

Aus der Klinik für Orthopädie und Unfallchirurgie
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf
Komm. Direktor Univ.-Prof. Dr. med. Uwe Maus

Volumetrie der Schulterregion
Entwicklung eines optoelektronischen Messprotokolls

Dissertation

zur Erlangung eines Doktors der Medizin
der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von
Sebastian Scherer

2025

Als Inauguraldissertation gedruckt mit der Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

gez.:

Dekan: Prof. Dr. med. Nikolaj Klöcker

Erstgutachter: Prof. Dr. med. Sebastian Gehrman

Zweitgutachter: PD Dr. med. Levent Dizdar

Für meine Familie.

Zusammenfassung Dissertationsschrift

Medical Research School Düsseldorf

Scherer, Sebastian

Volumetrie der Schulterregion – Entwicklung eines optoelektronischen Messprotokolls

Schwellungen der Schulterregion werden in der klinischen Behandlung häufig beobachtet und können bei akuten Verletzungen, chronischen Pathologien, aber auch postoperativ auftreten. Bisher existiert keine klinische Methode zur Quantifizierung des Volumens der Schulter, daher können klinische Verläufe lediglich subjektiv eingeschätzt werden, obwohl diese Verläufe Therapieentscheidungen bedingen können. Ebenso ist in der aktuellen Literatur gezeigt worden, dass die Bestimmung von Schwellungszuständen an anderen Körperregionen der Extremitäten, wie dem Handgelenk oder dem Kniegelenk, zu klinisch relevanten Ergebnissen führt. Die Studienhypothese ist, dass die zu entwickelnde Methode präzise, reproduzierbar und praktikabel das Volumen der Schulterregion erfassen kann. Es wird mit dieser Arbeit ein Messprotokoll erzeugt, um klinisch anwendbar eine Volumenbestimmung der Schulterregion am Menschen durchzuführen. Die Erfassung des Schultervolumens beinhaltet die Datenregistrierung mithilfe einer lasergestützten 3D-Kamera (Fa. Artec, Mod. Eva) und die Datenverarbeitung durch 3D-Programme (Fa. Artec Studio Professional®, 3D Systems Geomagic Freeform®) zur Erzeugung einer virtuellen Oberfläche der Schulterregion mit vorher festgelegten anatomischen Landmarken. Die Methode wird auf Inter- und Intraobservervariabilität überprüft und mithilfe von Phantommessungen sowie Messungen an gesunden Probanden optimiert. Die Ergebnisse der Messreihen werden anschließend statistisch deskriptiv ausgewertet. Die Volumina des Prüfphantoms lagen bei 2,24 Litern, die der Probanden im Mittel bei 1,95 Litern. In Messungen konnte das Volumen der Schulter mit einer Varianz $\pm 0,00$ bis 0,3 Litern, entsprechend einem Unterschied von $\pm 1,15$ % bis 5,24 %, bestimmt werden. Es zeigt sich außerdem eine niedrige Variabilität der Messreihen am Phantom unter verschiedenen Untersuchern, aber eine höhere Variabilität zu unterschiedlichen Messzeitpunkten bei Verwendung verschiedener Schnittmasken am Probanden. Die Schnittmasken weichen, gesehen über alle Messzeitpunkte, bis zu 0,4 Litern voneinander ab. Durch die Methode ist es nun erstmals möglich, im klinischen Umfeld die Volumetrie der Schulterregion nichtinvasiv zur Beurteilung von Schwellungen zu verwenden und Behandlungsergebnisse im Verlauf zu objektivieren. Durch die Modularität des gewählten Ansatzes werden auch zukünftige, weiterentwickelte Registrierverfahren ermöglicht. Klinisch sind Anwendungen in verschiedenen Fachdisziplinen wie der Orthopädie und Unfallchirurgie, der Allgemein-, Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie sowie der Plastischen Chirurgie denkbar.

Summary of the Dissertation

Medical Research School Düsseldorf

Scherer, Sebastian

Volumetry of the shoulder region - development of an optoelectronic measurement protocol

Swelling of the shoulder region is frequently observed in clinical treatment and can occur in acute injuries, chronic pathologies, but also postoperatively. To date, there is no clinical method for quantifying the volume of the shoulder, so clinical progressions can only be assessed subjectively, although these progressions can inform treatment decisions. It has also been shown in the current literature that the determination of swelling conditions in other body regions of the extremities, such as the wrist or knee joint, leads to clinically relevant results. The hypothesis of the study is that the method to be developed can measure the volume of the shoulder region in a precise, reproducible and practicable manner. This work creates a measurement protocol for clinically applicable volume determination of the shoulder region in humans. The acquisition of the shoulder volume includes data registration using a laser-based 3D camera (Artec, Mod. Eva) and data processing using 3D programs (Artec Studio Professional©, 3D Systems Geomagic Freeform©) to generate a virtual surface of the shoulder region with previously defined anatomical landmarks. The method is tested for inter- and intraobserver variability and optimized using phantom measurements and measurements on healthy subjects. The results of the series of measurements are then analysed statistically and descriptively. The volumes of the test phantom were 2.24 litres, those of the test subjects on average 1.95 litres. In measurements, the volume of the shoulder could be determined with a variance of ± 0.00 to 0.3 litres, corresponding to a difference of $\pm 1.15\%$ to 5.24%. There is also a low variability of the measurement series on the phantom under different examiners, but a higher variability at different measurement times when using different cutting masks on the test subject. The cutting masks deviate from each other by up to 0.4 litres across all measurement times. The method now makes it possible for the first time to use non-invasive volumetry of the shoulder region in a clinical setting to assess swelling and objectify treatment results over the course of treatment. The modularity of the chosen approach also enables future, more advanced registration procedures. Clinical applications are conceivable in various specialist disciplines such as orthopaedics and trauma surgery, general surgery, oral and maxillofacial surgery and plastic surgery.

Abkürzungsverzeichnis

AC	Acromioclavicular
CAD	Computer Aided Design – Software
CT	Computertomographie
DVT	Digitale Volumetomographie
KI	Künstliche Intelligenz
LiDAR	Light Detection and Ranging
M.	Musculus
Mm.	Musculi
mm	Millimeter
MRT	Magnet-Resonanz-Tomographie
PET	Positronen-Emissions-Tomographie
Proc.	Processus
ROI	Region of Interest
SPECT	Einzelphotonen-Emissions-Computer-Tomographie
.stl	Standard Triangle Language

Inhalt

1	Einleitung	1
1.1	Ziele der Arbeit	5
2	Methoden und Materialien	6
2.1	Verwendetes Kamerasystem.....	6
2.2	Landmarken	9
2.2.1	Kranialer Aspekt.....	10
2.2.2	Kaudaler Aspekt.....	11
2.2.3	Ventraler Aspekt	12
2.2.4	Medialer Aspekt	13
2.2.5	Dorsaler Aspekt	14
2.2.6	Distaler Aspekt.....	15
2.3	Studiengruppe	16
2.3.1	Phantom	16
2.3.2	Probanden	17
2.4	Messprotokoll	18
2.5	Datenauswertung	19
2.6	Statistik.....	20
3	Ergebnisse	22
3.1	Volumetrie am Phantom	22
3.2	Volumetrie der Probanden.....	23
3.3	Optimierung des Messablaufs	28
4	Diskussion	30
4.1	Wasserverdrängungstechnik	30
4.2	Umfangmethode (Konus- und Scheibenmethode).....	31
4.3	Computertomographie (CT) und digitale Volumentomographie (DVT) ...	33
4.4	Magnetresonanztomographie (MRT).....	35
4.5	Sonographie	36
5	Resultate im wissenschaftlichen Kontext	38
5.1	Einschränkungen der Studie	42
5.2	Ausblick	44
	Literaturverzeichnis	45
	Anhang	50
	Anhang A: Zusätzliche Versuchsbedingungen	50

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1:	Oberflächenanatomie eines männlichen Probanden.....	3
Abb. 2:	MRT der linken Schulter	4
Abb. 3:	Wasserverdrängungsmethode	5
Abb. 4:	Linke Hand des Untersuchers vor neutralem Hintergrund mit Artec Eva Scanner und seitlich montierter initialer stiftartiger Laser-Richthilfe (Sternchen) zur Bestimmung der Scanrichtung.	8
Abb. 5:	Artec Eva Scanner mit unten angebrachter, weiterentwickelter Richthilfe.....	8
Abb. 6:	Kranialer Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.	10
Abb. 7:	Kaudaler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.	11
Abb. 8:	Ventraler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.	12
Abb. 9:	Medialer Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.	13
Abb. 10:	Dorsaler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.	14
Abb. 11:	Distaler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.....	15
Abb. 12:	Ansicht Phantom. Links vorne; rechts hinten.....	16
Abb. 13:	Ansicht Proband. Links vorne; Mitte mit erhobenem rechten Arm; rechts hinten.....	17
Abb. 14:	Ansicht Phantom während der Messung mit geöffnetem Computerprogramm	18
Abb. 15:	Versuchsablauf des Messprotokolls.	21
Abb. 16:	Schnittbilder gruppiert, Phantom.	25
Abb. 17:	Visuelle und farblich gekennzeichnete Unterschiede des männlichen (links) und weiblichen (Mitte und rechts) Probanden während der Messungen.....	26
Abb. 18:	Erstellung der Schnittmasken anhand der vorher festgelegten Landmarken an weiblichen und männlichen Probanden	27
Abb. 19:	Datenbearbeitung mittels Modulationssoftware unter Verwendung eines 3D-Stiftes zur multidimensionalen Verarbeitung.	29
Abb. 20:	Umfangmethode nach Kuhnke.....	32

Abb. 21: Rekonstruierte Oberflächenanatomie mittels Computertomographie einer rechten Schulter.	33
Abb. 22: Prinzip der digitalen Volumentomographie	34
Abb. 23: Sonographischer Ausschnitt einer Schulter.....	36

Tabellenverzeichnis

Tab. 1:	Übersicht der Volumina der Messungen am Phantom.	23
Tab. 2:	Übersicht der Volumina der Messungen am Probanden, männliche Person.....	24
Tab. 3:	Übersicht der Volumina der Messungen am Probanden, weibliche Person.	25

1 Einleitung

Schwellungen im Schulterbereich kommen sehr häufig bei Patientinnen und Patienten der Unfallchirurgie und Orthopädie vor. Schwellungen können durch Trauma, arthritische – mit oder ohne Infektion –, degenerative Veränderungen oder kongenitale Besonderheiten bedingt sein.

Die Beurteilung von Schwellungszuständen der Schulterregion folgt keiner standardisierten Methode und findet hauptsächlich subjektiv statt, maßgeblich zählt hier der erfahrungsbasierte optische Eindruck des Untersuchers. Oft bringen diese Einschätzungen Therapieentscheidungen mit sich. Eine Zunahme der Schwellung kann einen möglichen Interventionsbedarf zur Folge haben, mit potenzieller Veränderung der Therapie.

Aufgrund nicht bestehender klinischer Standards bezüglich der Messung von Schwellungszuständen im Schulterbereich kommt es zu großen Unterschieden in der durchgeführten Untersuchung, was reproduzierbare Aussagen nur in sehr begrenztem Maße zulässt. Ebenso unterscheiden sich die Einschätzungen zwischen den verschiedenen Untersuchern und den Zeitpunkten der Messungen.

Schwellungszustände betreffen alle Körperregionen, jedoch ist die Messung und Beurteilung an der Schulterregion besonders komplex. Das Schultergelenk als beweglichstes aller Gelenke formt die Verbindung des Torsos mit den oberen Extremitäten und gilt aufgrund der Anatomie als kompliziert aufgebautes Gelenk. Zwar ist – der exponierten Lage der Schulterregion geschuldet – das Substrat für eine Schwellung in den meisten Fällen der Weichteilmantel, dennoch kommen als Ausnahme auch knöcherne Tumore vor.

Trotz der hohen klinischen Bedeutung und Häufigkeit von Schwellungszuständen sind aktuell keine Studien in der Literatur verfügbar, die sich dem Thema Volumetrie der Schulter widmen. Die vorliegende Studie beschäftigt sich erstmalig mit der Anwendung und Evaluation der Volumetrie auf optoelektronischer Basis zur Messung des Volumens der Schulterregion.

Unter der Oberfläche der Schulterregion verbergen sich komplexe anatomische Strukturen, die das Volumen bestimmen. Diese werden im folgenden Abschnitt dargestellt.

Die Gelenke der Schulterregion werden von mehreren Knochen geformt: dem Schulterblatt (Scapula), dem Schlüsselbein (Clavicula) und dem Oberarmknochen (Humerus).

Die Schulterregion enthält das kugelige Glenohumeralgelenk, das in allen Ebenen durch das komplexe Zusammenspiel von Muskeln, Ligamenten und Knochen hoch beweglich ist. Häufig vorkommende Verletzungen können zu ausgeprägten Schwellungen innerhalb und außerhalb des Gelenks führen. Formal ist neben diesem Gelenk noch das Acromiohumeralgelenk zu unterscheiden, da dieses funktionell mit dem Glenohumeralgelenk eine Einheit bildet. Anatomisch weiter ventrokraniel lokalisiert ist das Acromioclaviculargelenk, das kaum beweglich, aber hoch stabil gelagert ist und häufig degenerativen Prozessen unterworfen ist. Funktionell bildet auch die Scapula mit dem Thorax eine gelenkartige Einheit, welche die Scapula durch ein Zusammenspiel von Muskeln und Ligamenten auf dem Thorax stabilisiert und in der sogenannten scapulothorakalen Verschiebeschicht mobilisiert. Schwellungen in diesem Bereich sind meist muskulärer Genese oder frakturbedingt.

Die Oberflächenanatomie wird durch die zugrundeliegenden Strukturen ventral durch das Akromion und dorsal durch die Spina scapulae gebildet. Schwellungen der Schulterregion können diese makroskopisch sichtbare Anatomie verschwinden lassen. Als oberflächenrelevante Muskulatur sind lateral der Deltamuskel, kranial das Schlüsselbein sowie der Kapuzenmuskel, unter bestimmten Voraussetzungen (Zunahme der Muskulatur) auch der M. supraspinatus und der M. infraspinatus zu nennen. Insbesondere der Deltamuskel ist stärkeren Volumenschwankungen unterworfen – nach Ruhigstellung oder bei akzidentiellen Denervierungen postoperativ durch eine Abnahme des Volumens sowie bei Trauma mit Einblutungen oder durch den Rehabilitationserfolg im Sinne einer Zunahme des Volumens (1). In der Schulterregion lassen sich anatomische Landmarken setzen, die bei gesunden Individuen inspektorisch oder palpatorisch regulär zu finden sind. Nur bei starker Adipositas sind die Landmarken verstrichen (2-4).

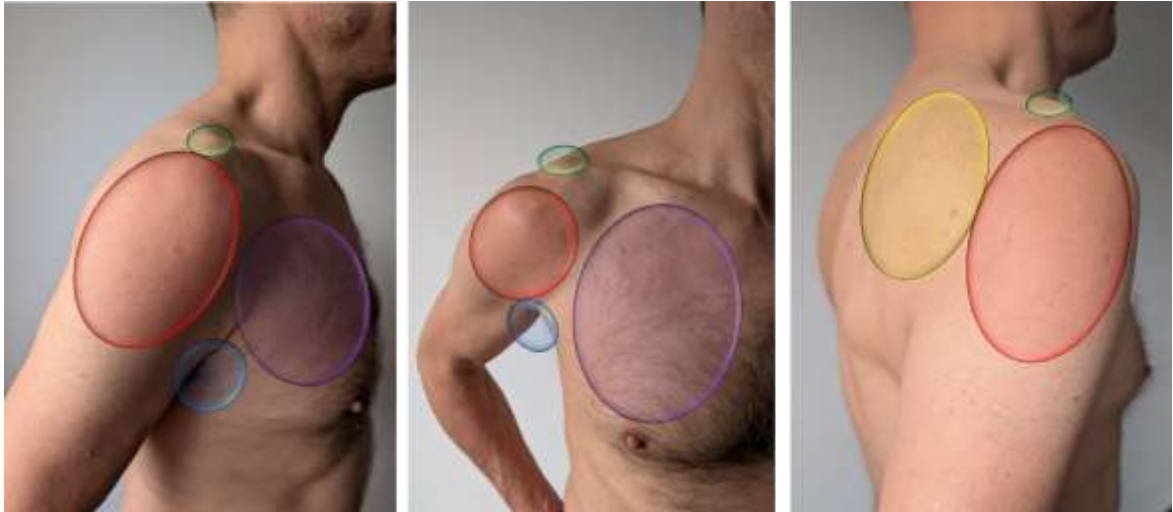


Abb. 1: Oberflächenanatomie eines männlichen Probanden. Rot: M. Deltoideus; Grün: AC-Gelenk; Blau: Axilla; Lila: M. pectoralis. Ansicht von lateral (links), ventral (Mitte) und dorsal (rechts).

