

Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie der
Technischen Universität München
Klinikum rechts der Isar
(Vorstand: Univ.-Prof. Dr. E. Biemer)

**Evaluation der Anwendbarkeit und Genauigkeit unterschiedlicher
Scansysteme in der Medizin**

Gernot Brockmann

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

genehmigten Dissertation.

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

Prüfer der Dissertation:

1. Univ.-Prof. Dr. E. Biemer
2. Priv.-Doz. Dr. Chr. Höhnke

Die Dissertation wurde am 15.02.2005 bei der Technischen Universität München
eingereicht und durch die Fakultät für Medizin am 14.09.2005 angenommen.

Teile und Inhalte dieser Arbeit wurden in der folgenden Veröffentlichung verwendet:

L. Kovacs; N.A. Papadopoulos; A. Zimmermann; G. Brockmann; M.A. Papadopoulos;
K. Schwenger; R. Sader; E. Biemer; H.F. Zeilhofer, „Evaluation of applicability and
accuracy of different surface scanning systems in medicine“, *Medical & Biological
Engineering & Computing*, eingereicht am 20.09.2004

Inhaltsverzeichnis

| | |
|--|----|
| 1. Einleitung..... | 6 |
| 1.1. Bildgebung in der Medizin | 6 |
| 2. Ziel der Arbeit | 12 |
| 3. Theoretische Grundlagen der dreidimensionalen Oberflächenerfassung..... | 13 |
| 3.1. Überblick über die 3D-Verfahren | 13 |
| 3.1.1. Kontaktverfahren | 14 |
| 3.1.2. Kontaktlose Verfahren | 16 |
| 3.1.2.1. Physikalische Grundlagen..... | 18 |
| 3.1.2.2. Optisch aktive 3D Messverfahren..... | 20 |
| 3.1.2.2.1. Laserprojektion..... | 20 |
| 3.1.2.2.2. Streifenprojektion | 21 |
| 3.1.2.3. Optisch passive 3D- Messverfahren..... | 23 |
| 3.1.2.3.1. Fotogrammetrie..... | 23 |
| 3.2. Anwendungsbereiche optischer Sensoren in der Medizin | 24 |
| 3.2.1. Dermatologie | 25 |
| 3.2.2. Orthopädie..... | 26 |
| 3.2.3. Plastische Chirurgie..... | 27 |
| 3.2.4. Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie | 28 |
| 3.2.5. Gerichtsmedizin..... | 28 |
| 3.2.6. Strahlentherapie | 29 |
| 3.3. Anforderungen an optische Sensoren für den Einsatz in der Medizin | 30 |
| 4. Material und Methodik | 30 |
| 4.1. Optische Erfassungssysteme | 31 |

| | |
|---------------------------------------|----|
| 4.2. Untersuchungsobjekt..... | 36 |
| 4.3. Datenerfassung | 40 |
| 4.4. Statistische Auswertung | 45 |
| 5. Ergebnisse..... | 45 |
| 5.1. Bestimmung der Präzision..... | 47 |
| 5.2. Bestimmung der Genauigkeit | 53 |
| 6. Diskussion | 61 |
| 7. Zusammenfassung | 68 |
| 8. Ausblick | 69 |
| 9. Abbildungsverzeichnis | 70 |
| 10. Tabellenverzeichnis | 72 |
| 11. Literaturverzeichnis | 73 |
| Danksagung | 86 |
| Lebenslauf | 88 |

Meinen Eltern
in Liebe
und Dankbarkeit
für die Geduld und Unterstützung

1. Einleitung

1.1. Bildgebung in der Medizin

Die medizinische Bilddatenverarbeitung hat bedingt durch die Entwicklungen in der modernen Medizin immer mehr an Bedeutung gewonnen. Die bildgebenden Verfahren Computertomografie (CT), Kernspintomografie (MRT) und Sonografie gehören mittlerweile zum klinischen Alltag. Der Begriff „Bildgebung“, beziehungsweise „bildgebende Verfahren“ ist im Zusammenhang mit der medizinischen Diagnostik geprägt worden. Bildgebende Verfahren sind rechnergestützte Technologien, die anatomische Regionen des Körperinneren möglichst detailliert und umfassend darstellen [28, 30].

Die Computertomografie basiert auf der Grundlage von Röntgenstrahlen. Die Röntgenröhre rotiert um die Längsachse des Patienten und sendet Röntgenstrahlen aus. Ein Detektor, der sich auf der gegenüberliegenden Seite des Senders befindet, zeichnet die den Körper durchdringenden Röntgenstrahlen auf. Der Vergleich zwischen gemessener und ausgesendeter Strahlenintensität gibt Aufschluss über die Abschwächung (Attenuation) der Röntgenstrahlung. Die am Detektor gemessenen Intensitätswerte, die sich nach der Dichte des Gewebes unterscheiden, werden für jede Schicht rekonstruiert. Die Attenuation wird in Grauwerten dargestellt und auf der Hounsfield-Skala angegeben. Eine gering gemessene Intensität (Knochen) wird weiß und eine hohe Intensität schwarz (Luft) dargestellt.

Der Vorteil der Computertomografie ist die schnelle Durchführbarkeit und die gute Bildqualität. Die Computertomografie wird hauptsächlich für eine präzise, reprodu-

zierbare und kontrastreiche Darstellung der Knochen (Thorax, Skelett), der Organe (Leber), des Gehirns und der Gefäße verwendet. Der Hauptnachteil der Computertomografie ist der Einsatz von Röntgenstrahlen. Die Strahlenbelastung kann zu Schäden der Erbsubstanz (DNA) führen [6]. Die durchschnittliche Dosis einer normalen CT-Untersuchung entspricht der natürlichen Strahlenexposition eines Jahres. Die Grenzen der Computertomografie liegen in der Darstellung kleiner Weichteilabbildungen (Knie- und Schultergelenk). Der geringe Weichteilkontrast kann aber durch elektronische Kontrastverstärkung (Fensterung) teilweise behoben werden. Diese Bereiche können mit der Magnetresonanztomografie (MRT) klarer dargestellt und untersucht werden.

Das MRT beruht auf dem Prinzip der kernmagnetischen Resonanzmessung. Das Anlegen eines starken Magnetfeldes (3 Tesla) zwingt die im Körper normalerweise ungeordneten Wasserstoffatome in eine bestimmte Richtung. Die Einstrahlung von Radiowellen lenkt die Atome aus dieser aufgezwungenen Position aus. Werden die Radiowellen abgeschaltet, springen die Atome wieder in die Richtung zurück, die vom Magnetfeld vorgegeben wird. Hierbei werden von den Wasserstoffatomen Signale ausgesendet. Mithilfe eines Computers kann aus den Signalen die Verteilung und Anzahl der Wasserstoffatome in der jeweiligen Schicht bestimmt werden. Das MRT zeichnet sich durch die gute Weichteildarstellung, die freie Wahl der bildgebenden Schnittebenen und die Möglichkeit der Funktionsdarstellung (diffusions- und perfusionsgewichtete Aufnahmen) aus. Die Untersuchungsmethode ist strahlungsarm und deshalb für den Patienten ungefährlich [58, 65]. Allerdings ist die Magnetresonanztomografie nicht für alle Patienten geeignet. Das Magnetfeld stört die Herzschrittmacherfunktion, bewegt im Körper befindliche metallische Teile, wie zum Beispiel Implantate oder Granatsplitter. Der Nachteil der

Magnetresonanztomografie liegt in der beengten Untersuchungsposition und langen Untersuchungsdauer. Die Sonografie ist eine mobile Untersuchungsmethode, vom Schallkopf werden Ultraschallwellen ausgesendet, die von Geweben im Körper unterschiedlich reflektiert werden. Aus den reflektierten Schallwellen werden Schnittbilder berechnet, wahlweise kann zusätzlich der Fluss (Blutgefäß) angezeigt werden [62]. Mithilfe der Sonografie werden vorrangig Weichteilgewebe (Leber, Gallenblase, Bauchspeicheldrüse, Nieren, Schilddrüse) untersucht. Außerdem können durch Flussmessungen Gefäßstenosen bewiesen oder ausgeschlossen werden. Knochen- und Lungengewebe kann nicht aussagekräftig untersucht werden. Die Vorteile der Methode sind die fehlende Strahlenbelastung, die einfache Verfügbarkeit, die Messung in Echtzeit und die geringen Untersuchungskosten. Ein Nachteil der Untersuchung ist die untersucherabhängige Durchführung und Dokumentation der Untersuchungsergebnisse [63]. Außerdem ist die sonographische Bildgebung patientenabhängig, denn sehr korpulente Patienten, geblähte Darmschlingen oder das Nicht-Befolgen der Atemanweisungen erschweren die Untersuchung.

Die gemessenen Intensitätswerte aller bildgebenden Verfahren hängen von den Gewebeeigenschaften ab und werden als 12 Bit Grauwerte dargestellt. Um räumliche Beziehungen beurteilen zu können, muß aus den Schnittbildern ein dreidimensionales Modell zusammengesetzt werden. Durch die fortschreitende Technik ist es möglich geworden Tomografiebilder dreidimensional darzustellen [13, 31, 52]. Die dreidimensionale Visualisierung übernehmen leistungsstarke Personal Computer [74]. Der Ausgangspunkt für das Volumen-Rendering ist ein Volumen, das heißt ein regelmäßiges dreidimensionales Gitter. Mehrere benachbarte Schichten erzeugen in medizinisch bildgebenden Verfahren einen Bildstapel, der durch

Interpolationsverfahren zu einem Volumen aufintegriert werden kann. Je dünner die Schichtdicke, desto genauer kann die Struktur volumetrisch dargestellt werden.

Die Intensitätswerte aus den Schnittbildern werden den einzelnen Gitterpunkten zugeordnet, und eine Voxelzelle wird durch acht umliegende Gitterpunkte bestimmt. Ein Voxel hingegen repräsentiert den Raum um einen Abtastpunkt, innerhalb dessen die gemessene Dichte als gleich verteilt betrachtet wird. Man unterscheidet zwischen Voxelvolumina, die aus Voxeln bestehen, und strukturierten Gittern, die sich aus Voxelzellen zusammensetzen. Strukturierte Gitter sind für viele Algorithmen die bessere Datenstruktur, deshalb werden diese im weiteren als Repräsentanten der Volumendaten vorausgesetzt [13, 31, 52].

Aus medizinischen DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) - Datensätzen können durch Oberflächenrekonstruktion (Surface Rendering) oder Volumenrekonstruktion (Volume Rendering) dreidimensionale Oberflächen erzeugt werden. Rendern ist ein Verfahren, das zur Erzeugung einer Darstellung von einem 3D-Modell am Bildschirm verwendet wird. Die Strategie der Oberflächenrekonstruktion besteht darin aus Voxelzellen Polygone zu erzeugen, um die Oberflächen bestimmter Gewebearten zu repräsentieren.

Zunächst wird ein Schwellwert festgelegt, der dieser Gewebeart entspricht. Anschliessend werden die Werte an den acht Gitterpunkten mit dem Schwellwert verglichen. Die entstehenden Polygone innerhalb der einzelnen Zellen ergeben eine Beschreibung der Oberfläche, die sich mithilfe traditioneller Darstellungsverfahren effizient abbilden lässt [43]. Das für die Approximierung am häufigsten eingesetzte Verfahren wird Marching Cubes Algorithmus genannt und wurde von Lorensen und Cline entwickelt [44].

Im Gegensatz zur Surface Rendering Methode tragen bei der Volume Rendering Methode alle Voxel zur Bildentstehung bei. Es gibt keine Eingrenzung durch feste Schwellenwerte. Alle im Datensatz enthaltenen Grauwertinformationen werden ohne Segmentation einer Oberfläche oder Überführung in eine andere Repräsentationsform dargestellt. Zu jedem Zeitpunkt stehen alle objektbeschreibenden Werte zur Verfügung. Den einzelnen Voxeln werden bei diesem Verfahren bestimmte Gewebearten zugeordnet. Anschließend werden den segmentierten Voxeln durch eine Transferfunktion Farb- und Transparenzwerte zugeordnet. Es ergeben sich dadurch gleichzeitig halb durchsichtige und undurchsichtige Strukturen [50]. In einem weiteren Schritt wird das Volumen entsprechend seiner Lage zur Bildebene neu abgetastet. Ein Sehstrahl, der durch ein Pixel führt, integriert dabei die Voxel bezüglich Farb- und Durchsichtigkeit auf. Die Eigenschaften der Pixel bestimmen sich aus den aufintegrierten Werten.

Der große Vorteil dieser Technik ist, dass anatomische Strukturen sich nicht gegenseitig verdecken [15]. Die Volume Rendering Technik ist mit handelsüblichen leistungsstarken Grafikkarten in Echtzeit möglich.

Die in der Medizin etablierten, bildgebenden Verfahren haben die Gemeinsamkeit, dass sie speziell für die Beurteilung des Körperinneren entwickelt wurden. Nur mit Einschränkungen können sie für die Beurteilung der Körperoberfläche verwendet werden: Bei der sonographischen Untersuchung wird durch den Kontakt zwischen Schallkopf und Oberfläche die Oberflächeninformation verfälscht, die liegende Position während der Computer- und Magnetresonanztomografie deformiert das Weichteilgewebe und ändert seine Form, und Schichtdicken der Computer- (0,7mm) und Magnetresonanztomografie (2mm) sind für eine exakte Oberflächendarstellung noch zu dick. Die genaue Erfassung der Körperoberfläche in einer physiologischen

Position wird in Kunst und Medizin angestrebt. Die Fotografie etablierte sich, als geeignetes Verfahren für den medizinischen Bereich. Die enge Beziehung zwischen der Medizin und der Bilddokumentation machte Sir Harold Delf Gillies 1955 auf dem 1-st-Congress of the International Society of Plastic Surgeons in Stockholm besonders deutlich: „Ich bin gebeten worden, über die wichtigen Fortschritte in der Schönheitsoperation zu sprechen. Ich denke, dass der wichtigste Fortschritt die Fotografie in der Plastischen Chirurgie ist.“

Die Fotografie ist ein häufig verwendetes und aussagekräftiges Werkzeug für die Dokumentation einer postoperativen Verlaufbeobachtung oder den Vergleich zwischen dem prä- und postoperativen Zustand. Mithilfe der Bilddokumentation sind chirurgische Operationsplanungen und Patientenberatungen anschaulicher möglich [68]. Die Standardisierung in der klinisch medizinischen Fotografie hat einen hohen Stellenwert, um eine bessere Vergleichbarkeit und Wertigkeit der Aufnahmen zu erreichen [24]. Die Normierung der Fotografie ermöglicht objektivere prä- und postoperative Vergleiche [57]. Außerdem reduziert die einheitliche Normierung mögliche Einflussfaktoren, wie zum Beispiel Licht-, Kamera-, Stativ-, und Blendeneinstellung. In der Fotografie hat eine schnelle technische Entwicklung von analogen zu digitalen Kameras stattgefunden. Eine 1999 durchgeführte Studie, evaluierte digitale Kameras für den medizinisch klinischen Einsatz. Das Ergebnis zeigt, dass die Bildqualität der Digitalkamera mit der Filmkamera vergleichbar ist. Vorteile der Digitalkamera sind die sofortige Bildbetrachtung, die digitale Bearbeitung und die verlustfreien Kopien [36]. Heutzutage sind Filmkameras fast vollständig aus den Kliniken verdrängt worden, weil Digitalkameras bei gleicher Bildqualität mehr Anwendungsmöglichkeiten bieten.

Optische Sensoren können darüber hinaus eine Oberfläche auch dreidimensional erfassen. Die Vorteile eines dreidimensionalen Modells liegen, ähnlich wie für die dreidimensionalen Rekonstruktionen der DICOM-Datensätze, in der anschaulicheren Visualisierung komplexer Oberflächen. Mit geeigneter Software können die dreidimensionalen Modelle aus beliebigen Blickwinkeln betrachtet und relevante Strukturen isoliert werden. Außerdem kann die räumliche Struktur im Bezug auf Volumen, Oberfläche, Abstände und Formen objektiv analysiert werden.

Außer im Bereich der optischen Forschung wurden optische Sensoren bisher nur unzureichend untersucht [10].

2. Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist es, die bisher in der Literatur beschriebenen, möglichen dreidimensionalen Erfassungsmethoden der Körperoberfläche zu analysieren. Es wird ein Überblick über die Entwicklungen der dreidimensionalen Erfassung in unterschiedlichen medizinischen Fachrichtungen gegeben. Außerdem werden die Messqualität (Präzision und Genauigkeit) und Anwendbarkeit der unterschiedlichen Scannerprinzipien in den medizinischen Fächern an einem Untersuchungsobjekt, mit unterschiedlichen Komplexitäten untersucht.

3. Theoretische Grundlagen der dreidimensionalen Oberflächenerfassung

3.1. Überblick über die 3D-Verfahren

Die Form einer Oberfläche kann durch unterschiedliche physikalische Prinzipien erfasst werden: Es gibt Kontaktverfahren und kontaktlose Verfahren.

In der theoretischen Systematisierung der Körperoberflächenerfassung sind die für die Medizin relevanten Erfassungsmöglichkeiten in Abbildung 1 rot markiert.

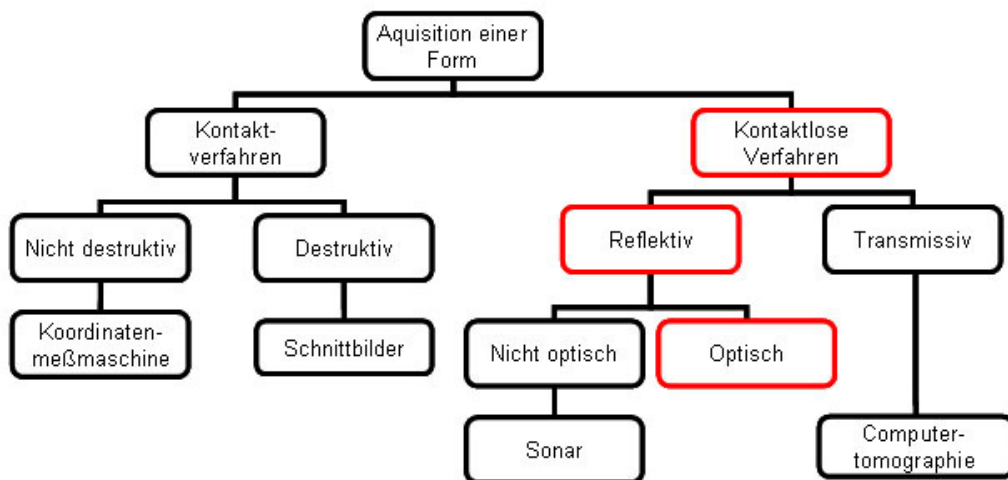


Abbildung 1: Abbildung einer Form modifiziert nach Scopigno, R. (2002) [61]

3.1.1. Kontaktverfahren

Kontaktverfahren berühren das Messobjekt während der Messung. Generell kann man Kontaktverfahren in destruktive und nicht destruktive Verfahren einteilen. Destruktive Verfahren zerstören das Objekt vor der eigentlichen Messung, indem es in axiale Schichten geschnitten wird. In der Medizin werden diese zeitaufwendigen Verfahren hauptsächlich in der Histologie und Prothetik verwendet [46]. Zu den nicht destruktiven Kontaktverfahren gehören die Tastsysteme. Diese bestehen aus einem Sensor, der die Oberfläche punktuell mit einem Taststift abtastet (Abbildung 2).



Abbildung 2: MicroScribe® MX Immersion Corporation [32]

Die Abtastung der Objektoberfläche erfolgt in einem, dem System bekannten, Koordinatensystem, dadurch ist jeder gemessene Objektpunkt einer Oberfläche eindeutig beschrieben. Drei rechtwinklig zueinander stehende Achsen bilden das Koordinatensystem. Bei der Koordinatenmessmaschine in Abbildung 2 bilden Führungsarm und Tastsystem eine Einheit. Die Tastspitze kann im Messvolumen durch den Untersucher bewegt werden. Die abgerundete Tastspitze wird für eine Einzelpunktmessung auf den Messpunkt gesetzt. Die Auslenkung der Systemgelenke wird beim Messvorgang vom System zurückgerechnet und die kartesische Position bestimmt. Das andrückende Tastverfahren hat den Nachteil, dass der Taststift während der Messung Weichteile deformiert. Deformierungen verändern jedoch die zu erfassende Oberfläche, sodass sich andrückende Tastsysteme für die Weichteilerfassung in der Medizin nicht eignen. Außerdem sind Tastsysteme zeitintensiv, denn jede Koordinateninformation setzt eine mechanische Bewegung voraus. Der Einsatz der Koordinatenmessmaschinen ist darum auf spezielle medizinische Anwendungen begrenzt. In der orthopädischen Forschung werden Tastsysteme verwendet, um Knochen und Gelenke dreidimensional abzubilden [73]. Eine in der Medizin bereits etablierte Methode ist die Sonografie, durch Kontakt zwischen Schallkopf und Haut können Form und Größe innerer Organe bestimmt werden. Diese Methode ist aus bereits genannten Gründen für die Körperoberflächenerfassung nicht geeignet. Allerdings zeigen neuere Entwicklungen, dass die Sonografie auch kontaktfrei eingesetzt werden kann. Mit einem speziell entwickelten Sonografiegerät können orofaciale Muskelgruppen berührungslos und dynamisch analysiert werden. Angesichts dieser neuen Technik kann Weichteilgewebe dreidimensional und dynamisch erfasst werden, ohne dabei das Gewebe zu deformieren oder die Funktion zu beeinträchtigen [13]. Die dreidimensionale,

kontaktfreie Sonografie wird hauptsächlich für spezielle Fragestellungen in der Mundkiefergesichtschirurgie eingesetzt. Größere Flächen sind mit dieser Methode bisher noch nicht zu erfassen.

