-ANATOMISCHEN IMPLANTATEN.	54
TAB. 13: VOLUMENVERGLEICH SIMULATION/POSTOPERATIVER OBERFLÄCHENSCAN. AUFTEILUNG NACH QUADRANTEN (Q1-4), GESAMTVOLUMEN (ALL), SOWIE LINKS (L) UND RECHTS (R). SUBPEKTORAL-ANATOMISCHE IMPLANTATE	55
TAB. 14: T-TEST: H0-HYPOTHESE: POSTOPERATIVE VOLUMEN ENTSPRECHEN DEN SIMULIERTEN VOLUMEN. SUBPEKTORAL-ANATOMISCHE IMPLANTATE	56
TAB. 15: KORRELATIONSANALYSE DER VOLUMEN DER GESAMTEN BRUST (ALL), SOWIE DER EINZELNEN QUADRANTEN Q1-Q4 POSTOPERATIV (POSTOP) ZU DEN ENTSPRECHENDEN SIMULATIONEN (SIM)	

(N: ANZAHL DER PATIENTEN; SIG.: SIGNIFIKANZ). PATIENTENGRUPPE MIT EPIPEKTORAL-ANATOMISCHEN IMPLANTATEN.	57
TAB. 16: VOLUMENVERGLEICH SIMULATION/POSTOPERATIVER OBERFLÄCHENSCAN. AUFTEILUNG NACH QUADRANTEN (Q1-4), GESAMTVOLUMEN (ALL), SOWIE LINKS (L) UND RECHTS (R). EPIPEKTORAL-ANATOMISCHE IMPLANTATE	58
TAB. 17: T-TEST: H0-HYPOTHESE: POSTOPERATIVE VOLUMEN ENTSPRECHEN DEN SIMULIERTEN VOLUMEN. EPIPEKTORAL-ANATOMISCHE IMPLANTATE	59
TAB. 18: REGRESSIONSANALYSE. KONSTANTE: ROOT MEANS SQUARE ERROR LEFT. UNABHÄNGIGE VARIABLEN: IMPLANTATVOLUMEN LINKS (IMPLANTVOLLEFT); GESAMTVOLUMEN PRÄOPERATIV LINKS (PRAEOPALL)	60
TAB. 19: REGRESSIONSANALYSE. KONSTANTE: ROOT MEANS SQUARE ERROR RIGHT. UNABHÄNGIGE VARIABLEN: IMPLANTATVOLUMEN RECHTS (IMPLANTVOLRIGHT); GESAMTVOLUMEN PRÄOPERATIV RECHTS (PRAEOPRALL)	61

9. Curriculum vitae

Persönliche Angaben

Geburtsdatum	15.11.1982
Geburtsort	Starnberg
Familienstand	verheiratet
Staatsangehörigkeit	deutsch

Schul- und Hochschulbildung

April 2014	Abschluss des zweiten Teils der ärztlichen Prüfung
Dez. 2012 - Nov. 2013	Praktisches Jahr
	Chirurgie: Klinikum rechts der Isar und Jersey General Hospital (GB)
	Innere Medizin: Krankenhaus Barmherzige Brüder München

	Anästhesie: Klinikum rechts der Isar
Okt. 2009 - Okt. 2012	Studium - klinisch - an der TU München mit Famulaturen in Kardiologie am Bundeswehrkrankenhaus Ulm Notaufnahme (Accident and Emergency) am West Suffolk Hospital (GB) Orthopädie am Barton Memorial Hospital (South Lake Tahoe, USA) Psychiatrie an der kbo-Lech-Mangfall-Klinik Agatharied
Okt. 2007 - Okt. 2009	Studium - vorklinisch - an LMU/TU in München
Sept. 1993 - Juli 2003	Staatl. Gisela-Gymnasium und städt. Willi-Graf-Gymnasium München: Schulabschluss Allgemeine Hochschulreife / Abitur

Wehrdienst, Praktika, weitere Fähigkeiten

Okt. 2005 - Sep. 2007	Training und Arbeit als Master Scuba Diver Trainer unter anderem in Ost-Timor, Thailand, Honduras, Aruba und Mexico, verantwortlich für die Ausbildung von Tauchanfängern, über Rettungstaucher bis zum Divemaster-Level.
Juli 2005 - Sep. 2005	Krankenpflegepraktikum am BWK Amberg.
Juli 2003 - Juni 2005	Wehrdienst bei der Bundeswehr (Soldat auf Zeit). Zuletzt eingesetzt als Gruppenführer in einer Fallschirmjäger-Einheit in Altenstadt bei Schongau.

Berufliche Laufbahn

Aug. 2014 – heute	Arzt in Weiterbildung zum Facharzt für Anästhesiologie am Klinikum rechts der Isar der Technischen Universität München
-------------------	------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------