Wie bei allen großen Gelenken des menschlichen Körpers können Flüssigkeitsansammlungen in und zwischen den Verschiebeschichten in Schwellungen mit Volumenänderungen resultieren, zum Beispiel bei akuten Verletzungen nach Sturz durch Hämatome, bei chronischen Pathologien wie Arthrose durch reaktive Gelenkergüsse und bei Arthritiden durch Eiteransammlungen. Die Verschiebeschichten des Schultergelenks sind hoch komplex.

Hierzu zählen Teile der Rotatorenmanschette, mit den Mm. supraspinatus und infraspinatus, den Mm. teres minor und subscapularis, aber auch die umgebende Muskulatur, also der M. deltoideus, die Mm. trapezius und serratus anterior, die weiter distal gelegenen Mm. triceps brachii und biceps brachii, die Mm. latissimus dorsi und teres major sowie die großen und kleinen Brustmuskeln (Mm. pectoralis major und minor) (2, 5, 6). Verdrehtraumata des Schultergelenks, insbesondere Distorsionen, Rupturen und Gelenkluxationen, können zu ausgeprägten Schwellungszuständen einzelner oder vollständiger Teile der Rotatorenmanschette führen. Diese wurden bisher noch nicht wissenschaftlich untersucht.

Einen weiteren wichtigen Anteil an Schwellungszuständen haben die sechs Schleimbeutel, die zwischen den oben genannten verschieblichen Strukturen liegen. Diese sind die Bursa subacromialis (deltoidea), die sehr häufig zu schmerzhaften behandlungsbedürftigen Schwellungen führt, der subscapuläre Rezessus, die Bursa subcoracoidea, die Bursa coracoclavicularis, die Bursa supraacromialis und eine Erweiterung der Bursa subacromialis nach medial (7).

Die Anatomie wird durch Geschlecht, Lebensalter, Körperbau, Fettgehalt und Muskulaturentwicklung sowie anlagebedingte Veränderungen, z. B. knöcherne Variationen, bestimmt. Ein klassisches Beispiel für anlagebedingte Veränderungen ist das Akromion, das durch Bigliani beschrieben und klassifiziert wurde (8).

Schwellungszustände lassen sich an der Schulterregion mit verschiedenen Methoden messen. Es existieren bildgebende, radiologische, anhand von Längenwerten berechnende und experimentelle Verfahren. Zwar dienen radiologische Schnittbildverfahren in erster Linie dem Nachweis pathologischer Veränderungen, also z. B. Rotatorenmanschettenrupturen oder Frakturen, allerdings lassen sich die Datensätze auch zu Oberflächenmodellen rekonstruieren und decken Schwellungszustände auf. Sogar konventionelle, zweidimensionale Röntgenaufnahmen können prinzipiell Schwellungen anhand der Dicke des Weichteilmantels sichtbar machen. Hierfür eignen sich auch sonographische Verfahren.

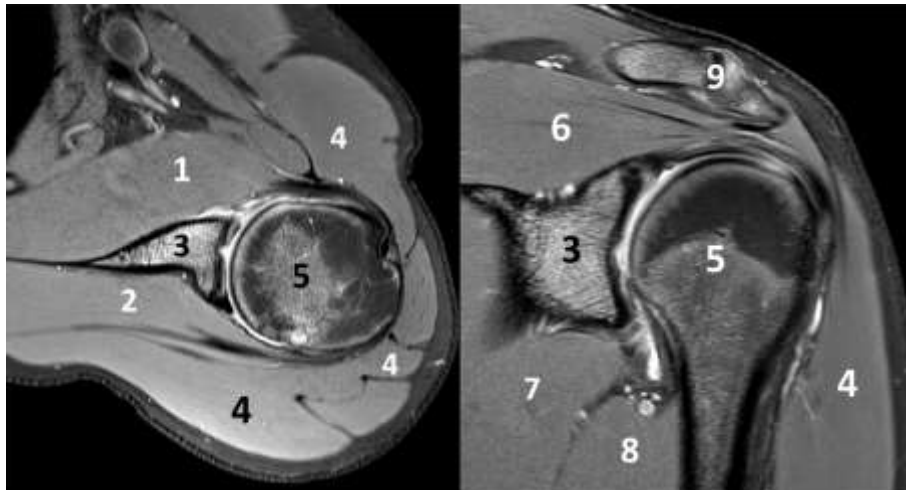


Abb. 2: MRT der linken Schulter. Links axiales Schnittbild, rechts koronares Schnittbild. 1: *M. subscapularis*; 2: *M. supraspinatus*; 3: Glenoid; 4: *M. deltoideus*; 5: Humerus; 6: *M. supraspinatus*; 7: *M. triceps brachii*; 8: *M. teres major*; 9: AC-Gelenk.

Alle radiologischen Verfahren mit ionisierender Strahlung (Röntgen, CT, Positronen-Emissions-Tomographie (PET) und Einzelphotonen-Emissionscomputertomographie (SPECT)) unterliegen einer strengen Indikationsstellung zur Anwendung. Die Volumetrie bei Schwellungszuständen gehört hierzu nicht. Lediglich magnetresonanztomographische und sonographische Verfahren können hierzu verwendet werden. Da diese Verfahren unterschiedlichen Einschränkungen, zum Beispiel technischer Natur unterliegen, müssen für die Volumetrie andere, experimentelle Verfahren geprüft werden. Diese nicht in der klinischen Routine angewandten Verfahren beruhen meist auf

optoelektronischen Messmethoden und können daher strahlungsfrei angewandt werden. Die in der Volumetrie der Hand angewandte Wasserverdrängungsmethode findet in der Schulterregion aus praktischen Gründen keine Anwendung.

Diese Methode ist für die Volumetrie einer endständigen Extremität sehr gut geeignet und bildet z. B. für die Hand den Goldstandard. Ebenfalls ist eine lasergesteuerte Volumetrie für zylindrisch geformte Extremitäten oder das Abdomen geeignet, für die polymorphe Schulterregion ist sie jedoch nicht praktikabel (siehe Abbildung 3).

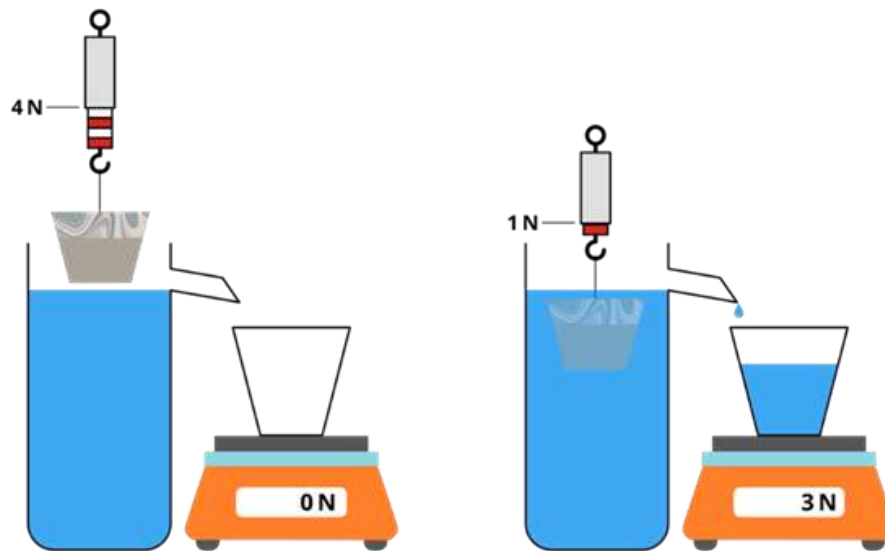


Abb. 3: Wasserverdrängungsmethode (25).

Die in Frage kommende Methode zur Messung des Schultervolumens beruht auf einem optoelektronischen Verfahren, das strahlungs- und berührungsfrei angewandt werden kann.

1.1 Ziele der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Studie ist die Erstellung eines Protokolls zur optoelektronischen Messung des Volumens der Schulterregion. Es wird eine Messmethode auf optischer Basis verwendet, die durch kontaktlose 3D-Bildgebung das Volumen der Schulter erfasst. Die Volumenberechnung soll rechnergestützt anhand eines Prüfphantoms evaluiert werden. Außerdem wird die Methodik an gesunden Probanden geprüft.

Die Studienhypothese ist, dass die angewandte optoelektronische Methode präzise, reproduzierbar und praktikabel das Volumen der Schulterregion erfassen kann.

2 Methoden und Materialien

Ziel der Arbeit ist die Entwicklung einer Methode zur Bestimmung von Schwellungszuständen der Schulterregion mittels 3D-Kamera. Einfache Wasserverdrängungsmethoden oder Maßbandverfahren, wie sie an den endständigen Teilen der Extremitäten Anwendung finden, bieten sich hier nicht an.

Daher werden in dieser Studie 3D-Messverfahren auf optoelektronischer Basis untersucht und die Methodik zur Bestimmung des Schultervolumens erarbeitet. Es wurde im Vorfeld der Studie ein Kamerasystem gesucht, das sich zur dreidimensionalen Registrierung von Oberflächen dieser Größe eignet. Das System muss mit einem LiDAR-Scanner (*Light Detection and Ranging*) ausgestattet sein und hochpräzise Volumina aus kurzer Distanz registrieren können. Bei einem LiDAR-Scanner handelt es sich um einen photometrischen Sensor, der mithilfe unsichtbarer Laserstrahlen die Entfernung zu einem Objekt misst. Ein angeschlossenes Computersystem kann daraus einen Volumendatensatz rekonstruieren. Das für die Studie gefundene System musste jedoch technisch angepasst werden, um Messungenauigkeiten vorzubeugen.

Die in dieser Studie vorgestellte Messmethodik soll prinzipiell unabhängig vom gewählten technischen Equipment sein, sodass zukünftige Registrierwerkzeuge ebenfalls verwendet werden können.

Die in der Studie berechneten Schultervolumina werden statistisch deskriptiv ausgewertet und die Einsatzfähigkeit für klinische Anwendungen geprüft.

Jeder Proband willigte nach Erreichen eines *Informed Consent* der Testung schriftlich ein. Die Studie folgt den Richtlinien der Deklaration von Helsinki und das universitäre ethische Komitee der Universität Düsseldorf ist mit der Durchführung der Studie einverstanden (Ethik-Votum Referenznummer: 2019-475).

2.1 Verwendetes Kamerasystem

Das verwendete Gerät ist der Artec Eva Scanner (Artec Group, Luxembourg, Luxembourg). Dieser Oberflächenscanner misst mit einer 3D-Punktgenauigkeit von bis zu 0,1 mm und einer 3D-Oberflächengenauigkeit von bis zu 0,2 mm. Er kann ein

Messfeld von 214 x 148 mm scannen, auch wenn die Gesamtfläche bzw. das Gesamtvolumen des Scanobjekts deutlich größer sein kann. Das in dieser Studie maximal rekonstruierbare Volumen umfasst eine maximale Erfassungszone von 61000 cm³, was 61 Litern entspricht (Angaben des Herstellers (5)). Die hohe Genauigkeit ist im Kalibrierzertifikat angegeben und wurde in der DIN-Norm „Optische 3D-Messsysteme – Bildgebende Systeme mit punktförmiger Antastung“ festgelegt (6). Das hier verwendete System emittiert, im Unterschied zu anderen derartigen Scannern, unschädliches, laserfreies, weißes Strukturlicht und ist somit auch für die unmittelbare Verwendung am menschlichen Probanden geeignet.

Für die Scans war der Artec Eva Scanner konstant via USB-Verbindung mit einem handelsüblichen Laptop (Hewlett Packard – Z Book 17 G5, IntelCore i7-8850H, 32 GB RAM) verbunden. Die Auswahl der weiteren Bearbeitung der Artec-Scanner-Daten muss mithilfe einer sogenannten CAD-Software (*Computer Aided Design*) erfolgen. Die Wahl fiel hier auf eine Software, die einem internationalen 3D-Standard zur Datenverarbeitung folgt. Das angewendete Programm heißt Artec Studio Professional (Artec Group, Luxembourg, Luxembourg).

Die Daten und Scanframes des gescannten Objekts werden in der Nachbearbeitungssoftware in ein 3D-Modell fusioniert und als *Standard Triangle Language* (.stl) gespeichert. Zur Bearbeitung werden die Versionen 14 bis 18 verwendet. Automatische und manuelle Einstellungen sind während des Scan- und Verarbeitungsprozesses möglich und vereinfachen die Analyse (7, 8). Die Schnittstellen des Programms erlauben einen Datenexport in eine weitere Software, die zur Bearbeitung und Messung der Hülle geeignet ist.

Die Daten können im Anschluss mithilfe einer Modulationssoftware (3D Systems Geomagic Freeform[®]) mit vorher bestimmten Schnittmasken bearbeitet werden. Die Schnittmasken orientieren sich dabei an den in Kapitel 2.2 beschriebenen anatomischen und versuchsspezifischen Landmarken. Die letztendlich entstandene Form stellt das gewünschte Ausmaß der Schulter dar und kann im Anschluss volumetrisch vom Programm berechnet werden.

Die Kamera wird für die vorliegende Studie zunächst modifiziert. In Vorversuchen zur Findung des geeigneten Kamerasystems traten Ungenauigkeiten im Registrierungsvorgang auf, die auf einer unpräzisen Fokussierung auf die *Region of Interest* (ROI) beruhten. Daher wurde vor Beginn der Messreihen vom Autor dieser Studie das

Kamerasystem mit einer zusätzlichen Richthilfe ausgestattet. Diese laserbasierte Apparatur wurde direkt am Registrierkopf des Kamerasystems befestigt, um die mittlere Position der Kameralinsen abzuschätzen. Der Abstand zum registrierenden Objekt beträgt nunmehr ca. 70 cm und sorgt für eine deutlich erhöhte Messgenauigkeit. Nach den ersten durchgeführten Messungen wurde die Richthilfe vom Autor ersetzt. Die neue Richthilfe verfügt über zwei in ca. 70 cm zu einem Punkt konvergierenden Laser, die den Idealabstand der Kamera zum Objekt vorgeben (siehe Abbildung 4 und 5).

