

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

**Evaluierung eines optischen Verfahrens zur dreidimensionalen Darstellung
der Körperoberfläche im Gesichtsbereich**

Markus Gühring

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. Univ.-Prof. Dr. Dr. Dr. h.c. (UMF Temeschburg) H.-H. Horch

Die Dissertation wurde am 18.09.2006 bei der Technischen Universität München eingereicht
und durch die Fakultät für Medizin am 24.01.2007 angenommen.

Für Ulrike
und
meine Familie

INHALTSVERZEICHNIS

Inhaltsverzeichnis	5
1 Einleitung	7
1.1 Verfahren der dreidimensionalen Erfassung	9
1.1.1 Fotografie.....	9
1.1.2 Konventionelle radiologische Aufnahme	10
1.1.3 Stereophotogrammetrie	10
1.1.4 Streifenlichtprojektion	11
1.1.5 Laser	11
1.1.6 Schnittbildverfahren.....	12
1.2 Dreidimensionale Darstellung in der Plastischen Chirurgie	13
1.3 Anforderung an das System	14
1.4 Ziel der Arbeit	16
2 Material und Methode	17
2.1 Probanden	18
2.2 Messverfahren	22
2.2.1 Aufnahmesystem	22
2.2.2 Triangulationsverfahren.....	25
2.2.3 Aufnahmebedingungen.....	27
2.2.4 Datenerhebung	29
2.2.5 Datenauswertung.....	37
2.3 Experimentelles Verfahren	38
2.3.1 Bewegungsartefakte.....	38
2.3.2 Kopfposition	44
2.3.3 Landmarks	44
2.3.4 Texturinformation	47
2.3.5 Reproduzierbarkeit	49
2.3.6 Genauigkeit und Präzision der dreidimensionalen Körperoberflächenerfassung	49

3	Ergebnisse	51
3.1.1	Bewegungsartefakte.....	51
3.1.2	Kopfposition.....	53
3.1.3	Landmarks.....	56
3.1.4	Texturinformation.....	57
3.1.5	Reproduzierbarkeit.....	61
3.1.6	Genauigkeit und Präzision der dreidimensionalen Körpererfassung	63
4	Diskussion	69
5	Zusammenfassung	76
	Tabellenverzeichnis	77
	Abbildungsverzeichnis	78
	Abkürzungsverzeichnis	82
	Literaturverzeichnis	83
	Danksagung	94
	Lebenslauf	96

1 Einleitung

Die Anthropometrie als Vermessung des Körpers von lebenden Objekten wurde bereits im Jahr 1654 von einer deutschen Anatomin namens Johanne Sigismund Elsholtz im Rahmen ihrer Doktorarbeit an der Universität von Padua beschrieben (62 S. 1-350). Im letzten Jahrhundert ist die Anthropometrie des Gesichts zunehmend Gegenstand der Forschung und Wissenschaft geworden (37 S. 351-357; 40 S. 599-616; 61 S. 441-451; 103 S. 453-458). So erkannten verschiedene Richtungen der Medizin wie die Plastische Chirurgie, die Mund-Kiefer-Chirurgie oder auch die Pädiatrie die Bedeutung der Gesichtsmessungen für die klinische Beurteilung, Diagnosestellung oder Planung von Rekonstruktionen. Einen Maßstab im Bereich der kraniofazialen Anthropometrie schuf Farkas indem er über 150 Beziehungen und Proportionen an hunderten von Menschen über mehrere Jahre untersuchte und verglich. Die Messungen erfolgten zwischen definierten anthropometrischen Fixpunkten, so genannten Landmarks. Um die Beziehungen eines Gesichtes beschreiben zu können sind 47 dieser Landmarks nötig (33 S. 1-344; 34 S. 1-293; 35 S. 1-432). Durch die große Anzahl an direkten, manuellen Gesichtsmessungen nimmt die standardisierte Anthropometrie einen erheblichen Zeitraum von 45 bis 60 Minuten in Anspruch (62 S. 1-350). Aus diesem Grund wurde lange Zeit nach einer alternativen Messmethode gesucht, durch die die Untersuchungszeit reduziert werden konnte. Parallel zur Anthropometrie war die standardisierte Darstellung von anatomischen Strukturen Thema der Wissenschaft. Die komplexe kraniofaziale Morphologie konnte lange Zeit ausschließlich mit Hilfe zweidimensionaler Bildgebung wie der Fotografie und der Röntgenaufnahme erfasst werden. Durch ein zweidimensionales System ist die korrekte Darstellung von komplexen anatomischen Strukturen, insbesondere im Gesichtsbereich sehr schwierig. Die Beurteilung gerade dieser komplexen anatomischen Strukturen ist für eine individuelle Operationsplanung oder die Verlaufsdokumentation von immenser Bedeutung.

Neben mechanischen Verfahren wie dem Gipsabdruck (26 S. 484-493; 50 S. 55-64; 75 S. 637-644; 76 S. 45-58), versuchte man mit Hilfe optischer Verfahren wie der Stereophotogrammetrie (22 S. 237-245), Profilaufnahmen im Bereich der Fotografie (68 S. 34-37; 69 S. 36-41; 70 S. 210-213) oder standardisierter Röntgenaufnahmen des Kopfes (32 S. 246-258) den Nachteilen einer zweidimensionalen Morphometrie beizukommen. Seitdem lassen Fortschritte im Bereich der bildgebenden Technologie eine immer präziser werdende, virtuelle, dreidimensionale Rekonstruktion anatomischer Strukturen zu.

Die dreidimensionale Erfassung der Körperoberfläche kann als die innovative Neuerung im Bereich der medizinischen Bildgebung und damit als Alternative für Messungen im Gesicht angesehen werden. Es haben sich verschiedene Anwendungsgebiete sowohl in der Human- als auch in der Zahnmedizin, eingeschlossen der kraniofazialen Chirurgie gezeigt. Ein virtuelles dreidimensionales Modell trägt nicht nur zu der Veranschaulichung bestimmter anatomischer Strukturen und dem Verständnis der räumlichen Beziehung bei (24 S. 33-39; 44 S. 37-48; 71 S. 556-564; 74 S. 411-425; 105 S. 270-280; 106 S. 29-32; 109 S. 299-302). Es ist ebenso für die Berechnung von Volumen, für therapeutische Entscheidungen und operative Planung (11 S. 644-645; 19 S. 9-15; 20 S. 1-8; 80 S. 247-253; 81 S. 430-437; 109 S. 299-302), oder für die Quantifizierung von Veränderungen während des Wachstums, bzw. einer operativer Therapie von Nutzen (81 S. 430-437).

1.1 Verfahren der dreidimensionalen Erfassung

Im folgenden Abschnitt soll ein Überblick über die Verfahren gegeben werden, die in der Medizin aktuell zur dreidimensionalen Darstellung, Erfassung, Vermessung und Analyse der Körperoberfläche, speziell des menschlichen Gesichts angewandt werden.

1.1.1 Fotografie

Die Fotografie dient als Standard in der Weichteilanalyse und liefert einen in der Chirurgie unverzichtbaren Eindruck von ästhetisch akzeptablen und nicht akzeptablen Gesichtsproportionen (30 S. 166-175; 77 S. 366-372). Hierzu werden standardisierte Fotoaufnahmen seitlich und frontal im Maßstab 1:1 angefertigt. Anhand von Strecken- und Winkelmessungen lassen sich mit dieser zweidimensionalen Technik neben dem subjektiven Eindruck Aussagen über Disproportionen und Asymmetrien machen.

So hat sich die Fotografie seit Jahrzehnten in der Dokumentation von Operationsergebnissen im kraniofazialen Bereich behauptet (3 S. 1-28; 31 S. 243-246; 100 S. 373-385). Nur wenige Studien haben sich mit der Zuverlässigkeit dieser Methode befasst, indem sie die Ergebnisse von Fotografie und Anthropometrie einander gegenüberstellten (4 S. 1-5; 51 S. 331-353; 67 S. 806-809) und damit die Grenzen der Photographie in Perspektive und Genauigkeit aufgezeigt.

Das auf digitaler Fotografie basierende zweidimensionalen Morphing zur Prognose von Weichteilveränderungen wird von vielen Autoren kritisch betrachtet (1 S. 65-78; 49 S. 517-524; 63 S. 90-104) und vermittelt dem Betrachter eine nur bedingt zufrieden stellende dreidimensionale Darstellung. Abgeleitet von Metamorphose, Verwandlung, bezeichnet der Begriff "Morphing" die schrittweise und nahezu unmerkliche Verwandlung eines Objekts, Körpers oder Gesichts in ein anderes. Die Berechnung der Zwischenbilder kann von Computern berechnet werden.

1.1.2 Konventionelle radiologische Aufnahme

Speziell in der Kieferorthopädie gilt das 1931 von Hofrath und Broadbent eingeführte Fernröntgenseitenbild (FRS) als wichtiges diagnostisches Hilfsmittel. Nach Vorschalten spezieller Weichteilfilter sind neben der skelettalen Strecken- und Winkelmessungen auch Weichteilmessungen möglich (54 S. 1-28). Die manuelle Festlegung einzelner Messpunkte im Röntgenbild ermöglicht die Berechnung verschiedener Strecken, Winkel und Relationen. Messungen im FRS stellen einen wichtigen Pfeiler bei der Analyse und Prognose von Hart- und Weichteilgeweben dar (99 S. 50-57).

1.1.3 Stereophotogrammetrie

Die von der Fotografie abgeleiteten Stereophotogrammetrie ist ein weit verbreitetes Verfahren zur dreidimensionalen Erfassung von Körperoberflächen im Kopfbereich (2 S. 475-488; 43 S. 393-399; 86 S. 163-166; 88 S. 138-142; 104 S. 133-139; 107 S. 161-166; 108 S. 513-518). Die Anwendung im medizinischen Bereich geht zurück auf die Untersuchung von Gesichtssymmetrien am Gesichtsschädel (27 S. 311-319). Bei der Stereophotogrammetrie wird das mit Referenzpunkten markierte Gesicht des Patienten (60 S. 68-73) aus unterschiedlichen Winkeln von zwei Fotokameras aufgenommen. Die Referenzpunkte werden auf beiden Fotos dargestellt (86 S. 163-166). Über das optische Triangulationsverfahren können per Computer die Koordinaten der Referenzpunkte und somit die dreidimensionalen Daten ermittelt werden. Das errechnete Gitternetz kann nun zu Analyse Zwecken eingesetzt werden (60 S. 68-73). Die Messgenauigkeit der Stereophotogrammetrie wurde bereits in mehreren Studien in Frage gestellt und überprüft. Farkas et al. führten 62 Messungen im Kopfbereich nach dem stereophotogrammetrischen Prinzip durch. Die höchste Zuverlässigkeit zeigte sich im Mundbereich bei insgesamt 26 zuverlässigen Messungen (Abweichung kleiner 1mm oder 2 Grad) (36 S. 346-355; 51 S. 331-353). Ferrario et al. führten eine vergleichbare Studie im Kopfbereich anhand von 22 Landmarks durch. Sie zeigten eine Abweichung von kleiner 2 mm im Vergleich mit den direkten Messungen (46 S. 86-93; 47 S. 329-338; 48 S. 404-413). Der hohen Genauigkeit dieser Methode stehen sowohl der aufwendige Kalibrierungsvorgang als auch das zeitliche Aufkommen für die Nachbearbeitung als Nachteil gegenüber (55 S. 113-152).

1.1.4 Streifenlichtprojektion

Die Technik der Moire Streifenlichtprojektion beruht auf der Projektion von definierter Lichtstrukturen auf die Körperoberfläche (58 S. 356-358; 59 S. 359-362). Über eine fest installierte Lichtquelle werden mehrere Muster, bestehend aus beleuchteten und unbeleuchteten Streifen nacheinander auf das Objekt projiziert. Abhängig von der Form des Objektes werden beim Auftreffen auf das Objekt aus ursprünglich geraden Lichtstreifen gekrümmte Linien erzeugt. In einem definierten spitzen Winkel zur Achse Objekt – Lichtquelle befindet sich eine Kamera. Jedes Muster wird von der Kamera fest gehalten und digitalisiert. Über das Triangulationsverfahren kann aus der jeweiligen Differenz zwischen gerader Linie (Licht ursprünglich) und gekrümmten Lichtstreifen (Licht auf Modell aufgetroffen) die Oberfläche des Objekts errechnet werden. Der Vorteil der Streifenlichtprojektion für die 3D-Digitalisierung ergibt sich durch das zeitlich rasche Erfassen ganzer Flächenbereiche. Allerdings sind durch das Messprinzip bedingt Abschattungen in einigen Bereichen unvermeidbar.

1.1.5 Laser

Eine weitere optische 3D-Meßtechnik zur Erfassung der Körperoberfläche stellt die Laser-Triangulation dar (23 S. 226-235; 28 S. 38-45; 80 S. 247-253). Fortschritte in der Laserlicht-Technologie ermöglichen eine hochauflösende, realistische, dreidimensionale Darstellung der Körperoberfläche (23 S. 226-235).

Mittels eines Lasers wird ein Lichtpunkt oder -linie auf die Körperoberfläche projiziert. Der durch die Objektoberfläche verzerrte Lichtstreifen wird von einer CCD-Kamera registriert. Aus der Geometrie des optischen Aufbaus sowie dem gemessenen Winkel zwischen Beleuchtungs- und Beobachtungseinrichtung lassen sich durch Triangulation die dreidimensionalen Koordinaten des betrachteten Oberflächenpunktes errechnen. Auf diese Weise lässt sich die gesamte 3D-Punktewolke in ein beliebiges Koordinatensystem transformieren. Anschließend lassen sich auf das Modell zusätzlich aufgenommen Fotos projizieren, so dass ein virtuelles Abbild des realen Objektes entsteht.

Bereits in vorausgegangenen Studien wurde diese Technologie validiert (9 S. 551-558) und bei der Evaluation von Gesichtsstraffungen (102 S. 204-211) und Schwellungen im Gesichtsbereich (14 S. 768-774) sowie bei der Analyse von Lippen-Kiefer-Gaumenspalten (85 S. 116-121) und Gesichtswachstum (78 S. 139-149) angewandt. Benutzerfreundlichkeit, automatische Kalibrierung sowie umfangreiche Möglichkeiten der Datennachbearbeitung stellen Vorteile dieser Methode dar. Durch eine Aufnahmezeit von wenigen Sekunden ist es möglich lebende Objekte dreidimensional abzutasten, vorausgesetzt es wird während der gesamten Aufnahmezeit dieselbe Position eingehalten.

