

Klinik und Poliklinik für Plastische Chirurgie und Handchirurgie
Klinikum rechts der Isar
der Technischen Universität München
(Univ.-Prof. Dr. H.-G. Machens)

**Optimierung der dreidimensionalen Körperoberflächenerfassung
mit dem Minolta Vivid 910[®] 3D Laser Linearscanner
im Rahmen der Brustaugmentation**

Matthias Blaschke

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

Vorsitzender:	Univ.-Prof. Dr. D. Neumeier
Prüfer der Dissertation:	1. Priv.-Doz. Dr. L. Kovacs-Hintz
	2. Univ.-Prof. Dr. H.-G. Machens

Die Dissertation wurde am 26.08.2009 bei der Technischen Universität München eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 28.04.2010 angenommen.

Inhaltsverzeichnis	Seite
1 <i>Einleitung</i> _____	4
1.1 Die Brustaugmentation _____	6
1.1.1 Geschichte und Entwicklung der Augmentationsplastik_____	6
1.1.2 Anatomische Grundlagen der weiblichen Brust _____	9
1.1.3 Die Mammaprothese _____	13
1.1.4 Operationsverfahren und Komplikationen der Brustaugmentation	15
1.2 Erfassung der Brustform _____	17
1.2.1 Anthropometrische Messungen der weiblichen Brust _____	18
1.2.2 Verdrängung von Volumen nach dem archimedischen Prinzip ____	21
1.2.3 Volumenmessung mittels Abdruckverfahren _____	23
1.2.4 Direkte Volumenmessungen mittels spezieller Apparaturen ____	24
1.2.5 Radiologische Erfassung der Brust _____	26
1.2.6 Zweidimensionale Erfassung der weiblichen Brust _____	28
1.2.7 Erfassung der Brust mittels 3-D-Oberflächenscanner _____	28
1.3 Problematik und Ziel der Studie _____	30
2 <i>Material und Methode</i> _____	32
2.1 Minolta Vivid 910[®] Laserscanner _____	32
2.2 RapidForm[®] 2002 PP1 SP1 Software _____	36
2.3 Einflussfaktor: Platzierung und Auswahl der Landmarks ____	38
2.4 Einflussfaktor: Anzahl der Scanner und Anzahl der Einzelaufnahmen _____	45
2.5 Einflussfaktor: Position des Laserscanners zum Modell _____	46

2.6	Prazision der Streckenmessungen am dreidimensionalen Modell	48
2.7	Laserscanneraufnahmen der Probandinnen	48
2.8	Statistische Analyse	51
3	<i>Ergebnisse</i>	53
3.1	Modellversuche	53
3.1.1	Effekt der Markierung der anatomischen Landmarks	54
3.1.2	Effekt der verwendeten Einzelaufnahmen und Anzahl der Scanner	57
3.1.3	Effekt der Scannerposition zum Objekt	59
3.1.4	Prazision der Streckenmessungen unter dem kombinierten Einfluss von mehreren Faktoren	62
3.1.5	Prazision der Computermessungen im Vergleich zu den manuell festgelegten Referenzwerten	62
3.2	Aufnahmen der Probandinnen	65
4	<i>Diskussion</i>	69
5	<i>Zusammenfassung</i>	78
6	<i>Literaturverzeichnis</i>	80
7	<i>Abbildungsverzeichnis</i>	91
8	<i>Tabellenverzeichnis</i>	94
9	<i>Danksagung</i>	95

1 Einleitung

Die Operation der Brust zum Zwecke der Augmentation reicht zeitlich gesehen weit weniger zurück als die operative Brustverkleinerung. Dies ist wohl auf den Aspekt zurückzuführen, dass die hypoplastische Brust geringeren Anlass zur Operation darstellt, da die Beschwerden nicht physischer Natur sind, sondern häufig in einem gestörten Selbstbewusstsein der Patienten Ausdruck finden. Nichtsdestotrotz zählt die Brustaugmentation heutzutage zu den häufigsten Operationen in der plastischen Chirurgie (Top five female cosmetic procedures 2007; American Society of Plastic surgeons). Um ein zufriedenstellendes Ergebnis zu erzielen, muss der Chirurg seinen Patienten möglichst anschaulich die Möglichkeiten und Grenzen der Brustaugmentation darlegen. Häufig ergeben sich jedoch Unterschiede zwischen den Vorstellungen der Patienten und dem postoperativen Ergebnis, was wiederum nicht zur Zufriedenheit der Patienten beiträgt. Es ist daher besonders wichtig, dass der Operateur seinen Patienten, am besten noch unter Zuhilfenahme visueller Verfahren, das Resultat anschaulich erklärt und gegebenenfalls auf mögliche Wünsche eingeht (Hudson DA., 2004, 15-21).

Anlehnend an die Verwendung dreidimensionaler Erfassungsmethoden in industriellen Bereichen wurden in den vergangenen Jahren neue Methoden entwickelt, die es auch in der Medizin ermöglichen, Körperoberflächen auf nicht invasive Weise zu erfassen. Es zeigt sich, dass trotz technischer Fortschritte in den vergangenen Jahrzehnten die korrekte Darstellung der Oberfläche des menschlichen Körpers eine große Herausforderung darstellt (Galdino GM., 2002, 58-70). Die präzise Darstellung der weiblichen Brust gewinnt bei Brustoperationen, die einen wesentlichen Anteil an den plastischen Operationen darstellen, zunehmend an Bedeutung. Durch detailgetreue Darstellung der Körperoberfläche der weiblichen Brust lassen sich fundiertere Verlaufskontrollen sowie Operationsplanungen durchführen. Die dadurch gewonnenen Ergebnisse lassen sich nicht nur bei Brustaugmentationen, sondern auch bei Brustrekonstruktionen, -reduktionen und Korrekturen von Asymmetrien verwenden (Nahabedian MY., 2003, 1582-90).

Die komplexe Struktur der weiblichen Brust setzt sich aus einer Vielzahl von Parametern zusammen. Um ein ästhetisches postoperatives Ergebnis zu erzielen, müssen Parameter wie Symmetrie, Position der Brust auf der Thoraxwand, Position der Mamille, Brustform und Größe berücksichtigt werden. Bis dato gibt es kaum ein objektives Verfahren, um die Komplexität der weiblichen Brust vollständig zu erfassen.

Die konventionelle zweidimensionale Fotografie, die heutzutage vorwiegend zur Dokumentation in der Plastischen Chirurgie verwendet wird, ist zwar in der Lage, Symmetrie und Form der Brust zu erfassen, berücksichtigt jedoch nicht die komplexe dreidimensionale Struktur derselbigen. Aufgrund perspektivischer Verzerrungen resultieren Fehler aus der korrekten Auswertung metrischer Daten. Trotz der Fülle an theoretischen Möglichkeiten, die wir besitzen, um diese zweidimensionalen Bilder bezüglich Form und Symmetrie auszuwerten, beruhen diese Ergebnisse stets auf der subjektiven Evaluation des behandelnden Arztes (Kovacs L., 2004, 192-4).

Da prä- und postoperativ angewandte anthropometrische Methoden erhebliche Mängel in der Präzision aufweisen und daher nur mit klaren Einschränkungen anwendbar sind (Kouchi M., 1996, 155-66), resultiert der Erfolg der Brustoperation aus der Fähigkeit des Chirurgen, das Operationsergebnis prä- und intraoperativ vorauszusehen (Hudson DA., 2004, 15-21).

Die Anwendung unterschiedlicher Abdruckverfahren der weiblichen Brust oder Methoden der Wasserverdrängung nach dem archimedischen Prinzip stellen sich als ebenso unzuverlässig dar (Kovacs L., 2007,137-45). Des Weiteren sind sie umständlich in der Handhabung, erfordern spezielle Geräte und sind zudem unkomfortabel für die zu untersuchende Person.

Die kostenintensive und zeitaufwendige radiologische Erfassung der weiblichen Brust ist nicht nur unangenehm für die Patienten, sondern belastet sie auch mit Röntgenstrahlung. Durch die Aufnahmeposition und der daraus resultierenden Deformierung der Brust, ein Beispiel ist die auf dem Rücken liegende Patientin bei der Magnetresonanztomografie oder

Computertomografie, können die Daten nur eingeschränkt verwendet werden.

Die Anwendung dreidimensionaler Oberflächenerfassungssysteme hat in der Medizin im Zuge technischer Fortschritte rasant zugenommen. Diese Systeme, die in der Industrie zur Planung und Erfassung komplexer Strukturen verwendet werden, bieten in der Medizin die Möglichkeit, anatomische Strukturen räumlich darzustellen. Die besondere Schwierigkeit bei der Erfassung besteht darin, dass die Brust eine äußerst komplexe Struktur darstellt, ihre Grenzen fließend in das umgebende Gewebe übergehen und sich die Form aufgrund unterschiedlicher Körperpositionen verändert. Es erfordert daher weitere Untersuchungen, welche die Beschaffenheit der menschlichen Anatomie im Gegensatz zu den starren industriellen Objekten berücksichtigen.

Zum besseren Verständnis der dreidimensionalen Bildgebung der weiblichen Brust zum Zwecke der Brustaugmentation behandelt diese Arbeit zunächst die Geschichte, Technik und Risiken der Brustaugmentation. Des Weiteren erfolgt eine Standardisierung und Optimierung der Aufnahmetechnik, um die dreidimensionale Oberflächenerfassung in der Plastischen Chirurgie zu evaluieren und ihre Anwendbarkeit in Bezug auf die Brustchirurgie und insbesondere auch auf die Mammaaugmentationsplastik zu untersuchen.