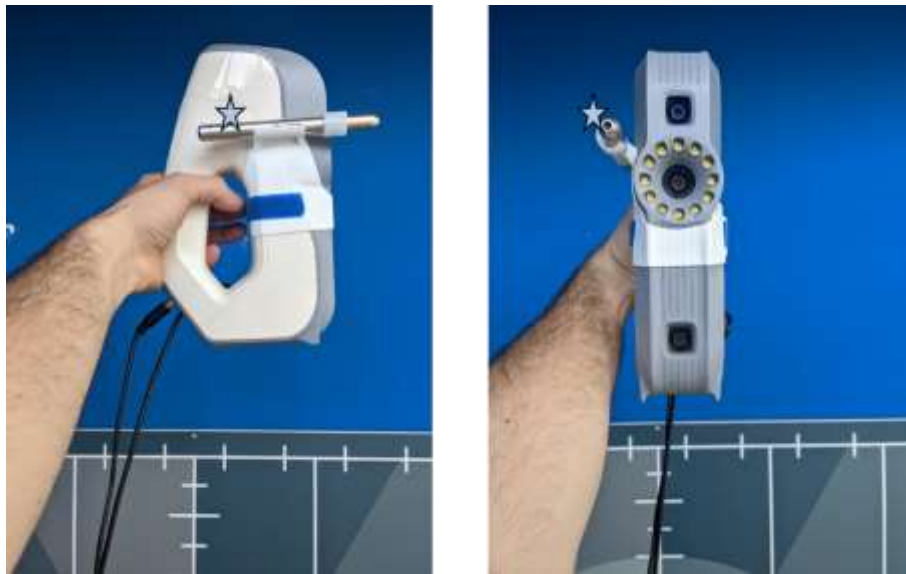


Abb. 4: Linke Hand des Untersuchers vor neutralem Hintergrund mit Artec Eva Scanner und seitlich montierter initialer stiftartiger Laser-Richthilfe (Sternchen) zur Bestimmung der Scanrichtung.

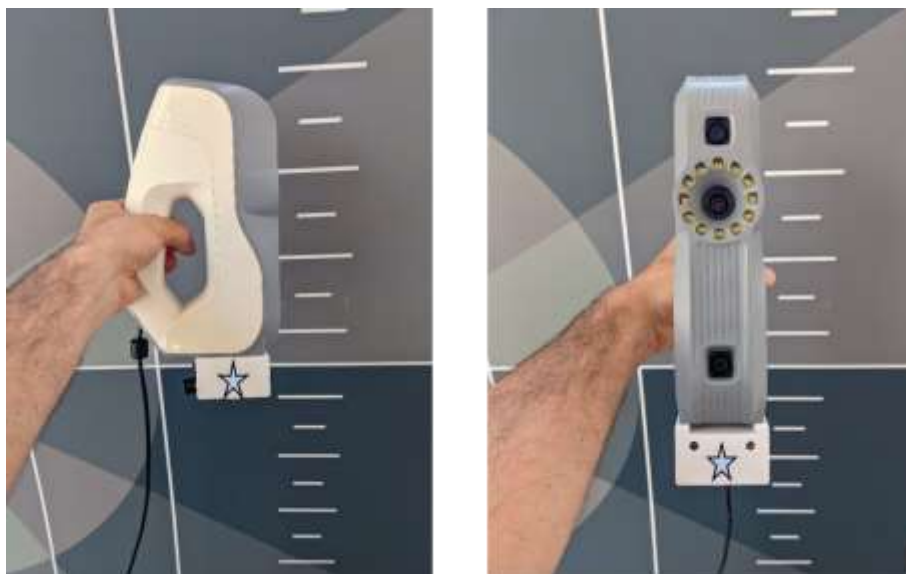


Abb. 5: Artec Eva Scanner mit unten angebrachter, weiterentwickelter Richthilfe (Sternchen).

2.2 Landmarken

Für die Erstellung der Volumenbestimmung wird ein in der vorliegenden Arbeit entwickeltes Messprotokoll angewandt.

Die Einteilung der Schulter erschließt sich einerseits aus den anatomischen Landmarken des menschlichen Körpers, andererseits untersuchungsspezifisch in Bezug auf die zu messende Region. Dies erlaubt auch, im Hinblick auf die Symmetrie der Schulter, die Muskelausprägung und den Schultergeradstand detaillierte Aussagen treffen zu können. Außerdem wird aktuelle Literatur in Bezug auf anatomische Landmarken in der ROI und die Beurteilung von Schulterverletzungen aus Sicht der gesetzlichen Unfallversicherungen berücksichtigt (9-18).

Hieraus ergeben sich für das Kamerasystem die folgenden, in den nachfolgenden Unterkapiteln dargestellten oberflächenanatomischen Besonderheiten.

2.2.1 Kranialer Aspekt

Nach kranial das Acromioclaviculargelenk (Schulterreckgelenk) als Verbindung der Scapula und der Clavicula (Regio deltoidea)

Diese Landmarke ist der prominenteste Ort für den höchsten Teil der Schulterpartie. Von latero-dorsal kommend befindet sich die laterale Kante des Akromion, die auch als Orientierung in vielen operativen Zugangswegen zur Schulter Verwendung findet, und beugt sich nach medial zum Schlüsselbein hin (9). Das geformte Gelenk nennt man Acromioclaviculargelenk oder Schulterreckgelenk. Auch kann von hier aus der Proc. coracoideus als proximaler Ansatzpunkt von Sehnen der Rotatorenmanschette, des Oberarms und der Brustmuskulatur identifiziert werden. Bei Schwellungszuständen in der Schulterregion gilt dies jedoch nicht für den Ansatz des Caput breve des Musculus biceps brachii und des Musculus coracobrachialis, Musculus pectoralis minor sowie der Ligg. coracohumerale, coracoclaviculare und coracoacromiale (14). Bei adipösen Patienten ist diese Landmarke, wenn nicht unmittelbar sichtbar, ebenso gut zu palpieren. Andernfalls lässt sich diese Landmarke gut sonographisch darstellen. Für die Messungen mit der Artec Eva Kamera ist ein solch charakteristischer Punkt als Information dienlich.

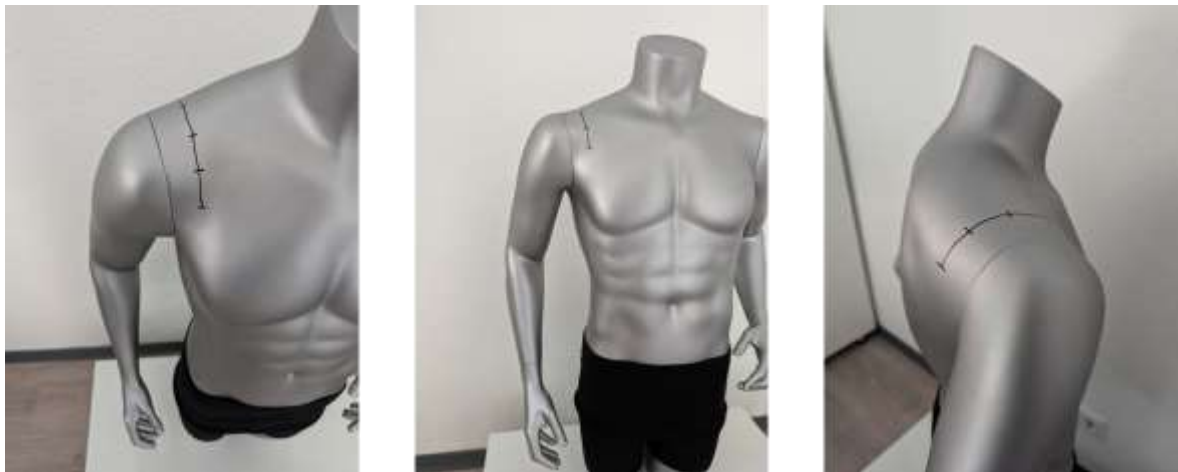


Abb. 6: Kranialer Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.

2.2.2 Kaudaler Aspekt

Nach kaudal offene Fossa axillaris

Die Axilla (Achselhöhle) ist die anatomische Region unterhalb des Schultergelenks. Gordon et al. sprechen der Axilla fünf anatomische Grenzen zu, die allesamt durch muskuläre und ossäre Strukturen als Landmarke sichtbar beziehungsweise palpabel sind. Die mediale Grenze bilden der M. serratus anterior und die ersten vier Rippen. Nach lateral wird die Achselhöhle durch den Humerus, den M. coracobrachialis sowie den kurzen Kopf des Bizepsmuskels begrenzt. Der M. pectoralis (major wie minor) formt die vordere Linie. Die knöchernen Strukturen von Schlüsselbein, Schulterblatt und erster Rippe geben die superiore Grenze an. Nach posterior ist der M. teres major, der M. subscapularis und der M. latissimus dorsi bestimmend. Auch diese Muskeln sind in der Regel gut zu eruieren und im Scanverfahren als Landmarke anzusehen (15).



Abb. 7: Kaudaler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.

2.2.3 Ventraler Aspekt

Nach ventral die muskuläre Vorderwand (vordere Achselfalte) durch M. pectoralis major

Diese Landmarke wird durch einen sichtbaren und palpablen muskuläre Schwulst am vorderen Rand der Axilla gebildet, welcher durch den M. pectoralis major und den darunter liegenden M. pectoralis minor geformt wird.



Abb. 8: Ventraler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.

2.2.4 Medialer Aspekt

Nach medial des AC-Gelenks

Um die Schulter schnittbildlich betrachtet „vom Brustkorb gelöst“ beurteilen zu können, musste ein medialer Rand der ROI bestimmt werden. Bei der Abgrenzung gelingt dies, indem eine imaginäre Linie beginnend auf Höhe des AC-Gelenks nach kaudal gezogen wird. Diese Linie als Schnittebene wird nach dorsal durch die Scapula verlängert. Sie wurde in einer Übersichtsarbeit von EIMeligie et al. aus dem Jahr 2022 als Landmarke zur Orientierung für Zugangswege bei der intraartikulären Infiltrationstherapie der Schulter definiert und ist dementsprechend reproduzierbar darzustellen (16).

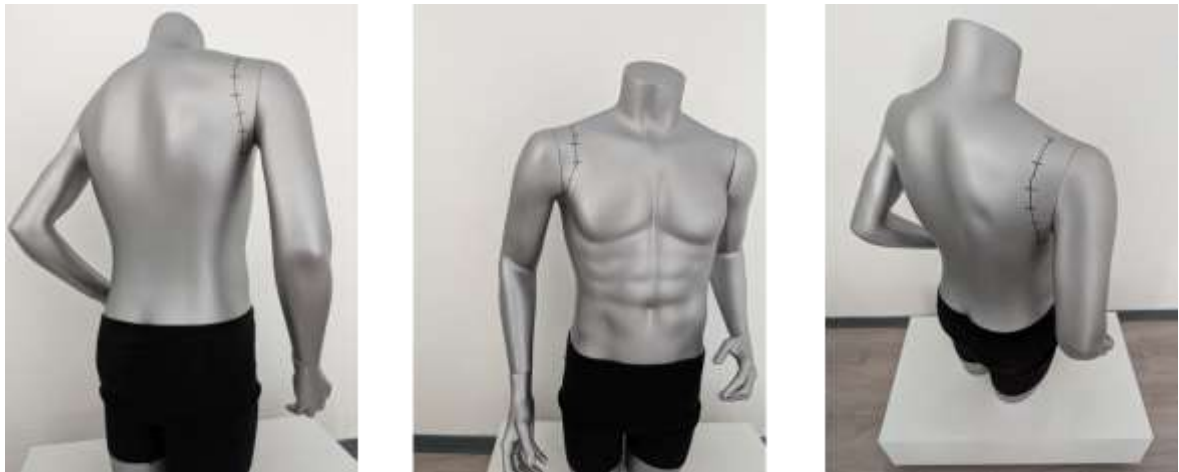


Abb. 9: Medialer Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.

2.2.5 Dorsaler Aspekt

Nach dorsal die muskuläre Hinterwand (hintere Achselfalte) durch *M. latissimus dorsi* und *M. teres minor*

Als dorsale Landmarke der durch den Autor definierten Schulterregion wird der posteriore Wall der Axilla verwendet. Der *M. latissimus dorsi*, als größter Muskel dieser Region, gilt als bestimmend. In einer Studie aus dem Jahr 2020 wird diese Landmarke als Orientierung beim hinteren Zugang zur Schulter, z. B. für eine Arthroplastik, verwendet und ist deutlich zu identifizieren. Beim nach innen rotierten und um 90° abduzierten Oberarm bildet die hintere Achselfalte eine gerade Linie mit dem Humerus (19).



Abb. 10: Dorsaler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.

2.2.6 Distaler Aspekt

Nach distal eine zirkuläre Linie auf Höhe des Oberarms 15 cm proximal des Epicondylus radialis

Die distale Begrenzung kann ebenfalls über eine anatomische Landmarke gesetzt werden. Im Bereich des in Neutralstellung von ventral gesehenen Ellenbogens besteht an der Außenseite eine, auch bei adipösen Patienten, gut zu sehende bzw. palpierende knöcherne Struktur. Dies ist der Epicondylus lateralis humeri. Von hier aus wird mithilfe eines Maßbandes ein exakt fünfzehn Zentimeter proximal liegender Punkt lateralseitig am Oberarm gewählt. Als Schnittebene dient eine von diesem Punkt ausgehende Linie um den Oberarm. Auch bei orthopädisch-unfallchirurgischen Begutachtungen findet diese Landmarke eine häufige Verwendung. Im klinischen Alltag ist der Epicondylus lateralis humeri ein Ansatzpunkt der Extensorensehnen des Unterarms relevant (12, 17, 18). Somit ist der M. deltoideus der Schulterregion vollständig mit einbezogen.



Abb. 11: Distaler Aspekt, Einzeichnungen am Phantom.

2.3 Studiengruppe

2.3.1 Phantom

Das Phantom wird durch den Oberkörper einer handelsüblichen männlichen Schaufensterpuppe (Fa. Bauerfeind) verkörpert und ist 100 cm hoch. Das Phantom repräsentiert einen männlichen, athletischen und schlanken Torso mit rotierbaren oberen Extremitäten und steht frei auf einem höhenverstellbaren Untersatz. Der Arm der zu messenden Seite wird am Schultergelenk des Phantoms in 20° Abduktion und 10° Retroversion eingestellt. Damit wird die Axilla, in der Schwellungszustände durch zum Beispiel Lymphknoten vorkommen können, entsprechend einsehbar.



Abb. 12: Ansicht Phantom. Links vorne; rechts hinten.

2.3.2 Probanden

Es werden sowohl männliche als auch weibliche Probanden untersucht. Die weibliche Testperson ist zum Zeitpunkt der Messungen 64 Jahre alt, wiegt 74 kg und ist 1,78 m groß. Die männliche Testperson ist zum Zeitpunkt der Messungen 73 Jahre alt, wiegt 83 kg und ist 1,84 m groß. Beide Personen haben keine vorbestehenden Pathologien der Schulterpartien. Internistische Vorerkrankungen, die einen Einfluss auf die Messungen haben könnten, sind ausgeschlossen.

Die Probanden werden stehend untersucht, mit entkleidetem Oberkörper bis auf den BH (Frauen) oder oberkörperfrei (Männer). Zur besseren Reproduzierbarkeit wird ausschließlich der jeweilige rechte Arm untersucht. Dieser stützt in ca. 20° Abduktion und ca. 10° Retroversion auf der Spina iliaca anterior superior der rechten Beckenschaufel auf.

Die festgelegten anatomischen Landmarken werden mit einem Stift markiert und bieten so die Möglichkeit, bei der vereinfachten und reproduzierbaren Datenverarbeitung sowie durch digitale Einflüsse klare Schnittebenen zu setzen und die Schulterregion eindeutig zu definieren.