1.1.6 Schnittbildverfahren

Die Sonographie, die Magnetresonanztomographie und die Computertomographie sind Schnittbildverfahren und im Gegensatz zu den bereits erwähnten Verfahren in der Darstellung nicht auf die Körperoberfläche begrenzt (24 S. 33-39). Durch digitale Bearbeitung können aus den Schnittbildern dreidimensionale Rekonstruktionen sowohl der Körperoberfläche als auch tieferer Strukturen errechnet werden.

Die 3D Sonographie ist eine neu entwickelte Methode und wird neben dem Bereich der fetalen Bildgebung, bzw. Geburtshilfe (15 S. 611-627; 16 S. 25-29; 92 S. 549-555; 93 S. 533-536; 98 S. 157-161) auch in der maxillofazialen Chirurgie eingesetzt (90 S. 211-212; 91 S. 61-64). Die Magnetresonanztomographie ist durch die Verwendung eines Magnetfeldes als eine für den Patienten harmlose Untersuchungsmethode einzustufen, während die Computertomographie den Patienten der mehrfachen Röntgenstrahlung einer herkömmlichen zweidimensionalen Röntgenaufnahme aussetzt. Sowohl die Magnetresonanztomographie als auch die Computertomographie bilden je nach Indikation und solange es Kosten, Verfügbarkeit und Strahlungsbelastung des Patienten zulassen die Hauptpfeiler der dreidimensionalen Darstellung intrakorporaler Strukturen.

1.2 Dreidimensionale Darstellung in der Plastischen Chirurgie

In der Plastischen Chirurgie ist es oft notwendig die Form bestimmter Körperteile exakt zu dokumentieren. Invasive, komplizierte oder kostspielige Verfahren, die von den Patienten als unangenehm empfunden werden und für das medizinische Personal einen hohen Organisationsaufwand bedeuten sind in diesem Zusammenhang nicht vertretbar und praktikabel (102 S. 204-211). Wie bereits dargestellt zeigt sich auch hier der Trend Regionen des Körpers dreidimensional darzustellen, so wurde in der Literatur zunehmend die dreidimensionale Analyse eines Gesichtes anhand von zweidimensionalen Bildern durchgeführt (52 S. 940-951; 101 S. 1358-1370; discussion 1371-1359). Ebenso wurden dreidimensionale Veränderungen im Laufe des Alterungsprozesses oder als Folge einer Operation (52 S. 940-951; 83 S. 517-525; 101 S. 1358-1370; discussion 1371-1359) anhand von zweidimensionalen Fotografien suggeriert. Information in Form von zweidimensionalen Daten liefern keine Auskunft über Tiefenverhältnisse oder Oberflächenbeschaffenheiten. Mehr als eine subjektive Beurteilung durch den Betrachter ist durch diese Verfahren deshalb nicht möglich.

In den letzten Jahren ist eine zunehmende Anzahl an Studien über die Anwendung von optischen Oberflächenscannern in der Medizin veröffentlicht worden. Es handelt sich um eine nicht invasive Technik, die es ermöglicht ohne direkten Patientenkontakt hochauflösende dreidimensionale Modelle von Körperoberflächen zu erhalten. Die virtuellen Modelle können interaktiv am Computer interpretiert, vermessen und gegebenenfalls verändert werden. So ergeben sich verschiedene Möglichkeiten der Anwendung. Plastische Chirurgen können das Gesicht des Patienten einscannen und durch Veränderungen am rekonstruierten virtuellen Modell das gewünschte Ergebnis der Operation veranschaulichen. Die Quantifizierung der Veränderung helfen dem Chirurgen bei der Planung der Operation, so kann er zum Beispiel vor der Operation Größe, Form und Volumen eines Implantats berechnen. Neben der Gesichtschirurgie, werden Brustvergrößerung, Brustaufbau, Reduktionsplastiken und Brustrekonstruktionen von dieser Technik profitieren. Diese Methode der Bildgebung scheint geeignet für die Darstellung der menschlichen Morphologie zu sein und zeigt viele Eigenschaften auf, um sich in der Plastischen Chirurgie als nützlich zu erweisen (9 S. 551-558; 14 S. 768-774; 23 S. 226-235; 28 S. 38-45). Jedoch bedarf es für die klinische Anwendung solcher Systeme eine Reihe von Voruntersuchungen.

1.3 Anforderung an das System

Die in dieser Arbeit vorgestellte Scannertechnologie basiert auf dem Prinzip der Triangulation (7 S. 11-21) und wurde ursprünglich für industrielle Zwecke entwickelt (56 S. 120-132). Leider war es nicht möglich diese Industriescanner ohne Veränderungen für den medizinischen Bereich zu übernehmen. Im Vergleich mit der Erfassung von industriellen Objekten wirft die Aufnahme eines Menschen eine Reihe neuer Aspekte auf, die berücksichtigt werden müssen. Es ist einleuchtend, dass ein Scanner, welcher zur Aufnahme eines Menschen benutzt wird, biokompatibel sein muss. Der Laser muss für den Probanden harmlos sein. Vor Ort müssen spezielle Sicherheitsvorkehrungen getroffen werden. Das menschliche Gesicht stellt in seiner Komplexität eine große Herausforderung für Scanner und Benutzer dar. Neben der sich wechselnden Oberflächenbeschaffenheit innerhalb des Gesichts und dem damit sich ändernden Reflektionsverhalten sind Bewegungsartefakte für die Genauigkeit des dreidimensionalen Modells von großer Bedeutung. Das Gesicht kann aufgrund von Einflüssen wie der Atmung oder der unbewussten Aktivität der mimischen Muskulatur nicht völlig still gehalten werden. Diese Bewegungsartefakte können durch eine kurze Aufnahmezeit und den Versuch der Testperson, ihre Position während der Aufnahme so gut wie möglich zu halten, verringert werden.

Im idealen Fall sollte der Scanner in der Lage sein das komplette Gesicht mit einer Aufnahme erfassen zu können. Auf diese Weise kann das Zusammenfügen mehrerer Einzelaufnahmen zu einem Gesamtbild vermieden werden. Die Charakteristika eines optimalen Scannersystems und die Ansprüche an die entsprechende Software wurden von verschiedenen Autoren zusammengefasst (10 S. 523-529; 65 S. 181-192). Ayoub et al. stellen für den klinischen Einsatz acht Anforderungen an ein System: Kurze Aufnahmezeit, Identifikation eines Landmarks kleiner 1 mm, Benutzerfreundlichkeit, kurze Nachbearbeitungszeit der Daten, einfache Integration in den klinischen Alltag, vernünftiges Preis-Leistungs-Verhältnis, keine Schadensverursachung am Patienten, Möglichkeit der Datenarchivierung (10 S. 523-529). Nach Corcuff sollte eine In-vivo-Methode zur Charakterisierung und Visualisierung von Oberflächenstrukturen der Haut folgende Eigenschaften vereinen: Berührungslosigkeit zwischen Gerät und Haut, Zwischenraumauflösung im Mikrometerbereich, Bildvideoanalyse, Tiefenauflösung entsprechend der Hautdicke sowie eine dreidimensionale Darstellung, die frei von Verzerrungen ist (25 S. 1-11). Die heute verfügbaren Systeme entsprechen diesen Kriterien nur zu einem gewissen Teil.

Mehrere Veröffentlichungen haben sich mit der Genauigkeit und Präzision von virtuellen Modellen befasst. Es wurden unterschiedliche anatomische Regionen betrachtet und verschiedene Scannersysteme benützt (9 S. 551-558; 66 S. 342-348). Von diesen Ergebnissen lassen sich jedoch nur schwer Rückschlüsse auf andere Scannersysteme oder auf nicht getestete Regionen ziehen. In einer vorangegangenen Studie haben wir den Laserscanner Minolta Vivid 910[®] für die Aufnahme eines authentischen Kopfmodells (Dummy) evaluiert und die digitalen Daten zu einem virtuellen dreidimensionalen Modell umgerechnet. Dadurch konnten wertvollen Erfahrungen für die Optimierung von Untersuchungsbedingungen und Erzeugung virtueller dreidimensionaler Körperoberflächen gewonnen werden.

1.4 Ziel der Arbeit

Die vorliegende Studie soll die dreidimensionale Erfassung der Körperoberfläche im Gesichtsbereich anhand des Linearlaserscanner Minolta Vivid 910[®] am menschlichen Probanden evaluieren.

Folgende zentrale Themen sollen behandelt werden:

- Einfluss humaner Störfaktoren auf die Genauigkeit des Messergebnisses
- Einfluss der Aufnahmebedingung auf die Genauigkeit des Messergebnisses
- Einfluss der Position des Probanden auf die Genauigkeit des Messergebnisses
- Stellenwert definierter Landmarks für die Genauigkeit der am virtuellen Modell erhobenen Messungen
- Einfluss der Texturinformation auf die Genauigkeit des Messergebnisses
- Eignung des beschriebenen Verfahrens für die dreidimensionale Erfassung der Körperoberfläche im klinischen Einsatz
- Validität und Reliabilität des beschriebenen Verfahrens

2 Material und Methode

Die Problematik der dreidimensionalen Erfassung des Körpers stellt komplexe Anforderungen an die Untersuchung und setzt die Einhaltung definierter Umgebungsvariablen voraus. In einer vorausgegangenen Studie wurde die dreidimensionale Darstellung eines Puppenkopfes durch den Minolta Vivid 910[®] Scanner evaluiert (64 S. 742-754). So konnten durch Reduzierung der humanen Störfaktoren die Versuchsvariablen festgelegt werden, die als optimal gelten. Für die Anwendung am Patienten sind weitere Untersuchungen unter Einbeziehung der humanen Störfaktoren notwendig. Die einzelnen Details werden im Folgenden beschrieben und definiert.

2.1 Probanden

Für die Versuche wurden eine homogene Gruppe von fünf männlichen Probanden im Alter zwischen 25 und 30 (Mittelwert 27.6) ohne besondere äußerliche Merkmale ausgesucht. Die Probanden wurden mit 48 definierten anatomischen Landmarks markiert, welche in der Anthropometrie als etabliert gelten (33 S. 1-344; 35 S. 1-432; 48 S. 404-413). Als Landmarks wurden weiße, selbstklebende Aufkleber mit einem Durchmesser von 3 mm verwandt.

Die Lokalisation und die Nomenklatur der Landmarks können aus der Tabelle 1 und den Abbildungen 1 und 2 entnommen werden.

Tabelle 1: Landmarks in tabellarischer Auflistung

Nummerierung	Abkürzung	Definition	Anatomische Region
1	tr	trichion: Mittelpunkt der Haupthaarlinie	Kopf allgemein
2	ft	frontotemporale: Punkt lateral der Temporallinie kranial des Augenbrauenaussenrandes	Kopf allgemein
3	sci	superciliare: kranialster Punkt am Oberrand der Augenbraue	Kopf allgemein
4	g	glabella: höchster Punkt auf der Mittellinie zw. den Augenbrauen	Kopf allgemein
5	n	nasion: tiefster Punkt der Nasenwurzel auf der Mittellinie	Nasenregion
6	en	endocanthion: medialster Punkt des Lidspaltes	Periorbital
7	ps	palpebral superius: kranialster Punkt der oberen Wimpernreihe	Periorbital
8	os	orbitale superius: kranialster Punkt am Unterrand der Augenbraue	Periorbital
9	fs	frontosupraorbitale: Punkt an dem die Augenbraue die laterale Orbitahöhle kreuzt	Periorbital
10.	ex	exocanthion: lateralster Punkt des Lidspaltes	Periorbital
11	zy	zygion: lateralster Punkt des Os zygomaticum	Wange – Unterkiefer
12	pi	palpebral inferius: kaudalster Punkt der unteren Wimpernreihe	Periorbital

13	or	orbitale inferius: niedrigster Punkt des Unterrandes der Orbitalhöhle	Periorbital
14	prn	pronasale: höchster Punkt der Nasenspitze auf der Mittellinie	Nasenregion
15	c	columella: höchster Punkt des Septums an der Spitze des Nasenlochs	Nasenregion
16	sn	subnasale: Mittelpunkt der Basis des Nasenseptums	Nasenregion
17.	sbal	subalare: kaudalster Punkt der Nasenhöhle an der Grenze zur Oberlippe	Nasenregion
18	ac	nasal alar crest: Punkt an dem sich der Nasenflügel mit dem Oberkiefer vereinigt	Nasenregion
19	al	alare: lateralste Punkt des Nasenflügels	Nasenregion
20	chk	cheek: Schnittpunkt der Linien ex-ch und ac-t	Wange – Unterkiefer
21	t	tragion: Ansatzpunkt des Tragus	Wange – Unterkiefer
22	Ls	labiale superius: Mittelpunkt der oberen Lippenrotgrenze	Perioral
23	Cph	crista philtral: kranialster Punkt der oberen Lippenrotgrenze	Perioral
24	Ch	cheilion: lateralster Punkt der Lippenkommissur	Perioral
25	Li	labiale inferius: Mittelpunkt der unteren Lippenrotgrenze	Perioral
26	Sl	sublabiale: tiefster Punkt der Unterlippe auf der Mittellinie	Wange – Unterkiefer
27	Pg	pogonion: höchster Punkt des Kinns auf der Mittellinie	Wange – Unterkiefer
28	Gn	gnathion: kaudalster Punkt in der Mittellinie am Unterkieferrand	Wange – Unterkiefer
29	Go	gonion: lateralster Punkt am Kieferwinkel	Wange - Unterkiefer