3.1.2. Kontaktlose Verfahren

Es gibt drei verschiedene Wechselwirkungen zwischen Strahlung (Licht, Röntgen) und Materie (Abbildung 3). Durchdringt eine ausgesandte Strahlung Materie (Glas, Wasser, Körper) ist sie transmissiv. Röntgenstrahlung hat transmissive (durchdringende) Eigenschaften, die Durchdringung ist dabei abhängig von den Gewebeeigenschaften des Körpers (siehe Einleitung). Wird die Strahlung an der Oberfläche der Materie gespiegelt, spricht man von Reflexion. In Materie eindringende Strahlung, die dort Energie vollständig oder teilweise abgibt, nennt man absorbierte Strahlung (Filter).

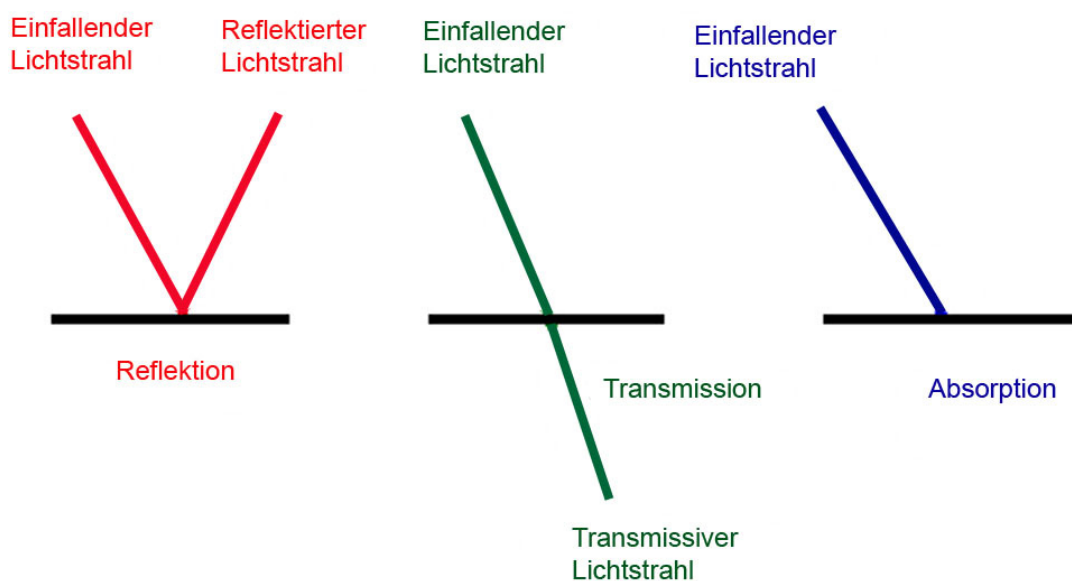


Abbildung 3: Prinzip der Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie

Die kontaktlose, reflektierende Form der Strahlung kann unterteilt werden in optische und nichtoptische Verfahren. Beide Verfahren haben gemeinsam, dass ein Sender Signale aussendet, die von Objekten reflektiert werden und ein Empfänger diese registriert. Durch den Vergleich der ausgesendeten und empfangenen Signale können die Form und die Entfernung einer Oberfläche bestimmt werden.

Die nichtoptischen Verfahren werden für die Messung großer Objekte eingesetzt. Beispielsweise wird das Sonar, das Schallwellen für seine Messungen aussendet, auf U-Booten eingesetzt, um Objekte unter Wasser zu orten.

In der Medizin werden hauptsächlich reflektive optische Verfahren eingesetzt, um Oberflächen dreidimensional, nicht invasiv und berührungslos zu erfassen.

In der optischen Bildgewinnung unterscheidet man prinzipiell optisch aktive von optisch passiven Verfahren (Abbildung 4).

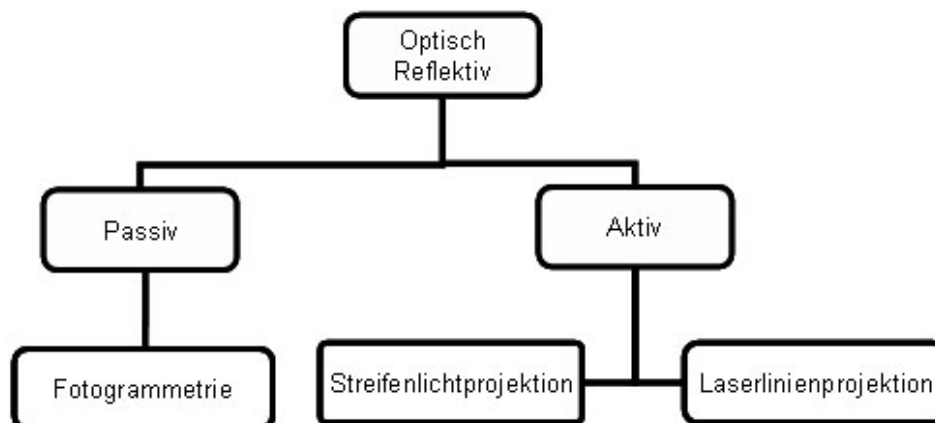


Abbildung 4: Optisch reflektive Verfahren

3.1.2.1. Physikalische Grundlagen

Optische Verfahren basieren auf dem Triangulationsprinzip und bestehen aus einer Sendeeinheit (z.B. Lasermodul), die einen Punkt auf das Messobjekt projiziert und einer Empfangseinheit (Kamera), die das reflektierte Licht detektiert. Dabei sind sie so konstruiert, dass der Laserstrahl orthogonal auf die Basislinie b ausgerichtet ist (Abbildung 5). Aus der Lage des Lichtflecks, im aufgenommenen Bild, kann gemäß folgender Formel der Winkel α , entsprechend der geometrischen Anordnung, bestimmt werden:

$$a = b / \tan \alpha$$

Aus der geometrischen Anordnung und dem gemessenen Winkel zwischen Sensor und Detektorrichtung berechnet sich, wie in Abbildung 5 dargestellt, mittels Triangulation die Lage des Objektpunkts im Raum.

Dies ist das grundlegende Verfahren, der optischen Sensoren für die Bildberechnung. Heutige Laserscanner weiten den Lichtpunkt zu einem Lichtband aus. Das hat den Vorteil, dass in kürzerer Zeit mehr Informationen erfasst werden können. Eine CCD-Kamera nimmt die vom Objekt reflektierte Laserlinie auf. Nach der Triangulation berechnet sich aus den Winkeln in Abbildung 6 die Entfernung zum Objekt und somit die Oberflächengestalt.

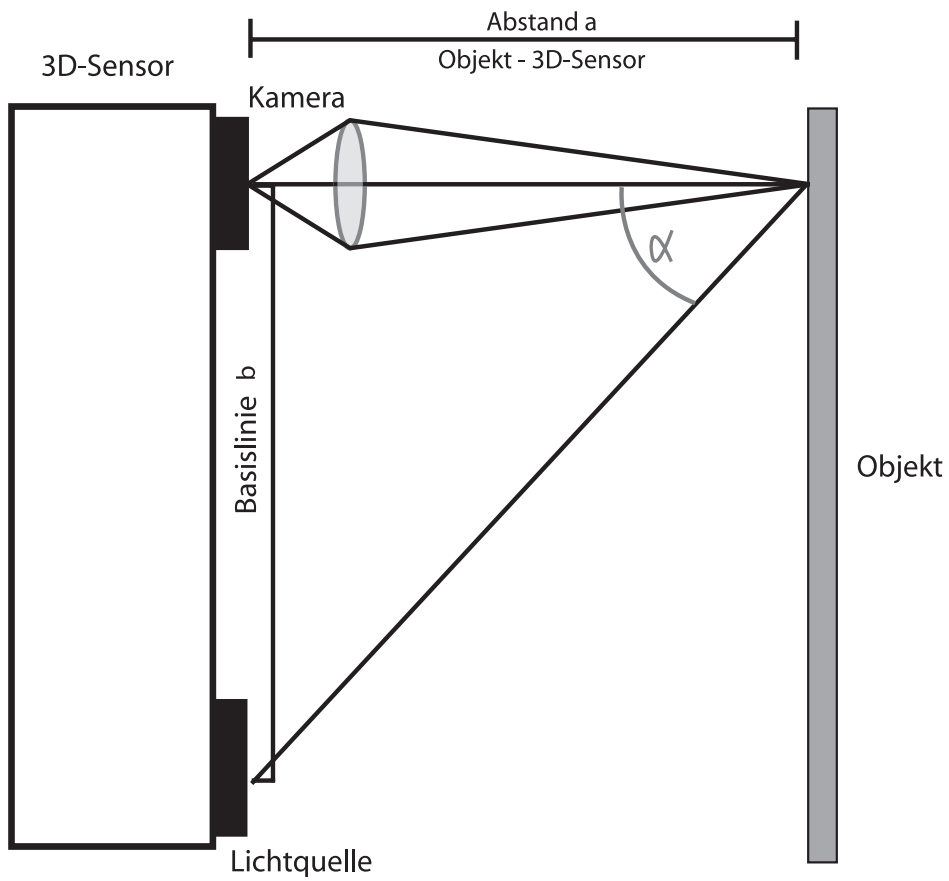


Abbildung 5: Triangulationsprinzip, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]

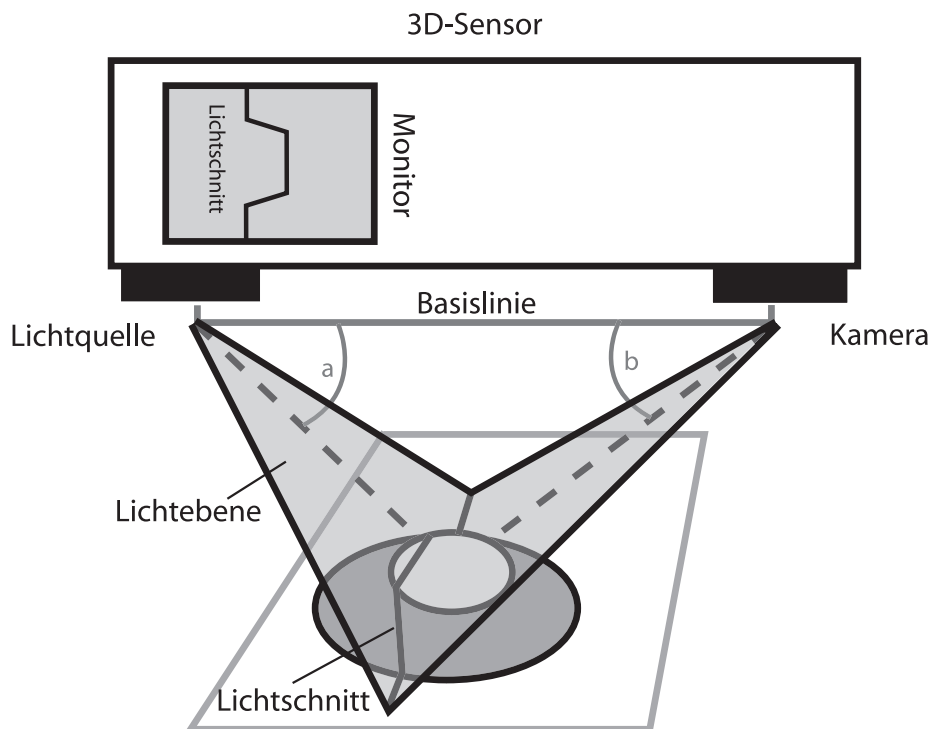


Abbildung 6: Lichtschnittverfahren, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]

3.1.2.2. Optisch aktive 3D Messverfahren

Aktive Verfahren zeichnen sich dadurch aus, dass sie das zur Messung benötigte Licht selbst erzeugen. Häufig wird bei diesen Verfahren entweder ein Muster oder ein sich bewegendes Laserstrahl auf die Oberfläche projiziert. Unter anderem sind diese Systeme deshalb in der Lage auch Flächen mit wenig Struktur zu erfassen.

3.1.2.2.1. Laserprojektion

Die Laserprojektion ist eine prinzipiell einfache Methode der optischen Messverfahren. In Abbildung 6 projiziert der Laser ein horizontales Lichtband auf das Messobjekt. Die Laserlinie, die ein Objekt streift, wird aus ihrem ursprünglich horizontalen Verlauf abgelenkt. Aus Sicht der Kamera ist die Linie versetzt zum Rest der Linie. Mit Hilfe eines lichtempfindlichen Charge Coupled Device Chip (CCD), registriert eine digitale Kamera den reflektierten Laserstrahl. Wie in Abbildung 6 auf dem Monitor gezeigt, kann durch Detektion der Abweichung der Laserlinie von ihrem horizontalen Verlauf auf den Abstand des Objekts zur Horizontale geschlossen werden.

3.1.2.2.2. Streifenprojektion

Bei der Streifenprojektion werden im Unterschied zum Lichtschnittverfahren anstelle einer Linie sequenziell unterschiedliche Streifenmuster (Graycode Sequenz) auf die Objektoberfläche projiziert (Abbildung 7). Die Muster werden durch einen LCD-Projektor auf die Objektoberfläche projiziert und von einer CCD-Kamera unter einem bestimmten Blickwinkel aufgenommen.



Abbildung 7: Coded Light Teil 1, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]

Von jeder Projektion wird eine Aufnahme gemacht, die entsprechend der projizierten Maske, unterschiedlich breite, helle und dunkle Projektionsstreifen enthält. Anschließend werden Hell und Dunkel in zwei verschiedene Zahlen 0 (Hell) und 1 (Dunkel) übersetzt.

Die Bildsequenz liefert für jedes einzelne Bildelement (Pixel) eine Folge von Binärwerten. Mithilfe des ermittelten Binärcodes lässt sich jedem Bildelement der Kamera genau die Linie zuordnen, die das Oberflächenelement beleuchtet (Abbildung 8).

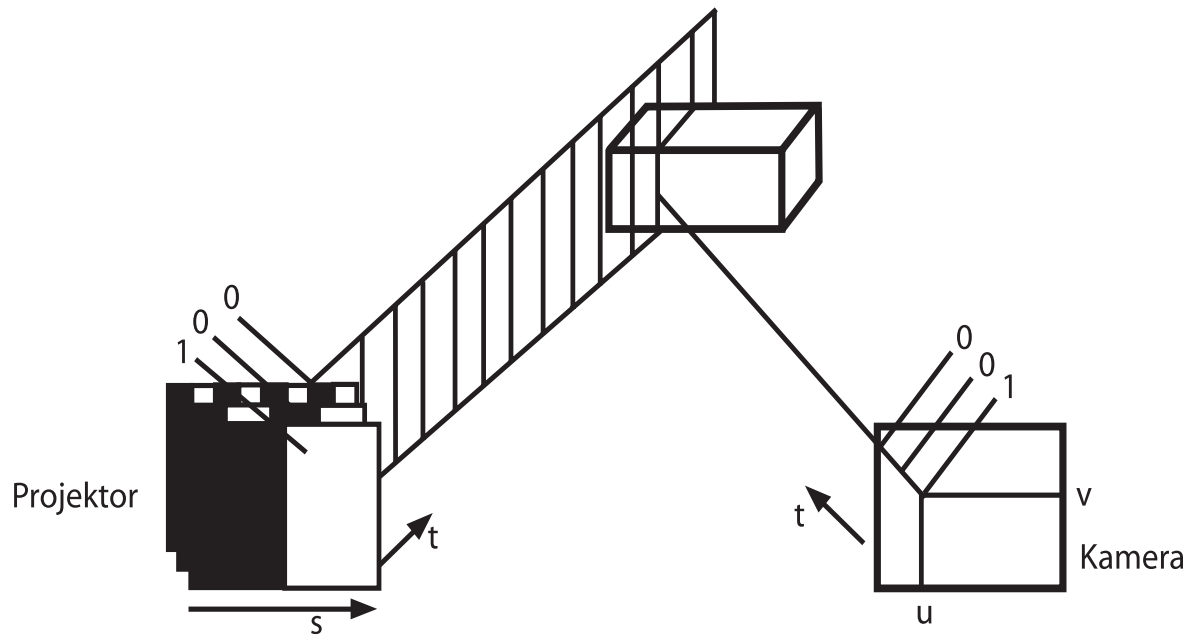


Abbildung 8: Coded Light Teil 2, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]

Durch die Zuordnung der Bildpunkte zu einer Projektionsrichtung erhält man mittels Triangulation die zugehörigen 3D-Koordinaten.

Bei der Verwendung von Streifenmasken kommt es häufig zu Problemen an den Streifengrenzen. Liegt ein zu untersuchender Bildpunkt genau auf dem Rand zwischen zwei Lichtstreifen, so ist nicht immer eindeutig festzustellen, welcher Seite er zuzuordnen ist. Die Lichtcodierung wird deshalb durch das Phasenshift-Verfahren verfeinert. Beim Phasenshift-Verfahren werden die binären Streifen des Lichts sinusförmig in ihrer Helligkeit moduliert. Die Helligkeitsmodulation wird durch eine leichte Defokussierung der Projektor- und Kameraoptik erreicht. Das Projektionsmuster wird in aufeinander folgenden Bildern um den Bruchteil einer Periode verschoben. Anhand der Kenntnis der Streifenordnung, der Streifenphase und der Projektionswinkel können die Pixelkoordinaten berechnet werden.

3.1.2.3. Optisch passive 3D- Messverfahren

Im Unterschied zu den aktiven Verfahren benötigen passive Verfahren nur das Umgebungslicht für die Bildakquisition, eine zusätzliche Lichtquelle ist nicht erforderlich. Sie bestehen aus zwei oder mehr Kameras, die einen Messpunkt aus mindestens zwei unterschiedlichen Perspektiven aufnehmen. Die 3D-Information wird durch Triangulation ermittelt.

3.1.2.3.1. Fotogrammetrie

In Abbildung 9 nehmen die beiden Systemkameras des Fotogrammetrie-Systems eine Kalibrierungsplatte mit vier Markern aus unterschiedlichen Perspektiven auf. Die Verknüpfung der Kamerabilder ist nur möglich, wenn in beiden Kameraaufnahmen ausreichend korrespondierende Punkte zu erkennen sind. Einige Fotogrammetrie-Systeme projizieren deshalb aktiv markante Muster auf die Objekt-oberfläche, um auch gering strukturierte Bereiche erfassen zu können. Trotzdem gilt die Fotogrammetrie in dieser Arbeit als passives Verfahren. Von den abgebildeten Oberflächen lassen sich Bildpunkte ableiten, deren Koordinaten sind die eigentliche Messgröße im jeweiligen Bildkoordinatensystem. Auf Grund der Gerätekonfiguration ist die Position der Kamerasensoren im Raum bekannt. Mithilfe der Triangulation können in einem vorkalibrierten Messfeld die x-, y-, z-Koordinaten für jeden Punkt bestimmt werden. Die Berechnung der dreidimensionalen Koordinaten erfolgt durch die Bündeltriangulation [7].

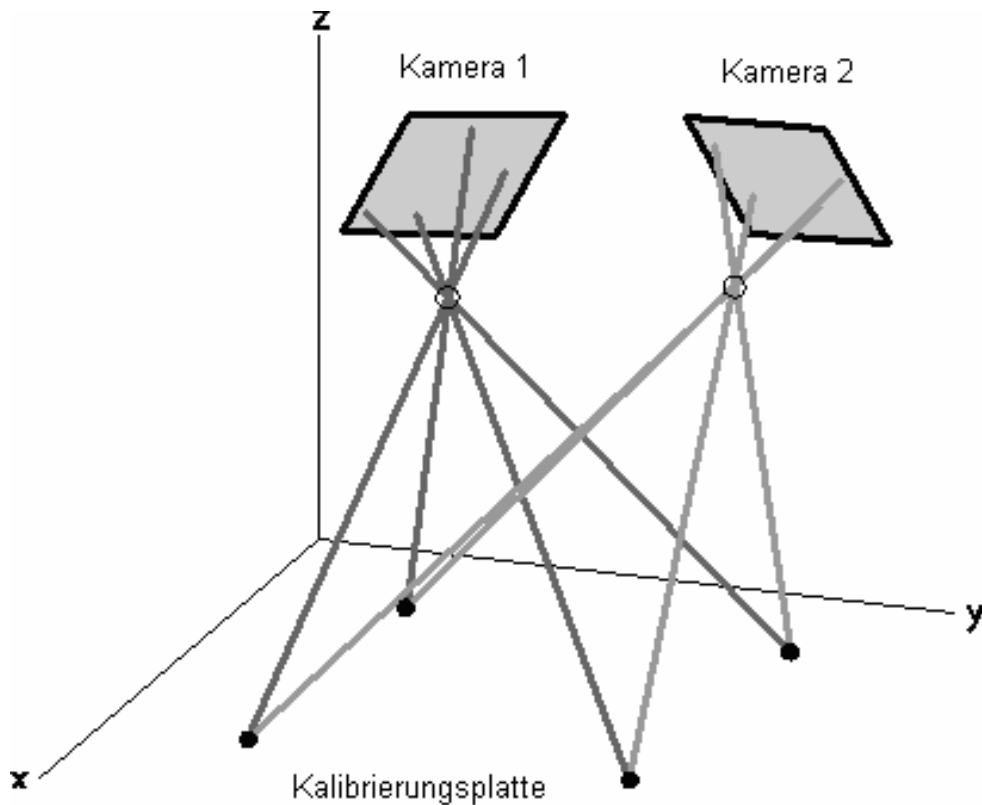


Abbildung 9: Fotogrammetrieprinzip modifiziert nach B. Breuckmann (1993)

3.2. Anwendungsbereiche optischer Sensoren in der Medizin

In der Industrie werden unterschiedliche Anforderungen an optische Sensoren gestellt. In der Holz- und Automobilindustrie sind eine hohe Genauigkeit und Präzision die wichtigsten Merkmale eines optischen Sensors, da Verleimungen einzelner Holzschichten und Lackierungsmängel exakt beurteilt werden sollen. Im Gegensatz dazu sind für die Textilindustrie die wichtigsten Parameter eines optischen Sensors eine schnelle Aufnahmezeit und eine 360°-Erfassung, denn Personen können nur für begrenzte Zeit (Sekunden) eine bestimmte Aufnahmeposition beibehalten. Die in

der Automobil- und Holzindustrie wichtigen Scannereigenschaften, Genauigkeit und Präzision, spielen in der Textilindustrie eine untergeordnete Rolle.