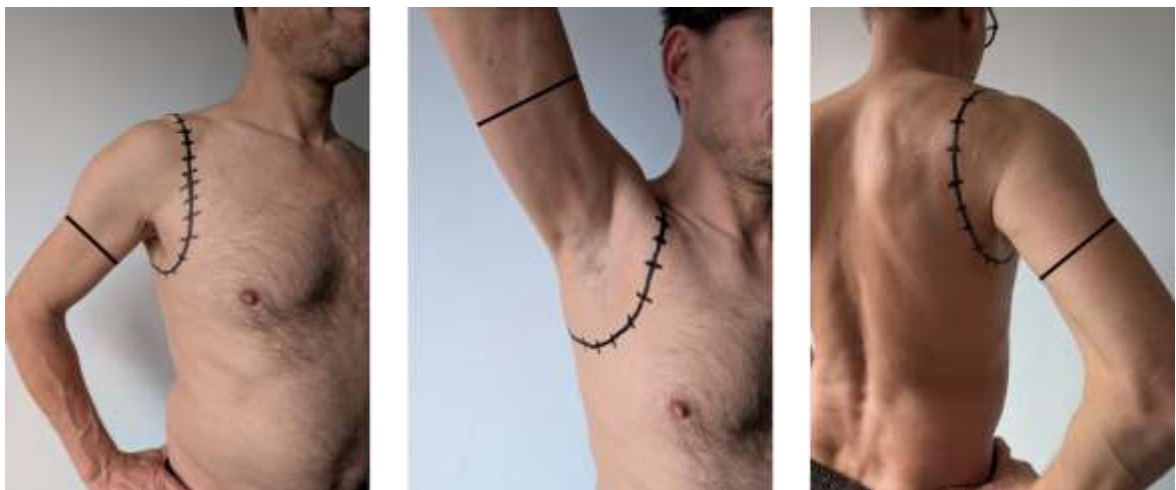


Abb. 13: Ansicht Proband. Links vorne; Mitte mit erhobenem rechten Arm; rechts hinten.

2.4 Messprotokoll

Jeder Messmoment am Phantom besteht aus einzelnen Messungen, vorgenommen von drei Untersuchern (IN, MB, SS). Es finden sechs Messmomente statt, sodass die Gesamtzahl der Untersuchungen am Phantom 18 Messungen beträgt. Die Messungen am Probanden belaufen sich bei gleichbleibendem Untersucher auf insgesamt 36 Messungen.

Die 3D-Kamera wird durch den Untersucher um das stehende, statische Objekt geführt und fährt das Zielgebiet mittels horizontaler Bewegungen ab. Es finden mehrfache Scans der gleichen ROI zur Eliminierung von Scanfehlern statt. Jede Flächeneinheit wird etwa zehnmal gescannt. Als vereinheitliche Richtungsangabe wurde eine Rotation um das Objekt von ventral nach dorsal angehalten. Die 3D-Kamera wird mit der führenden Hand des Untersuchers festgehalten. Ebenfalls sind zwei Lasermarkierungen auf der lateralen Schulterseite des Phantoms in Abbildung 14 erkennbar – dementsprechend ist der gewählte Abstand zwischen Kamera und Messobjekt in dem Fall nicht optimal, was im Computerprogramm als rot-orangefarbene Fläche beim Scanvorgang angezeigt wird.

Der kontinuierliche Abstand zum Objekt während der Untersuchung wird zusätzlich mithilfe der Software gewahrt. Visuelle Farbwechsel und akustische Signale der Software beim Unter- und Überschreiten des Idealabstands werden berücksichtigt. Außerdem verhilft die vorausgehend beschriebene laserassoziierte Richthilfe bei der Richtungsbestimmung auf das Zielvolumen.

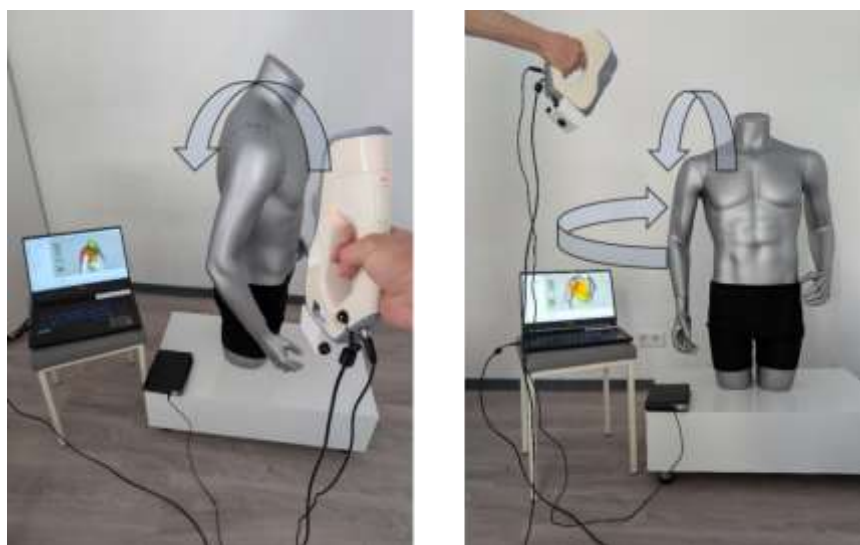


Abb. 14: Ansicht Phantom während der Messung mit geöffnetem Computerprogramm. Links seitlich; rechts vorne. Pfeile zur Angabe der einheitlichen Scanrichtung.

2.5 Datenauswertung

Die 3D-kamerabasierte Volumetrie der Schulterregion stellt eine Möglichkeit der Volumenbestimmung der Schulter dar. Die gemessenen Oberflächendaten werden mit oben beschriebenen Programmen analysiert und mithilfe der Programme Microsoft Excel® und IBM SPSS Statistics® ausgewertet.

Mithilfe von Excel werden die aus den Oberflächendaten extrahierten, berechneten Volumina aus der Software „3D Systems Geomagic Freeform®“ importiert und beurteilt. Dies gelingt, da die in der Registrierungssoftware abgespeicherten 3D-Objekte exportiert werden und aufgrund des einheitlichen Dateistandards von anderen Softwarelösungen gelesen und bearbeitet werden können. Die Software 3D Systems Geomagic Freeform® kann dann aus einem oberflächenbasierten Polygonenobjekt, das eine annähernd geschlossene Oberfläche besitzt, das Volumen bestimmen. Aufgrund der hohen 3D-Punktgenauigkeit der Kamera von bis zu 0,1 mm stimmt das errechnete Volumen mit dem realen Volumen nahezu überein. Dieser Vorgang ist jedoch noch vom Anwender zu steuern und aufwendig.

Es werden in Excel Tabellen angelegt, in denen die errechneten Volumina einem Untersucher und einem Messzeitpunkt zugeordnet werden. Diese Tabellen sind im Ergebnisteil zu finden.

Die deskriptive Statistik in der vorliegenden Arbeit besteht aus zwei Teilen. Zum einen werden die Interobserverreliabilität und zum anderen die Intraobserverreliabilität überprüft.

Zur Bestimmung der Zuverlässigkeit der Messmethode durch verschiedene Untersucher wurden von drei Untersuchern zu sechs verschiedenen Messmomenten das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der Volumina berechnet.

Zur Genauigkeitsüberprüfung der Intraobserverreliabilität wurden alle Messwerte der gemessenen Personen miteinander verglichen und ebenfalls das arithmetische Mittel und die Standardabweichung der Volumina berechnet. Um eine genaue Aussage über die zeitliche Dauer der einzelnen Messungen treffen zu können, wurde die Länge der Messungen über die Anzahl der erstellten Frames pro Messung berechnet. Hierzu folgt eine Tabelle im Ergebnisteil.

2.6 Statistik

Die statistische Analyse der Interobserverreliabilität und der Intraobserverreliabilität wurde mithilfe des Programms Excel® und IBM SPSS Statistics® durchgeführt. Um die Hypothese zu überprüfen, ob bei den Messungen der verschiedenen Untersucher eine Normalverteilung vorliegt, wurde der statistische Signifikanztest nach Shapiro-Wilk angewendet. Außerdem werden die Daten durch eine deskriptive Statistik zu den analysierten Variablen Mittelwert, Varianz, Minimum, Maximum und den unten folgenden Variablen berechnet.

Für die zeitliche Bestimmung der Messungen wurde ebenfalls eine deskriptive statistische Analyse mit Mittelwerten und den jeweiligen Standardabweichungen durchgeführt.

Der Ablauf der aufeinander aufbauenden Programme ist in Abbildung 15 zu erkennen.

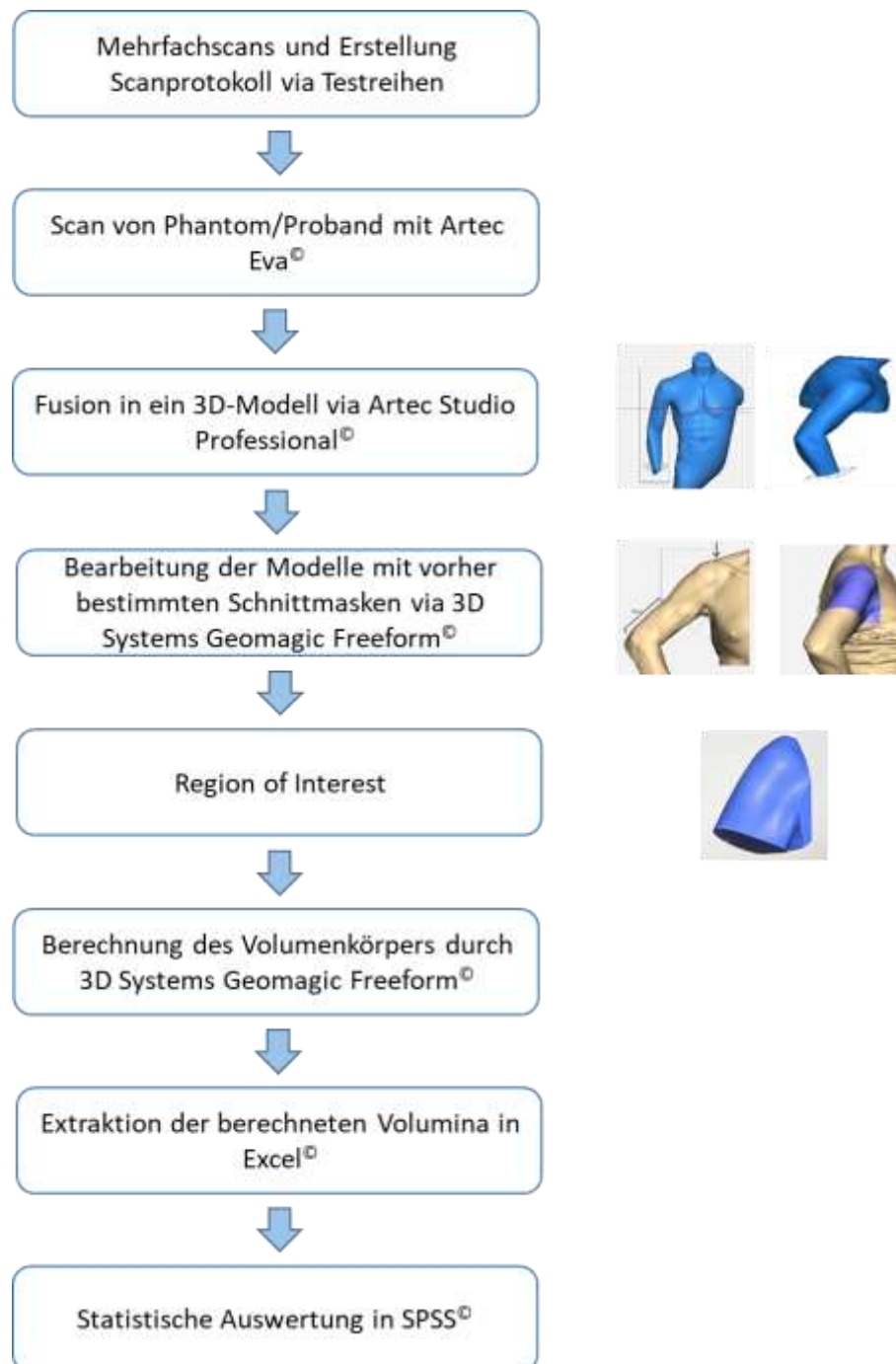


Abb. 15: Versuchsablauf des Messprotokolls.

3 Ergebnisse

Die Messergebnisse der Volumetrie aller Untersucher zu den unterschiedlichen Messzeitpunkten bezüglich des Prüfphantoms und der Probanden werden im folgenden Abschnitt dargestellt.

Für die Volumetrie der Schulter wurden die Programme Microsoft Excel® und IBM SPSS Statistics® verwendet. Die Daten der hier vorliegenden Studie basieren auf den vorausgehend beschriebenen Messungen und Verarbeitungen eines Phantoms sowie zweier Probanden. Insgesamt wurden 54 Messungen erfolgreich durchgeführt.

Die bestimmten Volumina werden nach Auswertung der Interobserverreliabilität und der Intraobserverreliabilität in den nachfolgenden Tabellen angegeben.

3.1 Volumetrie am Phantom

Beginnend bei der Darstellung des errechneten Volumens am Phantom in allen 18 Untersuchungen zeigt sich ein Mittelwert von 2,24 Litern. Die Standardabweichung beträgt bei vier der sechs Messmomente bei unterschiedlichen Untersuchern 0,01 Liter.

Das Konfidenzintervall liegt im Bereich zwischen 2,24 und 2,25 Litern, das wirkliche Volumen liegt also mit einer Sicherheit von 95 % in diesem Bereich. In den Messungen, in denen die Standardabweichung 0,05 beträgt, wird, um eine qualitative Aussage zu treffen, ein Volumenunterschied von 2 % gemessen, was beim Prüfphantom ungefähr 50 ml beträgt.

Um eine zeitliche Angabe zu den einzelnen Messungen treffen zu können, werden die gemachten Frame-Anzahlen per Messung und Objekt mit dem Faktor 16 Frames pro Minute verrechnet. Die so erhaltene Zahl gibt die Anzahl der Sekunden wieder, die die jeweilige Messung gedauert hat.

Am Phantom dauerte die Datenregistrierung nach Optimierungsvorgängen 100,5 Sekunden ($\pm 15,9$ Sekunden), 88,2 Sekunden ($\pm 18,3$ Sekunden) und 81,7 Sekunden ($\pm 14,8$ Sekunden) für die durchgeführten Untersuchungen der jeweiligen Untersucher 1, 2 und 3.

Intraobserver (Phantom)	Zeitpunkt 1	Zeitpunkt 2	Zeitpunkt 3	Zeitpunkt 4	Zeitpunkt 5	Zeitpunkt 6
Person 1	2,22	2,25	2,15	2,25	2,25	2,25
Person 2	2,22	2,25	2,24	2,25	2,25	2,25
Person 3	2,22	2,16	2,23	2,25	2,25	2,25
Standardabweichung	0,00	0,05	0,05	0,00	0,00	0,00

Tab. 1: Übersicht der Volumina der Messungen am Phantom. Angabe in Liter. Berechnete Standardabweichung.

3.2 Volumetrie der Probanden

Das Volumen der Schulterregion bei der männlichen Testperson in den durchgeführten 18 erfolgreichen Messungen beläuft sich im Mittelwert auf 1,91 Liter. Die berechnete Standardabweichung zu den jeweiligen Zeitpunkten beträgt zwischen 0,00 und 0,08. Das maximale Volumen beträgt 2,06 Liter, das minimale Volumen 1,69 Liter.

Das Konfidenzintervall liegt im Bereich zwischen 1,85 und 1,97 Litern, das wirkliche Volumen liegt also mit einer Sicherheit von 95 % in diesem Bereich.

Auf die Unterschiede wird in der Diskussion eingegangen und ein Erklärungsversuch gegeben.

Die Dauer der Einzelmessungen betrug bei der männlichen Testperson im arithmetischen Mittel 98,6 Sekunden \pm 12,2 Sekunden (1434 Frames bei 16 Frames pro Minute).

Intraobserver (Probanden)	Zeitpunkt 1	Zeitpunkt 2	Zeitpunkt 3	Zeitpunkt 4	Zeitpunkt 5	Zeitpunkt 6
Person 1	2,06	1,90	2,03	1,88	2,02	1,68
Person 1	1,92	1,90	1,94	1,84	2,04	1,70
Person 1	2,02	1,91	2,02	1,91	1,87	1,69
Standardabweichung	0,06	0,00	0,04	0,03	0,08	0,01

Tab. 2: Übersicht der Volumina der Messungen am Probanden, männliche Person. Angabe in Liter. Berechnete Standardabweichung.

Bei der weiblichen Testperson ergeben die errechneten Volumina aller 18 durchgeführten Messungen einen Mittelwert von 1,98 Litern. Die berechnete Standardabweichung den einzelnen Messungen beträgt zwischen 0,02 und 0,05 Liter.