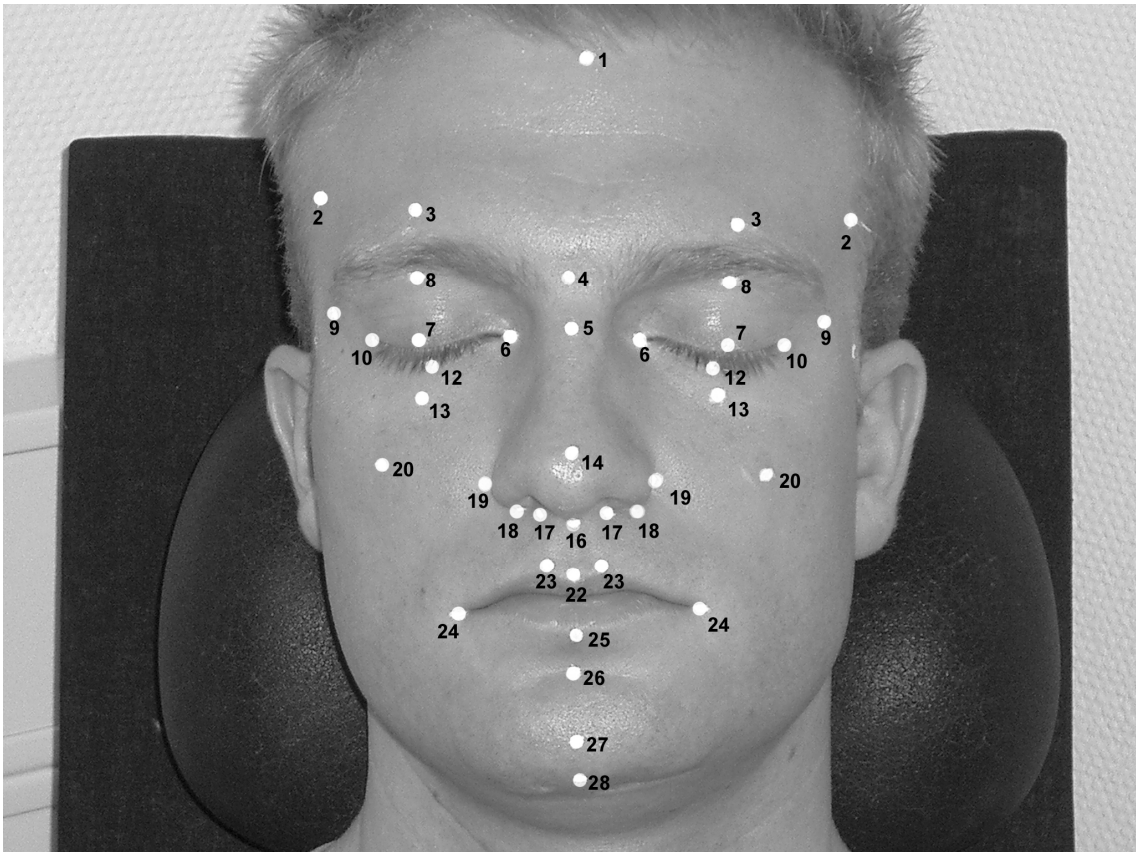


Abbildung 1: Darstellung der Landmarks am Probanden

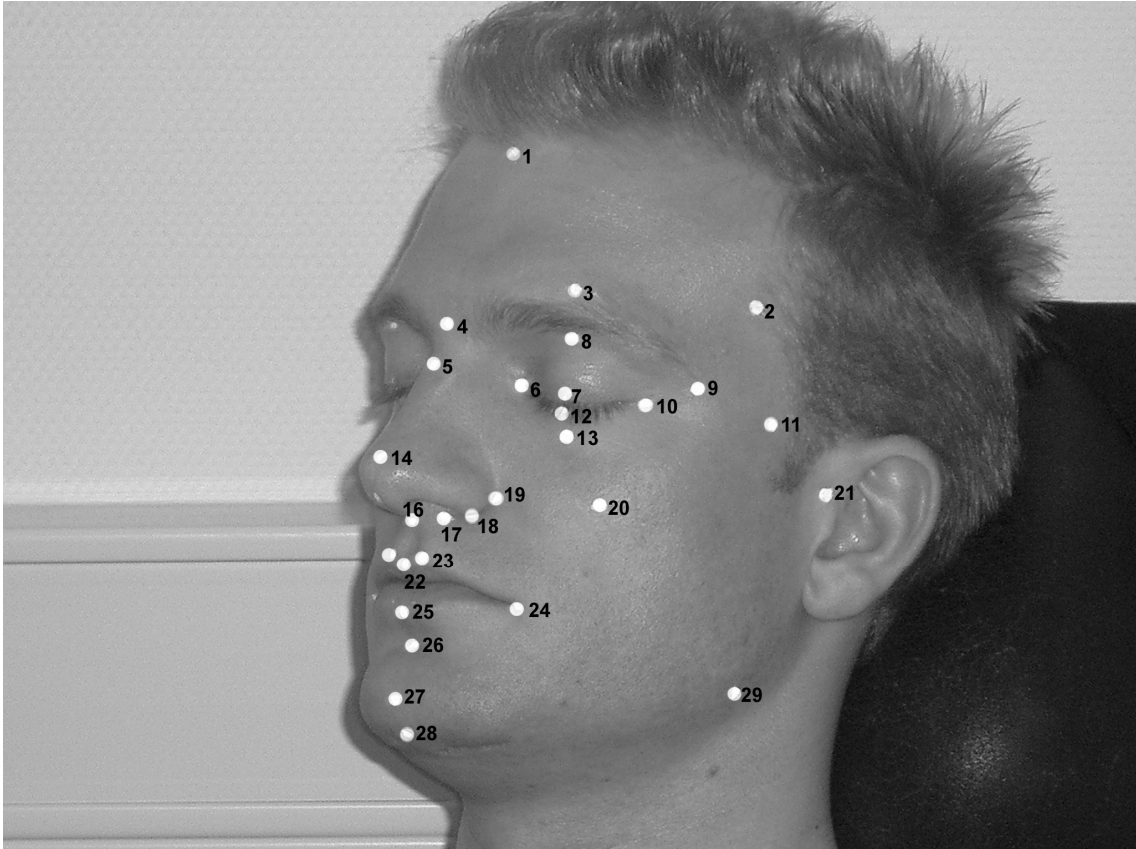


Abbildung 2: Seitliche Darstellung der Landmarks am Probanden

2.2 Messverfahren

2.2.1 Aufnahmesystem

Als optisches Messsystem wurde der auf dem Triangulationsprinzip basierenden Linienprojektionscanner Typ Vivid 910[®] der Firma Minolta Co., Ltd., Osaka, Japan verwandt (Abbildung 3).



Abbildung 3: Linienprojektorscanner Vivid 910[®] Minolta Co., Ltd., Osaka,
Japan

Bei diesem Modell wird der Laserstrahl mit Hilfe eines galvanischen Spiegels (Rotationsspiegel, der mit einem Galvanometer rotiert wird) in Form einer Linie über zu scannenden Bereich bewegt. Der Laserstrahl wird dann wiederum von der Oberfläche des zu scannenden Objekts reflektiert und jede Scanlinie von einem einzelnen Frame mit einer CCD Kamera aufgenommen. Die Kontur der Oberfläche leitet sich aus der Form der Bilder der reflektierten Scanlinie ab. Das Gebiet eines scanbaren Bereichs wird innerhalb von 2.5 Sekunden (0.3 Sekunden im FAST mode) abgetastet und die Oberflächenform zu einem Gitter mit über 300.000 Knoten (verbundenen Punkten) konvertiert.

Der Laser hat eine Wellenlänge von 690 nm. Außerdem stehen drei verschiedene Linsen (Tele f=25mm, Mittel f=14mm, Weitwinkel f=8mm) zur Verfügung. Die Distanz zum Objekt sollte zwischen 0,6 und 1,2m liegen.

Zur Durchführung der Scans waren die kompakte Größe des Scanners, ein sehr variables Stativ und ein Display zur Ansicht und ersten Beurteilung der Daten von Vorteil.

Die technischen Details sind der Tabelle 2 zu entnehmen.

Tabelle 2: Technische Daten Minolta Typ Vivid 910®

Gerätetyp	linienabtastender 3D Laserscanner						
Objektiv	<p>drei auswechselbare Objektive</p> <table border="1"> <tr> <td>Tele</td> <td>f = 25.5 mm</td> </tr> <tr> <td>Mittel</td> <td>f = 14.5 mm</td> </tr> <tr> <td>Weit</td> <td>f = 8.0 mm</td> </tr> </table>	Tele	f = 25.5 mm	Mittel	f = 14.5 mm	Weit	f = 8.0 mm
Tele	f = 25.5 mm						
Mittel	f = 14.5 mm						
Weit	f = 8.0 mm						
Fokus	Autofokus						
Distanz zum Objekt	0.6m – 2.5m						
Optimale Distanz zum Objekt	0.6 – 1.2m						
X-Achse Aufnahmebereich (variiert mit der Distanz zum Objekt)	111 – 463 mm (Tele) 198 – 823 mm (Mittel) 359 – 1196 mm (Weit)						
Y-Achse Aufnahmebereich	83 – 347 mm (Tele)						

(variiert mit der Distanz zum Objekt)	148 – 618 mm (Mittel) 269 – 897 mm (Weit)
Z-Achse Aufnahmebereich (variiert mit der Distanz zum Objekt)	40 – 500 mm (Tele) 70 – 800 mm (Mittel) 110 – 750 mm (Weit)
CCD Auflösung	3D Information: 307.000 (Fine), 76.800 (Fast) Pixel Farbinformation: 640 x 480 x 24 bit
Geometrische Auflösung	+/- 0.008mm (Fine)
Scanzeit	0.3 sec (Fast), 2.5 sec (Fine), 0.5 (Farbe)
Übertragungszeit	~ 1 sec (Fast), 1.5 sec (Fine)
Dateigröße	3D- und Farbinformation 1.6 MB (Fast), 3.6 MB (Fine)
Ausgabeformat	3D: Minolta-Format & STL, DXF, OBJ, ASCII, VRML Textur: RGB, 24 bit Farbtiefe
Farb LCD	5.7 Zoll Farb-TFT LCD
Speichermedium	128 MB Compact Flash Speicherkarte
Schnittstelle	Fast SCSI
Laserstärke	690nm, IEC825, CLASS-2
Scanneraufbau	Hochleistungs Galvanischer Spiegel
Umgebungslicht	< 500 lux
Stromversorgung	AC 100-240 V
Gewicht	11kg
Maße	210mm x 420mm x 326mm
Betriebstemperatur	10 - 35 °C, relative Luftfeuchtigkeit <65%, keine Kondensation

2.2.2 Triangulationsverfahren

Das Triangulationsverfahren kann man prinzipiell in zwei Klassen einteilen: es gibt passive und aktive Verfahren. Bei passiven Verfahren wird das Objekt aus mindestens zwei Richtungen beobachtet. Anhand von korrespondierenden Punkten in den verschiedenen Aufnahmen wird dabei die Tiefeninformation gewonnen. Bei der aktiven Triangulation wird das Objekt aus einer definierten Richtung beleuchtet und aus einer anderen Richtung beobachtet. Der in dieser Arbeit eingesetzte Laserscanner arbeitet nach dem Prinzip der aktiven Triangulierung, weshalb dieses Verfahren im Weiteren näher erläutert wird. Bei dem aktiven Triangulationsverfahren bildet ein Projektor, ein durch den projizierter Lichtstrahl beleuchteter Oberflächenpunkt des Messobjekts und eine Kamera ein Dreieck (Abbildung 4).

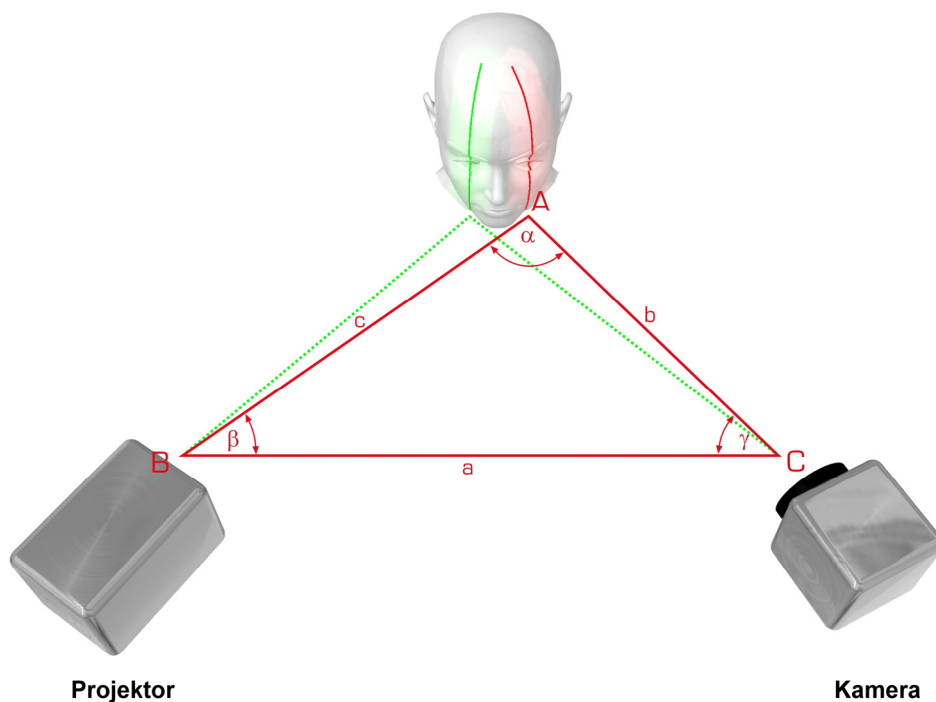


Abbildung 4: Funktionsprinzip der Triangulation

Projektor und Kamera bilden die Basis des Dreiecks (Strecke a). Kennt man die Basisbreite und die Winkel zwischen den Lichtstrahlen und der Basis (α und β), ist es leicht, den Ort des Schnittpunktes in Bezug zur Basis zu berechnen. Die Vorteile dieses Verfahrens bestehen zum einen in der hohen Geschwindigkeit und andererseits in der Möglichkeit, sofort große Datenmengen (etwa bei Profilschnitten einer Freiformfläche) zu gewinnen. Mittels codierten Lichts ist es beispielsweise möglich, in Sekundenschnelle ein vollständiges 3D-Modell einer Oberfläche mit hunderttausenden Messpunkten entstehen zu lassen. Dies wäre bei einem mechanischen Verfahren niemals möglich.