1.1 Die Brustaugmentation

1.1.1 Geschichte und Entwicklung der Augmentationsplastik

Die Anfänge der Brustaugmentation lassen sich auf Czerny 1895 zurückzuführen. Dabei beschreibt er die Verwendung von körpereigenem Fettgewebe zur Rekonstruktion der weiblichen Brust. Unter Verwendung eines Lipoms wird eine hypoplastische Brust unterfüttert (Czerny V., 1895, 72). Longacre schildert 1954 den Brustaufbau unter Verwendung von gestielten Fettgewebslappen, welche aus den umgebenden Brustregionen entnommen werden (Longacre JJ., 1959, 563-76). Die Verwendung von

freien Hautfett- und Faszienimplantaten zur Vergrößerung der Brust wird durch Berson im Jahre 1944 beschrieben. Der Nachteil dieser Methode ist die Schrumpfung der Fett- und Faszienkörper, Fistelbildung und Fettnekrosen, die auf die mangelhafte Durchblutung zurückzuführen sind. Neben den zusätzlichen Operationsnarben an der Entnahmestelle gelang es häufig nicht, eine symmetrische Brustform zu erzielen, was zu zunehmenden Einschränkungen dieses Verfahrens führte (Berson MI., 1944, 75-81). Nichtsdestotrotz kommt autologes Gewebe auch heute noch zum Einsatz. So lassen sich gute kosmetische Ergebnisse bei der Rekonstruktion mit Muskellappen zum Zwecke der Rekonstruktion erzielen (Regnault P., 1977, 72-6; Nahabedian MY., 2002, 466-75). Doch trotz der positiven Eigenschaften und der guten Ergebnisse bei Brustrekonstruktion konnten die ästhetischen Resultate bei der Augmentation nicht überzeugen. Dies führte zur Suche nach geeigneten alloplastischen Materialien, die dem Brustgewebe entsprechen.

Im Jahre 1900 beschrieb Gersuny die Injektionsbehandlung mit flüssigen Paraffinen zum Zwecke der Brustvergrößerung. Diese einfache Methode, da nahezu narbenlos und unkompliziert, führte jedoch zu schweren Nebenwirkungen wie Embolien, Paraffinomen und Knotenbildung (Gersuny YR., 1900, 199). 1951 kamen erstmals synthetische Polymere in der klinischen Medizin zum Einsatz. Pangman stellte die Verwendung eines Polyvinylalkoholschwamms (Ivalon) vor, der vergleichbar dem Fettgewebe das Volumen der Brust vergrößern soll. In den folgenden Jahren wurde mit einer Vielzahl von synthetischen Materialien experimentiert. So kamen auch Polyester, Polyvinyläther (Etheron) und Polyurethan zum Einsatz (Pangman WJ 2nd, 1955, 503-12). Durch die hohe Rate an Komplikationen, wie Verhärtungen und Schrumpfungen der Implantate, wurde die Anwendung dieser Materialien wieder eingestellt.

Durch die Entwicklung der Silikone/Poly(dimethylsiloxane) in den fünfziger Jahren kam man den Implantaten, wie wir sie heute kennen, ein großes Stück näher. Chemisch bestehen die Silikone aus Kohlenstoff, Wasserstoff, Sauerstoff und Silicium (Abb. 1).

Implantate besitzen eine dickere, sogenannte low-bleed-Silikonhülle, und die Viskosität und das spezifische Gewicht des Silikongels entsprechen annähernd dem des Brustdrüsengewebes (Brunnert K., 1991, 769-76; Granitzka S., 2007, 299-325).

Die Prothesen stehen derzeit in folgenden Ausführungen zur Verfügung:

- Einlumiges Silikongelimplantat
- Doppellumiges Silikongelimplantat (Gel in der äußeren Kammer)
- Doppellumiges Silikongelimplantat (Gel in der inneren Kammer)
- Auffüllbares einkammriges Silikonimplantat
- Becker Expander

1.1.2 Anatomische Grundlagen der weiblichen Brust

Die Brustdrüse entwickelt sich als Organ der Haut. Aus symmetrischen Epidermisverdickungen, den Milchleisten, entstehen an definierten Stellen die sogenannten Milchhügel. Im späteren Verlauf entstehen aus den überzähligen Milchhügeln akzessorische Brustdrüsen, welche denselben hormonellen Einflüssen wie normales Mammagewebe unterliegen. Durch ektodermale Sprossung von Epithelzellen, die in das Mesoderm einwachsen, kommt es zur Entstehung von Drüsengewebe. Bei einem Neugeborenen existieren 10 bis 15 radiäre Drüsenläppchen, die Alveolen, die jedoch noch nicht ausgebildet sind. Durch mütterliche Hormone tritt in den ersten Wochen nach der Geburt eine Drüsenanschwellung auf. Die Mamillen entwickeln sich im vierten Lebensjahr. Mit Beginn der Pubertät vergrößert sich die Brustdrüse auf das 20-Fache. Zurückzuführen ist dies auf eine hormonell bedingte Vermehrung von Bindegewebe und Parenchym (Courtiss EH., 1976, 1-13). Es kommt zu Vorwölbung der Areola und Mamille und es entsteht die sogenannte kegelförmige Knospenbrust. Erst ab dem 14. bis 16. Lebensjahr bzw. nach Menstruationsbeginn entwickelt sich Fett im Stroma, woraus eine deutliche Vergrößerung und eine halbkugelige Brustform resultieren. Während des menstrualen Zyklus kommt es in den entwickelten Drüsen zu physiologischen Veränderungen. Ausgelöst durch die Hormone FSH, LH und LTH manifestieren sich diese Veränderungen durch Epithelproliferation,

Gangwachstum und ödematöser Auflockerung des Bindegewebes. Im Laufe der Schwangerschaft entwickeln sich die tubulo-alveolären Endbläschen, Drüsengewebe und Mantelstützgewebe nehmen zu, nicht dagegen das interstitielle Bindegewebe (Abb. 2). Weiterhin kommt es zur Verschiebung des Verhältnisses zwischen Drüsen-, Fett- und Bindegewebe, wodurch es meist zu einer sich nicht mehr rückbildenden Deformität kommt (Winkler E., 1958, 24). Im Klimakterium schwindet sowohl Drüsen- als auch Fettgewebe und wird durch Bindegewebe, das kaum elastische Fasern enthält, ersetzt.

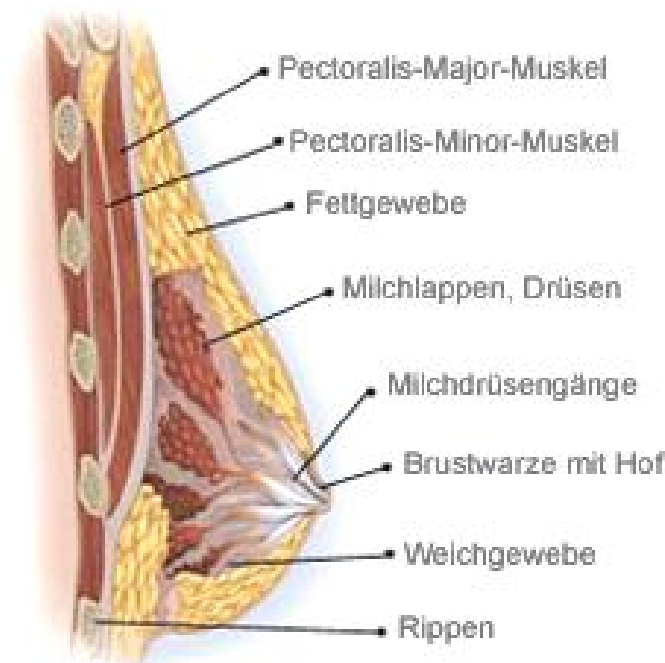


Abbildung 2: Anatomie der weiblichen Brust (Mentor Medical Systems Santa Barbara CA 93111 USA)

Die Brustdrüse besteht aus 15 bis 20 Drüsenläppchen, die radiär um die Mamille angeordnet sind. Jeder Milchgang endet einzeln auf der Brustwarze. Die Drüsenläppchen bestehen aus 10 bis 100 Acini (Abb. 3). Diese Acini stellen den sekretierenden Anteil der Brustdrüse dar und entwickeln sich erst

während der Gravidität voll aus. Das subkutane Fettgewebe, das der Drüse anliegt, ist in den vorderen Partien weniger dick und im lateralen Teil der Brust am stärksten ausgeprägt. Im Bereich der Areola liegt die Haut letztendlich dem Drüsenkörper direkt auf.