Das Konfidenzintervall liegt im Bereich zwischen 1,81 und 1,98 Litern, das wirkliche Volumen liegt also mit einer Sicherheit von 95 % in diesem Bereich.

Die zeitliche Länge der Messungen betrug bei der weiblichen Testperson 86,9 Sekunden \pm 9,7 Sekunden (1391 Frames bei 16 Frames pro Minute).

Ähnlich wie bei der männlichen Testperson zeigen sich größere (bis zu 0,65 Liter) Unterschiede zwischen den einzelnen Zeitpunkten der Messungen.

Innerhalb der jeweiligen Messungen sind die gemessenen Volumina deutlich weniger variabel, sodass auch hier eine maximale Abweichung von 0,05 Litern errechnet werden konnte.

Intraobserver (Probanden)	Zeitpunkt 1	Zeitpunkt 2	Zeitpunkt 3	Zeitpunkt 4	Zeitpunkt 5	Zeitpunkt 6
Person 2	2,17	1,88	1,84	1,97	1,59	1,85
Person 2	2,22	1,83	1,88	1,89	1,6	1,89
Person 2	2,24	1,84	1,84	1,88	1,72	1,87
Standardabweichung	0,03	0,02	0,02	0,04	0,05	0,02

Tab. 3: Übersicht der Volumina der Messungen am Probanden, weibliche Person. Angabe in Liter. Berechnete Standardabweichung.

Der subjektive Messeindruck am Phantom hinsichtlich der Ergonomie des Messablaufs war bei den drei verschiedenen Untersuchern nach mehreren Optimierungsvorgängen durchgehend zufriedenstellend. Es konnte eine anatomiegerechte, untersucherunabhängige Wiedergabe des Schultervolumens erreicht werden. Die Abweichungen liegen weit unter einem für klinische Messungen relevanten Volumen und sind durch eine Abweichung der digital erstellten Schnittmasken zu erklären.

Am Phantom zeigt sich in der Abbildung 16 nach dem Matching der Datensätze aus verschiedenen Messzeitpunkten durch Überlagerung der Oberflächendaten eine hohe Übereinstimmung der Oberflächen. Dies spiegelt sich in der geringen Variabilität des Volumens wider.

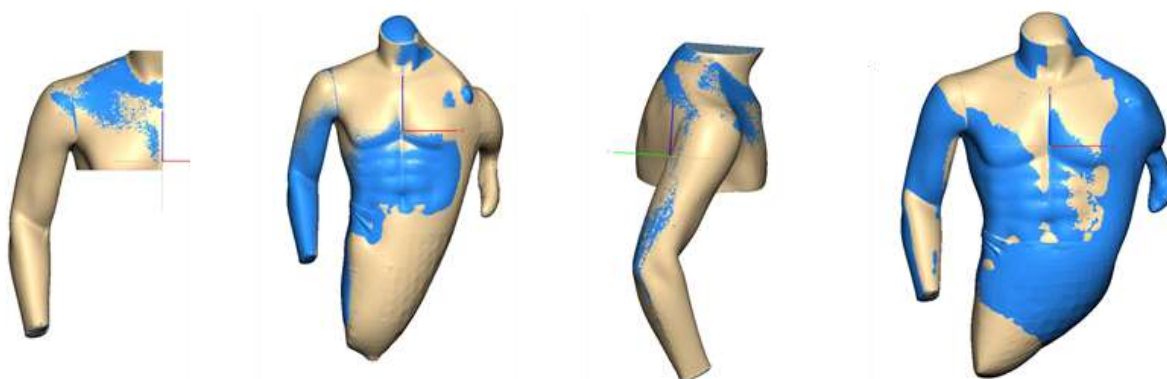


Abb. 16: Schnittbilder gruppiert, Phantom.

Der subjektive Messeindruck an den Probanden wurde unterschiedlich beurteilt und muss unter zwei Aspekten betrachtet werden. Zum einen lässt sich zwar die nied-

rige Variabilität zwischen den Messungen eines Messmoments beschreiben. Allerdings zeigt sich zum Beispiel bei den Messungen am männlichen Probanden an „Zeitpunkt 5“ ein maximaler Volumenunterschied von 0,17 Litern (siehe Tabelle 2). Da zwischen den einzelnen Messungen an einem Messzeitpunkt ca. 10 Minuten lagen, erklärt sich die größere Abweichung hier durch eine leicht veränderte Position mit verminderter Abduktion des Probandenarms. Offensichtlich gibt es Messunterschiede bei veränderter Rotation des Glenohumeralgelenks, sodass dieser Parameter exakt zu standardisieren ist (siehe Abbildung 17).

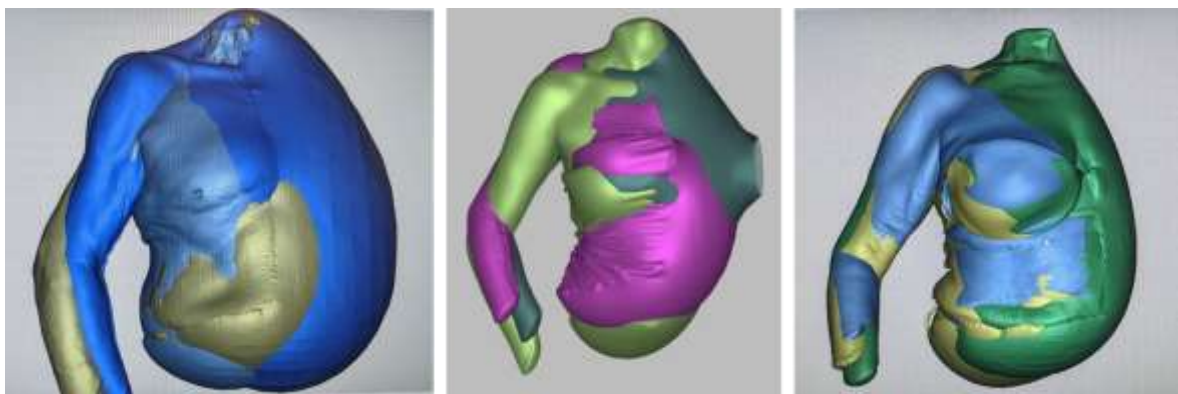


Abb. 17: Visuelle und farblich gekennzeichnete Unterschiede des männlichen (links) und weiblichen (Mitte und rechts) Probanden während der Messungen.

Der andere Aspekt bezieht sich auf die deutlich größeren Unterschiede im berechneten Volumen zwischen den einzelnen Messzeitpunkten. Hier zeigt sich beim männlichen Probanden ein maximaler Unterschied von 0,37 Litern zwischen dem ersten und dem sechsten Messzeitpunkt (siehe Tabelle 2). Beim weiblichen Probanden ist die maximale Differenz von 0,65 Litern zwischen den Zeitpunkten „1“ und „5“ zu messen (siehe Tabelle 3). Der Unterschied lässt sich durch unterschiedliche Schnittmasken zur Erstellung der Schnittebenen erklären. An verschiedenen, jeweils ca. drei Monate auseinanderliegenden Zeitpunkten der Messungen wurden verschiedene Schnittmasken erstellt (siehe Abbildung 18). Hierdurch ist die jeweilige Standardabweichung gesondert zu betrachten, kann sich jedoch zwischen den verschiedenen Messmomenten unterscheiden. Dem könnte durch die Beibehaltung der Schnittmasken für den Zeitraum der Datenerfassung, ähnlich den Schnittmasken bei onkologischer Strahlentherapie, entgegengewirkt werden. Die jeweiligen Messungen zeigen außerdem Volumenunterschiede bei den verschiedenen Modellen. Eine Folge hiervon ist, dass die prozentuale Verteilung bei größerem Körpervolumen geringer ausfällt. An einem Messtag zeigt sich nach Matching der Datensätze

eine enorme Präzision innerhalb eines Messzyklus. Dies weist auf eine hohe Reproduzierbarkeit bei der Positionierung der Probanden und Datenerfassung durch das Kamerasystem hin.

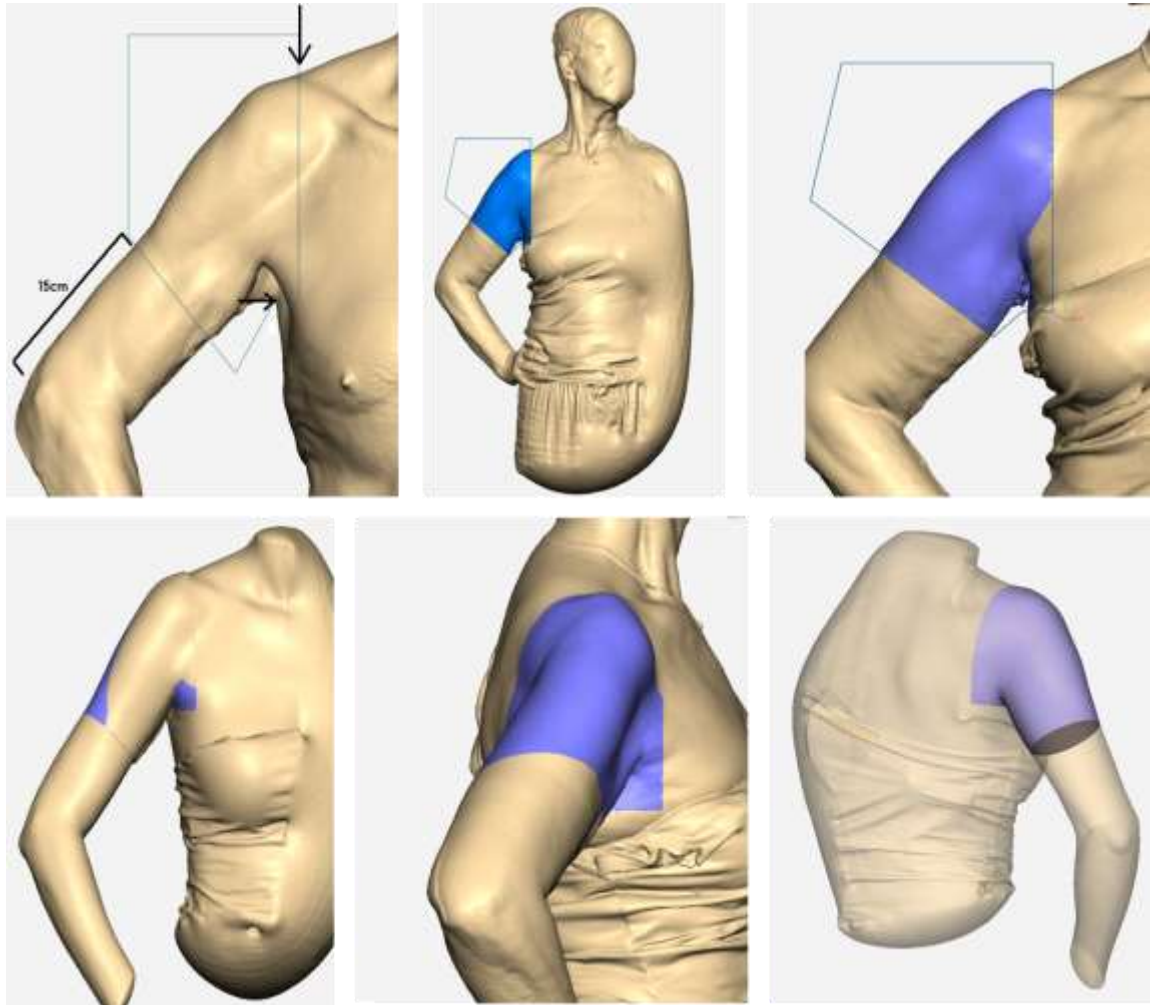


Abb. 18: Erstellung der Schnittmasken anhand der vorher festgelegten Landmarken an weiblichen und männlichen Probanden. Sichtbare Unterschiede in den Schnittmasken mit resultierendem Volumenunterschied.

3.3 Optimierung des Messablaufs

Bis zum Erhalt der oben genannten Ergebnisse erfolgten Testreihen des Ablaufs. Die schlussendlich durchgeführte Art der Messungen entstand im Rahmen verschiedener Versuchsaufbauten, bis ein klar strukturiertes und reproduzierbares Messprotokoll festgelegt werden konnte. Dabei wurden mehrere Optimierungen vorgenommen.

Als anfängliches Hindernis zeigte sich das Einnehmen der standardisierten Haltung der Probanden während unterschiedlicher Messzeitpunkte. Durch das Dokumentieren mittels Fotos vor Testbeginn gelang es den Probanden, die standardisierte Haltung erneut einzunehmen.

Wiederkehrende Fehler, wie zum Beispiel die Nichteinhaltung eines geeigneten Abstands zwischen 3D-Kamera und Objekt, wurden gezielt angepasst. Die Registrierung anhand definierter Landmarken wurde optimiert – sowohl am Phantom als auch am Probanden –, wodurch die Objektvolumina gezielt eingegrenzt wurden.

Bei der Arbeit mit kabelgebundenen Gerätschaften ist ein erschwerter Messvorgang zu beobachten. Im Rahmen der durchgeführten Messungen fanden mehrere Anpassungen statt, wodurch die Kabelführung vereinfacht werden konnte, sodass Messfehler hierdurch reduziert werden konnten. Besonders beim Kameraschwenk um etwa 180° um das Objekt während einer Messung ist die korrekte Winkelführung entscheidend. Zunächst wurde das aktive Drehen der Probanden auf einem Podest ausprobiert, jedoch wieder verworfen.

In mehreren Fällen brach zunächst die elektronische Verbindung zwischen Kamera und Laptop ab. Dies wurde auf einen Softwarefehler zurückgeführt und durch eine Softwareoptimierung seitens des Herstellers behoben. Diese Programmabstürze hatten keinen Einfluss auf die Qualität der Registrierung.

Die Datenverarbeitung erfolgte mittels verschiedener Programme und war dadurch zunächst sehr zeitintensiv. Für das Anfertigen des rechnerbasierten Volumens war es nötig, eine Schablone zu erstellen, mit der die Landmarken respektiert und die Subvolumen ausgeschnitten werden konnten. Hierbei wurde ein Lerneffekt durch zunehmende Übung beobachtet, der nach mehrfachen Wiederholungen zu einer Verbesserung der Geschwindigkeit führte. Dies hatte auch einen positiven Effekt

auf die Registrierqualität. So waren zunächst Registrierprobleme durch Oberflächenlücken aufgetreten, bei denen die Volumina im Bereich des Akromion größere Datenlücken enthielten. Derartige Registrierungen mussten verworfen werden und konnten nicht mit in die in der Studie dargestellten Versuchsreihen aufgenommen werden.

Diese häufig im kranialen Bereich der Schulter zu findenden Datenlücken wurden maßgeblich durch die Arbeitshöhe und durch den dementsprechend schwieriger einzuhaltenden Abstand zum Objekt verursacht. Durch Verringerung der Aufbauhöhe konnte dies beim Phantom mit Herabsetzen des Untersuchungssockels behoben werden.



Abb. 19: Datenbearbeitung mittels Modulationssoftware unter Verwendung eines 3D-Stiftes zur multidimensionalen Verarbeitung.

4 Diskussion

Im Rahmen dieser Studie konnte ein Messprotokoll erstellt werden, bei dem mithilfe eines optoelektronischen 3D-Scanners das Schultervolumen am Phantom und an Probanden präzise und reproduzierbar gemessen werden konnte. Hierfür wurden die vorausgehend beschriebenen anatomischen Landmarken definiert und für die Messungen optimiert.

Im Folgenden wird die Messmethode mittels 3D-Scanners mit herkömmlichen Methoden verglichen und in ein wissenschaftliches Umfeld eingeordnet. Nach einer Darstellung der jeweiligen Methoden werden die Vor- und Nachteile besprochen.