2.2.3 Aufnahmebedingungen

Durch die horizontale, linienförmige Abtastung des Linienprojektionsscanners sind zur kompletten dreidimensionalen Darstellung eines Gesichts mehrere Einzelaufnahmen aus unterschiedlichen Winkeln notwendig. Für die Untersuchungen wurde zur Gewinnung des dreidimensionalen Modells ein Zyklus von zwei, drei oder sechs Einzelaufnahmen pro Proband und Position gewählt. Die Aufnahmen erfolgten unter Verwendung des Objektivs mit mittlerer Brennweite ($f=14$ mm) im Abstand von 1.1 m zwischen Gesichtsmitte und Kameralinse. Die Mobilität des Scanners wurde mit einem fahrbaren, in der Höhe verstellbaren Stativ erreicht. Die Einhaltung von Winkel und Abstand wurde durch angebrachte Markierungen gewährleistet. Die Probanden wurden auf einem handelsüblichen, drehbaren Bürostuhl positioniert. Ausnahme war die Versuchseinstellung unter Verwendung eines computergesteuerten Drehtisches (Rotary stage ISEL[®] RF1, Konica Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japan).

Die für die Untersuchung entscheidende Kopfposition wurde über die Frankfort'schen Linie definiert. Die Frankfort'sche Linie ist als Linie zwischen dem oberem Rand des äußeren Gehörgangs und unterem Orbitarand beschrieben (87 S. 648-654), siehe Abbildung 5. Zusätzlich wurde für die optimale Kopfposition der Winkel zwischen Kopf und Schulter (21 S. 322-329) miteinbezogen. Nach Einnahme der Sitzposition wurde die Kopfposition mittels eines Gesichtswinkelmessers überprüft und gegebenenfalls korrigiert (82 S. 198-204). Die Probanden waren dazu angehalten zwischen den Einzelaufnahmen ihre Kopfposition einzuhalten. Die Höhe des Scanners wurde über ein Stativ individuell auf den Probanden angepasst. Die Steuerung des Scanners erfolgte wahlweise direkt am Gerät oder durch einen über SCSI verbundenen PC¹.

Alle Aufnahmen wurden bei standardisierten Beleuchtungsverhältnissen mit Weißlicht einer Intensität von 420 Lux durchgeführt.

¹ Pentium 4, 2.6 Ghz, 1024 MB Ram, Windows NT[®]

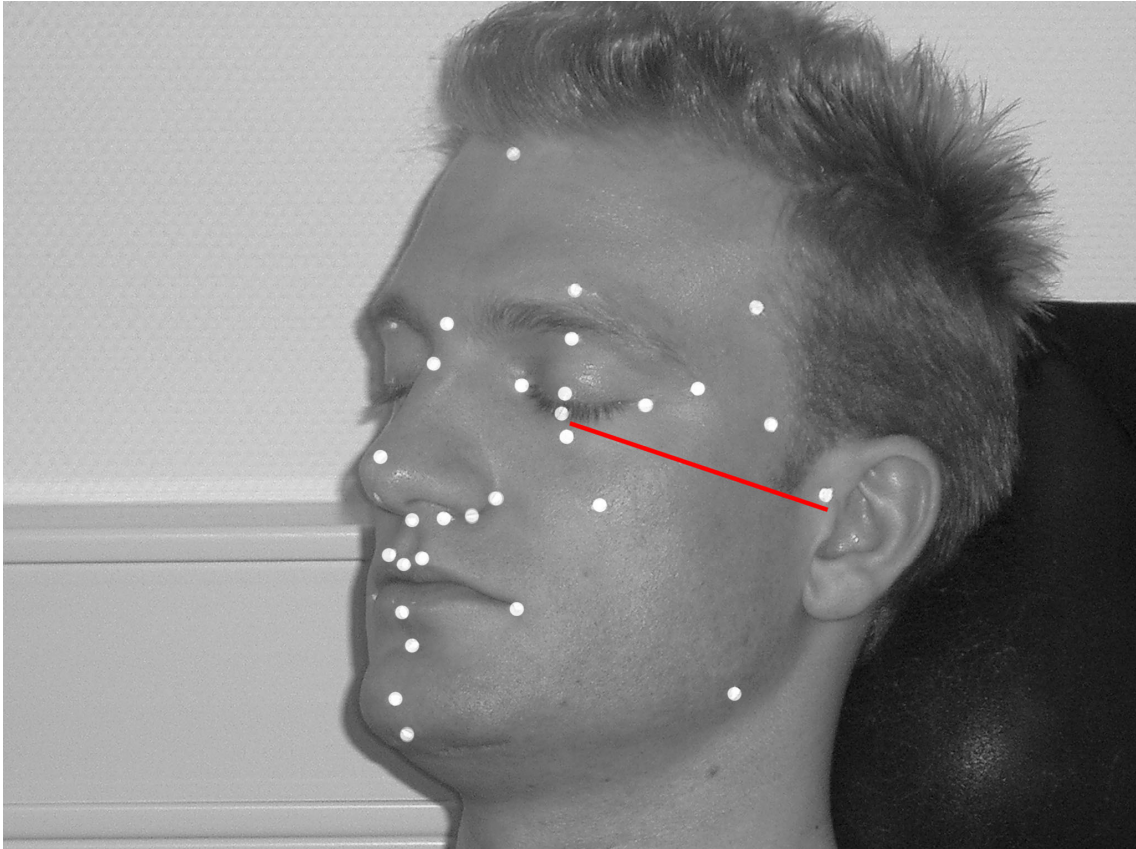


Abbildung 5: Darstellung der Frankfort'schen Linie am Probanden

2.2.4 Datenerhebung

Ein virtuelles dreidimensionales Modell eines Gesichts wird aus mehreren einzelnen Aufnahmen zusammengesetzt. Dieser Vorgang ist notwendig, da es sich beim menschlichen Gesicht um eine komplexe dreidimensionale Oberfläche handelt. In zwei Versuchen wurden die dreidimensionalen Modelle aus zwei Einzelschalen, aufgenommen aus jeweils 30 Grad rechts und links zur Mediansagittalebene, zusammengesetzt. In einer weiteren Versuchsanordnung wurden diese beiden Einzelaufnahmen durch eine dritte, frontale Einzelaufnahme ergänzt. Schließlich wurde eine Versuchsreihe mittels eines computergesteuerten Rotationstisches verbunden mit einem stationären Scanner durchgeführt. Hierbei wurde das dreidimensionale Modell aus sechs während einer 360 Grad Drehung des Probanden aufgenommen Einzelschalen zusammengefügt.

Die Entstehung eines dreidimensionalen Modells aus mehreren Einzelschalen erfordert verschiedene Arbeitsschritte, bestehend aus zwei Hauptfeilern. Die gesamte Bearbeitung der Einzelschalen wurde mit der RapidForm 2002[®] PP1 SP1 Software (INUS Technology, Inc., Seoul, South Korea) durchgeführt.

Der erste Vorgang wird als Registrierung bezeichnet. Da sich zwischen zwei Einzelaufnahmen die Position des Scanners zum Probanden geändert hat ist die genaue Lage der einzelnen Schalen im virtuellen Raum zueinander nicht bekannt (siehe Abbildung 6 + 7).



Abbildung 6: Dreidimensionale Einzelschalen eines Probanden mit Texturinformation

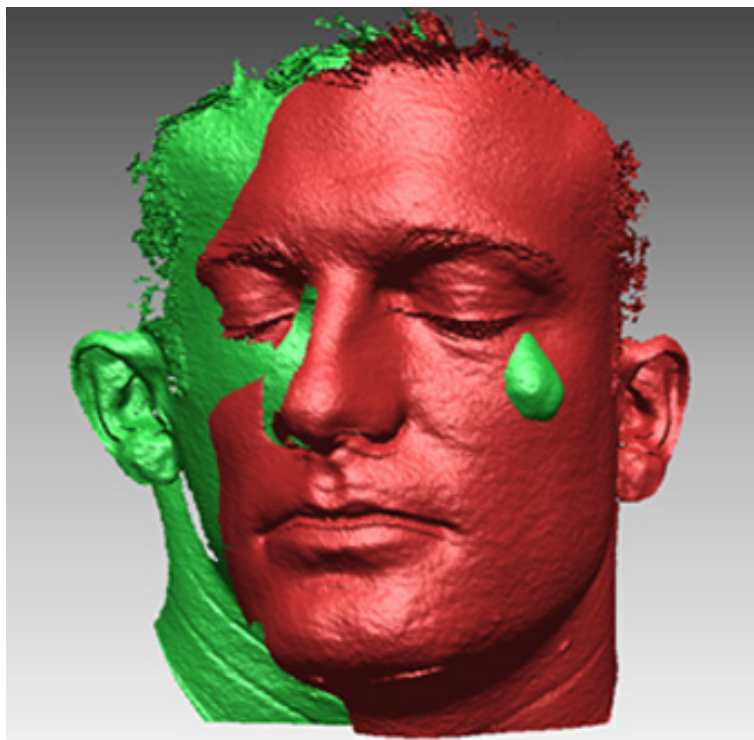


Abbildung 7: Dreidimensionale Einzelschalen eines Probanden ohne Texturinformation

In einem ersten Schritt, der initialen Registrierung werden die Schalen manuelle durch den Benutzer grob zueinander ausgerichtet. Dies geschieht durch manuelles Setzen von mindestens drei korrespondierenden Punkten im Bereich der Überlappung zweier Einzelschalen (siehe Abbildung 8,9, 10).

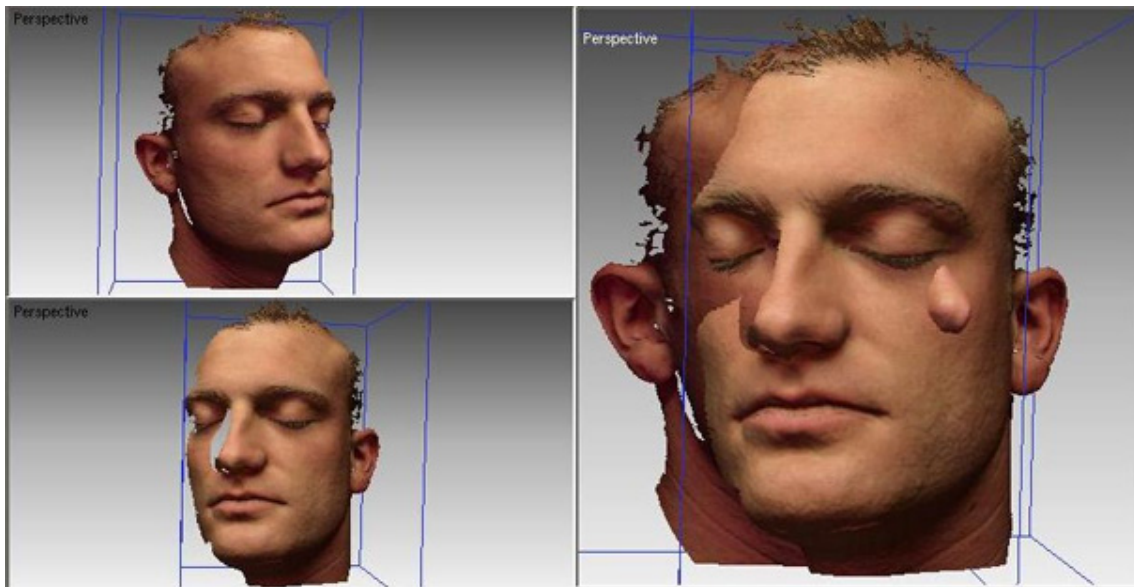


Abbildung 8: Initiale Registrierung vor dem Setzen der korrespondierenden Punkte

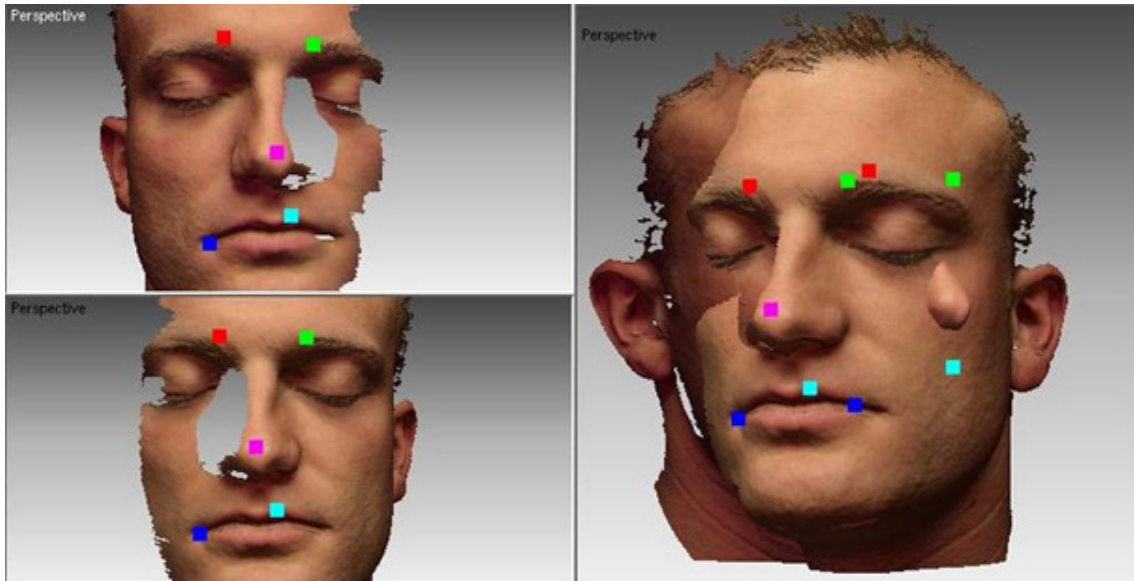


Abbildung 9: Initiale Registrierung nach dem Setzen der korrespondierenden Punkte