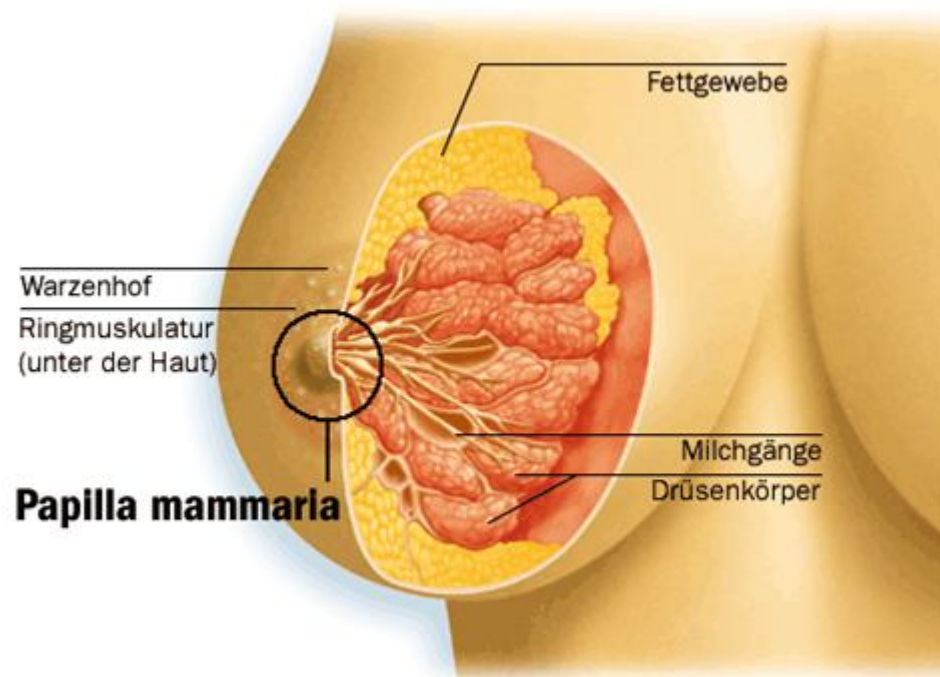


Abbildung 3: Anatomie der weiblichen Brust (Mentor Medical Systems Santa Barbara CA 93111 USA)

Der Umfang des Warzenhofs (Mamille) beträgt ca. 35 bis 40 mm. Der Brustwarzen-Vorhofkomplex wird von glatter Muskulatur durchzogen und sympathisch innerviert.

Die Fixation der Brustdrüse beruht auf drei Faktoren. Zunächst stellt das retromammäre Bindegewebe eine lockere, leicht dehnbare Schicht zwischen Drüse und Faszie des Musculus pectoralis dar. Weiterhin teilt sich die von Giraldes als Ligamentum suspensorium mammae bezeichnete Faszie nach oben als Faszia superficialis cervicalis und nach unten als Faszia

superficialis abdominalis auf. Die Faszia superficialis abdominalis spaltet sich am Brustdrüsenrand in zwei Blätter auf, die den Drüsenkörper vorne und hinten wie eine Kapsel überziehen. Das hintere Faszienblatt ist stellenweise mit der Pectoralisfaszie durch Bindegewebszüge verbunden und individuell unterschiedlich stark ausgeprägt. Dies kann vom völligen Fehlen der Faszie bis zur deutlich erkennbaren Faszien-schicht reichen. Das oberflächliche Faszienblatt ist jedoch stets spärlich entwickelt. Zuletzt weist die Haut über der Brustdrüse deutliche Veränderungen zum normalen Hautgewebe auf. Zahlreiche Bindegewebszüge, die Cooper'schen Ligamente, ziehen sich von der Unterfläche der Haut in Richtung des Drüsenzentrums und reichen mit Ausläufern bis zum tiefsten Blatt der oberflächlichen Faszie. Sie sind ebenfalls fest mit dem Bindegewebe der Brustdrüse verwachsen. Die Cooperschen Ligamente stellen eine Verbindung der Haut und des vorderen Faszienblattes mit dem Drüsengewebe und dem tiefen Blatt der Faszie superficialis dar.

Die Kenntnisse der arteriellen und venösen Blutversorgung gründen auf Forschungsarbeiten von Maliniac (Maliniac JW., 1943, 329-43). Die arterielle Versorgung der Brust erfolgt über drei Hauptbahnen. Die Arteria mammaria interna versorgt die mediale vordere und hintere Brusthälfte. Die Rami perforantes enden als Hautarterien im subkutanen Bindegewebe und bilden Anastomosen mit der Arteria thoracica lateralis und den Intercostalarterien. Die Arteria thoracica lateralis versorgt hauptsächlich den lateralen Anteil der Mamma und anastomosiert mit den übrigen Arterien im Bereich der Areola. Die Intercostalarterien haben als Hauptversorgungsgebiet den hinteren Drüsenanteil und anastomosieren im unteren Quadranten mit den beiden anderen Arterien.

Die venöse Blutversorgung lässt sich in ein tiefes und oberflächliches System einteilen. Der venöse Abfluss erfolgt in die Vena thoracicae interna und lateralis.

Die Lymphabflusswege der Mamma sind im Hinblick auf das Mammakarzinom und möglichen Metastasierungen von besonderer Bedeutung. Man unterscheidet zwei Lymphgefäßnetze, nämlich ein oberflächliches in der Brustwarze, im Warzenhof und in der Haut und ein tiefes im Drüsenparenchym. Die axilläre Abflussbahn ist vor allem für die

laterale Hälfte der Brust zuständig, während die Lymphe der medialen Hälfte der Brust über die interkostale Bahn abfließt.

Die Innervation der Brust erfolgt hauptsächlich durch die Interkostalnerven. Während die Interkostalnerven des 2. und 4. Interkostalraums den medialen Teil der Brust versorgen, wird der laterale Teil und auch die Areola durch die Nervi interkostales II bis IV innerviert. Die Brustdrüse wird durch die Nervi interkostales IV bis VI versorgt. Die Innervation der oberen Quadranten erfolgt durch die Nervi superclaviculares des Plexus brachialis.

1.1.3 Die Mammaprothese

Heute werden zwei Haupttypen von Mammaprothesen verwendet; zum einen die 1963 erschienene silikonhaltige Prothese, zum anderen die 1968 vorgestellte Ballonprothese, die mit Kochsalz gefüllt wird. Beide Modelle können auch als Kombination hergestellt werden.

Die Hülle der meisten Implantate basiert auf Dimethylsiloxanpolymeren, die durch Vulkanisation mit Ethylen- oder Propylenzwischenbrücken verbunden werden. Um eine bessere Fixierung zu erzielen, wurden auch Prothesen mit Polyurethan- oder Teflonschicht entwickelt. Das Silikongel der Implantate hat ein spezifisches Gewicht von $0,98 \text{ g/cm}^3$ und entspricht damit nahezu dem spezifischen Gewicht der Brustdrüse ($0,94 - 0,94 \text{ g/cm}^3$). Dies führt neben der geringeren mechanischen Reizung der Brust auch zu einem natürlicheren Aussehen.

Die silikonhaltige Prothese (Abb. 4) sowie die Ballonprothese werden in verschiedenen Formen angeboten. Dabei haben sich die runden und die anatomisch geformten Prothesen durchgesetzt. Normalerweise können die Prothesen in jeglicher Größe hergestellt werden, die Standardimplantate der Firma Mentor variieren zwischen 120cc und 775cc (Mentor Medical Systems Santa Barbara CA 93111 USA).



Abbildung 4: Silikonprothesen (Mentor Medical Systems Santa Barbara CA 93111 USA)

Die heutzutage verwendeten Prothesen sind anatomisch geformt oder in Rundform mit flachenvertikalem Profil.

Die mit Silikongel gefüllte Prothese ist durch das spezifische Gewicht und durch die Beschaffenheit des Gels dem Brustgewebe sehr ähnlich. Daher wird sie palpatorisch als weich empfunden und die optischen Ergebnisse sind als gut einzustufen. Zur Implantation der Prothese ist jedoch eine größere Inzision nötig, was sich nachteilig auf die Narbenbildung auswirkt.

Die am angenehmsten zu tragende Prothese, da am weichsten, stellt die Ballonprothese dar. Gefüllt wird diese Prothese mit isotoner Kochsalzlösung, sodass man sie intraoperativ den physiologischen Verhältnissen anpassen kann. Dadurch lassen sich ungleiche Brustvolumina bzw. Asymmetrien

ausgleichen. Im Vergleich zur Silikongelprothese fällt die Inzisionslänge bei der Ballonprothese weit kleiner aus, was sich positiv auf die Narbenheilung auswirkt. Die durch die Eigenschaft der Flüssigkeit bedingte größere Mobilität des Implantats führt zur schlechteren Fixierung und zur vermehrten Reizbildung, was eine erhöhte Kapselbildung hervorruft.

Die Wahl der richtigen Prothese stellt einen entscheidenden Faktor auf dem Weg zu einem optimalen ästhetischen Resultat dar. Dabei sollte man sich bei der Prothesengröße nach folgenden Kriterien orientieren.