Die einzelnen Untersuchungsmethoden unterscheiden sich grundlegend hinsichtlich der Genauigkeit und Detailtreue, der Durchführungsdauer, der Möglichkeit des Rotierens und Sichtens der 3D-Darstellung (zum Beispiel prä- oder postoperativ beziehungsweise als Kontrolle eines Therapieansatzes). Außerdem wird auf die Möglichkeit der Therapieevaluation für Patienten nach einem chirurgischen Eingriff eingegangen (8, 20, 21).

Ebenso wird der Strahlenschutz in der medizinischen Röntgenbildgebung berücksichtigt und die Methoden unter dem Gesichtspunkt der Durchführbarkeit beurteilt.

4.1 Wasserverdrängungstechnik

Teile des menschlichen Körpers können mittels Wasserverdrängungstechnik volumetrisch untersucht werden. Das Prinzip der direkten Volumenbestimmung durch Wasserverdrängung basiert auf dem physikalischen Prinzip, dass nach dem Eintauchen eines Gegenstandes in ein Wasserbad die verdrängte Wassermenge mit dem Volumen des betreffenden Gegenstandes übereinstimmt. Dieses Verfahren wurde bereits in vielen verschiedenen wissenschaftlichen Studien beschrieben und vor allem an der Hand angewendet. In einer Studie von Koban et al. wurde die Wasserverdrängungstechnik auch zur Messung von Lip- und Lymphödemen verwendet. Es zeigte sich nach multiplen Messungen von 20 Probanden, dass die Wasserverdrängungstechnik den Messungen mittels 3D-Kamera ebenbürtig war und es zu keiner signifikanten Volumenabweichung kam (22). Die Wasserverdrängungstechnik wird

daher oft als „Goldstandard“ angesehen, da sie über lange Zeit die einzige Messmethode war, die überhaupt verfügbar war. Sie dient unter anderem auch zur Evaluation von angesetzten Therapien in Bezug auf die Funktion des Gefäßsystems. Rabe et al. demonstrierten, dass diese Methode auch weiterhin eine gute Methode ist, um den Einfluss von vasoaktiven Stoffen auf die Schwellungszustände der unteren Extremitäten bei Patienten mit chronisch-venöser Insuffizienz zu messen (23). In Bezug auf die vorgelegte Arbeit wurde von dieser Methode aufgrund der erheblichen Nachteile in der Durchführung abgesehen. Auch wenn diese Methode an endständigen Extremitäten noch bedeutsam ist, sind Messungen mit erheblichem Aufwand und nur bei aktiver Partizipation der Probanden durchführbar und außerdem mit Kontraindikationen verbunden, zum Beispiel bei offenen Wunden, Verbrennungen oder postoperativ. In einer Arbeit aus dem Jahr 2019 wurden fünf verschiedene Methoden (u. a. Wasserverdrängungstechnik, Umfangmethode und optoelektronischer 3D-Scan) in der Messung des Volumens an Sprunggelenk und Fuß miteinander verglichen. Die Ergebnisse zeigten eine gute bis sehr gute Vergleichbarkeit der Methoden in Bezug auf Messgenauigkeit und Zuverlässigkeit. Bemängelt wurde jedoch der deutlich größere Zeitaufwand der Wasserverdrängung (24). Des Weiteren sind physikalische Nachteile zu nennen, wie die Genauigkeit der Messung durch ungenaues Einführen des Objekts in das Wasserbad, Luftblasenbildung an der Wasseroberfläche und die fehlende Möglichkeit einer stammnahen Messung. Gerade die Schulterregion ist für die Wasserverdrängungstechnik nur sehr bedingt zugänglich und daher auch nur eingeschränkt zur Volumenbestimmung des im Rahmen dieser Studie festgelegten Bereiches nutzbar. Für die Schulterregion gibt es daher auch keine sinnvoll einsetzbaren Messprotokolle mit der Wasserverdrängungstechnik. Dennoch ist die Methode der Wasserverdrängung eine praktikable, kostengünstige und strahlungsfreie Möglichkeit, um ein Volumen zu bestimmen und mit anderen Methoden zu vergleichen (25).

4.2 Umfangmethode (Konus- und Scheibenmethode)

Eine andere, jedoch sehr effektive Methode zur Bestimmung des Volumens ist die Umfangmessung. Mit einem nicht-elastischen Maßband können verschiedene Längen gemessen und nach mathematischer Berechnung ein Volumen abgeschätzt werden. Bei der Anwendung der Berechnung nach Kuhnke wird alle vier Zentimeter eine Umfangmessung durchgeführt, die Summe der Umfänge quadriert und durch

die Zahl Pi geteilt ($V_{\text{Körper}} = \sum x^2/\pi$). Das errechnete Volumen approximiert grob das des gemessenen Körpers (26, 27). Limitierend ist also die Genauigkeit der Messmethode zu erwähnen, die auch einen großen Unterschied zwischen den Untersuchenden ausmachen kann. Außerdem spielt die zu messende Form eine Rolle für die Durchführbarkeit: zylindrische Regionen (z. B. Unterarm) sind dementsprechend weniger fehleranfällig zu messen als zusammengesetzte geometrische Figuren (z. B. Hals, Thorax, Abdomen, Hüfte). Bei genauem Befolgen eines vorher festgelegten Protokolls und orientierend an definierten Landmarken stellt die Umfangmethode eine kostengünstige, nichtinvasive Option dar, die zusätzlich durch die schnelle Durchführung auch in der medizinischen Begutachtung ihre Rolle findet (28, 29). Insbesondere in Bezug auf die Untersuchung der Schulterregion ist diese Methode allerdings deutlich schwieriger anzuwenden und technisch kaum praktikabel. Dies liegt an der polymorphen Gestalt der Schulter in ihrer dreidimensionalen, nicht-zylindrischen Form. Die gewonnenen Daten sind auch unter Berücksichtigung der vorher bestimmten Schnittebenen im Bereich der Schulter nur sehr eingeschränkt vergleichbar.



Abb. 20: Umfangmethode nach Kuhnke.

4.3 Computertomographie (CT) und digitale Volumentomographie (DVT)

Bei der CT-Untersuchung wird durch eine um das abzubildende Objekt rotierende Röntgenröhre und multiple Detektoren ein dreidimensionales Bild erzeugt. In Abhängigkeit vom Gewebe und dessen jeweiliger Fähigkeit, Strahlung zu absorbieren, lassen sich auf diese Art verschiedene Strukturen (wie beispielsweise Knochen) unterschiedlich gut darstellen. Ein deutlicher Vorteil ist die detailgetreue Darstellung der anatomischen Strukturen. Ebenfalls ist die hohe Geschwindigkeit in der Durchführung zu erwähnen. Demgegenüber steht die deutliche Strahlenbelastung im Vergleich zu konventionellen röntgenologischen Untersuchungen. Trotz der längeren Bestrahlung im Vergleich zu einer konventionellen Röntgenaufnahme beträgt die Schichtdicke oftmals einen Zentimeter oder mehr, was die Genauigkeit negativ beeinflussen kann (30). Ein weiterer Nachteil der CT-Untersuchung ist die eingeschränkte Darstellung von Veränderungen in den Weichteilen. Dies hängt mit der korrelierenden Schichtdicke und dem Rauschen des CT-Geräts zusammen.

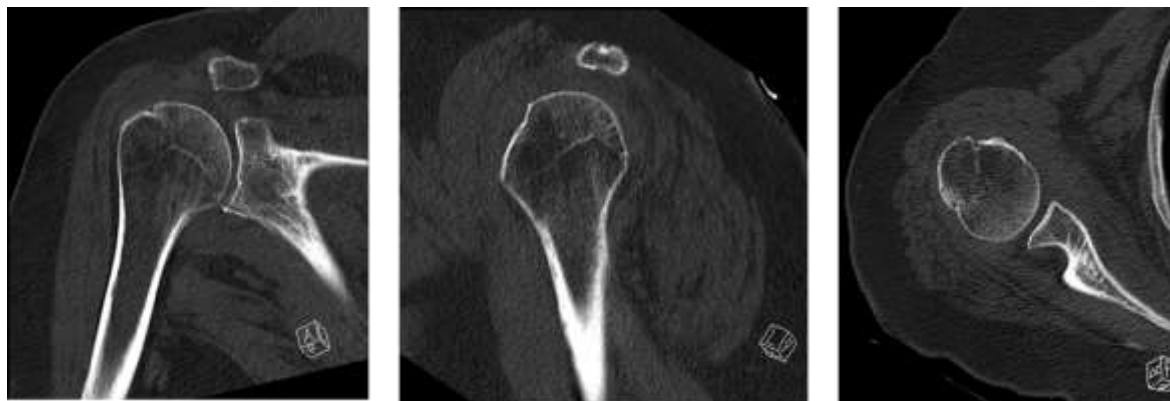


Abb. 21: Rekonstruierte Oberflächenanatomie mittels Computertomographie einer rechten Schulter.

Die digitale Volumentomographie (DVT), in der Literatur im angelsächsischen Sprachraum als Cone-Beam-CT bezeichnet, stellt eine Erweiterung der klassischen Computertomographie dar. Ursprünglich fand die DVT ihren Einsatz in der dento-kraniofazialen Chirurgie. Aktuell kommen zunehmend mehr Geräte mit einer größeren Gantry auf den Markt, die auch eine Darstellung der Extremitäten zulässt (zum Beispiel NewTom 7G DVT-Multi-Scan Body System[®]). Vergleicht man die beiden Untersuchungsmethoden, wie es Neubauer et al. getan haben, sind eine deutlich

geringere effektive Strahlendosis und eine Minderung der metallassozierten Artefakte zu erwähnen. Zusätzlich ist die direkte Bildgebung durch die DVT in Bezug auf Qualität und diagnostische Empfindlichkeit der klassischen CT ebenbürtig (31-34).

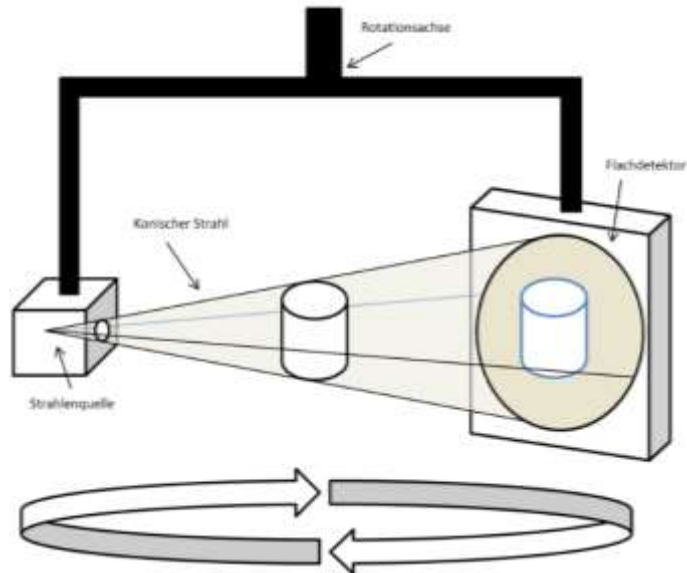


Abb. 22: Prinzip der digitalen Volumentomographie. Angepasste Darstellung auf Basis (35)

Trotz der Möglichkeit der digitalen Erzeugung von 3D-Schichtaufnahmen und der Volumenbestimmung ist die Untersuchung nach Schwellungszuständen in der Schulterregion eingeschränkt. Die wiederholte Bildgebung würde eine zu hohe Strahlenbelastung für die Probanden sowie einen deutlich erhöhten zeitlichen Aufwand für die Untersucher bedeuten und ist dementsprechend für die Volumetrie des menschlichen Körpers nicht zulässig. Studien speziell zur Volumetrie der Schulterregion finden sich nicht.

4.4 Magnetresonanztomographie (MRT)

Die MRT ist eine klinisch weit verbreitete Untersuchungsmethode, bei der auch multiple Studien an Menschen und Tieren zur Volumenbestimmung sowie zur Nachuntersuchung bei eingeschlagenen Therapien durchgeführt wurden (40, 42-44).

Die MRT ist eine Untersuchung, bei der durch das elektrische Erzeugen eines starken Magnetfeldes um das darzustellende Objekt die entstehende Resonanz gemessen wird. Das bedeutet, dass die Atomkerne auf das Magnetfeld reagieren und Signale entstehen, die sich je nach Gewebezusammensetzung unterscheiden. Die entstandenen Signale können mittels Computer zu Bildern umgewandelt werden. Die Magnetresonanztomographie besticht durch die detaillierte Darstellung der Weichteile (Gewebe wie auch Muskel, Sehnen, Gefäße und Nerven). Durch die dreidimensionale Darstellung gelingt ebenfalls eine Volumenbestimmung. Aktuell wird die MRT in der Orthopädie und Unfallchirurgie zur ergänzenden Diagnostik verwendet. Da diese Methode keine Strahlung zur Erzeugung der Bilder nutzt, ist sie ebenfalls ausgezeichnet für Kinder oder Schwangere geeignet. Auch die Schulterregion ist in ihrer ganzheitlichen Anatomie und in Bezug auf die hier vorliegende Studie zur Bestimmung von Schwellungszuständen in Gänze geeignet und gilt bei einigen Untersuchungen, beispielsweise bei Fragen zu Weichteilschäden der Gelenke, als Goldstandard. Zusätzlich ist eine Gabe von Kontrastmittel bei der MRT nur in wenigen klinischen Situationen notwendig (36, 37). Des Weiteren ist es nicht möglich, einen größeren Körperabschnitt hochauflösend zu scannen, da MRT-Schulterspulen beispielsweise eine eingeschränkte Reichweite haben.

4.5 Sonographie

In der Sonographie, auch Ultraschalluntersuchung oder Echographie genannt, wird Ultraschall zur Untersuchung von Gewebe verwendet. Die vom Schallkopf ausgesendeten Schallwellen werden je nach Beschaffenheit des Objekts unterschiedlich absorbiert und reflektiert, sodass aus der resultierenden Zeit bis zum Wiedereintritt in das Gerät (Schallkopf) die Struktur des Gewebes rekonstruiert werden kann. Trotz der Vorteile der direkten Bildgebung und keiner Exposition des Gewebes gegenüber ionisierender Strahlung ist die Verwendung der Sonographie sehr anwendergebunden und es bedarf ausgiebiger Übung, um die notwendigen Fähigkeiten zu erlangen (38, 39). Bisher werden im Körper gelegene Strukturen, die echographisch vom umliegenden Gewebe abgrenzbar sind, mittels Sonographie gemessen. In Bezug auf die Volumenbestimmung der Schulterregion ist die Möglichkeit der Sonographie als Methode zur Volumetrie jedoch eingeschränkt und wird daher nicht angewandt. Im klinischen Alltag wird stattdessen eher die Dickenzunahme von Weichteilstrukturen im zeitlichen Verlauf verwendet.



Abb. 23: Sonographischer Ausschnitt einer Schulter. Longitudinaler Anschnitt des *M. supraspinatus* und des *M. deltoideus*. Links am Bildrand: Bildpunkte zur Dickenmessung (Angabe in cm). Angepasste Darstellung auf Basis (40)

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass die meisten dieser Messmethoden Möglichkeiten zur Volumetrie bieten. Während die Wasserverdrängungstechnik und die Umfangmethode in Bezug auf die im Rahmen der hier vorliegenden Arbeit zu untersuchende Region nur sehr eingeschränkt zugänglich sind, sind bei der CT-Untersuchung die hohe Dosis ionisierender Strahlung und bei der MRT-Untersuchung die Verfügbarkeit einschränkend zu erwähnen.

Teilweise lassen Verletzungen die Untersuchung mittels einer bestimmten Methode nicht zu, da offene Wunden oder Verbrennungen eine mögliche Kontraindikation darstellen. Bei einer offenen Verletzung (auch nach Verbrennung) besteht zudem eine deutlich erhöhte Gefahr einer Infektion der Wunden bei Messmethoden, die den Kontakt mit einem Medium (Wasserverdrängungstechnik) oder die repetitive Auflage eines Maßbandes (Umfangmethode) erfordern. Zusätzlich ist das Auslösen von Schmerzen ein weiterer Grund, um kontaktarme (-freie) Methoden zu finden und die angestrebte Therapie in der Durchführung so wenig wie möglich zu beeinflussen.