In der Medizin nutzen verschiedene medizinische Disziplinen optische Sensoren, um die Körperoberfläche nicht invasiv, dreidimensional zu erfassen. Die Daten werden mithilfe einer geeigneten Software räumlich dargestellt. Die Vorteile eines dreidimensionalen Modells sind die Möglichkeit der Betrachtung aus beliebigen Blickwinkeln und das Isolieren von relevanten Strukturen. Außerdem können am dreidimensionalen Modell Volumen, Oberflächen, Abstände und Formen objektiv berechnet werden. Verschiedene medizinische Disziplinen (Dermatologie, Orthopädie, plastische Chirurgie, Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie, Gerichtsmedizin, Strahlentherapie) überprüften bisher die Abbildungsgenauigkeit optischer Sensoren anhand von Modellen oder untersuchten unterschiedliche klinische Fragestellungen. Aufgrund der unterschiedlichen Anforderungen der medizinischen Disziplinen an optische Sensoren und der Heterogenität der Systeme war der bisherige Nutzen der optischen Sensoren für die einzelnen medizinischen Fragestellungen unterschiedlich.

3.2.1. Dermatologie

Die objektive Beurteilung der Wundheilung wird gegenwärtig mithilfe von konventionellen Untersuchungen (Kochsalzlösung, Abdrücke) durchgeführt [2, 54]. Die Untersuchungsergebnisse geben dabei Aufschluss über Änderung von Volumen und Oberfläche der Wunde. Allerdings sind diese Untersuchungsmethoden zeitintensiv, invasiv und schwer reproduzierbar [21].

Mithilfe eines Laserscanners kann eine Wunde jedoch nicht invasiv, dreidimensional erfasst und beurteilt werden. Derzeit können Wundtiefen von bis zu 3 cm von einem Laserscanner dreidimensional gescannt werden. Mithilfe einer 3D-Software kann die Wunde als virtuelles Modell dargestellt und objektiv vermessen werden [53]. Die Analyse der Wunde in Schnittebenen ist ein noch zeitaufwendiges Verfahren, bei dem die Wundränder anhand einer Schnittebene schwer zu definieren sind. Der bisherige Einsatz in der Dermatologie hat ergeben, dass optische Sensoren ein geeignetes Hilfsmittel sind, um objektiv, nicht invasiv und dreidimensional Wunden zu vermessen. Allerdings ist hierfür eine spezielle Software wünschenswert.

3.2.2. Orthopädie

In der Orthopädie werden für die Verlaufsbeobachtung und das Screening von Wirbelsäulendeformitäten Röntgenaufnahmen verwendet. In diesem Bereich können die optischen, nicht invasiven Sensoren die etablierten radiologischen Abbildungsverfahren ergänzen, denn sie erfassen äußerlich sichtbare skoliotische Oberflächendeformitäten dreidimensional. Screening-Untersuchungen und Verlaufskontrollen von Skoliosen und sagittalen Fehlbildungen können mithilfe der optischen Sensoren hinreichend genau vorgenommen werden. Die Messungen der Skoliosewinkel mit optischen Sensoren haben eine gute Genauigkeit. Allerdings gibt es Einschränkungen der optischen Sensoren bezüglich der Messgenauigkeit bei Patienten mit Adipositas, asymmetrischem Muskelrelief oder knöchernen Rückenstruktur-anomalien. Trotz der Einschränkungen sind optische Sensoren ein geeignetes Hilfsmittel für die Orthopädie [3, 59, 66].

3.2.3. Plastische Chirurgie

Die übliche Fotodokumentation erfüllt bisher nicht alle Anforderungen der plastischen Chirurgie. Die gegenwärtige fotografische Analyse basiert auf zweidimensionalen Bildern. Allerdings hat die Körperoberfläche eine dreidimensionale Struktur, die aus einer zweidimensionalen Abbildung nur schwer abzuschätzen ist. Die Erfassung von Form und Volumen ist durch eine Vielfalt von Verfahren beschrieben worden. Einige dieser Verfahren sind direkte anthropomorphe Messungen, Wasserverdrängung, Paraffin, verschiedene Gussverfahren (Thermoplast), Magnetresonanztomografie und Mammografie [16, 34, 47, 60]. Die meisten dieser Anwendungen sind aber umständlich, zeitintensiv, ungenau oder teuer [17].

Als Ergänzung zur 2D-Fotografie wurden deshalb optische 3D-Scanner bezüglich ihrer objektiven und reproduzierbaren bildgebenden Genauigkeit untersucht [9, 64]. Die Körperoberfläche kann mit 3D-Scannern dreidimensional digitalisiert werden. In ersten Studien konnten Brustvolumina objektiv quantifiziert werden [23, 38]. Wie für die Brustregion können optische Sensoren auch für die objektive, dreidimensionale Beurteilung der Gesichtsregion verwendet werden [72, 39]. Im Bereich der plastischen Chirurgie ist die dreidimensionale Akquisition der Form durch standardisierte Aufnahmebedingungen etabliert worden [37]. Allerdings besteht noch Entwicklungsbedarf im Bereich der individuellen Softwareanwendungen.

3.2.4. Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie

Die Merkmale des Skeletts und der Weichgewebestrukturen werden in der Mundkieferchirurgie mithilfe von Cephalogrammen dargestellt [67, 76]. Cephalogramme sind aber aufgrund der verwendeten Röntgenstrahlung invasiv. Außerdem bilden Cephalogramme das Skelett nur zweidimensional ab, wobei alle Strukturen auf eine einzige Ebene (mittlere Sagittallinie) projiziert und die meisten Weichteilgewebestrukturen vernachlässigt werden [19, 20]. Die nicht invasive, optische Erfassung von Weichgewebe wurde bisher nur bei einer beschränkten Patientenzahl mit einer Lippenkiefergaumenspalte durchgeführt [45]. Die relevanten Strukturen (Lippen, Mund) wurden bereits quantitativ, dreidimensional durch lineare Entfernungen, Winkel und Volumen vermessen. Ähnlich wie die plastische Chirurgie benötigt auch die Mundkieferchirurgie individuelle 3D-Softwareprogramme [13].

3.2.5. Gerichtsmedizin

In der Gerichtsmedizin spielen Verletzungsmuster eine wichtige Rolle, um ein Verbrechen oder einen Unfall zu rekonstruieren. Verletzungsmuster werden dokumentiert, um die Form eines Tatwerkzeugs und den Tathergang bestimmen zu können [80]. Bisher kamen dabei Fotografien, Abdrücke und Gussformen zum Einsatz [26, 78]. Ein Nachteil der Fotografie ist die Reduzierung einer dreidimensionalen Wunde auf eine zweidimensionale Abbildung [69]. Mithilfe optischer Sensoren können Verletzungsmuster dreidimensional digitalisiert werden.

Aus diesen Datensätzen kann mithilfe einer speziellen Software die Passgenauigkeit zwischen Tatwerkzeug und Wunde millimetergenau, dreidimensional überprüft werden. Außerdem können die dreidimensionalen Datensätze für spätere Auswertungen verlustfrei archiviert werden.

3.2.6. Strahlentherapie

Für die Planung einer Strahlungsbehandlung sind die Kalkulation der zu verabreichenden Strahlungsdosis und die Größe des Bestrahlungsfelds besonders wichtig. Aufgrund der verbesserten CT-Technik können die Behandlungen unter Berücksichtigung der vollständigen Patientengeometrie geplant werden [22]. Die CT-Technik ist aber wegen der festgelegten liegenden Aufnahme-Position nicht für alle Fragestellungen geeignet [14, 49]. Die Brustbestrahlungsplanung erfordert die Erfassung in der späteren Bestrahlungs-Position. Diese Aufnahme-Position kann derzeit in keinem konventionellen CT realisiert werden, deshalb werden optische Sensoren verwendet, um die Patientenoberfläche in der späteren Bestrahlungs-Position aufzunehmen. Mithilfe einer Bearbeitungssoftware können die dreidimensionalen CT-Datensätze mit den Scannerdatensätzen millimetergenau an der Oberfläche registriert werden [5]. Optische Sensoren können für spezielle Fragestellungen in der Bestrahlungstherapie als ein geeignetes, strahlungsfreies und berührungsloses Hilfsmittel eingesetzt werden [41].

3.3. Anforderungen an optische Sensoren für den Einsatz in der Medizin

Optische Scanner werden bisher hauptsächlich für industrielle Aufgabenstellungen hergestellt. In den letzten Jahren entwickeln einige Firmen (GFMesstechnik GmbH, Teltow, Deutschland; 3dMD, Atlanta, USA; Human Solutions[®] GmbH, Kaiserslautern, Deutschland; Cyberware[®] Incorporated, Monterey, CA, U.S.A.) optische Scanner, für den medizinischen Bereich. Allerdings wurden diese optischen Scanner für spezielle medizinische Fragestellungen konstruiert. Die hohe Spezialisierung der Scanner zeigt sich in unterschiedlichen Aufnahmefeldgrößen, Mobilitätseigenschaften und Abbildungsleistungen. Ein universell nutzbarer Scanner für den medizinischen Bereich wurde bisher nicht konzipiert. In dieser Arbeit werden deshalb die speziell für Industrie und Medizin entwickelten optischen Sensoren an einem gemeinsamen Modell überprüft.

4. Material und Methodik

Diese Arbeit untersucht dreidimensionale Oberflächenscanner, die auf drei unterschiedlichen Abbildungsverfahren (Laserlinienprojektion, Streifenprojektion und Fotogrammetrie) basieren. Es konnten in dieser Arbeit nicht alle derzeit auf dem Markt befindlichen Systeme überprüft werden, deshalb wurde für jedes optische Verfahren mindestens ein Repräsentant ausgewählt. Anschließend wurden die nach

Erfassungsprinzip gruppierten Scanner bezüglich ihrer Abbildungsleistung in unterschiedlichen anatomischen Komplexitätsregionen untersucht.

4.1. Optische Erfassungssysteme

Insgesamt wurden sechs verschiedene Scanner verwendet (Tabelle 1), bei denen es sich um nicht invasive, optische Systeme aus den Bereichen der Laserlinienprojektion, der Streifenlichtprojektion und der Fotogrammetrie handelt. Diese zeichnen sich durch unterschiedliche Konfigurationen und Größen aus. Es konnte somit ein sehr breites Spektrum an für die medizinische Anwendung in Frage kommenden Geräten untersucht werden.

| | Messprinzip | Messgenauigkeit in mm | Scanabstand in mm | Scandauer in sec |
|--|--------------------|--------------------------|----------------------|---------------------|
| Minolta Vivid 910® | Lasertriangulation | 0,068 | Nahbereich 600 | 2,5 – 0,3 |
| Polhemus FastSCAN™ | Lasertriangulation | +/- 1 | 150 bis 200 | 30 |
| GFM PRIMOS® body | Streifenprojektion | 0,05 | 1000 | 1,4 |
| GFM TopoCAM® | Streifenprojektion | k. A. | 300 | 24 |
| Steinbichler Comet® Vario Zoom 250 | Streifenprojektion | +/- 0,04 | 820 | k. A. |
| 3dMD DSP 400 | Fotogrammetrie | <0,5 | 1000 | 0,0008 |

Tabelle 1: Technische Daten der Scanner nach Herstellerangaben

Der Minolta Vivid 910[®] [48] ist ein kompakt gebauter Laserlinienscanner, der genaue Messungen bei einfacher Handhabung ermöglicht. Aufgrund der geringen Geräteabmessungen und der computerunabhängigen Scanfunktion mithilfe einer Speicherkarte ist er ein vielseitig einsetzbares Gerät (Abbildung 10). Die Vivid Modellreihe wird häufig für Evaluationen und klinische Fragestellungen in der Medizin eingesetzt [29, 42]. Der FastSCAN[™] ist ein mobiler Handlaserscanner, der von der Firma Polhemus entwickelt wurde [55]. Die Mobilität des Scanners wird durch geringe Geräteabmessungen und das Trackingsystem ermöglicht (Abbildung 11). Das Trackingsystem FASTRAK[®] bestimmt die Position des Handscanners im dreidimensionalen Raum, dadurch können die Einzelaufnahmen in Echtzeit automatisiert miteinander verbunden und die dreidimensionale Oberfläche konstruiert werden. Durch das Trackingsystem hat der FastSCAN[™] ein sehr variables Scanfeld. Das Trackingsystem basiert auf Magnetfeldern, die störungsempfindlich auf Metallteile reagieren [11].



Abbildung 10: Minolta Vivid 910[®]



Abbildung 11: Polhemus FastSCAN[™]

Das Streifenlichtprojektionsverfahren ist ein sehr häufig verwendetes Verfahren in der Medizin, deshalb wurden drei unterschiedliche Streifenprojektoren ausgewählt, der PRIMOS® body, der TopoCAM® [25] und der Comet® Vario Zoom 250 [70].

Der fest installierte Streifenprojektor Primos® body hat wenige Einstellungsmöglichkeiten und ist dadurch ein sehr einfach zu bedienendes System (Abbildung 12). Sein begrenztes Aufnahmefeld wurde speziell für die Erfassung des Gesichts konzipiert. Der TopoCAM® Streifenprojektor wurde für die Digitalisierung von Kleinbauteilen konzipiert (Abbildung 13). Der Systemaufbau ist im Gegensatz zum PRIMOS® body variabel verstellbar und erfordert für die Bedienung mehr Einarbeitungszeit.



Abbildung 12: GFM PRIMOS® body

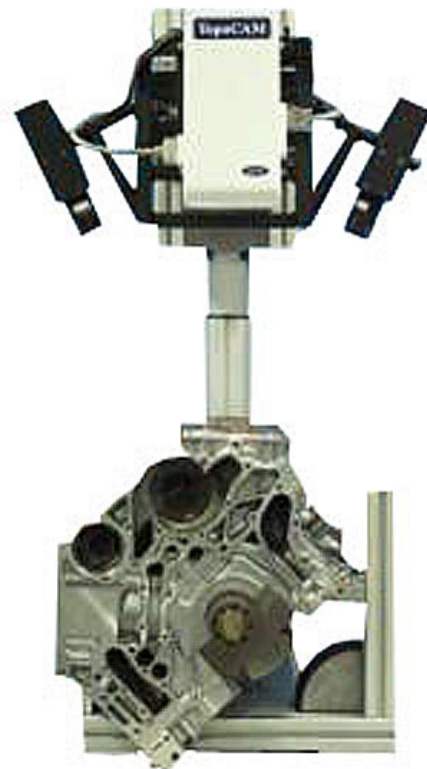


Abbildung 13: GFM TopoCAM®

Der Comet[®] Vario Zoom 250 hat zur generellen Positionierung des Scanners wahlweise eine Wippe oder ein Stativ. Der Sensorkopf kann zusätzlich elektrisch justiert werden (Abbildung 14). Alle COMET-Systeme sind aufgrund des robusten und modularen Aufbaus leicht zu transportieren und mobil einsetzbar.



Abbildung 14: Steinbichler Comet[®] Vario Zoom 250

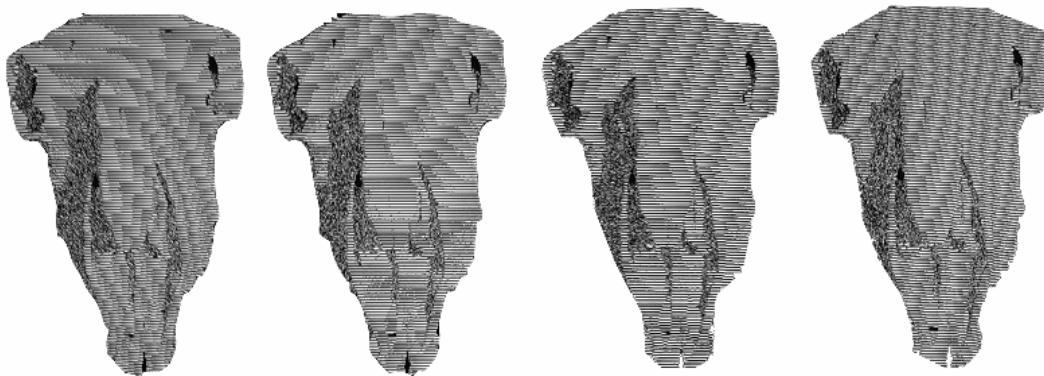


Abbildung 15: Schädel mit projizierten Streifenmustern

Aus dem Bereich der Fotogrammetrie wurde der für die Medizin optimierte DSP 400[®] Scanner verwendet [1]. Der DSP 400[®] besteht aus vier geometrisch angeordneten und synchronisierten Kameras (Abbildung 16). Während der Aufnahme wird zusätzlich ein Spektralbild auf die zu analysierende Oberfläche aktiv projiziert (Abbildung 17). Mehrere markante Objektpunkte können dadurch aus verschiedenen Kameraperspektiven erkannt und durch Triangulation die dreidimensionalen Koordinaten bestimmt werden [40].



Abbildung 16: 3dMD DSP 400[®]

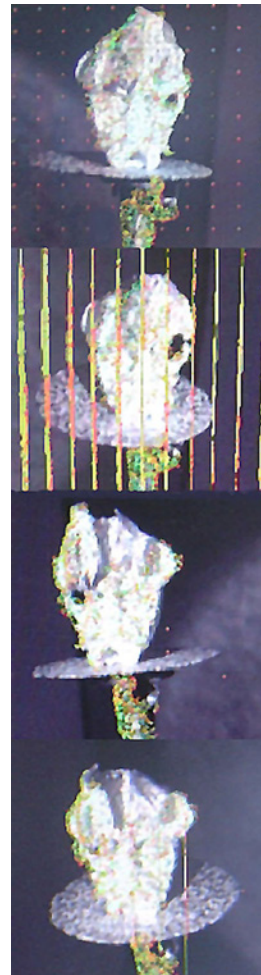


Abbildung 17: 3D-Rekonstruktion

4.2. Untersuchungsobjekt

Das Untersuchungsobjekt sind fünf getrocknete, vollständig präparierte, knöcherne, Schafschädel (Abbildung 18 bis 21). Die Schädel unterscheiden sich im Alter (140. Gestationstag bis 2,5 Monate post partum) und in der Größe.



Abbildung 18: Schafschädelansicht von posterior



Abbildung 19: Schafschädelansicht von anterior



Abbildung 20: Schafschädelansicht von lateral rechts



Abbildung 21: Schafschädelansicht von kaudal

Aufgrund der unterschiedlichen regionären anatomischen Gegebenheiten wurden die Schädel in drei Komplexitätszonen aufgeteilt (Abbildung 22 bis 25):

Die rot eingefärbte Zone 1 besteht aus der komplexen Schädelbasisregion, die sich durch eine große Anzahl von schmalen, unterschiedlich großen, ossären Strukturen (Processi, Foramen, Cristae, Spinae) und Hinterschneidungen auszeichnet (Abbildung 25). Die gelb markierten Strukturen repräsentieren die mittel komplexe Zone 2, bestehend aus dem Os zygomaticum, Os lacrimale und der Orbitalregion (Abbildung 24). Die grün gekennzeichnete gering komplexe Zone 3 beinhaltet die glatten, großen und regelmäßigen Strukturen des Os frontale und Os parietale (Abbildung 23).

Insgesamt wurden 20 Landmarks auf anatomisch markante Punkte der unterschiedlichen Komplexitätsregionen verteilt, um eine möglichst umfassende Aussage über die einzelnen Regionen zu erhalten (Tabelle 2). Es wurden zwischen den 20 Landmarks Strecken definiert und den jeweiligen Komplexitätsregionen zugeordnet.

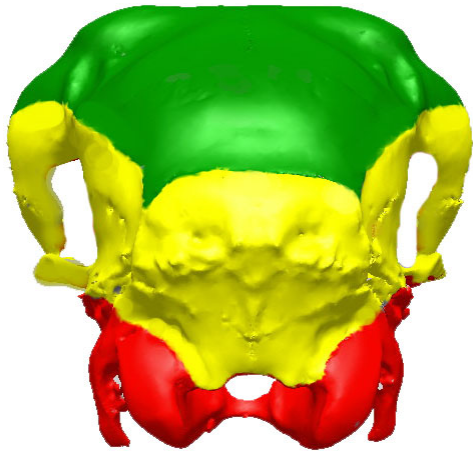


Abbildung 22: Schafschädelansicht von posterior

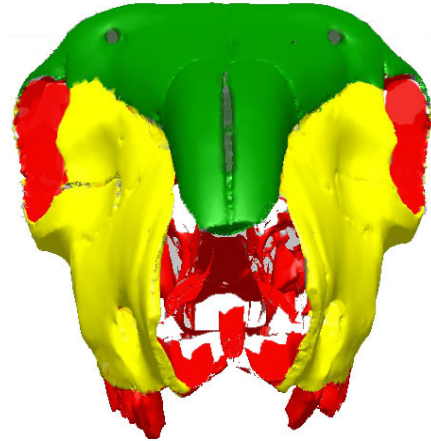


Abbildung 23: Schafschädelansicht von anterior



Abbildung 24: Schafschädelansicht von lateral

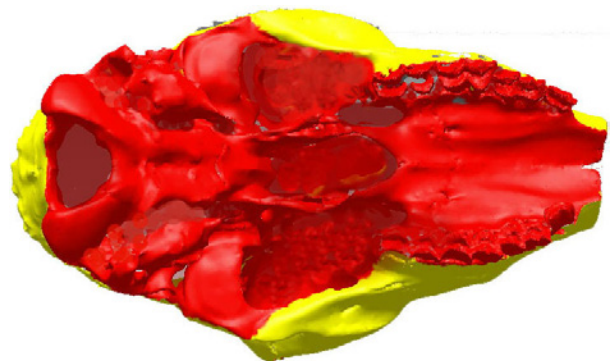


Abbildung 25: Schafschädelansicht von kaudal

| Landmark: | Definition: |
|------------------|---|
| F | Spina nasalis caudalis |
| G | Processus pterygoideus, rechte Seite |
| H | Processus pterygoideus, linke Seite |
| J | Processus muscularis der Bulla tympanica, rechte Seite |
| K | Processus muscularis der Bulla tympanica, linke Seite |
| L | Incisura intercondylaris |
| M | Übergang des Os occipitale zum Condylus occipitalis, rechte Seite |
| N | Übergang des Os occipitale zum Condylus occipitalis, linke Seite |
| O | Processus paracondylaris, rechte Seite |
| P | Processus paracondylaris, linke Seite |
| Q | Arcus zygomaticus, rechte Seite |
| R | Processus lacrimalis caudalis, rechte Seite |
| S | Prominenter Knochen in der oberen Orbitahöhle, rechte Seite |
| T | Kontaktpunkt des Processus frontalis des Os zygomaticum mit dem Processus zygomaticus des Os frontale, rechte Seite |
| W | Arcus zygomaticus, linke Seite |
| X | Processus lacrimalis caudalis, linke Seite |
| Y | Prominenter Knochen in der oberen Orbitahöhle, rechte Seite |
| Z | Kontaktpunkt des Processus frontalis des Os zygomaticum mit dem Processus zygomaticus des Os frontale, linke Seite |
| U | Kontaktpunkt der Sutura cranialis des Os parietale mit dem Os frontale |
| V | Kontaktpunkt der Sutura cranialis des Os parietale |

Tabelle 2: Verzeichnis der unterschiedlichen Landmarks

4.3. Datenerfassung

Die manuelle Erfassung der 56 cephalometrischen Strecken wurde durch einen Untersucher im Abstand von 24 Stunden insgesamt fünfmal mit einer digitalen Schieblehre durchgeführt. Es wurden kreisförmige Landmarks mit einer Schablone (Durchmesser von 1mm) und einem Bleistift markiert, um den Setzungsfehler der Schieblehre zu minimieren. Für jede zu bestimmende Strecke wurde ein Mittelwert aus den fünf Messungen gebildet und als gemessene Länge angenommen. Die ermittelte Standardabweichung der 5 Messungen einer jeden Strecke repräsentiert den Messfehler. Die über den gesamten Schädel verteilten, in unterschiedlichen Komplexitätszonen befindlichen Strecken erforderten 18 Einzelaufnahmen, aus verschiedenen Perspektiven, mit den oben genannten Systemen (Abbildung 26).