Zunächst sollte man sich an dem Ausgangsbefund der Patientin orientieren. Dabei sollte ein Augenmerk auf hypoplastische Brüste bzw. Brustaplasien gerichtet werden (Regnault P., 1967, 524-29; Regnault P., 1976, 193-203). Weiterhin gilt es, die Körpergröße und den Brustumfang der Patientin zu beachten, um ein ästhetisches postoperatives Gesamtbild zu erzielen. Des Weiteren sollen bestehende Asymmetrien erkannt und möglichst ausgeglichen werden (Juri J., 1989, 3-11). Ein besonderes Augenmerk gilt der Hautbeschaffenheit der Patientinnen, da sich die Konturen der Prothese bei sehr dünner Haut häufig abzeichnen. Neben diesem unästhetischen Bild können daraus auch Druckstellen und im schlimmsten Fall Nekrosen entstehen. Ist die Haut jedoch zu schlaff und weist nicht genügend Spannung auf, so kommt es zu Ptosis der Brust. Insbesondere Tebbetts hat sich mit den biomechanischen Einflüssen der Weichteilgewebsbeschaffenheit (Haut, Fettgewebe) auf die optimale Prothesenauswahl beschäftigt und hinsichtlich der präoperativen Planung standardisierte Planungsparameter erstellt, basierend auf der Brustgewebsbeschaffenheit und der Implantat-Weichteilinteraktion (Tebbetts JB., 2001, 501-21; Tebbetts JB., 2002, 1410-5; Tebbetts JB., 2005, 2005-16).

1.1.4 Operationsverfahren und Komplikationen der Brustaugmentation

Die Brustvergrößerung erfolgt normalerweise über einen der drei traditionellen Zugänge. Im Falle des inframammären Zugangs befindet sich die Patientin in Rückenlage, wobei der Körper leicht aufgerichtet wird. Die Arme werden seitlich abduziert. Dies führt zur Anspannung des Musculus pectoralis major, was wiederum die Präparation erleichtert. Nach sorgfältiger

Hautdesinfektion werden die Schnittlinien im Verlauf der gedachten Submammarlinien mit steriler Tinte eingezeichnet. Nach Inzision erfolgt die teils scharfe, teils stumpfe Abtrennung des Drüsenkörpers von der Faszie des Musculus pectoralis major. Dadurch wird eine ausreichend große Tasche für das spätere Implantat geschaffen. Die Prothesen werden bei der Brustaugmentation entweder subpektoral oder subkutan platziert. Als Voraussetzung für den störungsfreien postoperativen Verlauf werden Blutungen mittels Elektrokoagulation gestillt und Redon-Drainagen eingelegt. Danach wird das Implantat eingebracht. Nach entsprechendem Vorgehen auf der Gegenseite wird am Fußende des Operationstisches die Form und Größe des Implantats seitengleich überprüft. Es folgt der dreischichtige Wundverschluss, der in einer intrakutanen, fortlaufenden Naht endet und von Pflastern gesichert wird. Als Stütze der Brust wird noch ein elastischer Verband angelegt.

Eine weitere Möglichkeit stellt die endoskopische Brustvergrößerung über einen transaxillären Zugang dar. Bei diesem wird die Patientin mit abduzierten Armen in einer 90-Grad-Stellung gelagert. Nach Hautdesinfektion der rasierten Axilla erfolgt die Inzision auf einer Länge von 3-5 cm. Anschließend erfolgt die teils scharfe, teils stumpfe Präparation der Axilla und des lateralen Randes des Musculus pectoralis major. Weiterhin wird eine Prothesentasche bis in den Bereich der Submammarfalte frei präpariert. Auf eine sorgfältige Hämostase wird wiederum geachtet. Die Implantate werden auf beiden Seiten eingebracht. Nach Einlegen von Redon-Drainagen, die über die Axilla abgeleitet werden, erfolgen die oben beschriebenen Maßnahmen zum Wundverschluss.

Der dritte mögliche Zugang erfolgt über einen periareolaren Schnitt. Die prä- und postoperativen Maßnahmen entsprechen den oben genannten Zugängen. Der periareolare Zugang zeichnet sich durch einen kleinen Schnitt im Bereich der Areola aus. Dies hat den Vorteil, dass von allen drei Verfahren die postoperative Narbe bei diesem Zugang am wenigsten sichtbar ist. Nachteilig sei jedoch zu erwähnen, dass es durch den Schnitt im Bereich der ausführenden Milchgänge zu Beeinträchtigungen beim Stillen kommen kann (Lemperle G., 1980,159-60). Wie bei jedem operativen Eingriff ist auch die Brustaugmentation nicht frei von Komplikationen. Folgende

Komplikationen gelten als die häufigsten und sind den Medizinerinnen demnach auch schon am längsten bekannt.

Zu den frühen allgemeinen postoperativen Komplikationen zählen starke Schwellungen, Hämatome, entzündliche Reaktionen, Infektionen, Wundnahtruptur, Atrophie und Wundrandnekrosen.

Weitere Komplikationen, die zu einem späteren Zeitpunkt auftreten können, sind Dysästhesien im Bereich der Brust. Des Weiteren berichten einige Patientinnen über ein Fremdkörpergefühl und eine Lageveränderung des Implantats.

Die jedoch schwerwiegendste Komplikation ist die Kapselkontraktur, auch restriktive Kapselverwachsung genannt. Sie geht mit einer Veränderung von Form und Kontur, Verhärtung und Asymmetrie des Implantats einher. Häufig geben die Patientinnen auch starke Schmerzen an. Der Verlauf der Kapselkontraktur kann einseitig bzw. auch beidseitig sein (Burkhardt BR., 1984, 527-29).

Ursachen, die zu einer Kapselkontraktur führen können, sind Austritt von Silikon durch die Silikonhülle, traumatische Verletzung des umgebenden Gewebes, Hämatome, Wundheilungsstörungen und eine exzessive Narbenbildung.

1.2 Erfassung der Brustform

Das Ergebnis einer Brustoperation hängt von der Fähigkeit des Operateurs ab, die Brust visuell zu erfassen und zu bewerten. Die Berechnung des Brustvolumens ist nicht nur für die präoperative Planung, sondern auch für die postoperative Evaluation des Operationsresultats hilfreich. Neben der operativen Brustaugmentation ist auch bei asymmetrischen Brüsten zum Ausgleich des Ungleichgewichts die Kenntnis des Volumens hilfreich (Galdino GM., 2002, 58-70).

Wie im weiteren Verlauf noch beschrieben, werden dabei standardmäßig anthropometrische Messungen sowie die zweidimensionale Fotografie angewendet. Neben einer möglichen Volumenbestimmung der Brust aus anthropometrischen bzw. radiologischen Daten wurden weitere Methoden entwickelt, um das prä- bzw. postoperative Volumen zu bestimmen. Hierzu zählen Abdruckverfahren mittels Thermoplast oder Gips, Methoden der

Wasserverdrängung nach dem Archimedischen Prinzip oder die Verwendung spezieller Apparaturen zur Brustvolumenbestimmung. Seit einigen Jahren bieten dreidimensionale Oberflächen-Laserscanner die Möglichkeit, komplexe Strukturen realistisch darzustellen. Erstmals bietet sich ein schnelles, einfaches und kostengünstiges Verfahren, das Parameter wie Form, Volumen und Symmetrie der weiblichen Brust erfasst.

1.2.1 Anthropometrische Messungen der weiblichen Brust

Die Brust stellt ein Organ dar, das sich durch Faktoren wie Volumen, Breite, Höhe, Projektion, Gewebedichte, Zusammensetzung, Form und Position innerhalb des Thorax unterscheidet. Veränderungen im Bereich des Rumpfes bzw. der Extremitäten wirken sich unweigerlich auf die Proportionen der Brust aus. Mehrere Studien haben in den letzten 50 Jahren versucht, anhand von anthropometrischen Messungen Normwerte für die weibliche Brust zu definieren und bestehende Asymmetrien zu klassifizieren (Juri J., 1989, 47-53). Anthropometrische Messungen sind Messungen zwischen zwei oder mehreren Punkten, sogenannten Landmarks, anhand derer man in der Lage ist, Veränderungen der Körperoberfläche zu vergleichen.

Penn beschreibt in seinem Artikel die Ergebnisse, die er beim Vermessen von 20 Frauen mit „ästhetisch perfekten“ Brüsten erhielt (Penn J., 1955, 357-71). Die Ergebnisse der anthropometrischen Messungen haben bis heute von ihrer Gültigkeit nichts verloren und viele Methoden der Brustreduktion stützen sich bis zum heutigen Tage auf die Ergebnisse der von Penn veröffentlichten Arbeit.

Im Jahre 1985 beschrieb David J. Smith den Zusammenhang von linearen Messungen ausgehend von der Mamma und der Mamille zu festgelegten Landmarks am Thorax und den daraus resultierenden Brustvolumina (Smith DJ Jr., 1986, 331-5). Zu diesem Zweck wurden 66 Frauen vermessen. Die Ergebnisse dieser anthropometrischen Messungen wurden mit dem Volumen der jeweiligen Brust verglichen, das unter Zuhilfenahme eines Gipsabdruckes gewonnen wurde.

Westreich greift die Arbeiten von Palin und Smith nochmals auf und präsentiert 1997 unter Verwendung relevanter Parameter eine Formel zur

Berechnung des Brustvolumens, die auf anthropometrischen Messungen an 50 Frauen mit „ästhetisch perfekten“ Brüsten beruht. Die von ihm errechneten Brustvolumina unterstützten ihn während der Operation bei der Wahl der Prothese (Westreich M., 1997, 468-79).

Im selben Jahr stellt die Forschungsgruppe um Qun Qiao ebenfalls eine Formel zur Errechnung des Brustvolumens vor. Die Formel basiert auf anthropometrischen Messungen an 125 chinesischen Frauen (Qiao Q., 1997, 362-8). Für seine Gleichung lässt er neben anthropometrischen Messungen auch Faktoren wie Größe und Gewicht der Probandinnen mit einfließen. Aufgrund anatomischer Unterschiede lässt sich die daraus ermittelte Formel nicht ohne Weiteres zur Volumenberechnung bei kaukasischen Frauen übertragen.