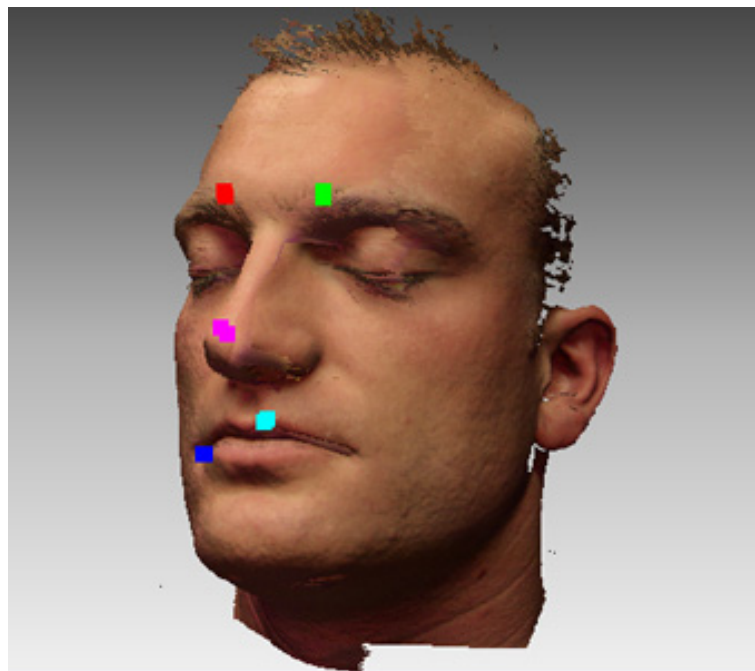


Abbildung 10: Initiale Registrierung nach dem Zusammenfügen der Einzelschalen

Zur Verbesserung wird als zweiter Schritt die Feinregistrierung vorgenommen. Dieses wird durch einen vollautomatisierten Algorithmus erreicht. Ein weit verbreiteter Algorithmus für das Problem des Ausrichtens von dreidimensionalen Daten, wenn bereits eine initiale Schätzung der Position bekannt ist, ist der iterative Algorithmus der nächsten Punkte (89 S. 145-152). Zusammengefasst selektiert der Algorithmus Punkte auf einem oder beiden Scans, sucht die passenden Punkte auf einem anderen, gewichtet die zueinander gehörenden Paare, verwirft bestimmte Paare, berechnet eine Fehlerfunktion, die auf den Punktpaaren basiert und minimiert diese Fehlerfunktion. Dabei wird das Registrierungsergebnis als „excellent“, „gut“ oder „schlecht“ angegeben. Es wurden bei allen Versuchen nur die Registrierungsgenauigkeit „excellent“ akzeptiert, bzw. zur Weiterbearbeitung benützt. In der Softwaredokumentation von RapidForm® 2002 SP1 ist eine genauere Zuordnung dieser qualitativen Bezeichnung nicht erwähnt (84 S. 1-150). Abbildung 11, 12, 13.

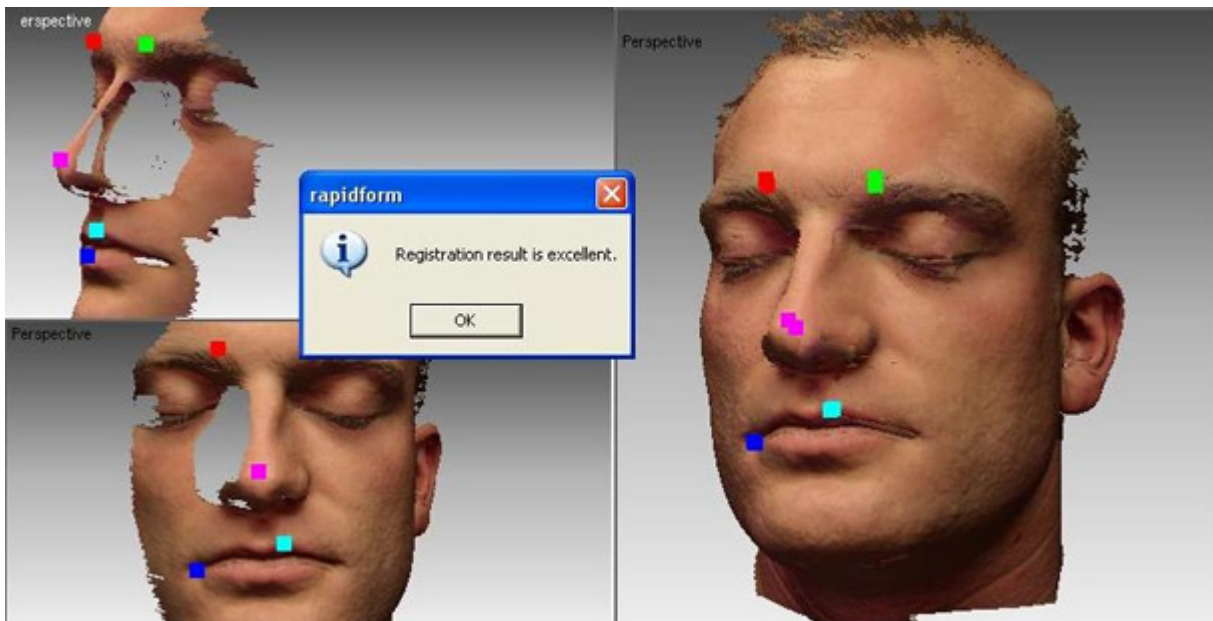


Abbildung 11: Feinregistrierung: Registrierungsergebnis 'excellent'

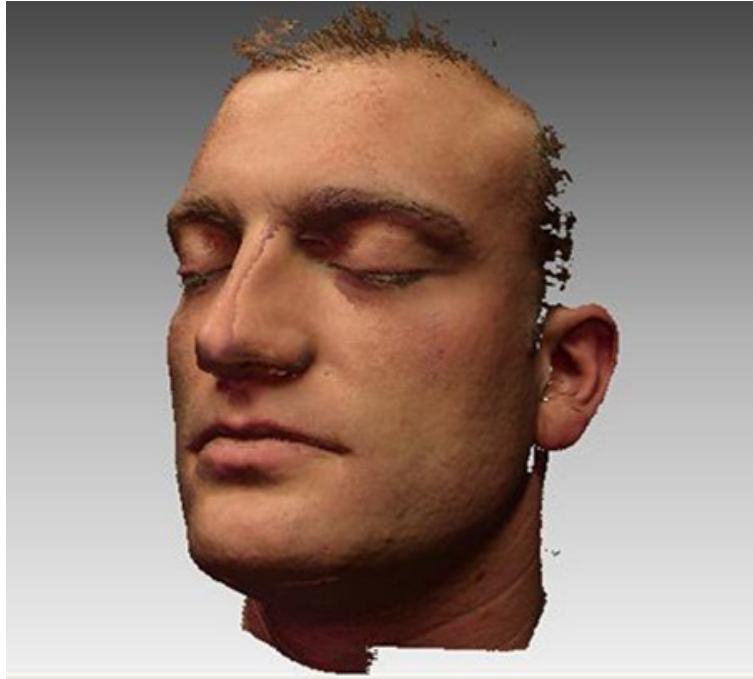


Abbildung 12: Feinregistrierung nach dem Zusammenfügen der Einzelschalen inklusive Texturinformation

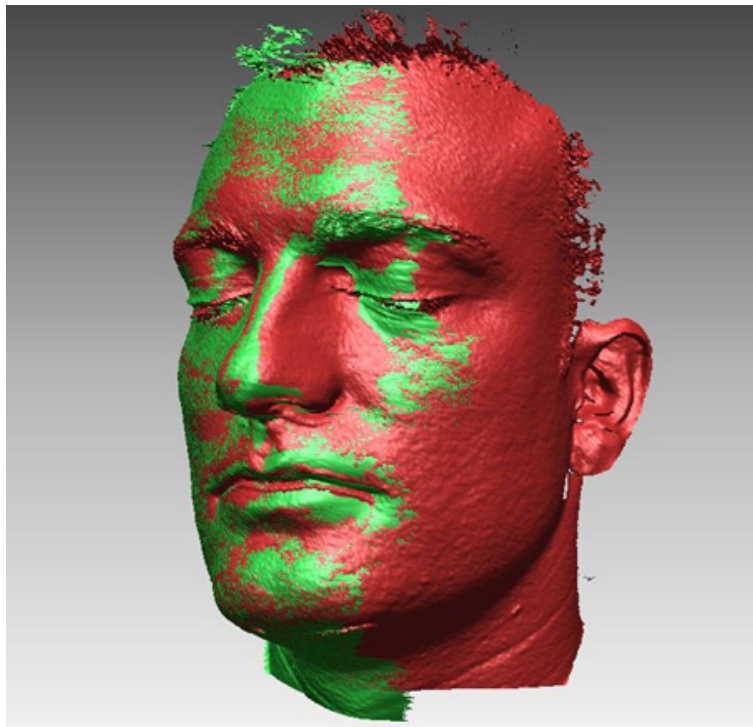


Abbildung 13: Feinregistrierung nach dem Zusammenfügen der Einzelschalen ohne Texturinformation

Sind die Einzelschalen optimal zueinander ausgerichtet, müssen diese zu einer Schale, oder auch Mesh verbunden werden. Dieser Vorgang wird als Mergen bezeichnet. Das Verschmelzen der registrierten Einzelschalen kann durchgeführt werden ohne die Farbinformation der Oberfläche zu verlieren (Abbildung 14, 15).

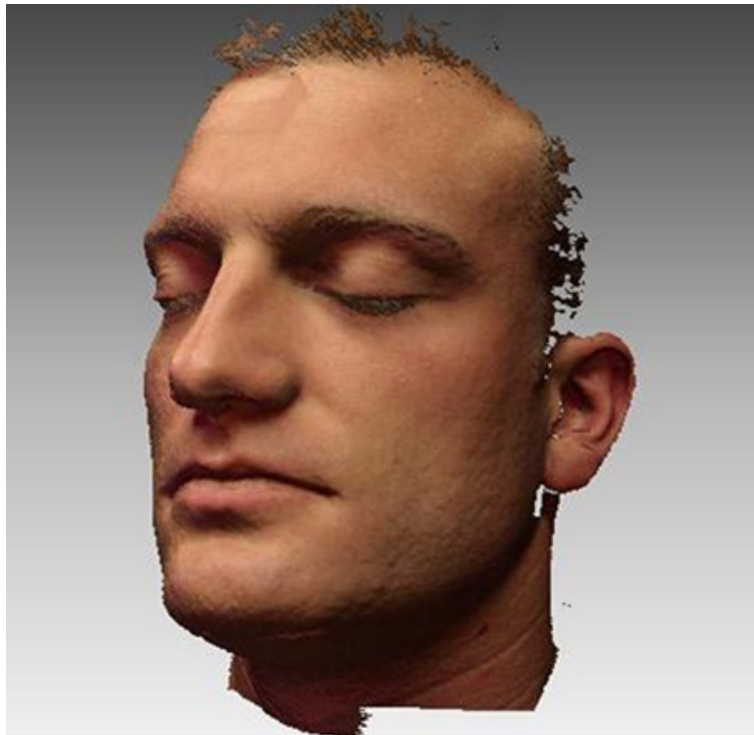


Abbildung 14: Dreidimensionales Modell eines Probanden. Registriert und gemerged aus zwei Einzelschalen. Inklusive Texturinformation

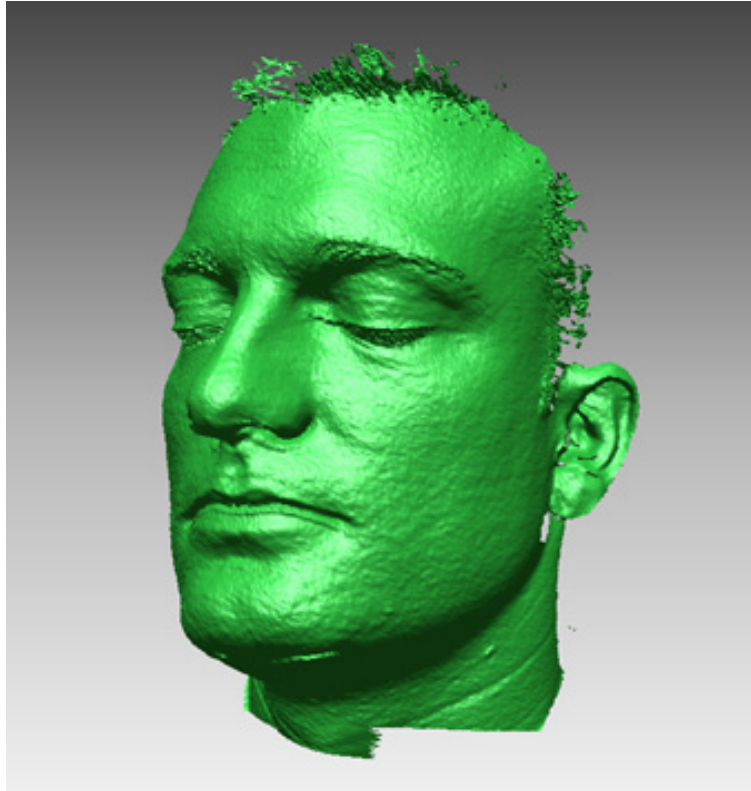


Abbildung 15: Dreidimensionales Modell eines Probanden. Registriert und gemerged aus zwei Einzelschalen. Ohne Texturinformation

Die mittels des computergesteuerten Rotationstisches erhaltenen Einzelaufnahmen wurden mit Hilfe des Polygon Editing Tool[®], Konica Minolta Sensing Inc., Osaka, Japan vollautomatisch zu einem dreidimensionalen Oberflächenmodell zusammengefügt.

2.2.5 Datenauswertung

Auf dem resultierenden dreidimensionalen Modell wurden am Computerbildschirm durch den Untersucher mit Hilfe von RapidForm[®] 2002 PP1 SP1 die durch die Farbinformation sichtbaren Landmarks manuell, mit Hilfe eines Cursors markiert. Dabei wurde die Größe des dreidimensionalen Modells innerhalb der Arbeitsfläche so angepasst, dass ein Landmark der Größe des Cursors entspricht. Die Landmarks wurden in der Reihenfolge Ihrer Nummerierung gekennzeichnet. Auf diese Weise wurden den Landmarks x-, y-, und z-Werte im kartesischen Koordinatensystem zugewiesen.

Durch die bestimmten Koordinaten der Landmarks lassen sich nach einem vorher definierten Skript verschiedene Beziehungen zwischen den Landmarks in RapidForm[®] 2002 PP1 SP1 berechnen. Um die Komplexität des dreidimensionalen Modells erfassen zu können wurden zwischen den markierten Landmarks 345 Strecken und 324 Winkel definiert und errechnet. Die so ermittelten Daten wurden mittels Microsoft Excel[®] 2000 (Microsoft Corp., Redmont, Washington, USA) exportiert und mit SAS[®] 9 (SAS Institute Inc., North Carolina, USA) und SPSS[®] für Windows 11.5.1 (SPSS Inc., Chicago, Illinois, USA) bearbeitet. Anhand dieser gewonnenen Beziehungen lassen sich einzelne Datensätze miteinander vergleichen.