Um in einem möglichen klinischen Setting von den bisherigen Untersuchungsmethoden Abstand zu nehmen und eine neue Methode zu etablieren, eignet sich an der Schulter die Volumetrie mittels 3D-Kamera mit einer hohen Praktikabilität und Genauigkeit. Eine detaillierte Übersicht der erlangten Ergebnisse im Kontext zur aktuellen Wissenschaft wird im folgenden Kapitel gegeben.

5 Resultate im wissenschaftlichen Kontext

In dieser Arbeit wurde ein Messprotokoll zur optoelektronischen 3D-Volumenbestimmung der Schulterregion entwickelt und anhand eines Phantoms sowie an Probanden überprüft. Eine vergleichbare Arbeit liegt nach dem Standpunkt des Autors in der aktuellen Wissenschaft bisher nicht vor. Erstmals wird gezeigt, dass die Verwendung einer hochpräzisen 3D-Kamera in einem austarierten Messprotokoll zu reproduzierbaren und objektiven Ergebnissen zur Bestimmung des Volumens der Schulterregion führen kann – sowohl am Phantom als auch am gesunden Probanden.

Anhand von achtzehn verschiedenen Messungen am Phantom über einen Zeitraum von elf Monaten zeigte sich in der hier vorliegenden Studie eine allenfalls geringfügige, untersucherunabhängige Abweichung des gemessenen Volumens. Nach statistischer Auswertung bestätigt sich die signifikant niedrige Variabilität.

Außerdem wurden 36 Messungen an gesunden Probanden durchgeführt. Auch bei diesen konnte gezeigt werden, dass innerhalb der einzelnen Messmomente eine signifikant geringe Variabilität erreicht wurde.

Durch eine wissenschaftliche Arbeit von Oezel et al. aus dem Jahr 2024 konnte nachgewiesen werden, dass 3D-Scans an der Hand eine reproduzierbare und nichtinvasive Möglichkeit bieten, um das Volumen mittels 3D-Kamera zu bestimmen. Das Studiensetting verglich die Schwellung und Ödeme der oberen endständigen Extremität mit der kontralateralen Seite von zwölf Patienten. Die Genauigkeit der Scans ließ ebenfalls eine Evaluation der Therapieoptionen zu (41). Zu vergleichbaren Ergebnissen kamen Taday et al., die den Fokus auf den Unterschenkel, das Sprunggelenk und den Fuß legten. In allen Bereichen konnte in konsekutiven Messungen bei zwölf Probanden kein signifikanter Unterschied zwischen der rechten und der linken Seite der jeweiligen *Region of Interest* gefunden werden. Das Studiendesign zeigte, dass auch in zukünftigen klinischen Studien die betroffene Seite mit der gesunden Gegenseite eines Patienten schnell und objektivierbar vergleichbar ist (42).

In einer Studie von Koban et al. konnte gezeigt werden, dass das Vorgehen mittels 3D-Volumetrie den herkömmlichen Methoden – in diesem Fall Maßband und Ultra-

schallmessung – bei der Volumenbestimmung der unteren Extremität nicht unterlegen ist. Die Autoren attestierten der neuen Methode ein hohes Maß an Qualifikation für den klinischen und wissenschaftlichen Alltag. Die Studiengruppe sprach eine Empfehlung zur Verwendung von 3D-Scan-Verfahren für die objektive Dokumentation konservativer und operativer Behandlungen bei Lip- und/oder Lymphödemen aus (22).

Aktuelle Studien aus der kraniofazialen Medizin beschäftigen sich bereits ausführlich mit der dreidimensionalen Volumetrie. Die Vorteile gegenüber der herkömmlichen, nur zweidimensionalen Bildgebung eines Fotos zur Beurteilung des klinischen Therapieerfolgs liegen hierbei auf der Hand und werden durch die Tiefe und Schärfe der Bildgebung maßgeblich verbessert. Die Untersucher der Studiengruppe um Knoop et al. konnten in ihrer Studie zeigen, dass die getesteten 3D-Kameras mehr als 80 % der gemessenen Punkte zur Bestimmung der Kopfform in 32 verschiedenen Messungen bei acht Probanden mit einer hohen Punktgenauigkeit von weniger als zwei Millimetern Abweichung von einem vorher bestimmten Standard wiedergeben (43).

Auch Özsoy et al. zeigten in ihrer Studie aus dem Jahr 2019, welchen Mehrwert die Verwendung von nichtinvasiven 3D-Techniken unter dem Einsatz der Artec Eva 3D-Kamera haben kann. In verschiedenen Messungen gelang es, die Gesichtsausdrücke von Probanden vor und nach einem Eingriff zu beurteilen und den Effekt einer Behandlung zu objektivieren. Hierbei erwies sich die Artec Eva 3D-Kamera als benutzerfreundlich. Hierdurch konnte ein höherer Komfort bei der Untersuchung für den Patienten generiert und die Datenakquise vereinfacht werden (44).

Eine weitere Studie aus dem Jahr 2019 in der kraniofazialen Medizin bestätigt die in dieser Arbeit dargestellten Ergebnisse: Hierzu scannte die Studiengruppe um Sá Gomes et al. die Gesichter von 15 Probanden mit dem 3D-Scanner Artec Eva mit und ohne eingezeichnete Landmarken, die sonst in der klassischen Kephalometrie verwendet werden. Es zeigte sich, dass die angefertigten Scans zuverlässig und präzise sind und mit den vorher festgelegten Landmarken in Bezug auf die Genauigkeit noch weiter verbessert werden können. Vor diesem Hintergrund konnte ebenfalls gezeigt werden, dass die Methode der direkten Messung mittels Maßband und Ultraschallmessung gleichwertig ist, auch wenn die benötigte Zeit der gewöhnlichen Messmethode in Form direkter Anthropometrie deutlich unterlegen war (45).

Auch in der Studie von Seminati et al. zeigte sich, dass der Artec Eva Scanner eine geeignete Methode ist, um das Restvolumen von Gliedmaßen nach Amputationen zu messen und so die anatomisch optimierte Anlage einer Prothese zu ermöglichen. Dafür wurden insgesamt 90 Messungen mit einem bereits validierten 3D-Scanner (Romer Scanner) mit derselben Anzahl an Scans mittels des Artec Eva Scanners verglichen. Die Ergebnisse zeigten, dass die Messungen lediglich um maximal 1,4 % vom Gesamtvolumen des vorher festgelegten Standards, dem Romer Scanner, abwichen. Die Inter- und Intraobservervariabilität betrug nur respektive 0,5 % und 0,7 % des Gesamtvolumens. In einem klinischen Ausblick sollten vergleichbare Studien mit Messungen an gesunden Probanden durchgeführt werden (46).

Studien zur 3D-Volumetrie am Menschen zeigten sich in der bariatrischen Chirurgie und in der plastischen Chirurgie vergleichbare Ergebnisse. In einer Studie von Kroh et al. aus dem Jahr 2020 waren die 3D-optischen Messungen bei Patienten vor und nach bauchchirurgischen Eingriffen den konventionellen und klinisch implizierten Methoden (Umfang- und Abstandsmessungen) nicht unterlegen. Die Beurteilung der postoperativen Resultate (Schlauchmagenbildung und Roux-Y-Anastomose) zeigte eine große Korrelation zwischen Verlust des Gesamtkörpergewichts und gemessenem abdominellem Volumen. Auch in dieser Studie wurden Landmarken verwendet (Clavicula), um die Vergleichbarkeit konsekutiver Scans zu sichern. Zusätzlich wurde in der Studie eine Empfehlung der Verwendung der 3D-Kamera zur Evaluation von Adipositas ausgesprochen (8).

Entgegen den oben beschriebenen Studienergebnissen fand das Team um Kovacs et al. in ihren im Jahr 2006 erschienen Studie, dass es im direkten Vergleich zwischen Phantom und Mensch zu einer deutlich geringeren Genauigkeit bei den Messungen am Probanden kam. Zur Qualitätssicherung vor operativ-rekonstruktiven Eingriffen an der weiblichen Brust wurden Brustregionen mittels 3D-Scanner gemessen (47, 48). Ähnlich wie bei den Ergebnissen der vorliegenden Studie kam es zu keinen signifikanten Abweichungen bei den Messungen am Phantom, wohingegen die Abweichungen am Menschen deutlich größer waren. Für beide Studiensettings zeigte sich eine Verbesserung der Messgenauigkeit, wenn vorher Landmarken definiert und eingezeichnet wurden. Dies ist ebenfalls mit dieser Arbeit vergleichbar.

In einer weiteren Untersuchung aus dem Bereich der plastischen Chirurgie wurde erstmals der Therapieverlauf bei Patientinnen beurteilt, die aufgrund einer onkologischen Erkrankung eine Radiotherapie erhielten. Koban et al. zeigten, dass die quantitativen Messungen in Bezug auf das kosmetische Outcome den herkömmlichen Methoden (Tiefen-Sensor-Tracking, Stereo-Fotogrammetrie) nicht unterlegen sind und dass Therapieresultate objektiv quantifiziert werden können (7).

In einer großen orthopädischen Studie aus Japan von Shinkai wurden 347 Freiwillige auf die Reliabilität und das Volumen des distalen Unterarms sowie der Hand untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass eine signifikant positive Korrelation zwischen dem gemessenen Volumen mittels 3D-Scanner und konventionellen Methoden bestand. Zusätzlich wurde bestätigt, dass die neue 3D-Scanmethode, die ohne Berührung der Probanden durchgeführt wird und die Form der Hand erfassen kann, eine genaue volumetrische Analyse einer asymptomatischen Hand liefern kann (49).

Eine weitere Studie von Landau et al. zeigte eindrucksvoll, dass die neuartigen Messungen mittels 3D-Kamera dem „Goldstandard Wasserverdrängung“ überlegen sind. Dies gelang, indem die oberen Extremitäten von zwölf Patienten mit Lymphödemen mittels 3D-Scan gemessen und die Ergebnisse mit denen der Wasserverdrängungstechnik (sowie der Zirkumferenzmethode) verglichen wurden. Neben der schnelleren Durchführung wurde die hohe räumliche Auflösung der Ergebnisse in der Übersichtsarbeit erwähnt (20).

Die Arbeit von Buffa et al. aus dem Jahr 2015 beschäftigte sich mit der Messung der oberen Extremität unter der Verwendung anderer, vergleichbarer Messmethoden. Initial wurden zwölf Zylinder gemessen und die Ergebnisse verglichen. Im Anschluss erfolgte eine Messung der Oberarme von 30 Erwachsenen. Die hohe Praktikabilität sowie die geringe Abweichung der einzelnen Ergebnisse konnten bemerkenswert bestätigt werden und stehen somit im Einklang mit den im Rahmen der hier vorliegenden Arbeit festgestellten Resultaten. Außerdem konnten auch Oberflächengegebenheiten mit der Artec Eva 3D-Kamera und vergleichbaren Kameras zur Darstellung gebracht werden (50).

In einer klinisch angelegten Studie aus dem Jahr 2018 konnten Cau et al. durch Messungen an den oberen Extremitäten von 200 Patientinnen mit Lymphödemen zeigen, dass zwar eine hohe Inter- und Intraobservervariabilität zwischen der Um-

fangmethode und der 3D-Scan-Methode besteht, die optoelektronische Kameratechnik jedoch der Umfangmethode in Bezug auf die Genauigkeit der Volumenbestimmung nicht überlegen ist. Die Autoren erklären dies durch eine pathologische Steigerung des Gesamtvolumens in Extremitäten mit Lymphödemen. Bei schlankeren Patienten ist die Morphologie der Extremität mehr durch die Muskulatur charakterisiert und definierte Landmarken sind besser erkennbar (21).

Dies kann im klinischen Alltag nach Festlegung eines Messprotokolls eine breite Anwendung finden und sowohl die diagnostischen Mittel als auch die Therapieoptionen evaluieren sowie unterstützend verbessern.

Wie in diesem Kapitel beschrieben, unterstützt die derzeitige Literatur die Aussagen der vorliegenden Arbeit, dass zur Volumenbestimmung der Schulterregion durch eine optoelektronische 3D-Kamera eine innovative Methode gefunden wurde. Die hohe Genauigkeit, Reproduzierbarkeit, die benutzerfreundliche Handhabung sowie die Möglichkeit, anatomische Strukturen rechnergestützt darzustellen, erlauben es, die Volumetrie der Schulter in den klinischen Alltag zu implementieren.

5.1 Einschränkungen der Studie

In Bezug auf die Verwendung des Phantoms ist es möglich, Vor- und Nachteile zu benennen. Der direkte Vergleich zu den lebenden Probanden kann eine Messgenauigkeit durch atmungs- und bewegungsabhängige Einflüsse ausschließen. In dieser Studie wird gezeigt, dass auch durch verschiedene Untersucher eine signifikant geringe Abweichung der Volumina am Puppenmodell erreicht werden kann. Die Haltung des Phantoms und der zu messenden Region kann vor den Messungen exakt eingestellt werden und bleibt während der Messungen identisch. Auch eingezeichnete Markierungen und Landmarken bleiben so – anders als am lebenden Probanden – unberührt. Mit jeder neuen Messung am Probanden muss die vorher bestimmte Idealstellung eingenommen und über den Zeitraum der Messung gehalten werden. Dies in Kombination mit atmungsabhängigen Bewegungen des Thorax macht eine Messung am lebenden Probanden möglicherweise fehleranfälliger.

In dieser Studie wurde gezeigt, dass es möglich ist, mittels 3D-Volumetrie die Volumenzustände der Schulterregion an gesunden Probanden zu überprüfen. Dies basiert auf effizienten, genauen und wiederholten Messungen, die auch untersucherunabhängig stattfinden können.

Die Vorteile des Scanners liegen in der direkten Anwendung ohne vorherige Notwendigkeit einer Kalibrierung. Das Gerät ist bei niedrigem Gewicht unter einem Kilogramm auch im klinischen Alltag transportabel. Ferner erlaubt die Software auch ein Matching der Daten trotz geringer Bewegungsartefakte, wodurch anatomische Scans an lebenden Probanden überhaupt erst durchführbar sind (5, 20, 49).

Ein Nachteil des Messprotokolls ist eine gewisse Einarbeitungszeit für die verschiedenen Komponenten. Dies spiegelt sich in einer deutlich verbesserten und schnelleren Messung nach mehreren Übungsversuchen wider. Jedoch wird man bei der Durchführung des Messprotokolls mit der Zeit nicht schneller, sondern gründlicher beim Scanvorgang, wodurch die Messungen zwar länger dauern können, dafür aber weniger fehleranfällig sind. Die 3D-Modelle nach gründlichem Scan sind vollständiger und weisen keine Datenlöcher auf. Kleine fehlerhafte oder fehlende Areale werden zwar vom Programm interpoliert, können jedoch zu Messungenauigkeiten führen.

Innerhalb der Messungen am Phantom (singulärer Untersucher) zeigt sich trotz allem eine Abnahme der Framezahlen per Scan. Dies spricht ebenfalls für eine zunehmend schneller durchgeführte Untersuchung.

Im Hinblick auf die Untersuchung der Probanden zu verschiedenen Messzeitpunkten zeigt sich eine zunehmend verringerte Messdauer bei gleichbleibender Scanqualität, was ein Indiz für aktives Lernen am jeweiligen Untersuchungstag sein kann.

Außerdem zeigte sich eine gestiegene Anwendbarkeit mit der Scaneinheit Artec Eva, sodass man davon ausgehen kann, dass auch im klinischen Alltag eine Anwendung stattfinden kann.