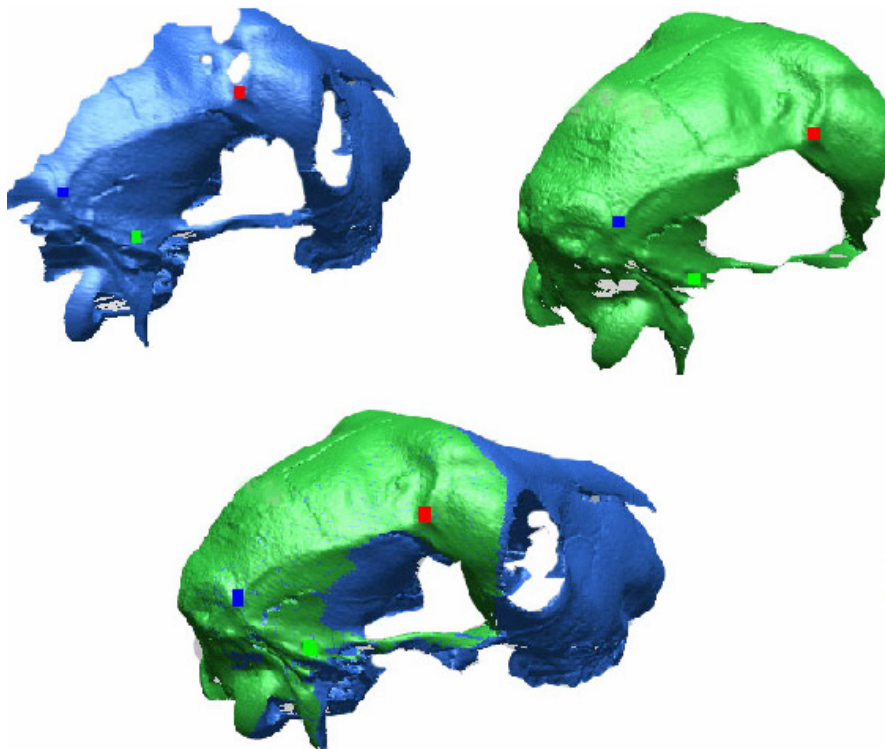


Abbildung 26: Exemplarisch wurden zwei der Einzelaufnahmen registriert

Der Untersucher konzipierte eigens den in Abbildung 27 und 28 dargestellten mechanischen Drehteller, um die Erfassung aus unterschiedlichen Perspektiven zu vereinheitlichen und die notwendige 360°-Rekonstruktion der Schädel zu erleichtern.

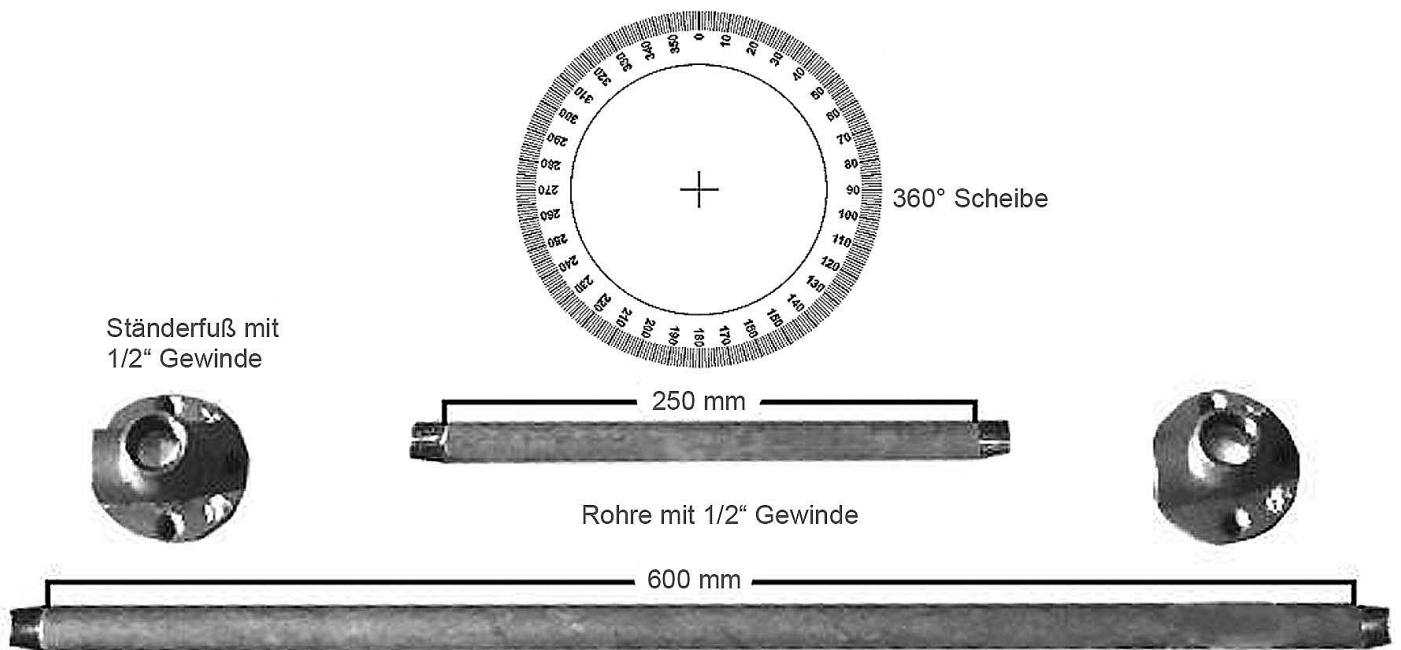


Abbildung 27: Bestandteile des eigens konzipierten Drehtellers

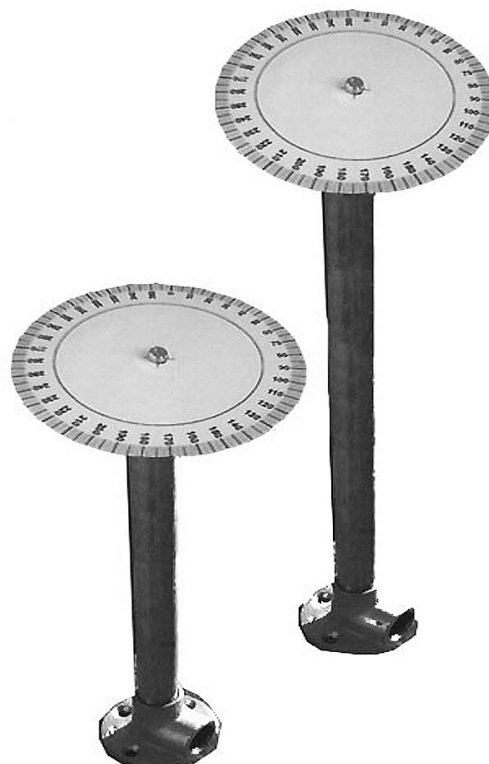


Abbildung 28: Aufgebauter Drehteller in zwei unterschiedlichen Längen

Ausnahmen bildeten der Comet[®] Vario Zoom 250 (Steinbichler Optotechnik GmbH Traunstein, Deutschland) und der FastSCAN[™] (Polhemus Inc., Colchester, USA).



Abbildung 29: Rotationstisch Steinbichler Comet[®] Rotary

Comet[®] Vario Zoom 250 wurde mit dem computergesteuerten Rotationstisch Comet[®] Rotary (Abbildung 29) und der FastSCAN[™] dem zusätzlichen FASTRAK[®] Zubehörs (Polhemus Inc., Colchester, USA) verwendet. Das FASTRAK[®] Zubehör ermöglicht es dem Scanner in Echtzeit zu scannen, dabei werden softwaregesteuert sich überlappende Einzelbilder automatisch zusammengesetzt. Der Drehteller und das Zusammenfügen der Einzelaufnahmen entfallen dadurch.

Zunächst liegen die 18 Einzelaufnahmen in einem scannereigenen Dateiformat vor. Nicht alle scannereigenen Formate können von der verwendeten 3D-Bearbeitungssoftware (RapidForm[®] 2002 PP1 SP1 Software) importiert werden [33]. Die Aufnahmen mit jedem Scannersystem wurden deshalb in ein kompatibles Format ohne Texturinformation exportiert. Die Landmarksetzung mithilfe der 3D-Software erfolgte an texturlosen Datensätzen durch manuelles Anklicken, unter zum Monitor senkrechter Blickrichtung des Untersuchers. Die zu vermessenden Strecken wurden mithilfe eines Skripts halb automatisiert von der Software berechnet. Die Auswertungsschritte wurden im Abstand von 24 Stunden insgesamt fünfmal durchgeführt (Abbildung 30 bis 32).

Die Verarbeitung der Datensätze, die Bestimmung der Landmarks am dreidimensionalen Modell und die Berechnung der Streckenlängen erfolgte mit der RapidForm[®] 2002 PP1 SP1 Software (INUS Technology, Inc., Seoul, Süd Korea).

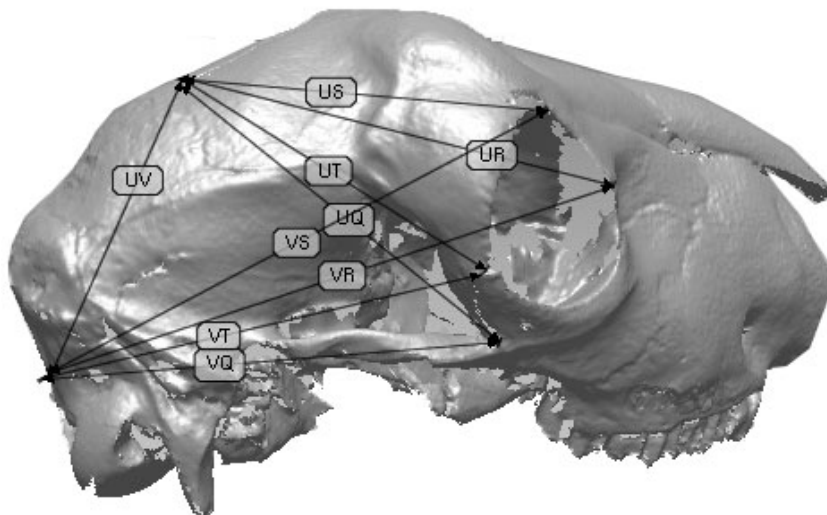


Abbildung 30: Messungen in der gering komplexen Zone 3

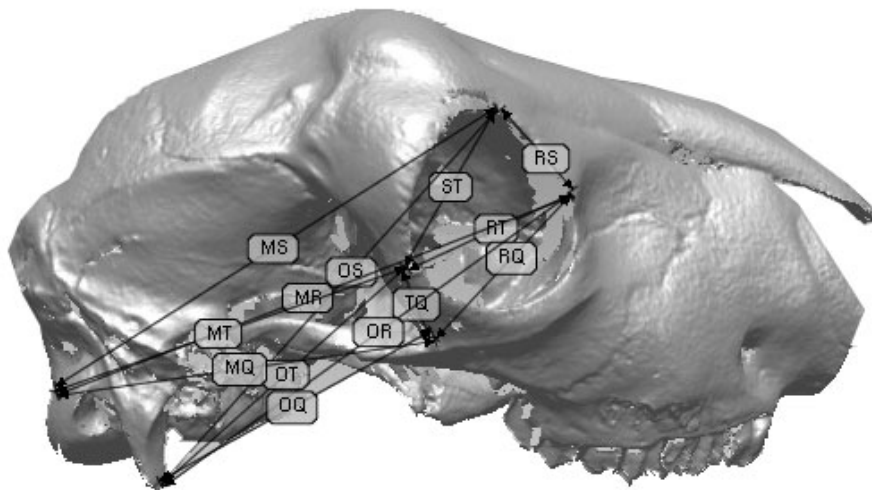


Abbildung 31: Messungen in der mittel komplexen Zone 2

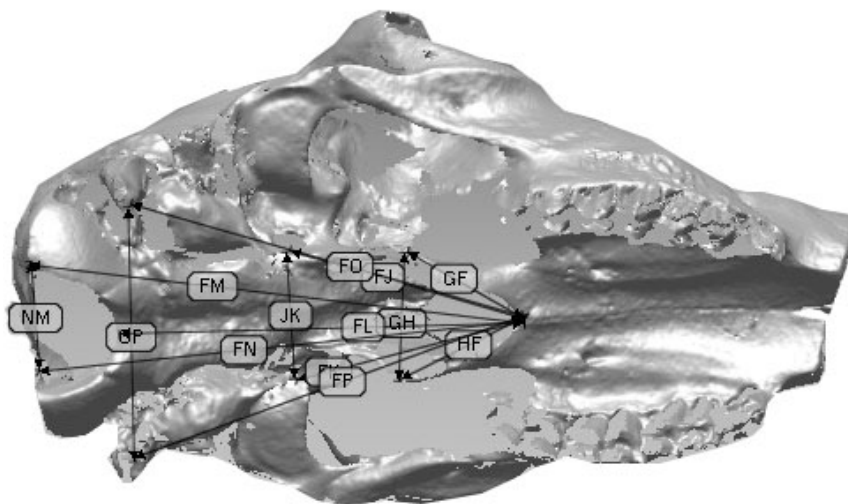


Abbildung 32: Messungen in der hoch komplexen Zone 1

4.4. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit dem SPSS[®] Version 11.5.1 Software Paket (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Dabei wurde eine deskriptive Statistik mithilfe von Mittelwerten, Standardabweichungen und einer Regressionsanalyse angefertigt. Grafisch wurden die Ergebnisse durch Fehlerbalkendiagramme und Scatterplots dargestellt.

5. Ergebnisse

Die manuellen Messungen zeigten die geringsten Standardabweichungen der Mittelwerte aller Messverfahren (Tabelle 3). Es konnten mithilfe der Regressionsanalyse keine statistisch signifikanten Unterschiede für die Standardabweichungen der unterschiedlichen Zonen gezeigt werden (Abbildung 33) (p- Werte:0,161 -0,955). Aufgrund der für alle Komplexitätszonen konstanten und über alle Messungen geringsten Standardabweichung wurden die manuellen Messungen als Referenzmessungen angenommen. Die Scannerwerte konnten dadurch mit einem in der Literatur bereits etablierten Verfahren verglichen werden.

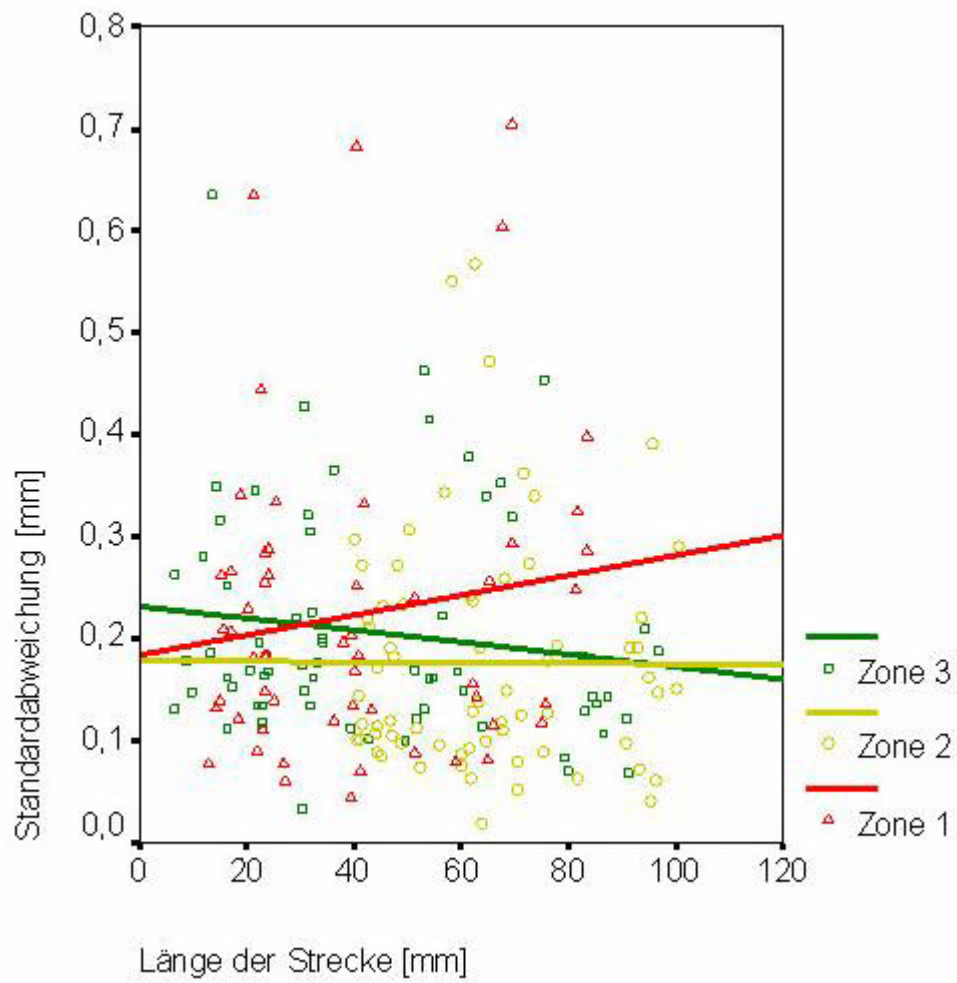


Abbildung 33: Regressionsanalyse der manuellen Messungen

5.1. Bestimmung der Präzision

Die Messpräzision eines Systems kann ermittelt werden, indem man für alle Abweichungen der Wiederholungsmessungen einen Mittelwert und die dazugehörige Standardabweichung bestimmt. Eine detaillierte Beurteilung der Scannerpräzision wurde durch die Bestimmung des Mittelwerts und der Standardabweichung für die einzelnen Komplexitätszonen erreicht (Tabelle 3).

| | Zone 1 Mittelwert | Zone 1 Std. Abw. | Zone 2 Mittelwert | Zone 2 Std. Abw. | Zone 3 Mittelwert | Zone 3 Std. Abw. | Alle Zonen Mittelwert | Alle Zonen Std. Abw. |
|--|----------------------|------------------------|----------------------|------------------------|----------------------|------------------------|-----------------------------|-------------------------------|
| Minolta Vivid 910® | 0,49 | 0,36 | 0,29 | 0,15 | 0,24 | 0,13 | 0,32 | 0,23 |
| GFM TopoCAM® | 0,42 | 0,27 | 0,27 | 0,21 | 0,23 | 0,16 | 0,29 | 0,23 |
| GFM PRIMOS® body | 0,55 | 0,47 | 0,37 | 0,3 | 0,34 | 0,25 | 0,41 | 0,34 |
| Steinbichler Comet® Vario Zoom 250 | 0,4 | 0,22 | 0,25 | 0,15 | 0,21 | 0,13 | 0,27 | 0,18 |
| Polhemus FastSCAN™ | 1,02 | 0,68 | 1,19 | 0,85 | 0,81 | 0,63 | 1,03 | 0,76 |
| 3dMD DSP 400® | 0,69 | 0,49 | 0,52 | 0,38 | 0,42 | 0,33 | 0,53 | 0,41 |

Tabelle 3: Messpräzision der Scansysteme nach Zonen gegliedert

Anschließend wurde der Einfluss der Streckenlänge, ohne Berücksichtigung der Komplexitätszonen, auf die Präzision untersucht (Tabelle 5). Die ursprünglich nach Komplexität geordneten Strecken wurden darum der Länge nach in drei Gruppen eingeteilt (Tabelle 4).

| Strecken | Streckenlänge: (in cm) |
|-------------------|---------------------------|
| Kurze Strecken | 0-4 |
| Mittlere Strecken | 4-7 |
| Lange Strecken | 7-10 |

Tabelle 4: Einteilung der Strecken der Länge nach

| | Kurze Strecken Mittelwert | Kurze Strecken Std. Abw. | Mittel lange Strecken Mittelwert | Mittel lange Strecken Std. Abw. | Lange Strecken Mittelwert | Lange Strecken Std. Abw. |
|---|------------------------------|--------------------------------|---|--|------------------------------|--------------------------------|
| Minolta Vivid 910 [®] | 0,39 | 0,32 | 0,29 | 0,16 | 0,28 | 0,18 |
| GFM TopoCAM [®] | 0,32 | 0,28 | 0,28 | 0,2 | 0,26 | 0,17 |
| GFM PRIMOS [®] body | 0,52 | 0,47 | 0,38 | 0,25 | 0,31 | 0,21 |
| Steinbichler Comet [®] Vario Zoom 250 | 0,31 | 0,19 | 0,25 | 0,18 | 0,27 | 0,17 |
| Polhemus FastSCAN [™] | 1 | 0,79 | 0,95 | 0,67 | 1,18 | 0,85 |
| 3dMD DSP 400 [®] | 0,57 | 0,46 | 0,56 | 0,41 | 0,46 | 0,34 |

Tabelle 5: Messpräzision der Scansysteme nach der Streckenlänge gegliedert

Im Vergleich der beiden Laserscanner erzielt der Minolta Vivid 910[®] (Mittelwert: 0,32; Standardabweichung: 0,23) über alle gemessenen Strecken präzisere Messungen als der FastSCAN[™] (Mittelwert: 1,03; Standardabweichung: 0,76). Die detaillierte Untersuchung der Präzision bezüglich der Komplexitätsregion ergibt für den Minolta Vivid 910[®] eine Korrelation zwischen Komplexität und Präzision. Die festzustellende Korrelation bezieht sich auf die Tendenz, dass mit in geringer werdender Komplexität die Standardabweichung und der Mittelwert geringere Werte annehmen. Für die Messungen des FastSCAN[™] ist keine Korrelation zwischen Komplexität und Präzision nachzuweisen. In der zonenunabhängigen Untersuchung

der Präzision im Bezug auf die Streckenlänge erzielte der Minolta Vivid 910[®] für alle Streckenlängen präzisere Werte als der FastSCAN[™]. Außerdem konnte für den Minolta Vivid 910[®] mit zunehmender Streckenlänge eine höhere Präzision festgestellt werden (Tabelle 5). Der FastSCAN[™] erreicht die präzisesten Ergebnisse in der mittel komplexen Zone und die unpräzisesten Ergebnisse in der gering komplexen Zone.