2.3 Experimentelles Verfahren

2.3.1 *Bewegungsartefakte: Beeinflussung des Messergebnisses durch Veränderung der Scanneranzahl oder Verwendung eines computergesteuerten Rotationstisches*

Um festzustellen in wieweit der Versuchsaufbau die Qualität der Aufnahmen beeinflusst wurden vier Experimente aufgebaut. In jedem der beschriebenen Versuchseinstellungen wurden jeweils 20 Aufnahmen am selben Probanden durchgeführt. Die Kopfposition ist mit + 10 Grad bezogen auf die Horizontale definiert.

- a) In der ersten Versuchsreihe wurde das Gesicht des Probanden mit einem Scanner aus zwei unterschiedlichen Richtungen aufgenommen. Zuerst wurde die rechte Gesichtshälfte in einem Winkel von 30 Grad zur Mediansagittalebene aufgenommen. Anschließend wurde der auf einem Drehstuhl sitzende Proband vom Untersucher manuell in die zweite Position rotiert und die linke Gesichtshälfte in einem Winkel von 30 Grad zur Mediansagittalebene aufgenommen. Das dreidimensionale Modell entstand durch Zusammenlagern der beiden Einzelschalen. Die Gesamtaufnahmezeit, inklusive der Umbauzeit der Scannerposition, betrug zwischen 30 und 45 Sekunden. Die tatsächliche Expositionszeit war 2 x 2.5 Sekunden („fine“ recording mode). Siehe Abbildung 16.

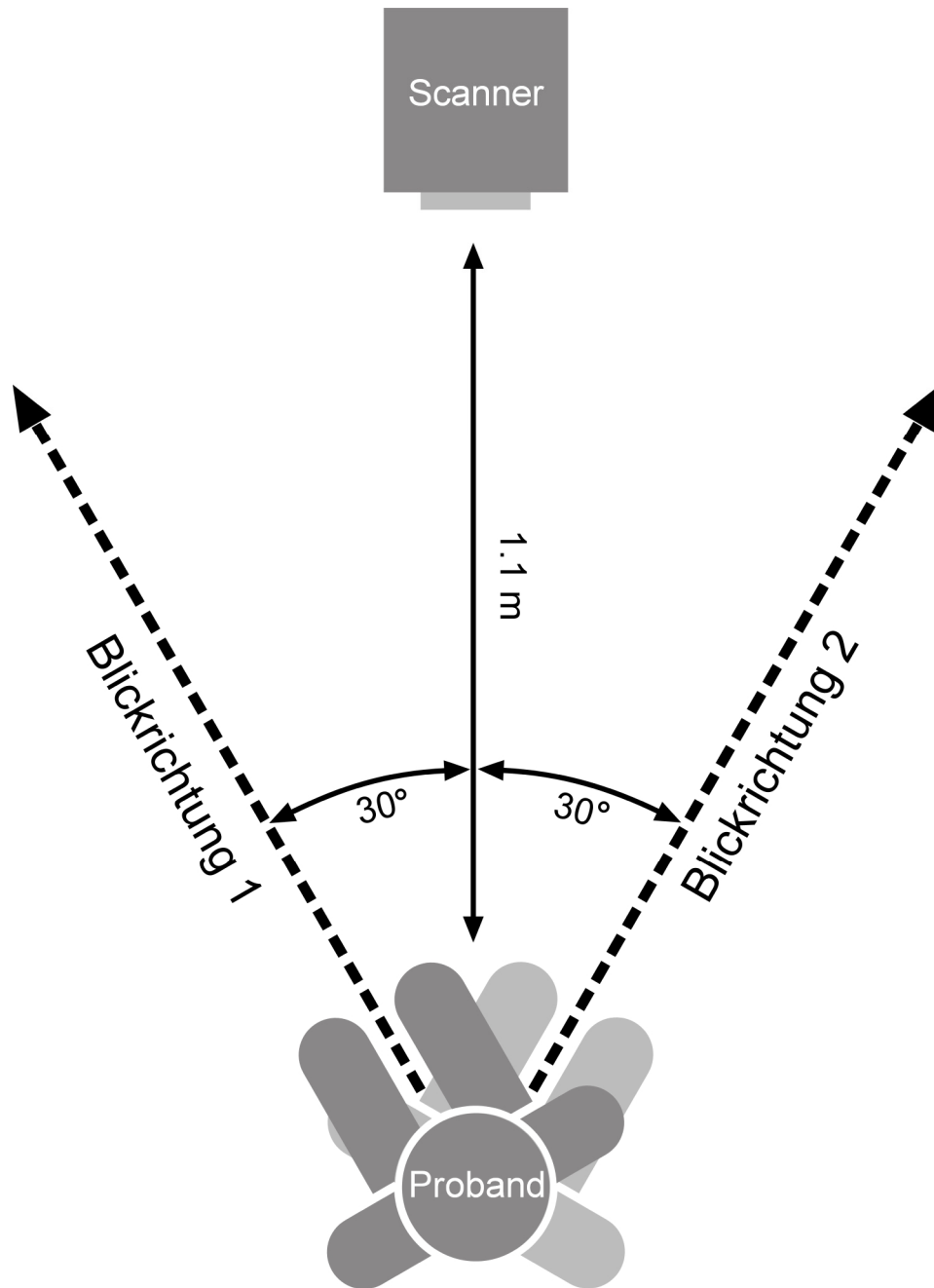


Abbildung 16: Versuchsaufbau A: Zwei Aufnahmen mit einem Scanner

- b) In der zweiten Versuchsreihe wurde das Gesicht des Probanden mit einem Scanner aus drei unterschiedlichen Richtungen aufgenommen (frontal und jeweils 30° Grad lateral zur Gesichtsmitte). Der auf einem Drehstuhl sitzende Proband wurde manuell in die einzelnen Positionen zum Scanner gebracht. Das dreidimensionale Modell entstand durch Zusammenlagern dieser drei Aufnahmen in einer bestimmten Reihenfolge, wobei die beiden lateralen Aufnahmen als Basis dienten und die frontale Aufnahme über diese gelegt wurde. Die Gesamtaufnahmezeit, inklusive der Umbauzeit der Scannerposition, betrug zwischen 50 und 60 Sekunden. Die tatsächliche Expositionszeit war 3 x 2.5 Sekunden („fine“ recording mode). Siehe Abbildung 17.

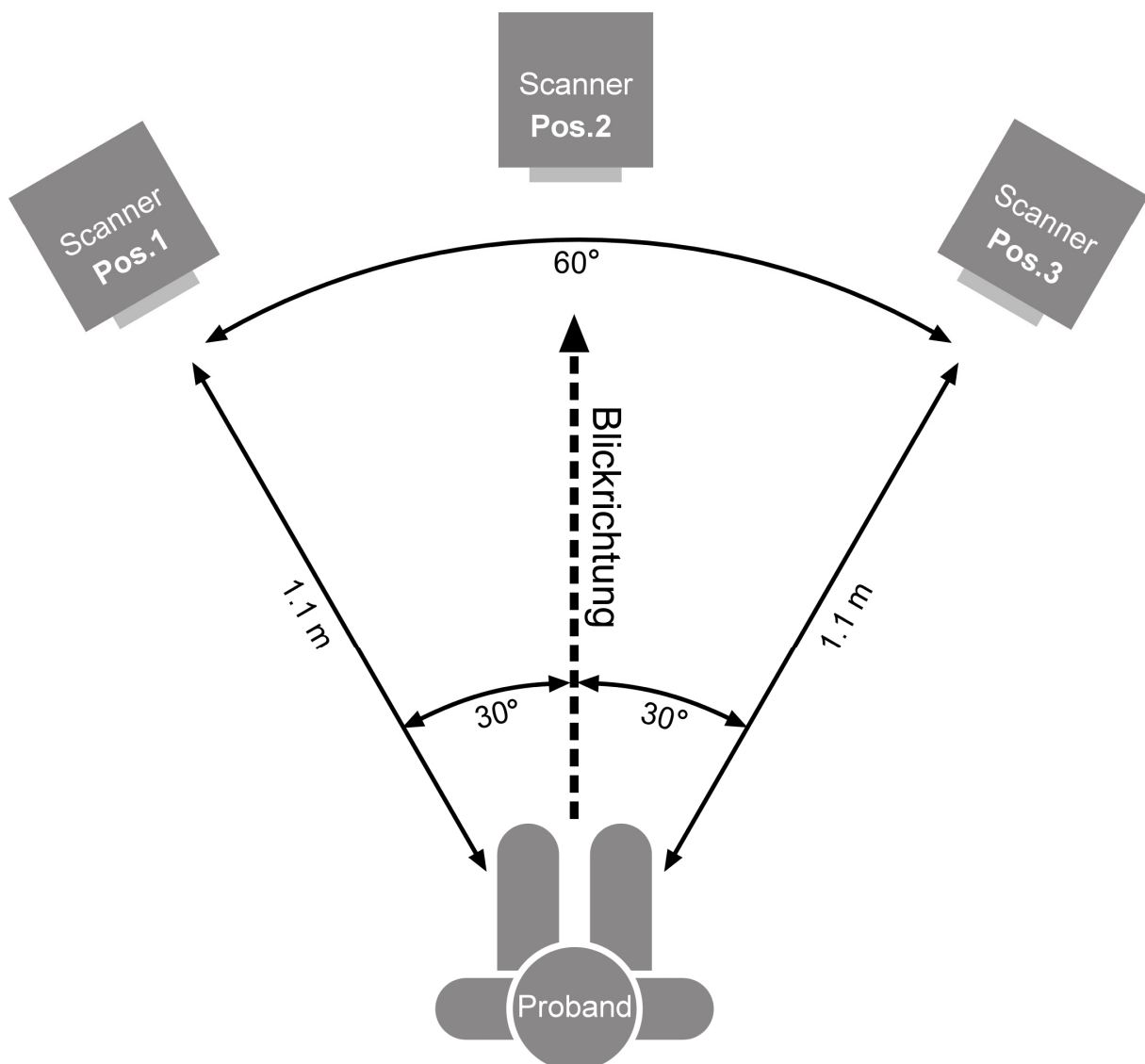


Abbildung 17: Versuchsaufbau B: Drei Aufnahmen mit einem Scanner

- c) In der dritten Versuchsreihe wurde der Proband auf einem computergesteuerten Rotationstisch (Rotary stage ISEL[®] RF1, Konica Minolta Sensing, Inc., Osaka, Japan) platziert. Der Rotationstisch wurde über das Polygon Editing Tool[®], Konica Minolta Sensing Inc., Osaka, Japan angesteuert. Die Größe der Winkel und somit die Anzahl der Aufnahmen für eine 360 Grad Modell wurden im Vorfeld festgelegt. Es wurden jeweils 6 Einzelaufnahmen in jeweils 60 Grad aufgenommen. Auf dieser Weise wurde eine virtuelle 360 Grad Aufnahme des Kopfes konstruiert. Der gesamte Untersuchungsdurchgang dauerte zwischen 70 und 90 Sekunden, die effektive Expositionszeit betrug 6 x 1.5 Sekunden („fast“ recording mode). Siehe Abbildung 18.

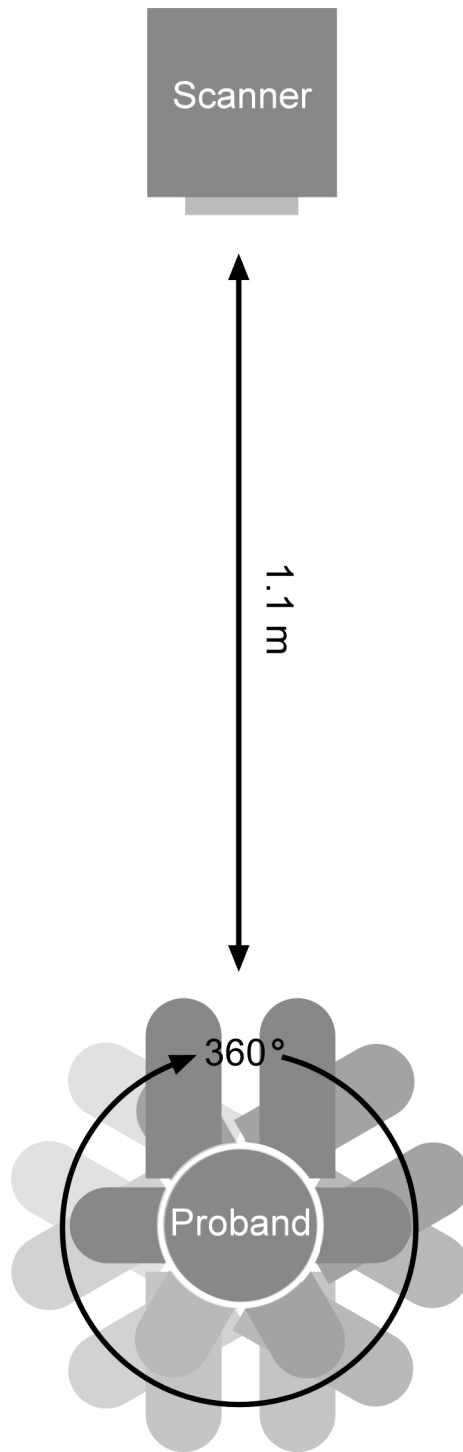


Abbildung 18: Versuchsaufbau C: Sechs Aufnahmen mit einem Scanner und einem computergesteuerten Rotationstisch

- d) In der vierten Versuchreihe wurde der Proband mit zwei Scannern von jeweils 30° Grad lateral zur Mediansagittalebene aufgenommen. Die beiden baugleichen Scanner waren mit Hilfe einer SCSI[®]-Kette zusammengeschaltet und wurden computergesteuert nacheinander ausgelöst. Die gesamte Untersuchungszeit einer Aufnahmeserie betrug weniger als 10 Sekunden, die effektive Expositionszeit lag bei 2×2.5 Sekunden („fine“ recording mode). Eine Umpositionierung der Scanner oder des Probanden war nicht notwendig. Siehe Abbildung 19.