Ein weiterer Nachteil betrifft die Kabelgebundenheit des Geräts – die 3D-Kamera ist mit einem Laptop oder einem vergleichbaren Endgerät verbunden. Dies ist eine technische Einschränkung und wird bei Fortentwicklungen der 3D-Kameras sicher-

lich verändert werden, entweder durch kabellose Übertragung der Daten, Integration der Programme in die Kamera oder Miniaturisierung der Kamera zur Verwendung an mobilen Endgeräten.

Ergänzend bleibt noch zu erwähnen, dass die Artec Eva ein reiner Oberflächen-sensor ist, mit dem es nicht möglich ist, tiefere Strukturen oder Schäden darzustellen, wohingegen dies bei der MRT- oder CT-Untersuchung möglich ist.

Eine weitere Fehlerquelle ist die Erzeugung der Schnittmasken am Probanden. Aufgrund der Software und um die Messgenauigkeit zu verbessern, wurde zu jedem Messtag – individuell an die Probanden angepasst – eine neue Schnittmaske erstellt. Dies sorgt für geringfügige Unterschiede in den Schnittebenen: kleine Unterschiede in der *Region of Interest* beeinflussen dementsprechend einen gesamten Messtag, bleiben aber in sich konsistent. Die gemessenen und absoluten Volumina wichen inter- und intra-untersucherspezifisch mehr voneinander ab, je größer die gemessene Region war.

5.2 Ausblick

Diese Studie zeigt zum ersten Mal in der aktuellen Literatur, dass es möglich ist, mittels einer 3D-Kamera das Volumen der Schulterregion auf reproduzierbare und präzise Weise zu messen.

Das verwendete Kamerasystem ist anwenderfreundlich und vermag die Registrierung der Schulterregion auf eine nichtinvasive Art hochpräzise vorzunehmen. Die anschließende Datenverarbeitung ist derzeit noch aufwendig, wird sich aber mit der Weiterentwicklung automatisieren und durch künstliche Intelligenz unterstützen lassen.

Somit kann das Schultervolumen ein wichtiger Messparameter in der klinischen Beurteilung werden.

Für die Zukunft sind weitere Studien geplant, die anhand einer größeren Studienpopulation orthopädisch-unfallchirurgische Krankheitsverläufe untersuchen und die Methode in den klinischen Alltag implementieren.

Literaturverzeichnis

1. Groh GI, Simoni M, Rolla P, Rockwood CA. Loss of the deltoid after shoulder operations: An operative disaster. *J Shoulder Elbow Surg.* 1994;3(4):243-53.
2. Ackland DC, Roshan-Zamir S, Richardson M, Pandy MG. Muscle and joint-contact loading at the glenohumeral joint after reverse total shoulder arthroplasty. *J Orthop Res.* 2011;29(12):1850-8.
3. Bechtol CO. Biomechanics of the shoulder. *Clin Orthop Relat Res.* 1980(146):37-41.
4. de Groot JH, van Woensel W, van der Helm FC. Effect of different arm loads on the position of the scapula in abduction postures. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 1999;14(5):309-14.
5. Europe A. Produktinformation Artec Eva und Artec Studio Professional [Website]. 2022 [Available from: <https://www.artec3d.com/de/portable-3d-scanners/artec-eva>].
6. 3D A. Certificate Of Compliance - Scanner #EV.30.93395885. 2017 02.11.2017.
7. Koban KC, Etzel L, Li Z, Pazos M, Schonecker S, Belka C, et al. Three-dimensional surface imaging in breast cancer: a new tool for clinical studies? *Radiat Oncol.* 2020;15(1):52.
8. Kroh A, Peters F, Alizai PH, Schmitz S, Hölzle F, Neumann UP, et al. 3D Optical Imaging as a New Tool for the Objective Evaluation of Body Shape Changes After Bariatric Surgery. *Obes Surg.* 2020;30(5):1866-73.
9. Bahk MS, Greiwe RM. What Are Practical Surgical Anatomic Landmarks and Distances from Relevant Neurologic Landmarks in Cadavers for the Posterior Approach in Shoulder Arthroplasty? *Clin Orthop Relat Res.* 2021;479(10):2323-31.
10. De Vries KD, Brown R, Mazzie J, Jung M-K, Yao SC, Terzella MJ. Effect of Ultrasonography on Student Learning of Shoulder Anatomy and Landmarks. *Journal of Osteopathic Medicine.* 2018;118(1):34-9.
11. Apaydin N, Uz A, Bozkurt M, Elhan A. The anatomic relationships of the axillary nerve and surgical landmarks for its localization from the anterior aspect of the shoulder. *Clin Anat.* 2007;20(3):273-7.
12. Fehse R. Schulterverletzungen aus Sicht der gesetzlichen Unfallversicherung. *Trauma und Berufskrankheit.* 2014;16(S2):142-5.

13. Nuket Gocmen M, Hamit Selim K, Mete E, Orhan M. Importance of Anatomical Landmarks on Axillary Neurovascular Territories for Surgery. In: Francisco JA, editor. *Current Concepts in Plastic Surgery*. Rijeka: IntechOpen; 2012. p. Ch. 11.
14. Mohammed H, Skalski MR, Patel DB, Tomasian A, Schein AJ, White EA, et al. Coracoid Process: The Lighthouse of the Shoulder. *Radiographics*. 2016;36(7):2084-101.
15. Gordon A, Alsayouri K. *Anatomy, Shoulder and Upper Limb, Axilla*. StatPearls. Treasure Island (FL): StatPearls Publishing Copyright © 2024, StatPearls Publishing LLC.; 2024.
16. Elmeligie MM, Allam NM, Yehia RM, Ashour AA. Systematic review and meta-analysis on the effectiveness of ultrasound-guided versus landmark corticosteroid injection in the treatment of shoulder pain: an update. *Journal of Ultrasound*. 2022;26(3):593-604.
17. Poehling GG. Editorial Commentary: Elbow Lateral Epicondylitis (Tennis Elbow) Surgery Works, but Is Not Often Indicated. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*. 2017;33(6):1269.
18. Stroyan M, Wilk KE. The Functional Anatomy of the Elbow Complex. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1993;17(6):279-88.
19. Alrabaa RG, Ahmad CS. Latissimus Dorsi Tendon Repair. *Arthrosc Tech*. 2020;9(2):e267-e73.
20. Landau MJ, Kim JS, Gould DJ, Patel KM. Vectra 3D Imaging for Quantitative Volumetric Analysis of the Upper Limb: A Feasibility Study for Tracking Outcomes of Lymphedema Treatment. *Plast Reconstr Surg*. 2018;141(1):80e-4e.
21. Cau N, Galli M, Cimolin V, Grossi A, Battarin I, Puleo G, et al. Quantitative comparison between the laser scanner three-dimensional method and the circumferential method for evaluation of arm volume in patients with lymphedema. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord*. 2018;6(1):96-103.
22. Koban KC, Titze V, Etzel L, Frank K, Schenck T, Giunta R. [Quantitative volumetric analysis of the lower extremity: validation against established tape measurement and water displacement]. *Handchir Mikrochir Plast Chir*. 2018;50(6):393-9.
23. Rabe E, Stucker M, Ottlinger B. Water displacement leg volumetry in clinical studies--a discussion of error sources. *BMC Med Res Methodol*. 2010;10:5.

24. Devoogdt N, Cavaggion C, Van der Gucht E, Dams L, De Groef A, Meeus M, et al. Reliability, Validity, and Feasibility of Water Displacement Method, Figure-of-Eight Method, and Circumference Measurements in Determination of Ankle and Foot Edema. *Lymphat Res Biol.* 2019;17(5):531-6.
25. White BN, Lu IM, Kao LS, Dixon JB, Weiler MJ, Frank ND, et al. An infrared 3D scanning device as a novel limb volume measurement tool in breast cancer patients. *World J Surg Oncol.* 2020;18(1):278.
26. Kuhnke E. Volumbestimmung aus umfangmessungen. *Folia Angiologica.* 1976;24(S 228).
27. Giancesini S, Raffetto JD, Mosti G, Maietti E, Sibilla MG, Zamboni P, et al. Volume control of the lower limb with graduated compression during different muscle pump activation conditions and the relation to limb circumference variation. *J Vasc Surg Venous Lymphat Disord.* 2020;8(5):814-20.
28. Mason C, Craig CL, Katzmarzyk PT. Influence of Central and Extremity Circumferences on All-cause Mortality in Men and Women. *Obesity.* 2008;16(12):2690-5.
29. Tantawy SA, Abdelbasset WK, Nambi G, Kamel DM. Comparative Study Between the Effects of Kinesio Taping and Pressure Garment on Secondary Upper Extremity Lymphedema and Quality of Life Following Mastectomy: A Randomized Controlled Trial. *Integr Cancer Ther.* 2019;18:153473541984727.
30. Abdulkareem NK, Hajee SI, Hassan FF, Ibrahim IK, Al-Khalidi REH, Abdulqader NA. Investigating the slice thickness effect on noise and diagnostic content of single-source multi-slice computerized axial tomography. *J Med Life.* 2023;16(6):862-7.
31. Neubauer J, Benndorf M, Reidelbach C, Krauß T, Lampert F, Zajonc H, et al. Comparison of Diagnostic Accuracy of Radiation Dose-Equivalent Radiography, Multidetector Computed Tomography and Cone Beam Computed Tomography for Fractures of Adult Cadaveric Wrists. *PLoS One.* 2016;11(10):e0164859.
32. Huang AJ, Chang CY, Thomas BJ, MacMahon PJ, Palmer WE. Using cone-beam CT as a low-dose 3D imaging technique for the extremities: initial experience in 50 subjects. *Skeletal Radiol.* 2015;44(6):797-809.
33. Carrino JA, Al Muhit A, Zbijewski W, Thawait GK, Stayman JW, Packard N, et al. Dedicated Cone-Beam CT System for Extremity Imaging. *Radiology.* 2014;270(3):816-24.

34. Zbijewski W, De Jean P, Prakash P, Ding Y, Stayman JW, Packard N, et al. A dedicated cone-beam CT system for musculoskeletal extremities imaging: Design, optimization, and initial performance characterization. *Med Phys*. 2011;38(8):4700-13.
35. Saar A. Principle of CBCT (Cone Beam Computed Tomography) 2014 [Available from: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/b/bb/Cone_Beam_CT_principle.png.
36. Ghouri MA, Gupta N, Bhat AP, Thimmappa ND, Saboo SS, Khandelwal A, et al. CT and MR imaging of the upper extremity vasculature: pearls, pitfalls, and challenges. *Cardiovascular Diagnosis and Therapy*. 2019;9(S1):S152-S73.
37. Henninger HB, Christensen GV, Taylor CE, Kawakami J, Hillyard BS, Tashjian RZ, et al. The Muscle Cross-sectional Area on MRI of the Shoulder Can Predict Muscle Volume: An MRI Study in Cadavers. *Clin Orthop Relat Res*. 2020;478(4):871-83.
38. Chu SK, Rho ME. Hamstring Injuries in the Athlete. *Curr Sports Med Rep*. 2016;15(3):184-90.
39. Zheng F, Wang H, Gong H, Fan H, Zhang K, Du L. Role of Ultrasound in the Detection of Rotator-Cuff Syndrome: An Observational Study. *Med Sci Monit*. 2019;25:5856-63.
40. RSatUSZ. Longitudinal ultra sonography of the supraspinatus tendon 2010 [Available from: https://upload.wikimedia.org/wikipedia/commons/3/37/Longitudinal_US_supraspinatus.jpg.
41. Oezel L, Latz D, Gehrman SV, Taday R, Windolf J, Schiffner E. Volumetry of Hand and Forearm: A 3D Volumetric Approach. *Hand (N Y)*. 2022:15589447221141492.
42. Taday R, Schiffner E, Gehrman SV, Wilms LM, Kaufmann RA, Windolf J, et al. Establishing regions of interest of the lower leg and ankle for perioperative volumetric assessment with a portable 3D scanner in orthopedic and trauma surgery - a pilot study. *J Foot Ankle Res*. 2023;16(1):87.
43. Knoops PG, Beaumont CA, Borghi A, Rodriguez-Florez N, Breakey RW, Rodgers W, et al. Comparison of three-dimensional scanner systems for craniomaxillofacial imaging. *J Plast Reconstr Aesthet Surg*. 2017;70(4):441-9.
44. Ozsoy U, Sekerci R, Hizay A, Yildirim Y, Uysal H. Assessment of reproducibility and reliability of facial expressions using 3D handheld scanner. *J Craniomaxillofac Surg*. 2019;47(6):895-901.

45. Franco De Sá Gomes C, Libdy MR, Normando D. Scan time, reliability and accuracy of craniofacial measurements using a 3D light scanner. *Journal of Oral Biology and Craniofacial Research*. 2019;9(4):331-5.
46. Seminati E, Canepa Talamas D, Young M, Twiste M, Dhokia V, Bilzon JLJ. Validity and reliability of a novel 3D scanner for assessment of the shape and volume of amputees' residual limb models. *PLoS One*. 2017;12(9):e0184498.
47. Kovacs L, Yassouridis A, Zimmermann A, Brockmann G, Wohnl A, Blaschke M, et al. Optimization of 3-dimensional imaging of the breast region with 3-dimensional laser scanners. *Ann Plast Surg*. 2006;56(3):229-36.
48. Kovacs L, Eder M, Hollweck R, Zimmermann A, Settles M, Schneider A, et al. New aspects of breast volume measurement using 3-dimensional surface imaging. *Ann Plast Surg*. 2006;57(6):602-10.
49. Shinkai H, Yamamoto M, Tatebe M, Iwatsuki K, Kurimoto S, Hirata H. Non-invasive volumetric analysis of asymptomatic hands using a 3-D scanner. *PLoS One*. 2017;12(8):e0182675.
50. Buffa R, Mereu E, Lussu P, Succa V, Pisanu T, Buffa F, et al. A New, Effective and Low-Cost Three-Dimensional Approach for the Estimation of Upper-Limb Volume. *Sensors*. 2015;15(6):12342-57.

Anhang

Anhang A: Zusätzliche Versuchsbedingungen

Die Untersuchungen finden jeweils in Bezug auf Größe und das damals herrschende Pandemieregime ausreichenden Räumen statt. Geltende Sicherheitsabstände, negative Testungen der Teilnehmer und Lüftungszeiten werden zu jedem Zeitpunkt gewährleistet.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich herzlich bei allen Personen bedanken, die mich auf dem Weg zur Promotion unterstützt haben.

Mein Dank gilt zunächst Herrn Prof. Dr. med. Gehrmann, meinem Doktorvater, für die angenehme Atmosphäre und die persönliche Betreuung. Die zahlreichen Gespräche haben bereichernd und konstruktiv geholfen, diese Arbeit zu anzufertigen.

Ich danke Herrn Privat-Dozent Dr. med. Latz für die hilfsbereite und wissenschaftliche Betreuung.

Ebenfalls möchte ich Herrn Privat-Dozent Dr. med. Dizdar für seine Rolle als Zweitgutachter und seinen Einsatz zur Disputation bedanken.

Danken möchte ich auch dem Team vom Sanitätshaus Mönks & Scheer in Kleve, insbesondere Herrn Dominik Scheer und Herrn Ingo Napp, für die Verfügungsstellung des technischen Equipments, den Räumlichkeiten für die Durchführung der Messungen sowie die Unterstützung bei der Bearbeitung der Daten.

Vielen Dank auch meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, die nicht nur mit ihren Körpern als Probanden zur Verfügung standen, sondern jederzeit für mich da waren und mich auf meinem langen Weg in allen Belangen unterstützt haben.

Mein außerordentlicher Dank gilt meiner Frau Marleen, ohne die die Anfertigung dieser Dissertationsschrift nicht möglich gewesen wäre. Dank ihrer grenzenlosen Geduld, ihrer motivierenden Worte und der liebevollen Übernahme der Sorge um unsere beiden Töchter, Lena und Sara, gelang es, genug Zeit und Disziplin zum Schreiben dieser Arbeit zu finden.