Brown zeigte anhand von anthropometrischen Messungen im Jahre 2000, dass man durch lineare Messungen das Volumen der weiblichen Brust bestimmen kann. Ausgehend von der frontalen und lateralen Ansicht der Brust betrachtet er die Brust als zwei Hälften einer Ellipse und erstellt anhand von drei linearen Messungen eine Formel zur Volumenberechnung (Abb. 5). Zusätzlich evaluiert er durch seine Messungen Einflussfaktoren wie Alter, Größe und Gewicht der Probandinnen, welche die anthropometrischen Messungen der Brust beeinflussen (Brown T.P., 1999, 355-9).

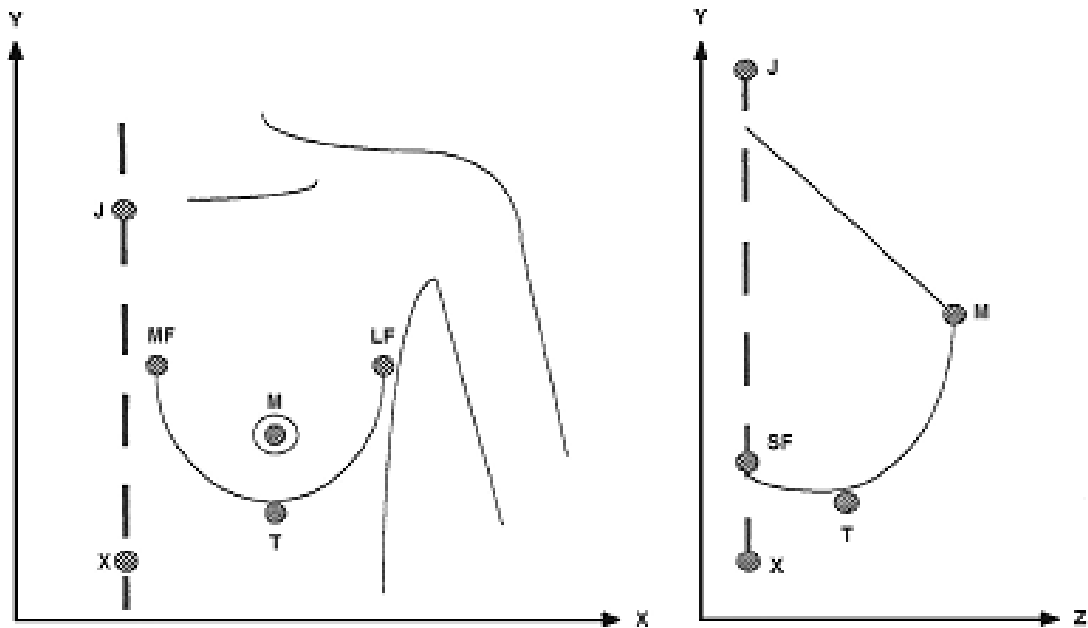


Abbildung 5: Anthropomorphe Landmarks der weiblichen Brust modifiziert nach Brown J-Jugulum, X-Xiphoid, M-Mamille, T-tiefster Punkt der Brust, MF-medialer Rand der Submammarfalte, LF-lateraler Rand der Submammarfalte, SF-Submammarfalte (Brown RW., 2000, Nov, 1342-5).

Die anthropometrischen Messungen sind zweifelsohne kostengünstig und reproduzierbar und können sowohl am Patienten als auch an konventionellen Fotos durchgeführt werden. Damit stellen sie für die präoperative Planung als auch für die postoperative Evaluation ein unerlässliches Hilfsmittel dar. Es stellt sich jedoch die Frage, wie genau die Formeln zur Brustvolumenberechnung das tatsächliche Brustvolumen bestimmen und inwieweit sie pathologische Veränderungen der Brust berücksichtigen (Kovacs L., 2007, 137-45). Des Weiteren fehlt bis heute ein standardisiertes Protokoll zur anthropometrischen Erfassung der Brustmorphologie.

1.2.2 Verdrängung von Volumen nach dem archimedischen Prinzip

Die Wasserverdrängung nach dem archimedischen Prinzip besagt, dass auf einen Körper, der sich in einer Flüssigkeit befindet, eine Kraft wirkt, die dem Gewicht der Flüssigkeit entspricht, die durch den Körper verdrängt wurde. Durch entsprechende Kenntnis der verdrängten Flüssigkeitsmenge und der entsprechenden Dichte kann das Volumen des Körpers berechnet werden.

Bouman berichtet im Jahre 1970 von der Anwendung des archimedischen Prinzips bei Patientinnen, die sich einer Brustreduktion unterzogen. Zu diesem Zwecke ließ er die Brust der Patientinnen in ein mit Flüssigkeit gefülltes Gefäß tauchen und ermittelte anhand der verdrängten Flüssigkeit nach dem beschriebenen Prinzip das Volumen der Brust (Bouman FG., 1970, 263-4). Nach demselben Prinzip entwickelt Tegtmeier 1978 ein „Mammometer“, das prä-, intra- und postoperativ verwendet werden kann (Tegtmeier RE., 1978, 625-6). Das „Mammometer“ besteht aus zwei Komponenten: einer Messkammer mit einem flexiblen Diaphragma und einem geeichten Zylinder. Das in der Kammer befindliche Wasser wird bei Auflage des Diaphragmas auf die Brust in den Zylinder verlagert und kann anschließend abgelesen werden. Somit kann das „Mammometer“ neben der Ermittlung der Implantatgröße bei Asymmetrien und Mastektomien auch zur Ermittlung der Symmetrie nach Brustreduktion und Brustaugmentation herangezogen werden. 1986 berichtet Schultz von der Anwendung des archimedischen Prinzips zur Berechnung des Brustvolumens im Falle von Patientinnen mit asymmetrischen Brüsten (Abb. 6). Seine Messungen beruhen dabei auf dem von Bouman beschriebenen Versuchsaufbau. An der Brust angebrachte Landmarks geben der Patientin zusätzlich ein „Feedback“, wie weit die Brust in die Flüssigkeit getaucht werden muss (Schultz RC., 1986, 98-101).



Abbildung 6: Volumenmessung der weiblichen Brust modifiziert nach Schultz (Schultz RC., 1986, 98-101)

Auch Tezel schildert in seinem Artikel die Herstellung einer Apparatur zur Volumenberechnung der Brust (Tezel E., 2000, 1019-23). Eine Plastikschaale, deren Volumen bekannt ist, wird über die Brust auf den Torso gestülpt. Die Volumendifferenz zwischen Brust und Schale wird durch einen mit Wasser gefüllten Plastikbeutel ausgefüllt (Abb. 7). Die Differenz zwischen dem Volumen der Schale und dem des Beutels entspricht dem Volumen der Brust. Dies ermöglicht, wie bei den vorangegangenen Methoden, das Volumen der Brust zu berechnen und somit die Operateure bei der Vorgehensweise im Falle einer Reduktion, Augmentation und Rekonstruktion zu unterstützen.

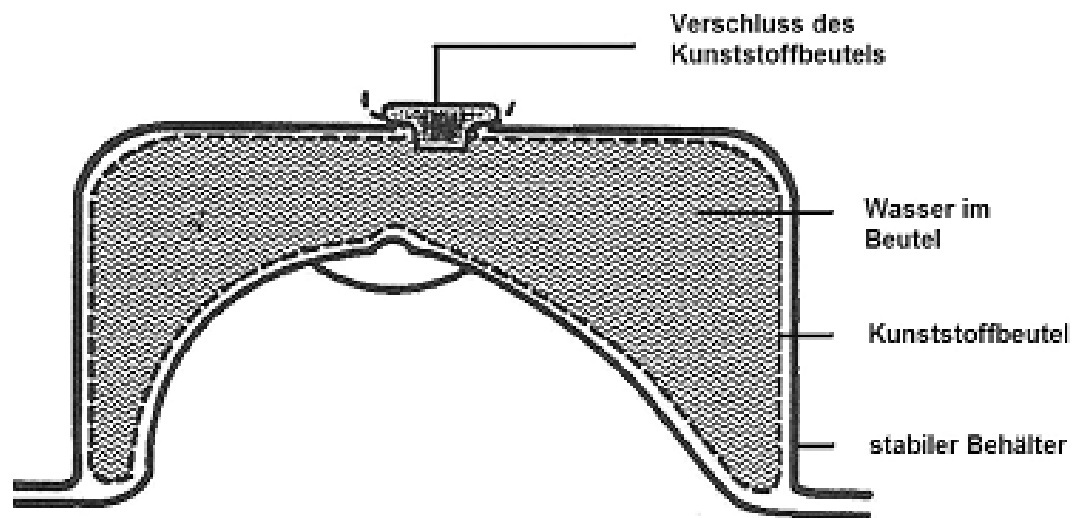


Abbildung 7: Volumenberechnung der weiblichen Brust modifiziert nach Tezel (Tezel E., 2000, 1019-23).

Die geschilderten Methoden stellen ein adäquates Mittel zur Volumenberechnung der Brust dar. Somit kann der Operateur bei der präoperativen Planung unterstützt werden. Ein Nachteil ist jedoch, dass die Messungen zeitaufwendig sind und keine Aussagen über die Form der Brust getroffen werden können. Des Weiteren kann die Volumenbestimmung nicht dauerhaft dokumentiert werden.