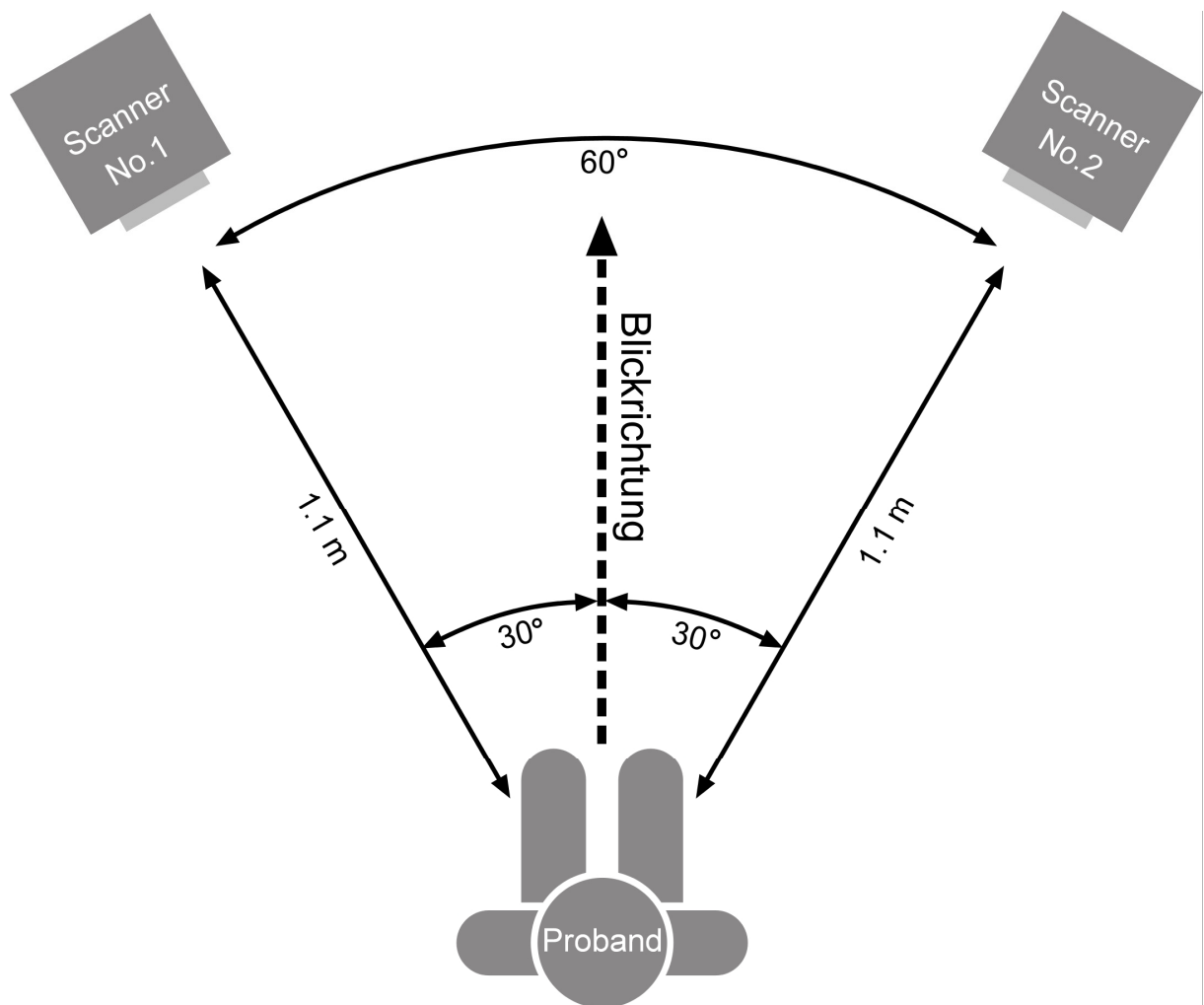


Abbildung 19: Versuchsaufbau D: Zwei Aufnahmen mit zwei Scannern

2.3.2 Kopfposition: Einfluss der Kopfposition der Testperson auf die Präzision und Genauigkeit des virtuellen Modells

Um die optimale Kopfposition für die Erfassung der anatomischen Strukturen des Gesichts zu bestimmen, wurden vier unterschiedliche Kopfpositionen bei einem Probanden in einer Messreihe von jeweils 20 Wiederholungen untersucht. Die Kopfposition wurde über die folgenden Winkel, gemessen zwischen der Frankfort'schen Linie (72 S. 537-540) und der Horizontalen definiert: 10 Grad Inklination, 0 Grad, 10 Grad Reklination und 20 Grad Reklination. Diese Aufnahmen erfolgten in der in 2.2.1 d) beschriebenen Versuchseinstellung.

2.3.3 Landmarks: Rolle der Markierung der Landmarks am virtuellen Modell für die Genauigkeit und Präzision der Auswertung

Um eine Aussage machen zu können in wie weit sich die Wiedererkennbarkeit der anatomischen Landmarks auf die Präzision der Auswertung auswirkt, wurde das dreidimensionale Gesichtsmodell der fünf Probanden drei Untersuchern auf zwei unterschiedliche Arten zur Auswertung vorgelegt. Zuerst wurden die Untersucher gebeten die Landmarks anhand einer Skizze (siehe Abbildung 20 und 21) und einer Beschreibung (siehe Tabelle 2) auf den dreidimensionalen Gesichtsmodellen zu identifizieren und sich per Mausclick festzulegen. Das Gesicht der Probanden wurde hierzu ohne vorher markierte Landmarks aufgenommen. In einer zweiten Versuchsreihe wurden die virtuellen Gesichtsmodelle derselben Probanden mit vorher markierten Landmarks von den Untersuchern evaluiert. Die beiden Versuchsreihen wurden jeweils zehn Mal von demselben Untersucher durchgeführt. Die Kopfposition des Probanden war mit 10 Grad Reklination bezogen auf die Horizontale definiert. Die Aufnahmen erfolgten in der in 2.2.1 d) beschriebenen Versuchseinstellung.

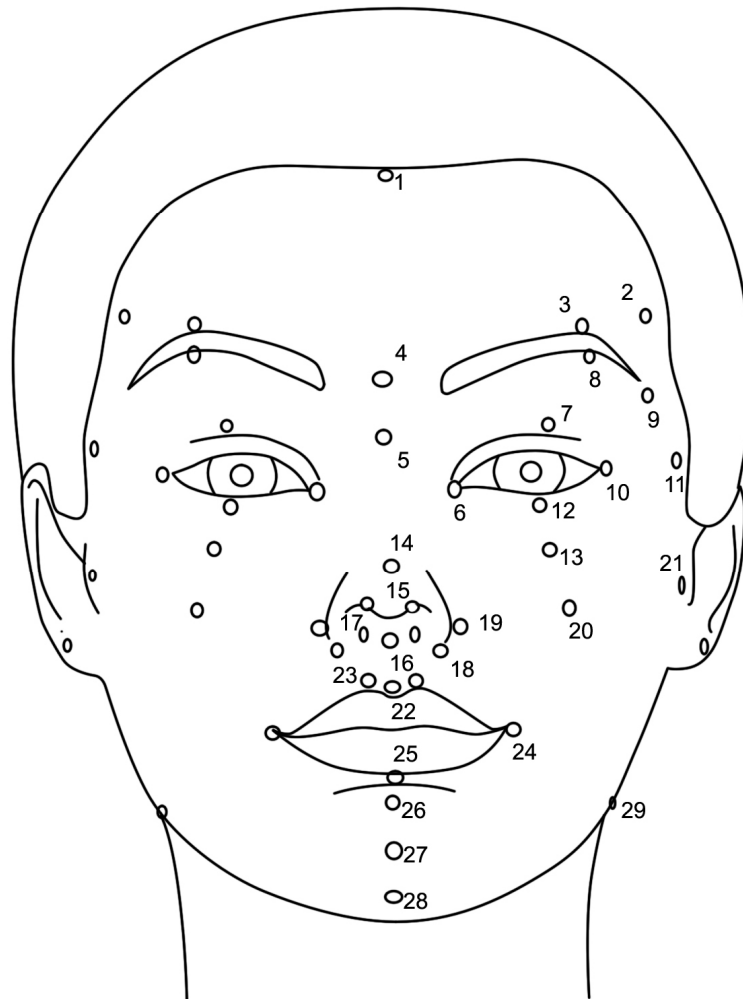


Abbildung 20: Frontale Skizze der Landmarks modifiziert nach Ferrario
(45 S. 480-487)

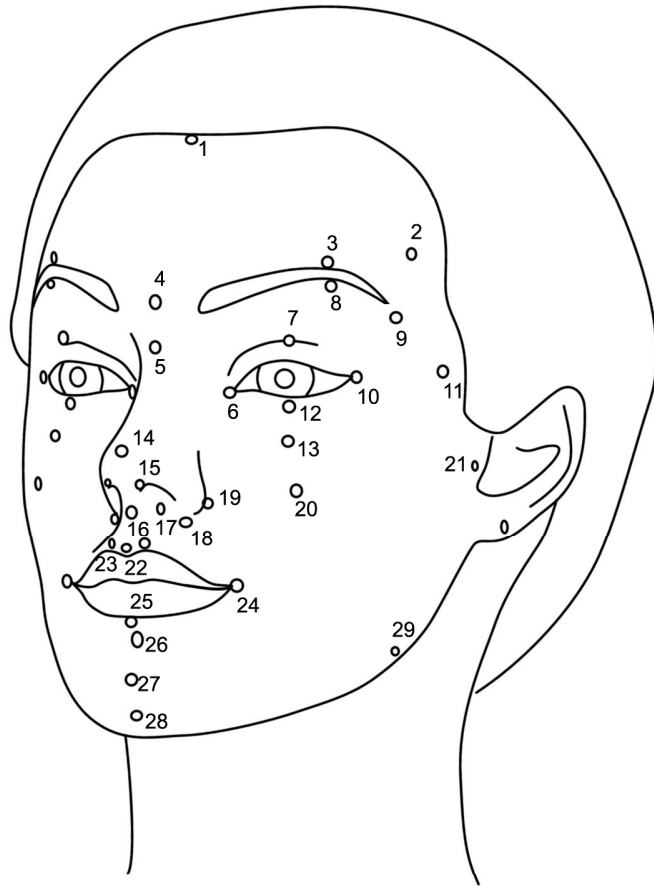


Abbildung 21: Seitliche Skizze der Landmarks modifiziert nach Ferrario
(45 S. 480-487)

2.3.4 Texturinformation: Einfluss der Texturinformation des virtuellen Modells auf die Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen durch den Untersucher

Die realistische dreidimensionale Darstellung des Gesichts muss neben der Oberflächenform auch Informationen über die Oberflächentextur beinhalten. Die Analyse von Farb- und Texturinformation ist ein wesentlicher Bestandteil bei der Interpretation von Bildern. Texturen sind regelmäßige Muster in einem Bild, die die Oberflächen von Objekten bzw. des Hintergrundes einer Szene charakterisieren.

Um eine Aussage über den Einfluss der Texturinformation des dreidimensionalen Modells auf die Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen treffen zu können wurde das unmarkierte dreidimensionale Gesichtsmodell eines Probanden in den Oberflächenmodi „textured“ und „shaded“ (84 S. 1-150) untersucht (siehe Abbildung 22 +23).

Dieser Versuch wird von drei Benutzern unterschiedlicher Vorkenntnis durchgeführt. Die Benutzer erhalten eine Beschreibung (Tabelle 2) und Skizzen (siehe Abbildung 20 und 21) der vordefinierten Landmarks. Um eine statistische Relevanz ableiten zu können wird dieser Vorgang zehn Mal jeweils mit und ohne Textur durchgeführt Die Aufnahmen erfolgten in der in 2.2.1 d) beschriebenen Versuchseinstellung.



Abbildung 22: Dreidimensionales Modell eines Probanden im Oberflächenmodus 'textured'

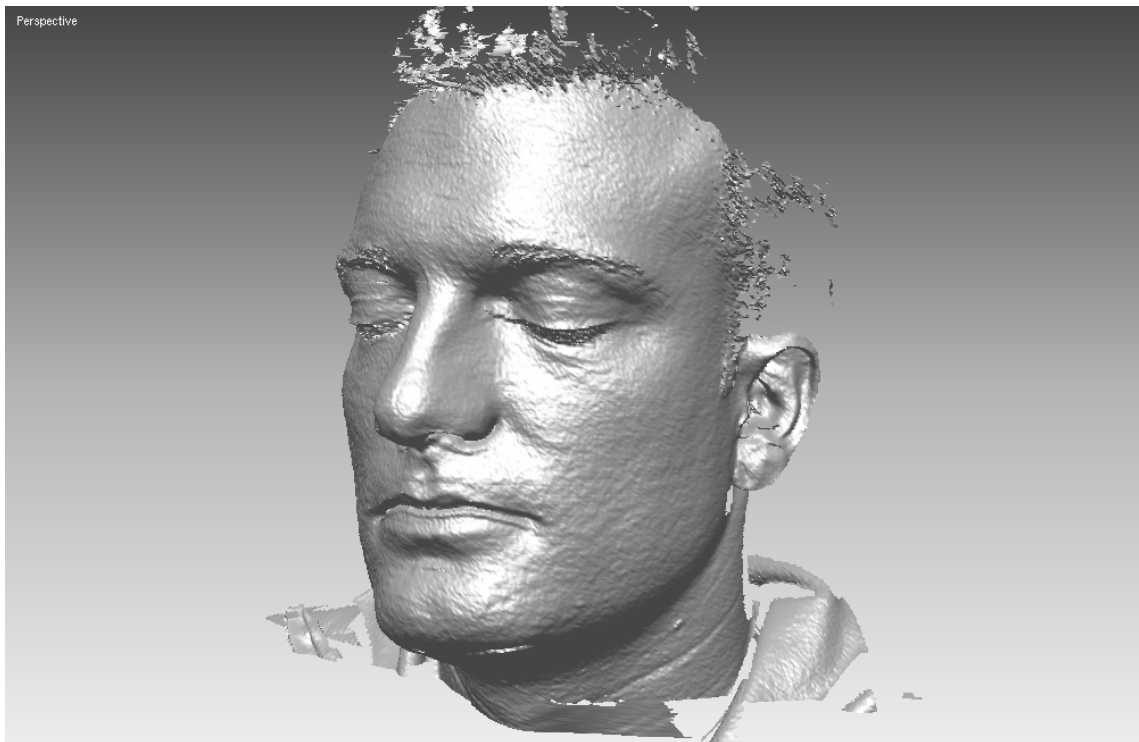


Abbildung 23: Dreidimensionales Modell eines Probanden im Oberflächenmodus 'shaded'

2.3.5 Reproduzierbarkeit: Einfluss der Körperposition des Probanden während einer kompletten Messreihe auf die Genauigkeit und Präzision

Um die für die klinische Anwendung wichtige Reproduzierbarkeit der Messmethode interpretieren zu können wurden fünf Probanden mit markierten Landmarks in einer Kopfposition in einem Winkel von 10 Grad Reklination zwischen der Frankfort'schen Linie und der Horizontale unter standardisierten Bedingungen nach folgenden unterschiedlichen Kriterien untersucht.