Für alle gemessenen Strecken erzielen die Streifenprojektionssysteme TopoCAM[®] (Mittelwert: 0,29; Standardabweichung: 0,22) und der Comet[®] Vario Zoom 250 (Mittelwert: 0,28; Standardabweichung: 0,18) präzisere Werte als der PRIMOS[®] body (Mittelwert: 0,41; Standardabweichung: 0,34). Mit geringer werdender Komplexität korrelieren die drei Streifenprojektionssysteme mit einem geringeren Mittelwert und einer geringeren Standardabweichung. Die präzisesten Messungen in allen Zonen erreicht das Comet[®] Vario Zoom 250-System. Die Präzision steigt für das TopoCAM[®]- und PRIMOS[®] body-System mit zunehmender Streckenlänge. Der Comet[®] Vario Zoom 250 erreicht hingegen für die mittel langen Strecken die höchste Präzision.

Das Fotogrammetriesystem DSP 400[®], der Firma 3dMD, erzielt über alle Messungen einen Mittelwert von 0,53 und eine Standardabweichung von 0,41. Die Präzision korreliert bei diesem System zwischen der Komplexitätsregion und der Streckenlänge.

Betrachtet man alle Systeme, erzielen die Streifenprojektionssysteme TopoCAM[®], Comet[®] Vario Zoom 250 und der Laserscanner Minolta Vivid 910[®] die präzisesten Messergebnisse. Dies wird graphisch durch das Fehlerbalkendiagramm in Abbildung 34 dargestellt. Die anderen Scannerdatensätze erreichen akzeptable Präzisionswerte (0,21 - 0,85). Die Präzision nimmt wie in Abbildung 35 dargestellt für alle

Scannerdatensatzmessungen mit geringer werdender Komplexität der Zonen zu. Einzige Ausnahme sind die Datensatzmessungen des FastSCAN™, die nicht mit der Komplexität korrelieren.

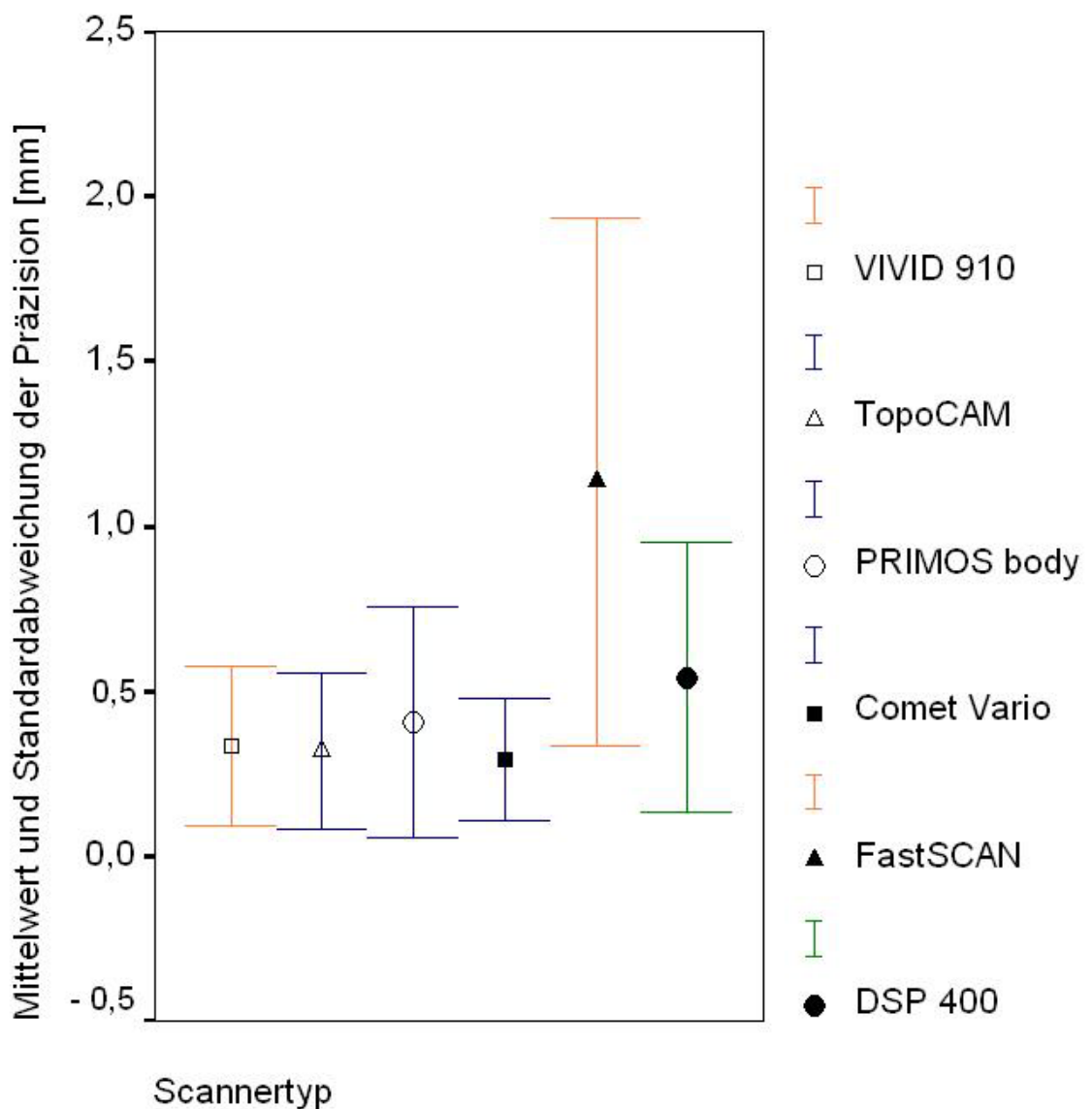


Abbildung 34: Präzision der Scansysteme über alle Messungen

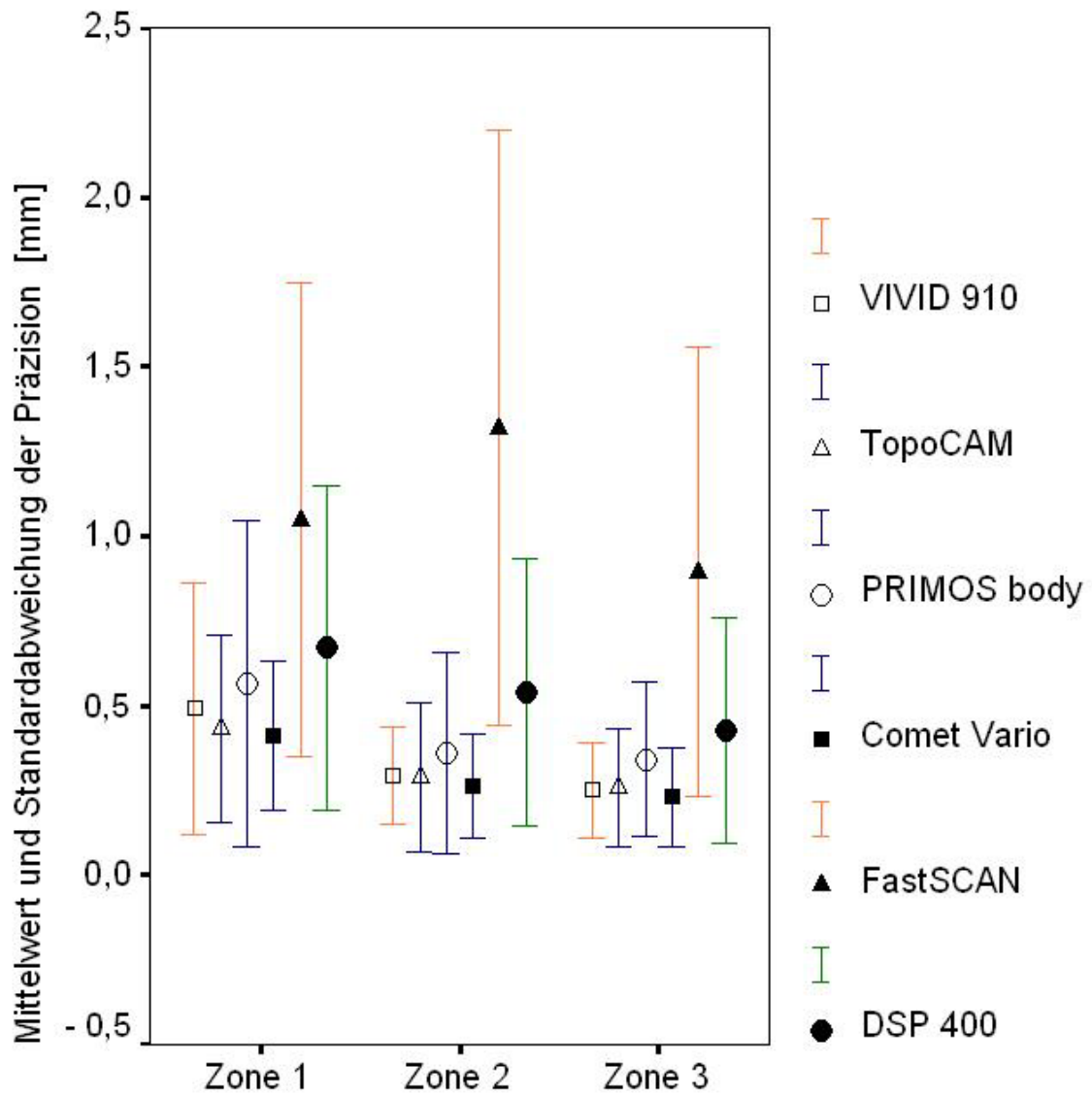


Abbildung 35: Präzision der Scansysteme nach Komplexitätszonen gegliedert

Die Untersuchung der Systempräzision im Bezug auf die Streckenlänge ergab, dass die Systeme TopoCAM, PRIMOS[®] body, Vivid 910[®] und DSP 400[®] mit Zunahme der Streckenlänge eine höhere Präzision erzielen (Abbildung 36). Für die Systeme Comet[®] Vario Zoom 250 und FastSCAN[™] konnte keine Beziehung zwischen der Streckenlänge und der Präzision hergestellt werden.

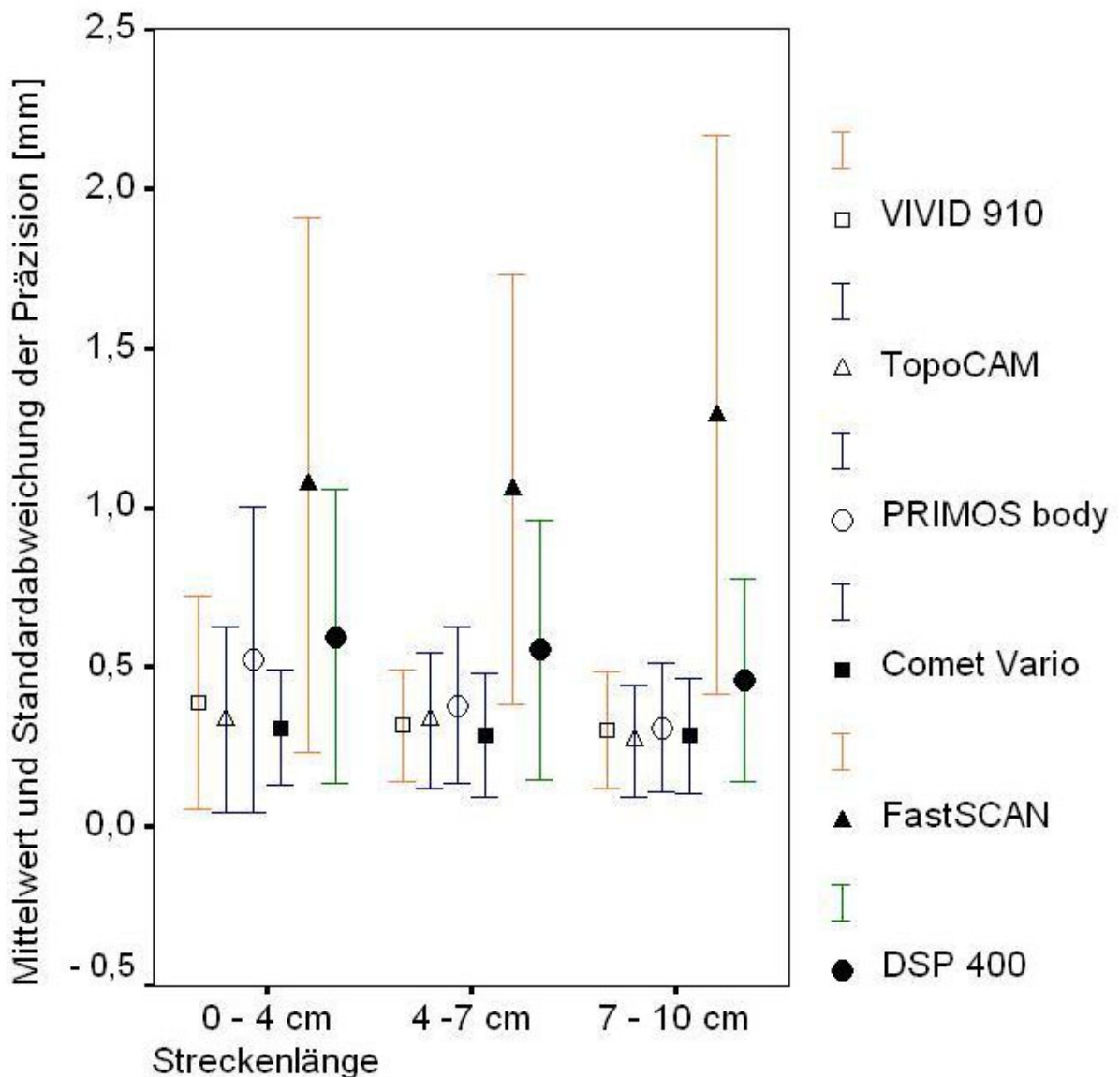


Abbildung 36: Präzision der Scansysteme nach Streckenlängen gegliedert

5.2. Bestimmung der Genauigkeit

Die Genauigkeit eines Scansystems kann bestimmt werden, indem man die Scannermessungen von den korrespondierenden manuellen Referenzmessungen subtrahiert und aus den Ergebnissen den Mittelwert und die Standardabweichung bestimmt. Eine detaillierte Beurteilung wird durch die separate Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Komplexitätszonen erreicht (Tabelle 6).

| Scanner | Zone 1 Manuell - Scanner [mm] | Zone 1 Std. Abw. | Zone 2 Manuell - Scanner [mm] | Zone 2 Std. Abw. | Zone 3 Manuell - Scanner [mm] | Zone 3 Std. Abw. | Alle Zonen Manuell - Scanner [mm] | Alle Zonen Std. Abw. |
|--|---|------------------------|---|------------------------|---|------------------------|--|-------------------------------|
| Minolta Vivid 910® | -0,38 | 0,92 | -0,15 | 0,92 | 0,06 | 0,8 | -0,13 | 0,89 |
| GFM TopoCAM® | -1,28 | 1,38 | -0,34 | 1,16 | -0,12 | 1,07 | -0,49 | 1,26 |
| GFM PRIMOS® body | -1,1 | 2,21 | -0,09 | 1,78 | 0,01 | 1,79 | -0,3 | 1,94 |
| Steinbichler Comet® Vario Zoom 250 | -0,56 | 1,12 | -0,15 | 0,68 | -0,04 | 0,61 | -0,21 | 0,81 |
| Polhemus FastSCAN™ | -1,31 | 1,83 | -1,36 | 2,49 | -2,12 | 2,53 | -1,59 | 2,39 |
| 3dMD DSP 400® | -0,10 | 2,78 | -0,13 | 1,79 | -0,55 | 2,17 | -0,23 | 2,17 |

Tabelle 6: Messgenauigkeit der Scansysteme nach Zonen gegliedert

Anschließend wurde ohne Berücksichtigung der Komplexitätszonen der Einfluss der Streckenlänge auf die Genauigkeit untersucht (Tabelle 8). Die Strecken wurden deshalb der Länge nach in 3 Gruppen eingeteilt (Tabelle 7).

| Strecken | Streckenlänge: (in cm) |
|-------------------|---------------------------|
| Kurze Strecken | 0-4 |
| Mittlere Strecken | 4-7 |
| Lange Strecken | 7-10 |

Tabelle 7: Einteilung der Strecken der Länge nach

| Scanner | Kurze Strecken Manuell - Scanner [mm] | Kurze Strecken Std. Abw. | Mittellange Strecken Manuell- Scanner [mm] | Mittellange Strecken Std. Abw. | Lange Strecken Manuell- Scanner [mm] | Lange Strecken Std. Abw. |
|---|--|-----------------------------|---|-----------------------------------|---|-----------------------------|
| Minolta Vivid 910 [®] | -0,49 | 0,99 | 0,01 | 0,73 | 0,08 | 0,87 |
| GFM TopoCAM [®] | -0,77 | 1,29 | -0,33 | 1,35 | -0,37 | 0,99 |
| GFM PRIMOS [®] body | -1,08 | 1,85 | 0,18 | 2,15 | -0,02 | 1,48 |
| Steinbichler Comet [®] Vario Zoom 250 | -0,39 | 1,04 | -0,16 | 0,63 | -0,07 | 0,69 |
| Polhemus FastSCAN [™] | -1,06 | 2,21 | -1,44 | 2,23 | -2,49 | 2,63 |
| 3dMD DSP 400 [®] | 0,17 | 1,98 | -0,76 | 2,61 | -0,1 | 1,74 |

Tabelle 8: Messgenauigkeit der Scansysteme nach der Streckenlänge gegliedert

Der Vergleich der Laserscanner zeigt, dass der Minolta Vivid 910[®] über alle gemessenen Strecken genauere Messungen als der FastSCAN[™] erzielt. Die Mittelwerte des Minolta Vivid 910[®] differieren bei geringerer Streuung weniger von den Referenzmessungen. Innerhalb der einzelnen Komplexitätsregionen korreliert der Minolta Vivid 910[®] zwischen Komplexität und Genauigkeit. Das System misst genauer, je niedriger der Komplexitätsgrad der Zone ist. Im Gegensatz zum Minolta Vivid 910[®] korreliert der FastSCAN[™] umgekehrt zwischen Genauigkeit und Komplexität. Dieser Scanner erzielt eine höhere Genauigkeit, je höher der

Komplexitätsgrad der Zone ist. Die komplexitätszonenunabhängige Untersuchung der Genauigkeit im Bezug auf die Streckenlänge zeigt, dass der Minolta Vivid 910[®] für alle Streckenlängen genauere Werte als der FastSCAN[™] erzielt. Allerdings korreliert die Genauigkeit des Minolta Vivid 910[®] nicht mit der Streckenlänge. Die Messungen des FastSCAN[™] werden genauer je kürzer die Strecke ist.

Für alle gemessenen Strecken erzielt das Streifenprojektionssystem Comet[®] Vario Zoom 250 die höchste Genauigkeit. Aufgrund der geringeren Streuung bei ähnlichen Mittelwerten ist das TopoCAM[®]-System gegenüber dem PRIMOS[®] body-System genauer. Mit abnehmender Komplexität erzielen die drei Streifenprojektionssysteme genauere Werte. Für die Streckenlängenuntersuchung kann festgestellt werden, dass die Genauigkeit der Systeme tendenziell für lange Strecken zunimmt. Für alle Streifenprojektionssysteme konnte die geringste Genauigkeit im Bereich der kurzen Strecken nachgewiesen werden. Der Comet[®] Vario Zoom erzielte in diesem Vergleich für alle Streckenlängen die höchste Genauigkeit.

Das Fotogrammetriesystem DSP 400[®] differiert von den Referenzmessungen mit einem Mittelwert von -0,23 mm und einer Standardabweichung von 2,17 über alle Messungen. Es korreliert nicht zwischen der Komplexitätsregion und der Genauigkeit. Die höchste Genauigkeit hat dieses System im Bereich der mittel komplexen Region. Die Genauigkeit bezüglich der Streckenlänge ergab keine Korrelation zwischen der Streckenlänge und der erzielten Genauigkeit. Die genauesten Messungen wurden mit diesem System für lange Strecken und die ungenauesten für mittel lange Strecken ermittelt.