1.2.3 Volumenmessung mittels Abdruckverfahren

Eine weitere Möglichkeit zur Ermittlung des Brustvolumens besteht in der Herstellung eines Abdruckes der Brust. Dabei wird durch bestimmte Materialien ein Negativabdruck der Brust erstellt. Dieser dient als Form und wird daraufhin mit Wasser oder Materialien bekannter Dichte gefüllt. Durch Kenntnis der Massendichte des jeweiligen Materials können die Volumina der Brust errechnet werden.

Campaigne (Campaigne BN., 1979, 263-7) berechnet das Brustvolumen von 47 Probandinnen anhand von Gipsabdrücken. Um das Volumen der Brust zu ermitteln, wurden die Gipsabdrücke mit Sand (Masse) bekannter Dichte gefüllt und nach der Formel $Volumen = \frac{Masse}{Dichte}$ berechnet.

Die Studie aus dem Jahre 1995 von Edsander-Nord unterscheidet sich in der Ermittlung des Brustvolumens von der Arbeit von Campaigne nur in der Wahl der Materialien (Edsander-Nord A., 1996, 129-32). Zum Erstellen des Abdrucks verwendet Edsander im Unterschied zu Gips thermoplastische Platten, die sich den Konturen der Brust anpassen. Des Weiteren verwendet er statt Sand Wasser, um das Volumen zu ermitteln. Die Studie wurde an 20 Probanden durchgeführt und soll als Grundlage dienen, um im Falle von Brustrekonstruktionen mit TRAMs das Volumen der kontralateralen Brust zu errechnen und dadurch eine bessere Symmetrie zu erzielen.

Die Verwendung von Abgussformen der Brust, sei es aus Wachs, Gips oder thermoplastischen Materialien zur Ermittlung des Brustvolumens, stellt eine genaue und verlässliche Messmethode dar. Das Verfahren ist kostengünstig und nicht invasiv und eignet sich somit zur prä- und postoperativen Dokumentation.

Ein Nachteil dieser Methode ist jedoch der Zeitaufwand bei der Erstellung der Abdrücke. Weiterhin resultieren bei den Abdrücken der Patientinnen häufig Bewegungsartefakte, die auf die Atmung und Bewegungen des Thorax zurückzuführen sind. Ein weiteres Problem resultiert aus der Schwierigkeit des Untersuchers, die Grenzen zwischen Brust und Thorax festzulegen, wodurch das exakte Volumen schwer zu ermitteln ist.

1.2.4 Direkte Volumenmessungen mittels spezieller Apparaturen

Ziel jeder Reduktion, Augmentation und Rekonstruktion sollte es sein, ein optimales postoperatives Resultat bezüglich Symmetrie, Form, Projektion zu erzielen. Des Weiteren sollten die Ergebnisse der Operation möglichst den Vorstellungen, Wünschen und Bedürfnissen der Patientinnen entsprechen. Ein Problem, das von vielen Chirurgen beschrieben wird, ist jedoch das Unvermögen der Patientinnen, ihre Wünsche adäquat zu artikulieren. Um

diesem Problem entgegenzuwirken, sind einige Chirurgen dazu übergegangen, das postoperative Bild der Brust zu simulieren.

Kirianoff beschreibt 1974 eine Methode, die die Volumendifferenz unsymmetrischer Brüste misst und das postoperative Bild simuliert (Kirianoff TG., 1974, 616). Zu diesem Zweck verwendet er „Kissen“, die unter dem Büstenhalter getragen und mit Wasser gefüllt werden. Die hinzugefügte Flüssigkeitsmenge entspricht dem Volumen des späteren Brustimplantats. Durch diese Methode lässt sich die Volumendifferenz und die Prothesengröße, die zu beidseitiger Symmetrie führt, ermitteln. Tegtmeier berichtet in seiner Arbeit aus dem Jahre 1979, dass er einen BH so verändert hat, dass man die gewünschten Silikon- bzw. Kochsalzimplantate einbringen kann, wodurch das postoperative Volumen und die Form simuliert werden können (Tegtmeier RE., 1978, 625-6).

Das Verfahren, das Brody 1981 vorstellt, verfährt nach demselben Prinzip. Er bittet seine Patientinnen, einen Büstenhalter zu kaufen, der der gewünschten Brustgröße entspricht, und füllt die Volumendifferenz mit wassergefüllten Plastikbeuteln. Das Volumen der Plastikbeutel entspricht in etwa der zu wählenden Prothese (Brody GS., 1981, 611-3).

Ein weiteres Instrument, um das postoperative Volumen der Brust zu simulieren, stellt das Verfahren von Herson dar (Herson MR., 1988, 992-3). Zu diesem Zweck wird ein Hautexpander unter dem Büstenhalter angebracht. Der Expander kann bis zum gewünschten Aussehen mit Kochsalzlösung gefüllt werden und simuliert dadurch das postoperative Resultat. Die hinzugefügte Menge an Flüssigkeit dient als Anhaltspunkt bei der Wahl des Implantats. Die von den Autoren beschriebenen Verfahren können den Arzt und Patienten bei der Wahl der Prothesengröße unterstützen und somit zu einem optimalen postoperativen Ergebnis beitragen. Weiterhin können bestehende Asymmetrien erkannt und ausgeglichen werden.

Zusätzlich zu den schon beschriebenen Verfahren sind einige Autoren dazu übergegangen, Methoden zu beschreiben und Geräte zu entwickeln, die eine intraoperative Volumenmessung ermöglichen. 1980 berichtet Grossman über ein Verfahren zur intraoperativen Volumenberechnung der weiblichen Brust (Grossman AJ., 1980, 851-2). Der nach dem Autor benannte „Grossmann-Roundner-Device“ ermöglicht dem Chirurgen, das Volumen der Brust vor,

während und nach der Operation zu messen. Das Prinzip beruht auf einem verstellbaren geeichten geometrischen Konus, in welchen die Brust platziert wird. Das Brustvolumen kann daraufhin von einer Skala am Konus abgelesen werden. Damit bietet sich dem Operateur die Möglichkeit, das intraoperativ ermittelte Volumen als Referenzwert bei der Wahl der Prothese heranzuziehen.

Mit den beschriebenen Verfahren kann die Brust weder dreidimensional erfasst werden noch lassen sich Aussagen über die Brustform treffen. Des Weiteren ist man mit den dargestellten Methoden nicht in der Lage, das Volumen, Strecke sowie bestehende Asymmetrien adäquat zu dokumentieren.

1.2.5 Radiologische Erfassung der Brust

Eine weitere Möglichkeit zur Volumenberechnung stellen bildgebende Verfahren, wie die Mammografie, Computertomografie und die Magnetresonanztomografie dar. Durch entsprechende Softwareanwendungen können die ermittelten Datensätze zu dreidimensionalen Modellen der Brust rekonstruiert werden (Coward T.J., 2006, 92-100).

Kalbhen berechnet anhand von Mammografiedatensätzen von Patientinnen, die sich einer Mastektomie unterzogen, das Volumen von 32 Brüsten und vergleicht es mit dem intraoperativ ermittelten Volumen. Unter der Annahme, dass sich die Brust bei der Mammografie als ein halbelliptischer Zylinder (Abb. 8) darstellt, wird das Brustvolumen unter Verwendung der Formel $V(\text{ml}) = 0.785 \times H(\text{cm}) \times W(\text{cm}) \times C(\text{cm})$ berechnet (Kalbhen CL., 1999, 1643-9).

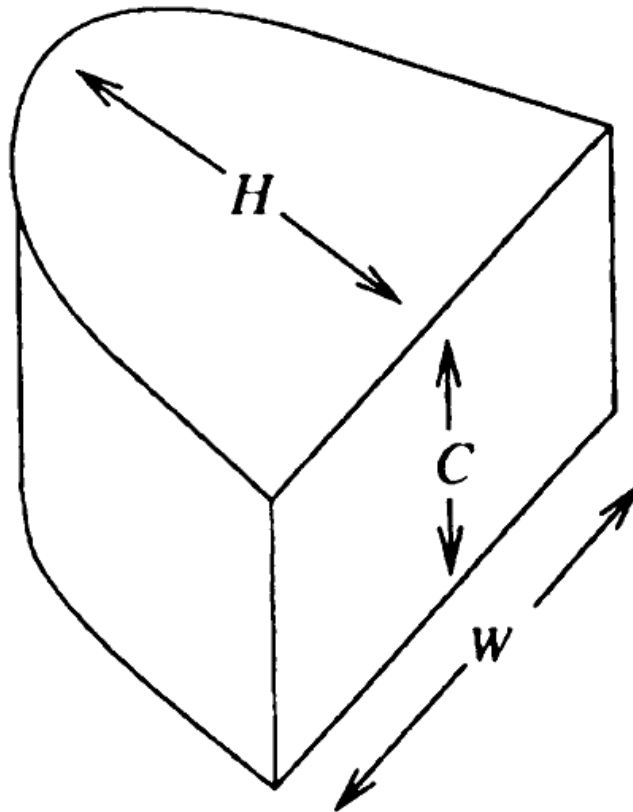


Abbildung 8: Volumenberechnung $V(\text{ml}) = 0.785 \times H(\text{cm}) \times W(\text{cm}) \times C(\text{cm})$ modifiziert nach Kalbhen (Kalbhen CL., 1999, 1643-9).