Im Vergleich der Genauigkeit aller Systeme müssen der Mittelwert und die Standardabweichung betrachtet werden. Die höchste Genauigkeit bezüglich beider Parameter für alle Strecken haben das Laserscannersystem Vivid 910[®] und das Streifenprojektorsystem Comet[®] Vario Zoom. Die Mittelwerte und die Standardabweichung wurden in Abbildung 37 durch ein Fehlerbalkendiagramm grafisch dargestellt.

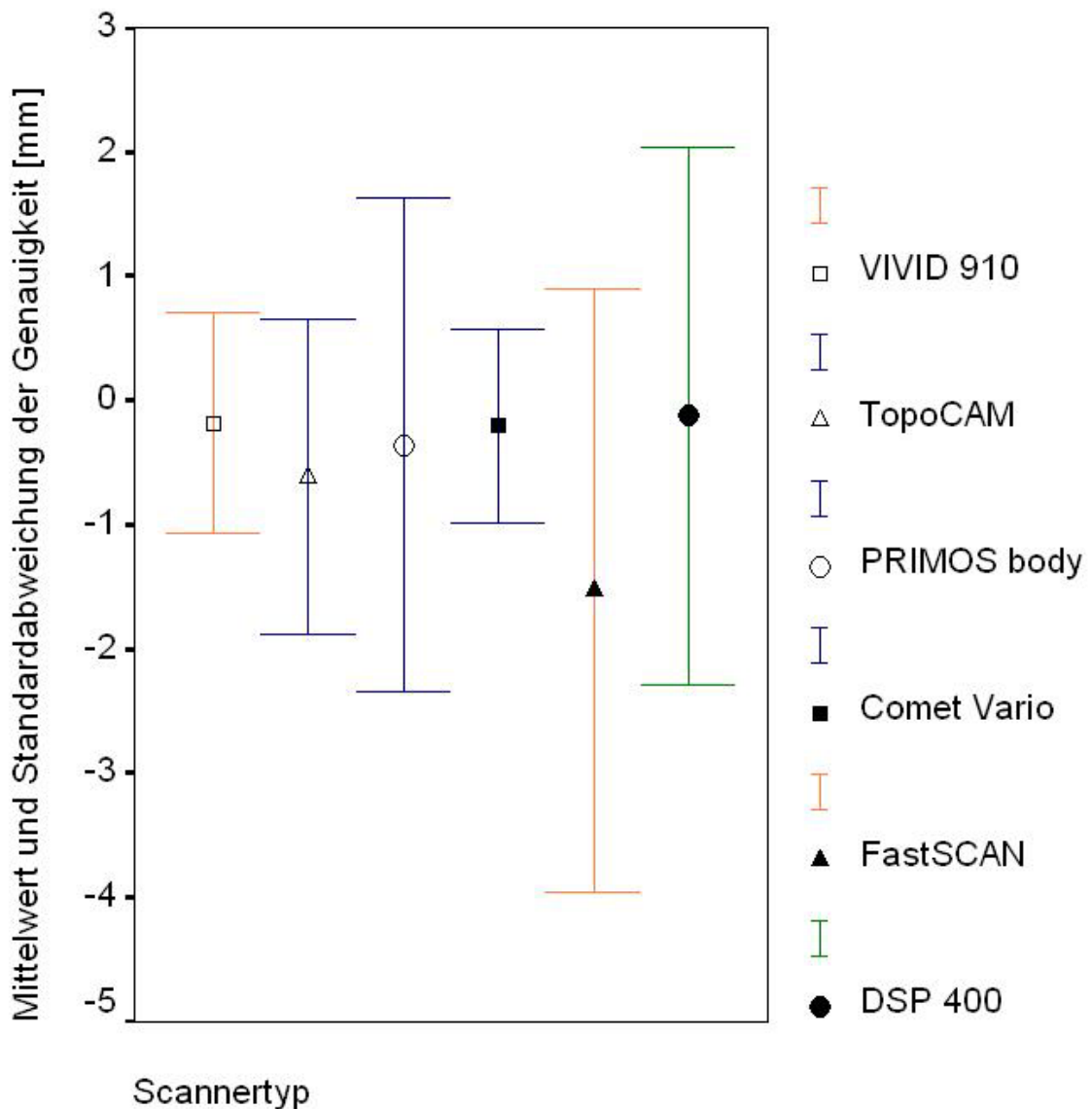


Abbildung 37: Genauigkeit der Scansysteme über alle Messungen

Die Genauigkeit nimmt für alle Streifenprojektoren und den Laserscanner Vivid 910[®] mit geringer werdender Komplexität der Zonen zu. Für das Fotogrammetriesystem konnte keine Korrelation zwischen der Komplexität und den Genauigkeitsparametern nachgewiesen werden. Das Fehlerbalkendiagramm zeigt die Ergebnisse dieser Analyse in Abbildung 38 grafisch.

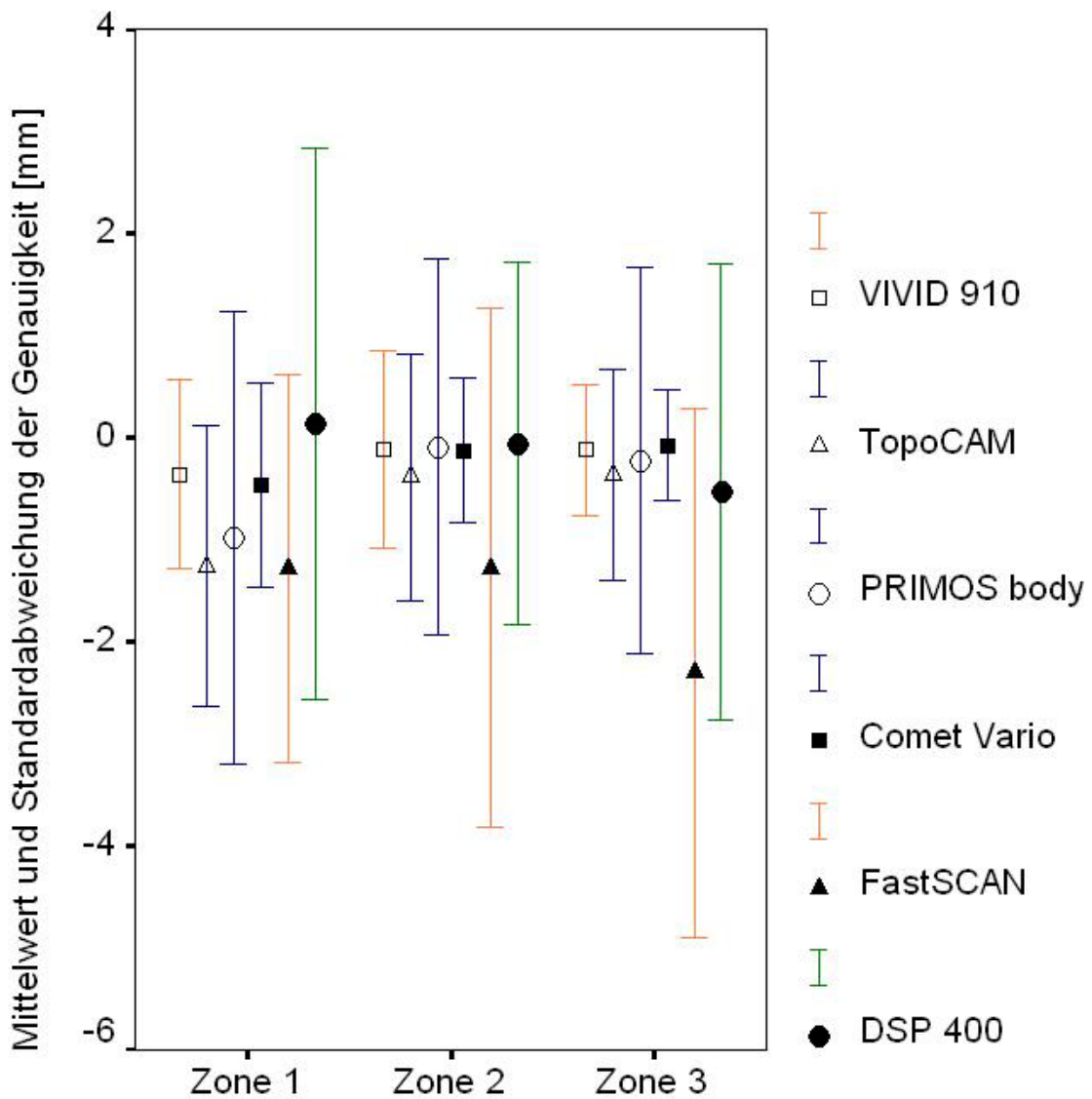


Abbildung 38: Genauigkeit der Scansysteme nach Komplexitätszonen gegliedert

Die Untersuchung der Genauigkeit im Bezug auf die Streckenlänge ergab, dass tendenziell für alle Systeme mit Zunahme der Streckenlänge eine höhere Genauigkeit zu erwarten ist (Abbildung 39). Eine Ausnahme stellt der FastSCAN™ dar seine Messergebnisse werden für kürzere Strecken genauer.

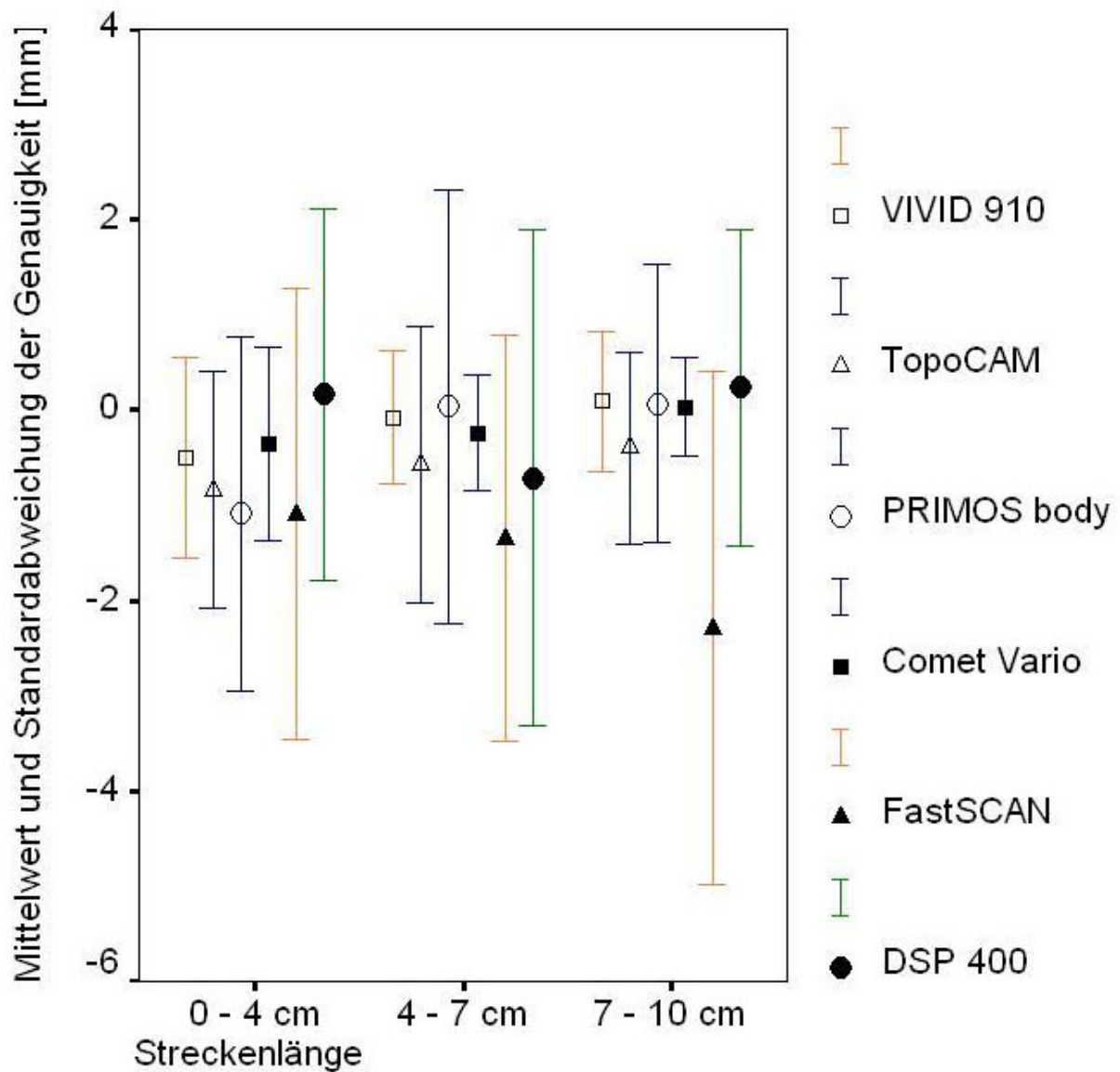


Abbildung 39: Genauigkeit der Scansysteme nach Streckenlängen gegliedert

Der Scatterplot in Abbildung 40 stellt grafisch für jeden Scanner die Genauigkeit in Abhängigkeit von der Streckenlänge dar. Die Scansystemwerte sind auf der x-Achse und die manuellen Referenzwerte auf der y-Achse eingetragen. Für den Vivid 910[®] und Comet Vario[®] Zoom ergibt sich die geringste Streuung um die Gerade mit der idealen Steigung von 1 (y-Wert = x-Wert). Für den FastSCAN[™] dagegen zeigt sich, die größte Streuung der Werte um eine Gerade mit einer Steigung kleiner 1 (y-Wert > x-Wert). Im Vergleich zu den manuellen Messungen unterschätzt dieses Scansystem kontinuierlich Strecken. Die Auswertungen der drei anderen untersuchten Scanner (PRIMOS[®] body, TopoCAM[®] und DSP 400[®]) zeigen, dass diese mit einer Streuung im Mittelfeld um die Steigungsgerade liegen.

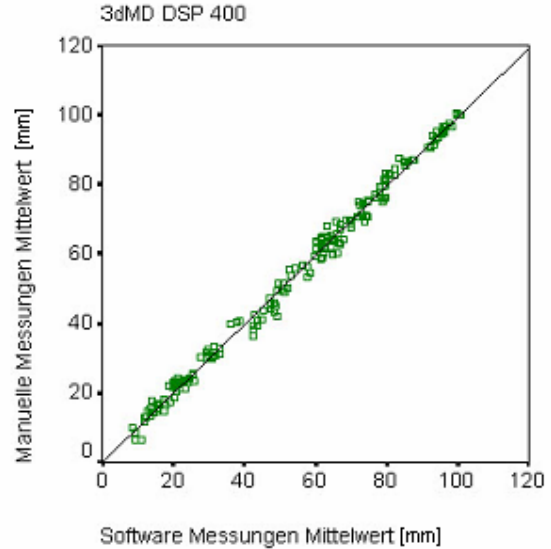
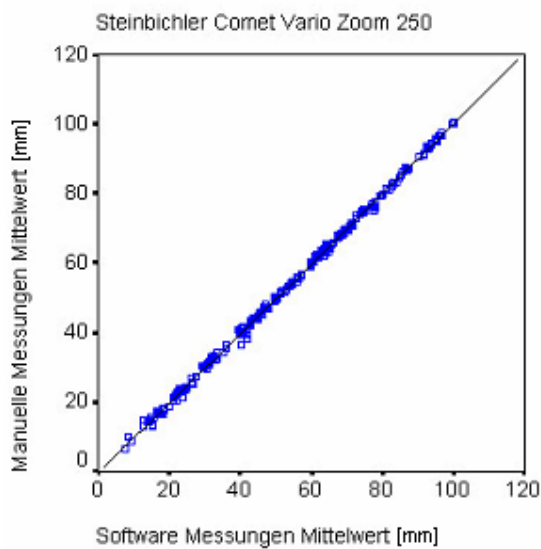
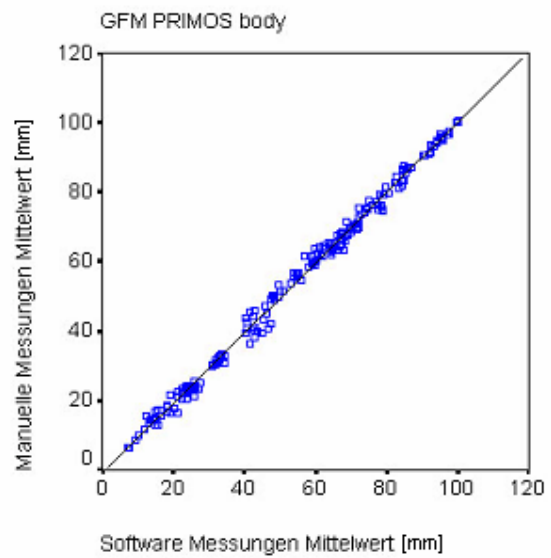
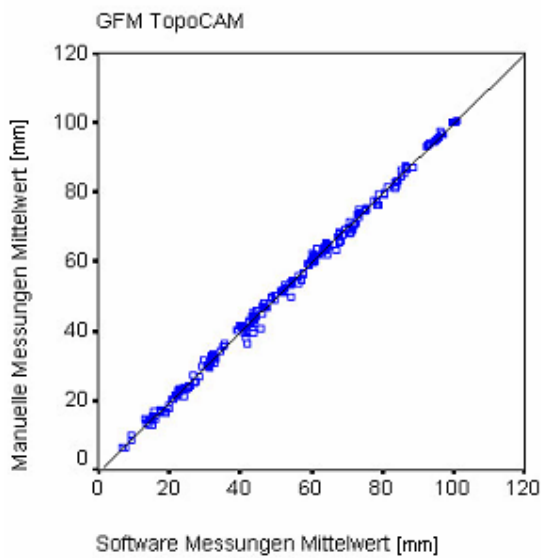
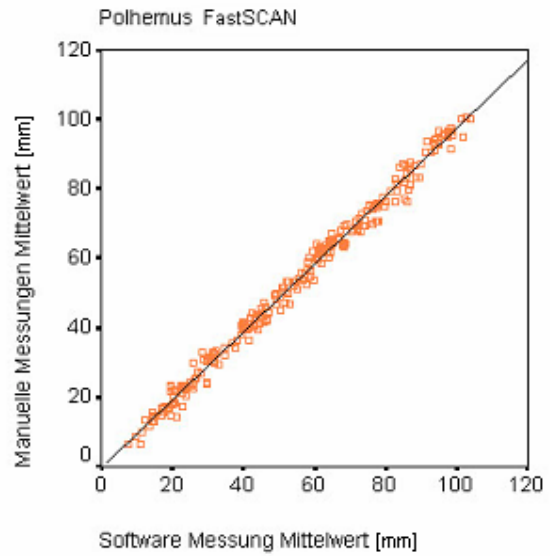
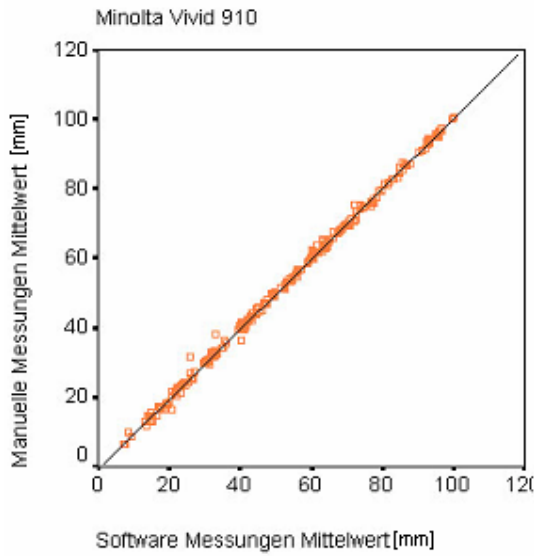


Abbildung 40: Scatterplot Vergleich der Scanner

6. Diskussion

Die dreidimensionalen Visualisierungsmethoden werden zunehmend für aktuelle medizinische Fragestellungen verwendet. Die erwähnten Grenzen und Schwierigkeiten der Darstellung der Körperoberfläche mit den konventionellen bildgebenden Verfahren führten dazu, dass nach neuen Methoden gesucht wurde. Von den analysierten Erfassungsmethoden haben sich die optischen Sensoren im Bereich der dreidimensionalen Körperoberflächenerfassung durchgesetzt. Nicht alle derzeit auf dem Markt befindlichen optischen Sensoren konnten in dieser Untersuchung berücksichtigt werden. Allerdings wurden für die unterschiedlichen optischen Prinzipien repräsentative Scanner ausgewählt und untersucht. Die Hersteller geben zwar die Leistungsmerkmale der optischen Systeme an, allerdings sind diese Angaben im praktischen Umgang häufig nicht zu reproduzieren.

Der Einsatz eines optischen Sensors in einem Herstellerlabor und die Anwendung eines Scanners im klinischen Alltag haben im Bezug auf die Scanbedingungen deutliche Unterschiede. Hersteller verwenden oft speziell konzipierte Räume, um ihre Sensoren zu überprüfen, im Gegensatz dazu werden optische Sensoren im Klinikalltag oft nicht in einer idealen Umgebung verwendet. Außerdem benutzen Hersteller meist geometrische Körper, um die Abbildungsleistung ihrer Geräte zu überprüfen. Die Erfassung der menschlichen Körperoberfläche hat bisher nicht kontrollierbare Einflussfaktoren, wie unterschiedliche Hautbeschaffenheit, Bewegungsartefakte oder Gewichtsschwankungen [3, 27].

In der Literatur werden Anwendungen beschrieben, die mithilfe optischer Scanner Körperregionen anthropometrisch vermessen [4, 51, 35, 8] oder zur klinischen Datengewinnung erfassen [18, 23]. In bisherigen Veröffentlichungen wurde stets nur

ein optisches System evaluiert; in dieser Untersuchung werden erstmals sechs verschiedene Scanner, die auf drei unterschiedlichen optischen Messverfahren basieren, untersucht.

Am lebenden Objekt wäre eine Beurteilung der optischen Sensoren hinsichtlich der Leistungsgrenzen aufgrund der bereits beschriebenen Einflussfaktoren nicht möglich gewesen. Es wurden deshalb fünf verschiedene Schafsschädelskelette mit drei unterschiedlich komplexen Oberflächenstrukturen ausgewählt. Die Scansysteme wurden in Bezug auf die Erfassungsqualität unterschiedlicher Komplexitätsregionen, wie sie auch am menschlichen Körper zu finden sind, verglichen.