Während die Mammografie und Magnetresonanztomografie in der Brustrekonstruktion vornehmlich zu diagnostischen Zwecken eingesetzt wird, haben diese Verfahren in der Brustaugmentation schon wegen des intensiven Kosten- und Zeitaufwandes kaum eine klinische Bedeutung. Auch die Computertomografie, die mit einer vermehrten Strahlenbelastung für den Patienten einhergeht, konnte sich bei der Erfassung des Brustvolumens nicht durchsetzen. Jedoch ausschlaggebend dafür, dass sich diese Methoden in der Dokumentation der weiblichen Brust im Klinikalltag nicht durchgesetzt haben, sind die nicht zufriedenstellenden Ergebnisse, die auf die Körperposition der Patienten während der Aufnahmen zurückzuführen sind. So beschreibt Mineyev, dass es durch die liegende Position der Patienten zu einem lateralen Abweichen des Brustgewebes kommt, was eine physiologische Erfassung unmöglich macht (Mineyev M., 1995, 348-51; Frankel S., 1995, 852-9).

1.2.6 Zweidimensionale Erfassung der weiblichen Brust

Der heute immer noch gängige Standard in der Plastischen Chirurgie zur Dokumentation von Form, Größe und Symmetrie der weiblichen Brust beruht auf zweidimensionalen Fotografien (Glicksman CA., 1992, 1106-11). Die einfache und kostengünstige Auswertung der Bilder zum Zwecke der Operationsplanung, des prä- und postoperativen Vergleiches sowie die Dokumentation der weiblichen Brust sind heutzutage weiterhin unerlässlich.

Trotz Ansätzen der Volumenberechnung, die auf mathematischen Formeln beruhen und metrische Daten der zweidimensionalen Bilder zur Berechnung des Brustvolumens verwenden, konnte sich dieses Verfahren nicht im Klinikalltag durchsetzen (Brown RW., 2000, 1342-5). Dies liegt wohl daran, dass dieses Verfahren nicht die komplexe dreidimensionale Struktur der Brust berücksichtigt bzw. die Parameter der Brust nicht präzise genug erfasst werden. Dies führt dazu, dass exakte Messungen bezüglich Form, Symmetrie und Größe der weiblichen Brust erschwert sind und somit genaue Aussagen über das Volumen der Brust limitiert sind.

1.2.7 Erfassung der Brust mittels 3-D-Oberflächenscanner

Da die beschriebenen Verfahren die komplexe Struktur der weiblichen Brust nur unzureichend erfassen, begann man in den letzten Jahren Oberflächenlaserscanner in der Humanmedizin einzusetzen. Oberflächenlaserscanner, wie sie zum Beispiel in der Automobilindustrie verwendet werden, sind in der Lage, Objekte dreidimensional darzustellen. Durch Bearbeitung des dreidimensionalen Computermodells kann jedem Punkt auf der Körperoberfläche eine entsprechende x-, y- und z-Koordinate im virtuellen Raum zugewiesen werden. Somit kann durch die klare Definition eines jeden Punktes die Oberfläche präzise und objektiv evaluiert werden. So beschreiben Vannier (Vannier MW., 1993, 204-11) und Kohn (Kohn LA., 1995, 362-71) den Einsatz dreidimensionaler Laserscannersysteme im Bereich des Gesichts. Sie kommen zu dem Schluss, dass die Scannersysteme sehr präzise Ergebnisse liefern, jedoch aufgrund des

menschlichen Faktors, wie Platzierungen der Landmarks, in ihrer Anwendung limitiert sind.

Da sich die dreidimensionale Erfassung mittels Laserscanner im Gesichtsbereich bewährt hatte, beschäftigten sich in den folgenden Jahren weitere Studien mit der dreidimensionalen Erfassung von Körperoberflächen (Kovacs L., 2006, 742-54).

Mit dem Ziel der präoperativen Planung und postoperativen Verlaufskontrolle beschreibt Galdino 2002 den Einsatz des Genex Rainbow Oberflächen-Laserscanners an 5 Patientinnen mit verschiedenen Operationsindikationen. (Galdino GM., 2002, 58-70).

Weiterhin berichtet Galdino über Einschränkungen der dreidimensionalen Erfassung der weiblichen Brust. So zeigt sich, dass bei einer vorhandenen Ptosis die Unterseite der Brust unzureichend erfasst wird, wodurch die Auswertung der Aufnahmen erschwert wird. Des Weiteren weisen die dreidimensionalen Aufnahmen bei Patientinnen mit dunkler Hautfarbe eine schlechtere Qualität auf, da im Vergleich zu heller Hautfarbe das Licht schlechter reflektiert wird.

Anlehnend an die Arbeit von Galdino untersuchte Nahabedian die Verwendung der Stereofotogrammetrie bei der präoperativen Planung und postoperativen Verlaufskontrolle von 33 Patientinnen (Nahabedian MY., 2003,1582-90). Mit dem Ziel, ein besseres postoperatives Ergebnis bei Brustrekonstruktionen zu erreichen, werden anhand der dreidimensionalen Aufnahmen die Symmetrieergebnisse kontrolliert. Diese dienen der Volumenberechnung und unterstützen den Operateur bei der operativen Planung von Brustaugmentationen. Da bei den postoperativen Resultaten zwischen Patientinnen mit dreidimensionaler und Patientinnen ohne dreidimensionale Erfassung keine signifikanten Unterschiede hervortraten, empfiehlt er den selektiven Einsatz der dreidimensionalen Bildgebung.

Unter Verwendung eines dreidimensionalen Laserscanners vom Typ Minolta VI 700 werden durch Onesti Patientinnen mit Brustasymmetrie prä- und postoperativ erfasst (Onesti, MG., 2004, 8-11). Des Weiteren erfolgt bei allen Patientinnen eine Mammografie und Sonografie sowie digitale Fotoaufnahmen und antropomorphe Messungen. Ohne genaue Angaben seiner Datenerhebung werden Brustvolumina der Patientinnen ermittelt, die

bei der präoperativen Planung und postoperativen Evaluation herangezogen werden.

Es zeichnet sich ab, dass mithilfe der dreidimensionalen Oberflächenerfassung im Bereich der weiblichen Brust fundiertere Daten zu den einzelnen Brustparametern erhoben werden als es manuelle Messungen oder zweidimensionale Fotografie bisher vermögen. Bei der weiblichen Brust besteht die Problematik darin, eine Körperregion zu erfassen, welche zur übrigen Thoraxregion schwer abzugrenzen ist und sich durch Körperhaltung und Inspiration in ihrer Form permanent verändert.

Bei der Etablierung und Standardisierung der dreidimensionalen Erfassung von Körperoberflächen erfordert es daher weitere Untersuchungen, welche die Beschaffenheit der weiblichen Brust im Gegensatz zu den starren industriellen Objekten berücksichtigen.

Es erscheint daher sinnvoll, diese neuen Erfassungssysteme in der Plastischen Chirurgie zu evaluieren und ihre Anwendbarkeit in Bezug auf die Mammaaugmentationsplastik zu untersuchen.

1.3 Problematik und Ziel der Studie

Angestrebt wird die bessere Evaluierung der Mammaaugmentation anhand einer optimierten Qualitätskontrolle und einer fundierten Verlaufskontrolle. Dies erfolgte zum einen auf der Grundlage zweidimensionaler Erfassungsmethoden und deren mathematischen Berechnungen und zum anderen auf der Grundlage subjektiver Beurteilung auf Seiten des Chirurgen und des Patienten. Da exakte Messungen des Volumens, der Symmetrie und der Größe der Brust fehlen, beruht der Erfolg der Operation auf der Erfahrung des Plastischen Chirurgen und dessen Fähigkeit, die Brust visuell zu bewerten.

Daher ist es vom medizinischen Standpunkt aus gesehen unser Anliegen, definierte Standards zur Datenerfassung festzulegen und dadurch eine exakte Dokumentation von komplexen Oberflächengeometrien, wie die Brust eine darstellt, zu ermöglichen.

Die ersten Anwendungen von dreidimensionalen Oberflächenlaserscannern in der Gesichtschirurgie zeigen bereits die Vorteile dieser Art der Datenerfassung. Durch die Anwendung in der Brustchirurgie könnte durch

die präzisere und objektive Erfassung aller Brustparameter eine verbesserte Zielorientierung in Hinsicht auf die Operationsplanung geschaffen werden. Mit einem solchen reproduzierbaren Verfahren könnte man fundierte postoperative Qualitäts- und Verlaufskontrollen durchführen, wodurch Vergleiche einzelner Operationstechniken möglich wären.

Ziel der vorliegenden Studie war daher die Evaluation der Qualität von dreidimensionalen Aufnahmen mithilfe eines linearen Oberflächenlaserscanners, und zwar angewendet auf die Region der Brust im Rahmen der Mammaaugmentation.

Zu diesem Zweck wurde für die vorliegende Studie ein lebensgroßes Körpermodell aus Kunststoff mit normaler Brustform unter verschiedenen Versuchsanordnungen mit einem linearen Oberflächen-Laserscanner dreidimensional erfasst und die hieraus resultierenden Aufnahmen unter Verwendung spezieller Computersoftware bearbeitet. Diese Aufnahmen wurden anschließend statistisch ausgewertet, um auf diese Weise die optimale Aufnahmetechnik für die Brustregion zu bestimmen.

Die durch die Modellversuche erarbeitete optimale Aufnahmeposition wurde im Anschluss unter humanen Einflusskriterien auf ihre klinische Anwendbarkeit hin überprüft. Zu diesem Zweck wurden von fünf Probandinnen dreidimensionale Aufnahmen der Brustregion mit dem linearen Oberflächen-Laserscanner angefertigt und statistisch ausgewertet. Da es bei den dreidimensionalen Aufnahmen aufgrund von Atmung und Bewegung zu Artefakten kommen kann, galt es, mögliche Limitationen bei der Erfassung bewegter Objekte darzustellen.

2 Material und Methode

Die dreidimensionale Aufnahme der Brustregion erfolgte mit einem linearen Oberflächen-Laserscanner vom Typ Minolta Vivid 910 3D Digitizer (Konica-Minolta Sensing Inc., Osaka, Japan) unter standardisierten Lichtbedingungen (Kovacs L., 2006, 229-36). Zur Erstellung eines dreidimensionalen Computermodells wurde das Modell von mehreren Seiten eigescannt. Die einzelnen Aufnahmen wurden mithilfe der Computersoftware RapidForm 2002 PP1 SP1 (INUS Technology, Inc., Seoul, South Korea) zu einem dreidimensionalen Bild verarbeitet und anschließend evaluiert. Dabei wurden 32 in der Anthropomorphie etablierte Landmarks manuell auf den virtuellen dreidimensionalen Modellen am Computer identifiziert. Auf der Grundlage der 32 anatomischen Landmarks in der Brustregion wurden 105 Abstände zwischen den einzelnen Landmarks definiert, welche jeweils am virtuellen dreidimensionalen Bild vermessen wurden. Alle gemessenen Strecken wurden dabei bestimmten anatomischen Arealen der Brust zugeordnet, nämlich der Thoraxregion im Allgemeinen, der periareolaren Region und der submammaren Region. Zur Evaluierung der Qualität der dreidimensionalen Aufnahmen wurde das Körpermodell 20-mal unter verschiedenen Versuchsbedingungen erfasst. Dabei unterschieden sich die drei Versuchsreihen durch die Anzahl der verwendeten Laserscanner beziehungsweise durch die Anzahl der einzelnen Aufnahmen. Um die optimale Aufnahmeposition zu ermitteln, wurde diese Versuchsreihe unterteilt, indem jede Versuchsreihe mit drei unterschiedlichen Winkeln des Laserscanners zum Objekt in vertikaler Ebene durchgeführt wurde. Zur weiteren Evaluierung wurde der von uns als „optimal“ erachtete Versuchsaufbau anhand von Probanden auf seine Reproduzierbarkeit hin überprüft und die Einsatzfähigkeit im „klinischen Alltag“ evaluiert.

2.1 Minolta Vivid 910[®] Laserscanner

Die dreidimensionale Bilderfassung der Brustregion des Puppenmodells und der Probandinnen erfolgte unter Verwendung des Minolta Vivid 910[®] 3D Projektionsscanners (Konica-Minolta Sensing Inc, Osaka, Japan). Dieser

Klasse II-Laser zählt zur Gruppe der streifenabtastenden Triangulationsscannern. Der ca. 11 Kilogramm schwere Scanner ist 21,3 cm breit, 41,3 cm hoch und 27,1 cm lang (Abb. 9). Auf der Vorderseite befinden sich ein Objektiv, durch das Licht eintritt, und ein Fenster, durch das der Laserstrahl emittiert wird. Es stehen drei Objektive zur Auswahl: Ein Weitwinkel- (Fokusabstand $f=8\text{mm}$), ein mittleres ($f=14\text{mm}$) und ein Teleskopobjektiv ($f=25\text{ mm}$). Diese sind je nach Abstand des zu scannenden Objekts auszuwählen. Die maximale Helligkeit des Objekts sollte 500 Lux nicht überschreiten. Die von uns durchgeführten Messungen variierten zwischen 350 und 400 Lux. Die Stärke des durch uns eingesetzten Lasers betrug maximal 30 mW bei 690 nm. Die Aufnahmezeit beträgt im FAST-Modus 0,3 Sekunden und 2,5 Sekunden im FINE-Modus. Weiterhin beträgt die Aufnahmedauer für das konventionelle zweidimensionale Farbbild, das als Textur dient, 0,5 Sekunden. Der Datentransfer zwischen der Scannereinheit und dem angeschlossenen Computer beträgt 1 Sekunde im FAST- und 1,5 Sekunden im FINE-Modus. Der Scanner besitzt im FAST-Modus eine Auflösung von 320 x 240 Bildpunkten und im FINE-Modus 640 x 480 Punkte. Somit variierte die Dateigröße je nach Einstellung zwischen 1,6 und 2,4 Megabyte.

Die dreidimensionale Bilderfassung erfolgt durch Aussenden eines horizontalen Lichtstreifens durch die zylindrische Linse auf den zu scannenden Gegenstand. Der Lichtstreifen wird an der Oberfläche des Objekts reflektiert und durch das CCD erfasst. Mittels Triangulation wird das zurückgeworfene Licht in eine Abstandsinformation umgewandelt (Abb. 10). Dieser Prozess wird so lange wiederholt, bis die Oberfläche des Objektes mittels eines galvanischen Spiegels in vertikaler Richtung vollständig abgetastet ist.



Abbildung 9: Minolta Vivid 910® Laserscanner (Konica-Minolta Sensing Inc, Osaka, Japan)

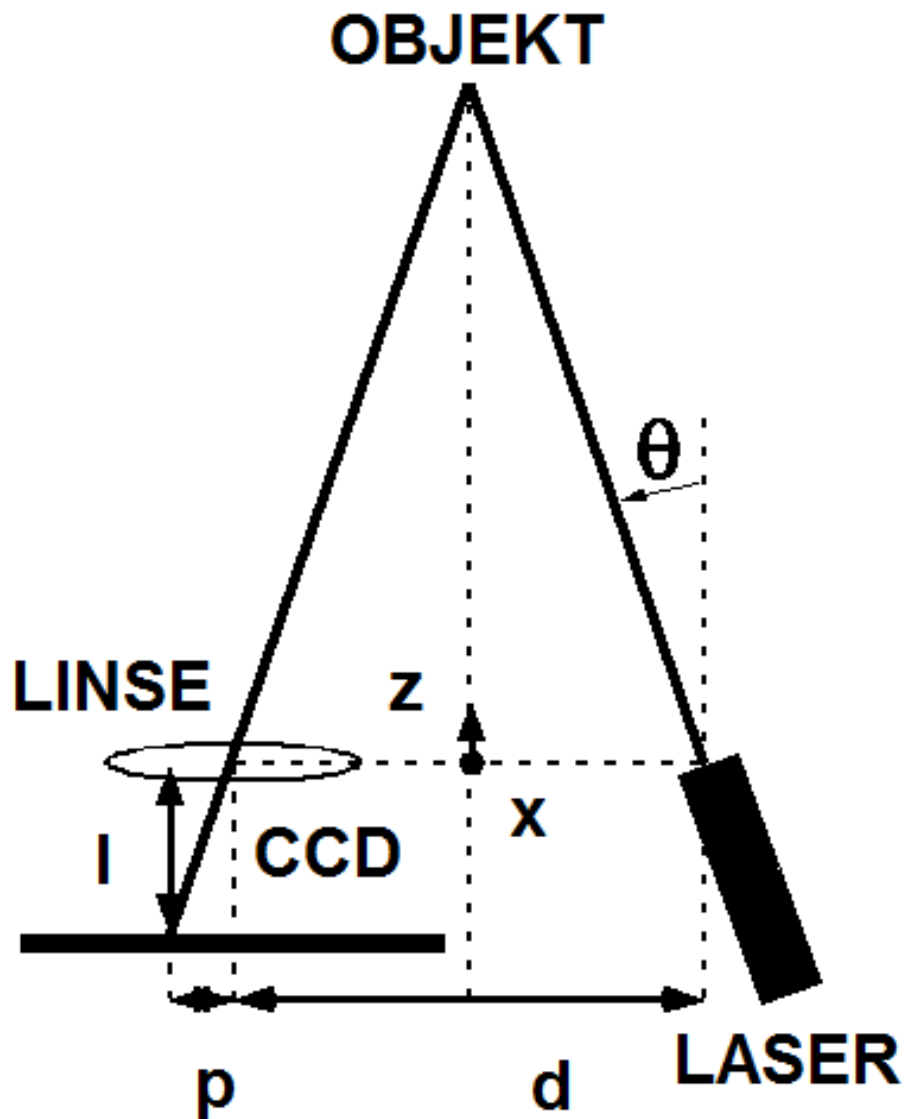


Abbildung 10: Prinzip der Delaunay Triangulation modifiziert nach de Berg (de Berg, 1997, 183-207)

Die Datensätze der Einzelaufnahmen werden anschließend unter Zuhilfenahme des Computerprogramms RapidForm[®] 2002 PP1 SP1 zu einem vollständigen virtuellen dreidimensionalen Modell der Brust kombiniert (INUS Technology Inc., Seoul, South Korea). Dieselbe Software dient uns auch bei der Auswertung der Streckenmessungen.