Durch die über den gesamten Schädel verteilten Komplexitätszonen wurde eine vollständige 360°-Rekonstruktion nötig. Eine 360°-Aufnahme einer menschlichen Oberfläche ist für viele medizinische Anwendungen von großer Bedeutung. Allerdings setzt eine 360°-Rekonstruktion die Erfassung des Objekts aus unterschiedlichen Blickwinkeln, unter konstanten Aufnahmebedingungen voraus. Die Einzelaufnahmen werden anschließend unter Sichtkontrolle des Untersuchers registriert. Dieser muss korrespondierende Punkte in zwei Aufnahmen identifizieren und markieren. Fehlerquellen bei der Registrierung sind deshalb der Benutzer und die Software. Die Datenauswertung basiert häufig auf der Streckenmessung, Voraussetzung ist allerdings die Markierung entsprechender Punkte (Landmarks) auf dem virtuellen Modell. Die Landmarksetzung erfolgt wie die Registrierung durch den Untersucher [77]. Die Hauptfehlerquelle stellt der Untersucher dar, sein für die Rekonstruktion und Messung notwendiges Eingreifen hat einen Fehler von durchschnittlich $10^{-1} - 10^{-2}$ cm [4, 75]. Im Vergleich dazu liegen die theoretischen Messfehlerangaben der Scannerhersteller durchschnittlich im Bereich von 10^{-3} cm. Eine Evaluation der optischen Messsysteme für die Medizin beinhaltet das gesamte

Verfahren, von der Bildakquisition bis zur Auswertung aller Schritte. Die Hinweise auf einige potenzielle Fehlerquellen ermöglichen darum eine bessere Interpretation der Ergebnisse. Die Werte dieser Evaluation sind also nicht als Absolutwerte zu beurteilen, sondern vielmehr eine grobe Orientierung der Leistungsfähigkeit der Gesamtsysteme in der alltäglichen Praxis.

In dieser Untersuchung wurden als Referenzmesswerte die in der Literatur bereits etablierten manuellen Messdaten der Strecken herangezogen. Im Vergleich zwischen diesen Optimalwerten und den am Computer generierten Messwerten muss man zwischen Präzision und Genauigkeit unterscheiden. Beide Begriffe sind unabhängig voneinander zu betrachten und wurden in den bisher veröffentlichten Studien nicht deutlich genug unterschieden [4, 51, 35].

Die Präzision bedeutet, eine möglichst geringe Streuung der Messwerte um einen beliebigen Wert, welcher nicht dem Realwert entsprechen muss. Zwischen Präzision und Genauigkeit besteht ein direkter Zusammenhang, präzise Messungen, die nicht dem Idealwert entsprechen, sind häufig Eichungs- oder Kalibrierungsfehler. Wird ein präzises System geeicht ist anzunehmen, dass die anschließenden Messungen genauer sind. Der Umkehrschluss dieser Beziehung ist allerdings nicht möglich. Dies zeigt, dass der optimale Scanner eine möglichst hohe Präzision und Genauigkeit besitzen sollte. Die in der Literatur veröffentlichten Untersuchungen einzelner Scanner, bescheinigen den jeweils verwendeten Geräten bei akzeptabler Genauigkeit und Präzision die Anwendungsmöglichkeit in der Medizin [75, 79]. In dieser Arbeit wurden mehrere Scanner verschiedener Funktionsprinzipien, Bauweisen und Benutzungstechniken im Bezug auf diese beiden Parameter miteinander verglichen.

Der Laserscanner Vivid 910[®] hat eine konstant gute Aufnahmequalität, das zeigt eine zunehmende Genauigkeit und Präzision bei geringer werdender Komplexitätszone. Eine Arbeitsgruppe aus der Zahnheilkunde, die den Vivid 700[®] überprüfte, stellte auch die konstant gute Aufnahmequalität heraus [42]. Weitere Vorteile dieses Systems sind die Kompaktheit des Gehäuses, die einfache Bedienung und die computerunabhängige Aufnahmemöglichkeit mit einer Speicherkarte. Zusätzlich kann durch Verwendung verschiedener optischer Linsen der Scanbereich variiert werden. Die bei vielen Scannern aufwendige Kalibrierung ist bei diesem System nicht notwendig.

Weniger homogen werden Oberflächen vom Laserscanner FastSCAN[™] erfasst. Eine Regelmäßigkeit zwischen Präzision und Komplexitätszone oder Streckenlänge konnte nicht festgestellt werden. Allerdings wurde eine Korrelation zwischen Genauigkeit, Komplexitätszone und Streckenlänge gezeigt. Als einziger Scanner in dieser Untersuchung erzielt der FastSCAN[™] höhere Genauigkeitswerte bei ansteigender Komplexität und abnehmender Streckenlänge. Die guten Ergebnisse in komplexen Bereichen beruhen auf seiner einfachen Handhabung (Handheld-scanner), die es ermöglicht komplexe Oberflächen aus allen Blickwinkeln sehr flexibel zu erfassen. Die automatische Echtzeitregistrierung trägt dazu bei, dass noch während des Scanvorgangs mögliche Abschattungen erkannt und erfasst werden können. Durch die automatische Registrierung entfällt das zeitaufwendige manuelle Zusammensetzen der Einzelaufnahmen. Dieser Vorteil ist gleichzeitig der Nachteil dieses Systems, denn die automatische Registrierung ist derzeit noch so ungenau, dass die Präzisions- und Genauigkeitswerte im Bereich von 1 - 2 mm schwanken (Abbildung 41) [56]. Ohne die automatische Registrierung wird dieser Scanner bessere Werte erzielen. Der Scanner unterstützt keine Texturinformation.

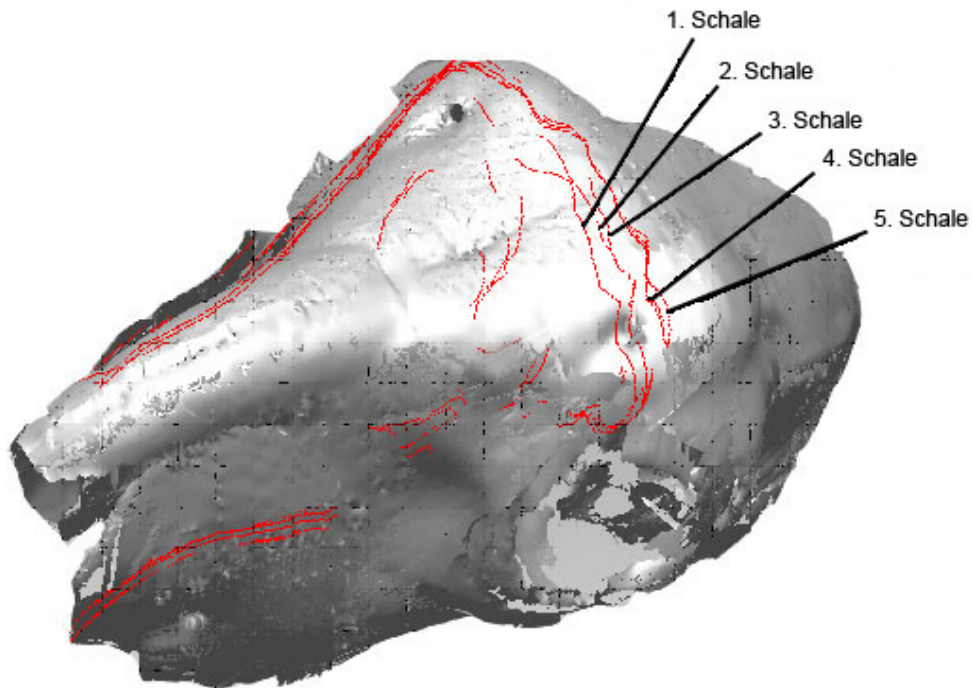


Abbildung 41: Dreidimensionaler Datensatz des FastSCAN™

Die sehr gute Aufnahmequalität des Streifenprojektionsscanners Comet® Vario Zoom 250 zeigt sich in der zunehmenden Genauigkeit und Präzision bei geringer werdender Komplexitätszone. Er erreicht in allen Zonen die präzisesten Messungen. Studer belegt durch die Volumenanalyse an unterschiedlich komplexen Versuchsobjekten ebenfalls die hohe Präzision und Genauigkeit der Streifenprojektion. Außerdem stellt er den Zusammenhang zwischen der Präzision und der Komplexität der Oberfläche her [71]: Aufgrund des Funktionsprinzips lassen sich die Streifenmuster für einfache Oberflächen stets eindeutig zuordnen. Schwächen haben diese Verfahren jedoch in höchst komplexen Regionen (Zone 1), denn hier ist die eindeutige Zuordnung der Streifen schwer [71]. In dieser Untersuchung kann diese These allerdings nicht bestätigt werden, denn der Streifenprojektionsscanner erreicht in der hoch komplexen Zone die höchsten

Präzisions- und die zweithöchsten Genauigkeitswerte. Aufgrund dieser Ergebnisse kann man den Comet[®] Vario Zoom 250 für verschiedene medizinische Anwendungen, unter anderem auch für die Erfassung komplexer Oberflächen, verwenden. Nachteil des Comet[®] Vario Zoom 250 ist die Systemkalibrierung, die eine etwas längere Einarbeitungszeit erfordert. Als Zubehör ist der computergesteuerte Rotationstisch Comet[®] Rotary, der wegen der Größe der Schafsschädel verwendet wurde erhältlich. Er dehnt das Anwendungsgebiet des Comet[®] Vario Zoom 250 zum Beispiel auf die Prothesenerfassung in der Zahnheilkunde aus. Vergleichbares Zubehör anderer Hersteller, wie etwa Minolta, existiert zwar, konnte in dieser Arbeit aber nicht getestet werden. Der computergesteuerte Drehteller ermöglicht eine schnelle automatisierte 360°-Datenaufnahme. Diese hat außer der Zeitersparnis keinen Einfluss auf die Präzision oder Genauigkeit. Eine sorgfältige manuelle Registrierung kann die gleichen Genauigkeits- und Präzisionswerte wie eine automatisierte Registrierung erreichen. Allerdings bleibt anzumerken, dass eine manuelle Registrierung bestehend aus 18 Einzelaufnahmen sehr zeitintensiv ist.

Die beiden Streifenlichtprojektionsscanner der Firma GFMesstechnik GmbH PRIMOS[®] body und TopoCAM[®] unterscheiden sich in der Bauweise und in der Genauigkeits- und Präzisionsleistung. Generell haben beide Systeme eine konstant gute Aufnahmequalität, die sich in der zunehmenden Genauigkeit und Präzision bei geringer werdender Komplexitätszone zeigt. Allerdings ist das TopoCAM[®]-System aufgrund der geringeren Streuung präziser und genauer als das PRIMOS[®] body-System. Das TopoCAM[®]-System ist sehr flexibel konstruiert, die Positionen des Senders und Empfängers sind verstellbar. Aufgrund des Streifenprojektionsprinzips muss allerdings nach jeder Änderung der Einstellung das System neu kalibriert

werden. Die hohe Präzision des TopoCAM[®]-Systems resultiert aus seiner eigentlichen Konzeption für Kleinbauteile. Dieses System ist auch aufgrund der relativ langen Aufnahmezeit von 24 Sekunden hauptsächlich für nicht bewegte Objekte, wie zum Beispiel Prothesen geeignet.

Das PRIMOS[®] body-System hat wegen des fest installierten Senders und Empfängers nur wenige Einstellmöglichkeiten (Höhenverstellung). Aufgrund der festgelegten Aufnahmeveldgröße wird der PRIMOS[®] body vor allem für Aufnahmen im Gesichtsbereich verwendet. Besonders hervorzuheben sind die ausgezeichnete Texturinformation und die automatische Registrierung der beiden Kameraaufnahmen aus zwei unterschiedlichen Perspektiven.

Das Fotogrammetriesystem DSP 400[®] erzielt höhere Präzisionswerte bei geringerer Komplexitätszone. Die Korrelation der Präzision mit der Komplexität kann zum einen durch die geringe Tiefenschärfe der verwendeten Kameras und zum anderen durch den unterschiedlichen Abstand der Schädelstrukturen zur Kalibrierungsebene erklärt werden [10]. Für die Genauigkeit kann nur die Tendenz festgestellt werden, dass komplexere Zonen und längere Strecken mit einer höheren Genauigkeit erfasst werden. Hervorzuheben ist die extrem schnelle Aufnahmezeit von 0,0008 Sekunden. Dieses sehr schnelle bildgebende Verfahren ist deshalb die einzige Alternative für Patienten (Kinder), die eine Aufnahmezeit nicht über einige Sekunden hinweg beibehalten können. Andere Arbeitsgruppen erzielten mit fotogrammetrischen Messungen im Gesichtsbereich ähnliche Messergebnisse [12]. Ebenso wie das PRIMOS[®] body-System ist aufgrund des beschränkten Aufnahmevelds dieses Gerät besonders für Anwendungen im Gesichtsbereich geeignet.

7. Zusammenfassung

In dieser Arbeit wurden drei unterschiedliche optische Verfahren, zur dreidimensionalen Erfassung und Vermessung der Körperoberfläche anhand von sechs unterschiedlichen optischen Scannern auf Präzision, Genauigkeit und klinische Anwendbarkeit untersucht. Alle optischen Verfahren arbeiten nicht invasiv und berührungslos.

In der klinischen Anwendung ermöglichen optische Systeme mit entsprechender Software die dreidimensionale Betrachtung der Oberfläche aus beliebigen Blickwinkeln und das Isolieren von relevanten Strukturen. Außerdem können Volumina, Oberflächen, Abstände und Formen objektiv vermessen werden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden fünf knöcherne und vollständig präparierte Schafschädel unterschiedlichen Alters dreidimensional erfasst, vermessen und die Messergebnisse bezüglich der Präzision und Genauigkeit untersucht. Die Präzision repräsentiert den Wiederholungsfehler des Systems und die Genauigkeit die Abweichung von den manuellen Referenzmessungen. Die Präzision betrug je nach System im Durchschnitt 0,27 - 1,03 bei einer Streuung von 0,18 - 0,76, die Genauigkeit hatte einen Durchschnittswert von 0,13 - 1,59 bei einer Standardabweichung von 0,81 - 2,39. Außerdem wurden die Schädel in drei unterschiedliche Komplexitätsregionen eingeteilt, um die Grenzen der Systemerfassung bestimmen zu können. Die detaillierte Untersuchung der Schädel ergab, dass alle Systeme mit Ausnahme des FastSCANTM gering komplexe Oberflächen und große Strecken konstant besser erfassen als kurze Strecken und komplexe Oberflächen. Die guten Ergebnisse des FastSCANTM in komplexen Bereichen beruhen auf seiner einfachen Handhabung, (Handheldscanner) die es

ermöglicht komplexe Oberflächen aus allen Blickwinkeln sehr flexibel zu erfassen. Die Flexibilität wird bisher allerdings durch das ungenaue Tracking Verfahren erreicht, deshalb liegen die Werte dieses Scanners nur im unteren Mittelfeld.

8. Ausblick

In der vorliegenden Arbeit konnte gezeigt werden, dass alle optischen Verfahren für den medizinischen Bereich geeignet sind. Es steht ein berührungsloses, schnelles und ohne Röntgenstrahlung arbeitendes Messverfahren zur Verfügung, das zur dreidimensionalen Oberflächenanalyse eingesetzt werden kann. Die optischen Sensoren ergänzen damit die etablierten bildgebenden Verfahren (CT, MRT, Sonografie).

In der modernen Medizin werden dreidimensionale multimodale Datensätze aus sich ergänzenden bildgebenden Verfahren erstellt, um jede Körperstruktur mit der maximalen bildgebenden Genauigkeit darzustellen. Die Integration der Oberflächen-datensätze in multimodale Datensätze wird in Zukunft Rückschlüsse zwischen körperinneren und körperäußeren Strukturen ermöglichen. Das optische Verfahren wird sich dadurch für aktuelle und zukünftige medizinische Anwendungen weiter standardisieren und etablieren.

9. Abbildungsverzeichnis

| | |
|--|----|
| Abbildung 1: Abbildung einer Form, modifiziert nach Scopigno, R. (2002) [61]..... | 13 |
| Abbildung 2: MicroScribe® MX Immersion Corporation [32] | 14 |
| Abbildung 3: Prinzip der Wechselwirkung zwischen Strahlung und Materie..... | 16 |
| Abbildung 4: Optisch reflektive Verfahren | 17 |
| Abbildung 5: Triangulationsprinzip, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]..... | 19 |
| Abbildung 6: Lichtschnittverfahren, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]..... | 19 |
| Abbildung 7: Coded Light Teil 1, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]..... | 21 |
| Abbildung 8: Coded Light Teil 2, modifiziert nach B. Breuckmann (1993) [7]..... | 22 |
| Abbildung 9: Fotogrammetrie-Prinzip, modifiziert nach B. Breuckmann (1993)..... | 24 |
| Abbildung 10: Minolta Vivid 910® | 32 |
| Abbildung 11: Polhemus FastSCAN™ | 32 |
| Abbildung 12: GFM PRIMOS® body | 33 |
| Abbildung 13: GFM TopoCAM® | 33 |
| Abbildung 14: Steinbichler Comet® Vario Zoom 250 | 34 |
| Abbildung 15: Schädel mit projizierten Streifenmustern | 34 |
| Abbildung 16: 3dMD DSP 400® | 35 |

| | |
|---|----|
| Abbildung 17: 3D-Rekonstruktion | 35 |
| Abbildung 18: Schafschädelansicht von posterior | 36 |
| Abbildung 19: Schafschädelansicht von anterior | 36 |
| Abbildung 20: Schafschädelansicht von lateral rechts..... | 36 |
| Abbildung 21: Schafschädelansicht von kaudal..... | 36 |
| Abbildung 22: Schafschädelansicht von posterior | 38 |
| Abbildung 23: Schafschädelansicht von anterior | 38 |
| Abbildung 24: Schafschädelansicht von lateral | 38 |
| Abbildung 25: Schafschädelansicht von kaudal..... | 38 |
| Abbildung 26: Exemplarisch wurden zwei der Einzelaufnahmen registriert..... | 40 |
| Abbildung 27: Bestandteile des eigens konzipierten Drehtellers | 41 |
| Abbildung 28: Aufgebauter Drehteller in zwei unterschiedlichen Längen | 41 |
| Abbildung 29: Rotationstisch Steinbichler Comet® Rotary..... | 42 |
| Abbildung 30: Messungen in der gering komplexen Zone 3..... | 43 |
| Abbildung 31: Messungen in der mittel komplexen Zone 2 | 44 |
| Abbildung 32: Messungen in der hoch komplexen Zone 1 | 44 |
| Abbildung 33: Regressionsanalyse der manuellen Messungen | 46 |
| Abbildung 34: Präzision der Scansysteme über alle Messungen | 50 |

| | |
|--|----|
| Abbildung 35: Präzision der Scansysteme nach Komplexitätszonen gegliedert..... | 51 |
| Abbildung 36: Präzision der Scansysteme nach Streckenlängen gegliedert | 52 |
| Abbildung 37: Genauigkeit der Scansysteme über alle Messungen..... | 56 |
| Abbildung 38: Genauigkeit der Scansysteme nach Komplexitätszonen gegliedert .. | 57 |
| Abbildung 39: Genauigkeit der Scansysteme nach Streckenlängen gegliedert..... | 58 |
| Abbildung 40: Scatterplot Vergleich der Scanner | 60 |
| Abbildung 41: Dreidimensionaler Datensatz des FastSCAN™..... | 65 |

10. Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Tabelle 1: Technische Daten der Scanner nach Herstellerangaben..... | 31 |
| Tabelle 2: Verzeichnis der unterschiedlichen Landmarks..... | 39 |
| Tabelle 3: Messpräzision der Scansysteme nach Zonen gegliedert..... | 47 |
| Tabelle 4: Einteilung der Strecken der Länge nach..... | 48 |
| Tabelle 5: Messpräzision der Scansysteme nach der Streckenlänge gegliedert..... | 48 |
| Tabelle 6: Messgenauigkeit der Scansysteme nach Zonen gegliedert..... | 53 |
| Tabelle 7: Einteilung der Strecken der Länge nach..... | 54 |
| Tabelle 8: Messgenauigkeit der Scansysteme nach der Streckenlänge gegliedert.. | 54 |

11. Literaturverzeichnis

1. 3dMD,
DSP 400 Produktinformation.
<http://www.3dmd.com/Products/EarlierGenerations.asp>
2. Ahroni, J.H., Boyko, E.J., Pecoraro, R.E.,
Reliability of computerized wound surface area determinations.
Wounds 4 (1992) 133–137
3. Asamoah, V., Mellerowicz, H., Venus, J., Klockner, C.,
Measuring the surface of the back. Value in diagnosis of spinal
diseases.
Orthopäde 29 (2000) 480-489
4. Aung, S.C., Ngim, R.C., Lee, S.T.,
Evaluation of the laser scanner as a surface measuring tool and its
accuracy compared with direct facial anthropometric measurements.
Br. J. Plast. Surg. 48 (1995) 551-558
5. Baroni, G., Troia, A., Riboldi, M., Orecchia, R., Ferrigno, G., Pedotti, A.,
Evaluation of methods for opto-electronic body surface sensing applied
to patient position control in breast radiation therapy.
Med. Biol. Eng. Comput. 41 (2003) 679-688
6. Brenner, D.J., Elliston, C.D.,
Estimated radiation risks potentially associated with full-body CT
screening.
Radiology 232 (2004) 735-738

7. Breuckmann, B.,
Bildverarbeitung und optische Meßtechnik in der industriellen Praxis:
Grundlagen der 3D-Meßtechnik, Farbbildanalyse, Holografie und
Interferometrie mit zahlreichen praktischen Applikationen.
Franzis Verl. (1993)
8. Bush, K., Antonyshyn, O.,
Three-dimensional facial anthropometry using a laser surface scanner:
validation of the technique.
Plast. Reconstr. Surg. 98 (1996) 226-235
9. Cutting, C.B., McCarthy, J.G., Karron, D.B.,
Three-dimensional input of body surface data using a laser light
scanner.
Ann. Plast. Surg. 21 (1988) 38-45
10. D'Apuzzo, N.,
Automated photogrammetric measurement of human faces.
Int. arch. of photogrammetry and remote sensing 32 (1998) 402-407
11. Day, J.S., Murdoch, D.J., Dumas, G.A.,
Calibration of position and angular data from a magnetic tracking
device.
J. Biomech. 33 (2000) 1039-1045
12. Deacon, A.T., Anthony, A.G., Bhatia, S.N., Muller, J.P.,
Evaluation of a CCD-based facial measurement system.
Med. Inform. (Lond) 16 (1991) 213-228

13. Deng, J., Newton, N.M., Hall-Craggs, M.A., Shirley, R.A., Linney, A.D.,
Lees, W.R., Rodeck, C.H., McGrouther, D.A.,
Novel technique for three-dimensional visualisation and quantification
of deformable, moving soft-tissue body parts.
Lancet 356 (2000) 127-131
14. Dobbs, H.J.,
Radiation therapy for breast cancer at the millennium.
Radiother. Oncol. 54 (2000) 191-200
15. Drebin, R., Carpenter, L., Hanrahan, P.,
Volume Rendering.
Computer Graphics 22 (1988) 65-74
16. Edsander-Nord, A., Wickman, M., Jurell, G.,
Measurement of breast volume with thermoplastic casts.
Scand. J. Plast. Reconstr. Surg. Hand. Surg. 30 (1996) 129-132
17. Farkas, L.G., Bryson, W., Klotz, J.,
Is photogrammetry of the face reliable?
Plast. Reconstr. Surg. 66 (1980) 346-355
18. Ferrario, V.F., Sforza, C., Dellavia, C., Vizzotto, L., Caru, A.,
Three-dimensional nasal morphology in cleft lip and palate operated
adult patients.
Ann. Plast. Surg. 51 (2003) 390-397
19. Ferrario, V.F., Sforza, C., Poggio, C.E., Serrao, G.,
Facial three-dimensional morphometry.
Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 109 (1996) 86-93

20. Ferrario, V.F., Sforza, C., Puleo, A., Poggio, C.E., Schmitz, J.H.,
Three-dimensional facial morphometry and conventional
cephalometrics: a correlation study.
Int. J. Adult Orthodon. Orthognath. Surg. 11 (1996) 329-338
21. Frantz, R.A., Johnson, D.A.,
Stereophotography and computerized image analysis.
Wounds 4 (1992) 58-64
22. Gagliardi, G., Lax, I., Rutqvist, L.E.,
Radiation therapy of stage I breast cancer: analysis of treatment
technique accuracy using three-dimensional treatment planning tools.
Radiother. Oncol. 24 (1992) 94-101
23. Galdino, G.M., Nahabedian, M., Chiaramonte, M., Geng, J.Z., Klatsky,
S., Manson, P.,
Clinical applications of three-dimensional photography in breast
surgery.
Plast. Reconstr. Surg. 110 (2002) 58-70
24. Galdino, G.M., Vogel, J.E., Vander Kolk, C.A.,
Standardizing digital photography: it's not all in the eye of the beholder.
Plast. Reconstr. Surg. 108 (2001) 1334-1344
25. GFMesstechnik,
PRIMOS body, TopoCAM Produktinformation.
[http://www.gfmesstechnik.com/german/mainmenu/index01_products.ht
ml](http://www.gfmesstechnik.com/german/mainmenu/index01_products.html)

26. Golden, G.S.,
Forensic photography: an expanding technology.
J. Calif. Dent. Assoc. 24 (1996) 50-56
27. Harrison, J.A., Nixon, M.A., Fright, W.R., Snape, L.,
Use of hand-held laser scanning in the assessment of facial swelling: a preliminary study.
Br. J. Oral Maxillofac. Surg. 42 (2004) 8-17
28. Hill, D.L., Hawkes, D.J., Gleeson, M.J., Cox, T.C., Strong, A.J., Wong, W.L., Ruff, C.F., Kitchen, N.D., Thomas, D.G., Sofat, A.,
Accurate frameless registration of MR and CT images of the head: applications in planning surgery and radiation therapy.
Radiology 191 (1994) 447-454
29. Hillebrand, G.G., Miyamoto, K., Schnell, B., Ichihashi, M., Shinkura, R., Akiba, S.,
Quantitative evaluation of skin condition in an epidemiological survey of females living in northern versus southern Japan.
J. Dermatol. Sci. 27 Suppl 1 (2001) 42-52
30. Hillman, B.J.,
The past 25 years in medical imaging research: a memoir.
Radiology 214 (2000) 11-14
31. Houkin, K., Miyasaka, K., Tanaka, H., Takamori, K., Kishinami, T., Nishikawa, T., Kamiyama, H., Aida, T., Iwasaki, Y., Abe, H.,
Three-dimensional MR brain image using volume rendering method.
No. To. Shinkei. 43 (1991) 665-670

32. Immersion,
MicroScribe® MX Produktbröschüre.
http://www.immersion.com/digitizer/docs/MSMX_0904_V1.pdf
33. INUSTechnology,
RapidForm™ 2002 Tutorial.
<http://www.rapidform.com>
34. Kalbhen, C.L., McGill, J.J., Fendley, P.M., Corrigan, K.W., Angelats, J.,
Mammographic determination of breast volume: comparing different
methods.
Am. J. Roentgenol. 173 (1999) 1643-1649
35. Kohn, L.A., Cheverud, J.M., Bhatia, G., Commean, P., Smith, K.,
Vannier, M.W.,
Anthropometric optical surface imaging system repeatability, precision,
and validation.
Ann. Plast. Surg. 34 (1995) 362-371
36. Kokoska, M.S., Currens, J.W., Hollenbeak, C.S., Thomas, J.R., Stack,
B.C., Jr.,
Digital vs 35-mm photography. To convert or not to convert?
Arch. Facial Plast. Surg. 1 (1999) 276-281
37. Kovacs, L., Zimmermann, A., Papadopoulos, N.A., Biemer, E.,
Re: factors determining shape and symmetry in immediate breast
reconstruction.
Ann. Plast. Surg. 53 (2004) 192-194

38. Kovacs, L., Zimmermann, A., Papadopoulos, N.A., Biemer, E.,
Re: factors determining shape and symmetry in immediate breast
reduction.
Ann. Plast. Surg. 53 (2004) 192-194
39. Kovacs, L., Zimmermann, A., Wawrzyn, H., Schewenzer, K., Seitz, H.,
Tille, C., Papadopoulos, N.A., Sader, R., Zeilhofer, H.F., Biemer, E.,
Computer aided surgical reconstruction after complex facial burn
injuries - opportunities and limitations.
Burns (2004) eingereicht
40. Krimmel, M., Bacher, M., Cornelius, C.P., Schubert, S., Goz, G.,
Reinert, S.,
3-dimensional image acquisition for analysis of primary, cleft-induced
facial deformity with an optoelectronic surface scanner.
Mund Kiefer Gesichtschir. 6 (2002) 158-161
41. Kurokawa, M., Yamada, N., Fu, I., Tsutsumi, S.,
Reconstruction of breast using a laser lithographic model: a case
report.
Breast Cancer 8 (2001) 162-165
42. Kusnoto, B., Evans, C.A.,
Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications.
Am. J. Orthod. Dentofacial Orthop. 122 (2002) 342-348
43. Levoy, M.,
Display of surfaces from volume data.
IEEE Computer Graphics & Applications 8 (1988) 29-37

44. Lorensen, W.E., Cline, H.E.,
Marching Cubes: A High Resolution 3D Surface Construction Algorithm.
Computer Graphics 21 (1987) 163-169
45. McCance, A.M., Moss, J.P., Fright, W.R., Linney, A.D., James, D.R.,
Three-dimensional analysis techniques--Part 2: Laser scanning: a
quantitative three-dimensional soft-tissue analysis using a color-coding
system.
The Cleft palate-craniofacial journal 34 (1997) 46-51
46. McEwen, B.F., Marko, M.,
Three-dimensional transmission electron microscopy and its application
to mitosis research.
Methods Cell Biol. 61 (1999) 81-111
47. Mineyev, M., Kramer, D., Kaufman, L., Carlson, J., Frankel, S.,
Measurement of breast implant volume with magnetic resonance
imaging.
Ann. Plast. Surg. 34 (1995) 348-351
48. Minolta,
Vivid 910 Produktbroschüre; Konica Minolta Sensing Inc.Osaka Japan,.
<http://www.minoltausa.com/vivid/products/VIVID910.pdf>.
49. Neal, A.J., Mayles, W.P., Yarnold, J.R.,
Invited review: tangential breast irradiation--rationale and methods for
improving dosimetry.
Br. J. Radiol. 67 (1994) 1149-1154

50. Ney, D.R., Fishman, E.K., Magid, D., Drebin, R.A.,
Volumetric Rendering of Computed Tomography Data: Principles and
Techniques.
IEEE Computer Graphics and Applications 10 (1990) 24-32
51. Papadopoulos, M.A., Jannowitz, C., Boettcher, P., Henke, J., Stolla, R.,
Zeilhofer, H.F., Kovacs, L., Erhardt, W., Biemer, E., Papadopoulos, N.A.,
Three-dimensional fetal cephalometry: An evaluation of the reliability of
cephalometric measurements based on three-dimensional CT
reconstructions and on dry skulls of sheep fetuses.
Craniomaxillofac. Surg. (2004) eingereicht
52. Pate, D., Resnick, D., Andre, M., Sartoris, D.J., Kursunoglu, S.,
Bielecki, D., Dev, P., Vassiliadis, A.,
Perspective: three-dimensional imaging of the musculoskeletal system.
Am. J. Roentgenol. 147 (1986) 545-551.
53. Patete, P.V., Bulgrin, J.P., Shabani, M.M., Smith, D.J.,
A non-invasive, three-dimensional, diagnostic laser imaging system for
accurate wound analysis.
Physiol. Meas. 17 (1996) 71-79
54. Plassmann, P., Melhuish, J.M., Harding, K.G.,
Methods of measuring wound size a comparative study.
Wounds 6 (1994) 54-61
55. Polhemus,
FastSCAN Produktinformation.
<http://www.polhemus.com/fastscan.htm>

56. Poulin, F., Amiot, L.P.,
Interference during the use of an electromagnetic tracking system
under OR conditions.
J. Biomech. 35 (2002) 733-737
57. Sandler, J., Murray, A.,
Clinical photographs--the gold standard.
J. Orthod. 29 (2002) 158-161
58. Schaefer, P.W., Grant, P.E., Gonzalez, R.G.,
Diffusion-weighted MR imaging of the brain.
Radiology 217 (2000) 331-345
59. Schmitz, A., Gabel, H., Weiss, H.R., Schmitt, O.,
Anthropometric 3D-Body Scanning in Idiopathic Scoliosis.
Z. Orthop. Ihre Grenzgeb. 140 (2002) 632-636
60. Schultz, R.C., Dolezal, R.F., Nolan, J.,
Further applications of Archimedes' principle in the correction of
asymmetrical breasts.
Ann. Plast. Surg. 16 (1986) 98-101
61. Scopigno, R.,
Eurographics Congress (2002)
62. Segers, P., Rabben, S.I., De Backer, J., De Sutter, J., Gillebert, T.C.,
Van Bortel, L., Verdonck, P.,
Functional analysis of the common carotid artery: relative distension
differences over the vessel wall measured in vivo.
J. Hypertens. 22 (2004) 973-981

63. Seitz, J., Strotzer, M., Wild, T., Nitz, W.R., Volk, M., Lenhart, M., Feuerbach, S.,
Quantification of blood flow in the carotid arteries: comparison of Doppler ultrasound and three different phase-contrast magnetic resonance imaging sequences.
Invest. Radiol. 36 (2001) 642-647
64. Sheffer, D.B., Price, T.E., Loughry, C.W., Bolyard, B.L., Morek, W.M., Varga, R.S.,
Validity and reliability of biostereometric measurement of the human female breast.
Ann. Biomed. Eng. 14 (1986) 1-14
65. Shellock, F.G., Crues, J.V.,
MR procedures: biologic effects, safety, and patient care.
Radiology 232 (2004) 635-52
66. Shinoto, A.,
Quantitative analysis of scoliotic deformity by Moire method.
Nippon Seikeigeka Gakkai Zasshi 55 (1981) 1703-1718
67. Smahel, Z., Betincova, L., Mullerova, Z., Skvarilova, B.,
Facial growth and development in unilateral complete cleft lip and palate from palate surgery up to adulthood.
J. Craniofac. Genet. Dev. Biol. 13 (1993) 57-71
68. Sommer, D.D., Mendelsohn, M.,
Pitfalls of nonstandardized photography in facial plastic surgery patients.
Plast. Reconstr. Surg. 114 (2004) 10-14

69. Sopnev, A.V., Nagornov, M.N.,
Different aspects of application of digital photography in forensic
medicine.
Sud. Med. Ekspert. 46 (2003) 42-45
70. STEINBICHLER,
Comet Vario Zoom 250 Produktbroschüre.
http://www.steinbichler.de/deu/produkte/digitalisierung/COMETIV_04_2004_Brochure_lowRes_Website.pdf
71. Studer, S.P., Sourlier, D., Wegmann, U., Scharer, P., Rees, T.D.,
Quantitative measurement of volume changes induced by oral plastic
surgery: validation of an optical method using different geometrically-
formed specimens.
J. Periodontol. 68 (1997) 950-962
72. Toth, B.A., Ellis, D.S., Stewart, W.B.,
Computer-designed prostheses for orbitocranial reconstruction.
Plast. Reconstr. Surg. 81 (1988) 315-324
73. Trnka, H.J., Nyska, M., Parks, B.G., Myerson, M.S.,
Dorsalflexion contracture after the Weil osteotomy: results of cadaver
study three-dimensional analysis.
Foot Ankle Int. 22 (2001) 47-50
74. Udupa, J.K.,
Three-dimensional visualization and analysis methodologies: a current
perspective.
Radiographics 19 (1999) 783-806

75. Vannier, M.W., Pilgram, T.K., Bhatia, G., Brunsdon, B., Nemecek, J.R., Young, V.L.,
Quantitative three-dimensional assessment of face-lift with an optical facial surface scanner.
Ann. Plast. Surg. 30 (1993) 204-211
76. Vegter, F., Hage, J.J.,
Facial anthropometry in cleft patients: a historical appraisal.
Cleft Palate Craniofac. J. 38 (2001) 577-581
77. Williams, F.L., Richtsmeier, J.T.,
Comparison of mandibular landmarks from computed tomography and 3D digitizer data.
Clin. Anat. 16 (2003) 494-500
78. Wright, F.D.,
Photography in bite mark and patterned injury documentation--Part 1.
J. Forensic Sci. 43 (1998) 877-880
79. Yamada, T., Sugahara, T., Mori, Y., Sakuda, M.,
Rapid three-dimensional measuring system for facial surface structure.
Plast. Reconstr. Surg. 102 (1998) 2108-2113
80. Zugibe, F.T., Costello, J.T.,
Identification of the murder weapon by intricate patterned injury measurements.
J. Forensic Sci. 31 (1986) 773-777

Danksagung

Mein Dank geht vor allem an Herrn Prof. Dr. Biemer und den leitenden OA Dr. Kovacs für die Idee und Überlassung des Themas, für die großzügige fachliche Unterstützung, die Einführung in wissenschaftliches Arbeiten und die kritische Diskussion meiner Ergebnisse.

Ich möchte mich außerdem bei Prof. Dr. Dr. H.F. Zeilhofer und seinem Team bedanken, für die intensive Zusammenarbeit innerhalb der Arbeitsgruppe, die konstruktiven Anregungen und die Nutzung des High-Tech-Forschungszentrum.

Bei Prof. Dr. K.U. Schwanecke, FB Informatik - Department of Computer Science, FH Wiesbaden, bedanke ich mich für die Unterstützung in Fragen zur dreidimensionalen Visualisierung.

Ich möchte mich ebenfalls bei Prof. Dr. M.A. Papadopoulos und Dr. N.A. Papadopoulos für die freundliche Überlassung der Untersuchungsobjekte bedanken.

Ein ganz herzliches Dankeschön auch an Herrn Dr. A. Zimmermann für die redaktionelle Gestaltung und an Herrn Oser für die Unterstützung bei statistischen Fragen.

Bedanken möchte ich mich auch bei Herrn Dr. Krimmel, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- & Gesichtschirurgie (Direktor: Prof. Dr. Dr. S. Reinert), Eberhard Karls Universität, Universitätsklinikum Tübingen, für die freundliche Bereitstellung des Fotogrammetriescanner 3dMD DSP400.

Für die besondere Unterstützung bei der Erfassung der Schädel möchte ich mich bei Herrn Zajac der Firma Minolta, Herrn Dr. Frankowski der Firma GFMesstechnik sowie Herrn Dr. Steinbichler der Firma Steinbichler Optoelektronik bedanken.

Für die Nutzung der anderen Scanner möchte ich mich bei folgenden Firmen ebenfalls ganz herzlich bedanken:

3dMD Atlanta, USA

Polhemus Colchester, USA

RSI GmbH, Oberursel

Ebenso möchte ich mich bei der Firma INUS Technology, Inc., Seoul, Süd Korea bedanken für die freundliche Bereitstellung einer RapidForm® 2002 PP1 SP1 Software Demoverision, ohne diese die Auswertung nicht möglich gewesen wäre.

Lebenslauf

Gernot Brockmann
Kürnbergstraße 52
81369 München
Tel.: +49 089 74316072

Geboren am 16.07.1973 in Erlangen

Ausbildung

| | |
|---------------|--|
| 09/80 – 07/84 | Königswiesener Grundschule, Regensburg |
| 09/85 – 05/94 | Gymnasium Marienhöhe, Darmstadt |
| 05/94 | Abschluss: Allgemeine Hochschulreife |
| 10/95 – 08/96 | BSC (Bachelor of Science) Studium an der University of Witwatersrand, Johannesburg Südafrika |
| 10/96 – 03/04 | Ludwig Maximilians Universität, München Studium der Humanmedizin |

Praktisches Jahr, München

| | |
|---------------|---|
| 10/02 – 01/03 | 1.Tertial in der chirurgischen Abteilung der Ludwig Maximilian Universität München |
| 02/03 – 05/03 | 2.Tertial in der radiologischen Abteilung der Ludwig Maximilian Universität München |
| 06/03 – 09/03 | 3.Tertial in der pulmonologischen Abteilung des akademischen Lehrkrankenhauses München – Harlaching |

Promotion Evaluation von optischen 3D Scannern für die Medizin
Seit 10/02 Doktorvater: Univ. Prof. Dr. med. Edgar Biemer
Betreuer: Dr. Laszlo Kovacs
Institut für Plastische- und Wiederherstellungs-Chirurgie des
Klinikums Rechts der Isar der TUM

Kongressbeiträge und Publikationen

Poster

- 08/03 L. Kovacs, A. Zimmermann, G. *Brockmann*, M. Gühring, K. Schwenzer, M. Chen, G. Frankowski, E. Biemer. „High accuracy 3D assessment of facial changes after Facelift surgery by means of PRIMOS scanner”, IPRAS 2003, Sydney, Australia, 10. – 15. August 2003.
- 04/04 L. Kovacs, A. Zimmermann, A. Wöhl, M. Blaschke, G. *Brockmann*, N.A. Papadopoulos, K. Schwenzer, H.F. Zeilhofer, E. Biemer „Die 3D Erfassung der Brustregion: Genauigkeit, Optimierung der Aufnahmetechnik und die Bedeutung für die Brustchirurgie“, Postervortrag
121. Kongress der Deutschen Gesellschaft für Chirurgie, 27.-30. April 2004, ICC Berlin
- 08/03 L. Kovacs, A. Zimmermann, G. *Brockmann*, A. Wöhl, M. Blaschke, H.F. Zeilhofer, E. Biemer, “3D imaging of hypertrophic breasts as a useful tool for surgical planning”, 17th ISAPS Congress, Houston (TX), USA, 28. – 31. August.

Vorträge

- 08/04 Zimmermann, L. Kovacs, *G. Brockmann*, M. Blaschke, A. Wohnl, E. Biemer. „Are results of reduction mammoplasties close to a perfect breast?“ 17th ISAPS Congress, Houston (TX), USA, 28. – 31. August.
- 08/04 Zimmermann, L. Kovacs, *G. Brockmann*, H.F. Zeilhofer, E. Biemer. „Qualitätsmanagement durch 3-dimensionelle Bildgebung in der Brustchirurgie“ Jahrestagung der Österreichischen Gesellschaft für Plastische, Ästhetische und Rekonstr. Chirurgie, Innsbruck, eingereicht.
- 10/04 *G. Brockmann*, A. Zimmermann., N.A. Papadopoulos, M.A. Papadopoulos, H.F. Zeilhofer, E. Biemer, L. Kovacs
Evaluation der Anwendbarkeit und Genauigkeit unterschiedlicher Scansysteme in der Medizin.
3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e. V.
- 10/04 L. Kovacs, *G. Brockmann*, A. Zimmermann, H. Seitz, H. Wawrzin, H.F. Zeilhofer, E. Biemer,
Die Rolle der computerunterstützten 3D-Rekonstruktion für die Individualisierung der Operationsstrategie bei der Rekonstruktion komplexer Defekte im Gesichtsbereich
3. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Computer- und Roboterassistierte Chirurgie e. V.

Publikationen

08/04

L. Kovacs; N.A. Papadopoulos; A. Zimmermann; *G. Brockmann*;
M.A. Papadopoulos; K. Schwenger; R. Sader; E. Biemer; H.F.
Zeilhofer "Evaluation of applicability and accuracy of different
surface scanning systems in medicine", in process

Fremdsprachen

Ausgezeichnete Englischkenntnisse in Wort und Schrift,
Französischkenntnisse in Wort und Schrift

PC-Kenntnisse

CAD Programme: Geomagic 6, Rapidform 2004, Polyworks
MS Office 2003, SPSS 11.5, Endnote, Citation Manager