In der ersten Versuchsreihe wurden die Testpersonen angehalten ihre Position ohne eine Bewegung zu halten. Währenddessen wurden die Aufnahmen für zwanzig dreidimensionale Gesichtsmodelle durchgeführt. In der zweiten Versuchsreihe wurden von den Probanden zwischen den Aufnahmen ein standardisierter Bewegungsablauf ausgeführt und versucht die vorherige Position wieder einzunehmen. Diese Aufnahmen erfolgten in der in 2.2.1 d) beschriebenen Versuchseinstellung.

2.3.6 Genauigkeit und Präzision der dreidimensionalen Körperoberflächenerfassung: Vergleich der am virtuellen Modell berechneten Daten mit den entsprechenden manuellen Referenzmessungen

Um die Genauigkeit und Zuverlässigkeit der Messungen mit dem Scanner evaluieren zu können wurden am virtuellen Gesichtsmodell Entfernungen zwischen den Landmarks berechnet und mit den entsprechenden von Hand durchgeführten Messungen am Gesicht des Probanden verglichen. Dieser Versuch wird an fünf Probanden durchgeführt. Es werden 28 Strecken gemessen. Die Strecken befinden sich zwischen 48 definierten und am Probanden markierten Landmarks (Tabelle 2) und wurden nach chirurgischen Gesichtspunkten ausgewählt. Die manuelle Messung am Probanden erfolgte mit dem in der Mund-Kiefer-Chirurgie etablierten Cephalometer und wurde jeweils drei Mal innerhalb von 24 Stunden durchgeführt. Der sich daraus ergebende Mittelwert gilt als Referenz, bzw. Vergleichswert der Strecke.

Jede Entfernung zwischen zwei Landmarks wurde 20 Mal am jedem dreidimensionalen Modell gemessen. So resultierten 560 Vergleiche zwischen den manuelle gemessenen Referenzen und den am virtuellen Modell berechneten Entfernungen. Um abzuschätzen zu können wie

zuverlässig die virtuelle Nachbildung von Entfernungen zwischen den Landmarks am dreidimensionalen Modell war, wurden Toleranzgrenzen definiert, wie sie in der Literatur bereits vorgeschlagen sind (9 S. 551-558). Eine Abweichung von weniger als 1mm vom Vergleichswert wurde als eine "sehr zuverlässige" Messung am virtuellen Modell ausgezeichnet. Eine Abweichung zwischen 1mm und 1.5mm wurde als „zuverlässig“, zwischen 1.6mm und 2mm als "mäßig zuverlässig" eingestuft. Wurde die Toleranzgrenze von 2 mm Abweichung im Bezug auf die Referenzmessung überschritten, wurde die Messung als "unzuverlässig" bewertet.

Um eine statistische Analyse der Ergebnisse, das heißt die Standardabweichung der Messungen von verschiedenen Versuchsaufbauten vergleichen zu können, wurde der Variationskoeffizient bestimmt. Die Unterschiede der aus den beschriebenen experimentellen Versuchsbedingungen gewonnenen Daten wurden anhand des t-Tests mit einer Signifikanzgrenze von 5 % abgeschätzt.

3 Ergebnisse

3.1.1 Bewegungsartefakte: Beeinflussung des Messergebnisses durch Veränderung der Scanneranzahl oder Verwendung eines computergesteuerten Rotationstisches

Unsere Studie zeigte, dass die Präzision der virtuellen Gesichtsmodelle durch die Verkürzung sowohl der gesamten Untersuchungszeit als auch der effektiven Expositionszeit verbessert werden kann. Ebenso führte die Einhaltung der Position des Probanden entscheidend zur Genauigkeit des Ergebnisses bei. Virtuelle Gesichtsmodelle, erstellt in Versuchen, bei denen zwei Scanner miteinander verbunden waren, zeigten eine höhere Genauigkeit als die Modelle, die nur mit einem Scanner erstellt wurden. Wurde nur ein Scanner benutzt, konnte die Präzision des entstandenen Modells auch durch das Zusammenfügen von drei anstelle von zwei Einzelschalen nicht signifikant erhöht werden. In der Versuchsreihe, bei der die Testperson auf einem computergesteuerten Drehtisch saß und die Aufnahmen automatisch ausgeführt wurden, zeigten die zwischen den Landmarks am virtuellen Modell gemessenen Entfernungen eine signifikant geringere Präzision. (Abbildung 24)

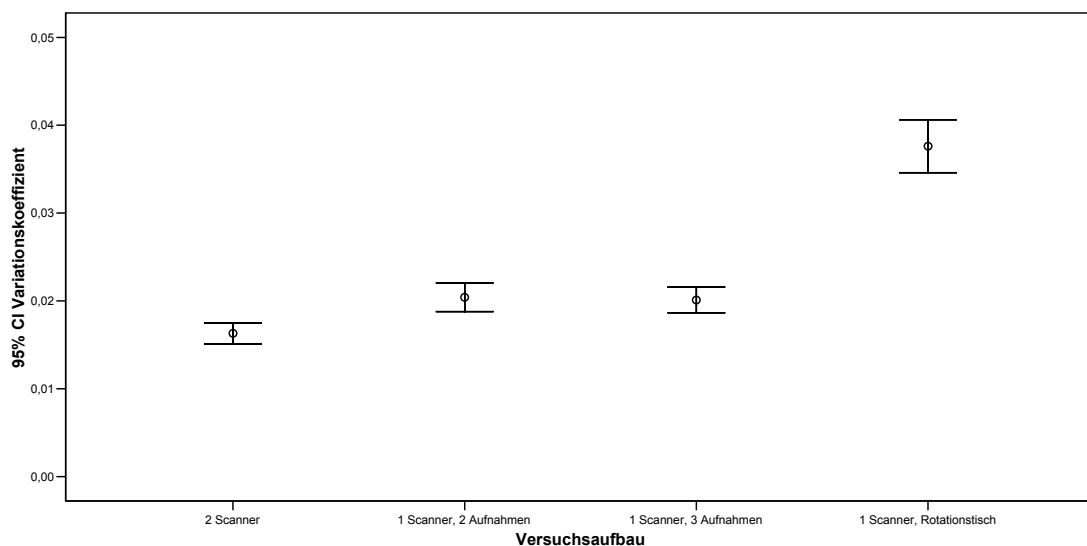


Abbildung 24: Einfluss der Scanneranzahl oder der Verwendung eines Rotationstisches auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken

Im Vergleich mit den manuell gemessenen Referenzstrecken war die höchste Genauigkeit der Messungen am virtuellen Modelle erreicht werden, als die Aufnahmen mit zwei Scannern durchgeführt wurden. In diesen Versuchen war die prozentuale Summe an "sehr zuverlässiger" und "zuverlässiger" Messungen am größten. Die Ergebnisse wurden in Tabelle 3 zusammengefasst.

Tabelle 3: Genauigkeit der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken in Abhängigkeit der Anzahl von Scanner und Aufnahmen. Angegeben in vier Kategorien, als Prozent von Hundert

Scanneranzahl und Anzahl der Aufnahmen für ein Modell	sehr zuverlässig	zuverlässig	mäßig zuverlässig	unzuverlässig
	(%)	(%)	(%)	(%)
1 Scanner	13,64	9,09	13,64	63,64
2 Aufnahmen				
1 Scanner	9,09	9,09	13,64	68,18
3 Aufnahmen				
1 Scanner	14,25	4,55	4,55	76,64
Drehtisch				
6 Aufnahmen				
2 Scanner – SCSII				
2 Aufnahmen	28,57	7,14	10,71	53,57

3.1.2 Kopfposition: Einfluss der Kopfposition der Testperson auf die Präzision und Genauigkeit des virtuellen Modells

Virtuelle Gesichtsmodelle, erstellt in Versuchen bei denen die Kopfposition der Testperson mit einem Winkel von + 10 bis + 20 Grad zwischen der Horizontalen und der imaginären Frankfort'schen Linie festgelegt wurde, erreichten die höchste Präzision bei der Streckenmessung zwischen den Landmarks. (Abbildung 25)

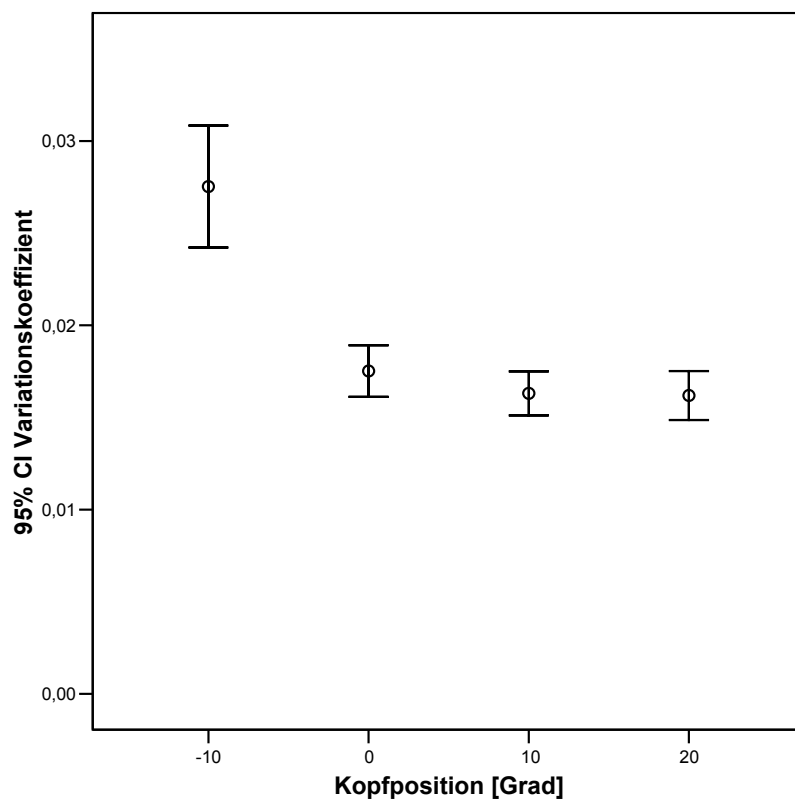


Abbildung 25: Einfluss der Kopfposition auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken im Gesamten

Aufgeteilt in verschiedene anatomische Regionen konnte demonstriert werden, dass bei einer Kopfposition von -10 Grad oder 0 Grad bezogen auf den Winkel zwischen der Frankfort'schen Linie und der Horizontalen, hauptsächlich das Gebiet um die Nase und den Mund weniger genau wiedergegeben wurde. Die höchste Präzision in der perinasalen Region wurde erreicht, indem die Kopfposition mit $+20$ Grad Reklination bezogen auf die Frankfort'sche Linie festgelegt war, das heißt der Kopf in den Nacken gelegt wurde. (Abbildung 26)

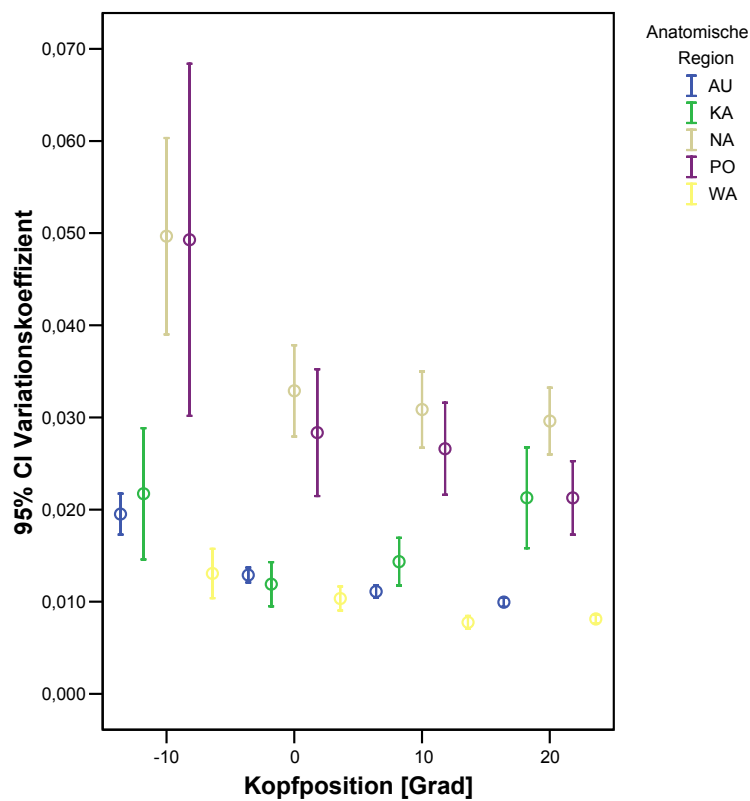


Abbildung 26: Einfluss der Kopfposition auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken aufgeteilt nach anatomischen Regionen

Wenn man die am virtuellen Modell gemessenen Strecken mit den manuell gemessenen Referenzstrecken vergleicht, wurde der höchste Prozentsatz an „sehr zuverlässigen“ und „zuverlässigen“ Messungen erreicht, wenn die Kopfposition der Testperson mit + 10 Grad Reklination zwischen der Frankfort’schen Linie und der Horizontalen festgelegt war. Die Ergebnisse der unterschiedlichen Kopfpositionen sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

Tabelle 4: Genauigkeit der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken in Abhängigkeit der Kopfposition. Angegeben in vier Kategorien, als Prozent von Hundert

Kopfposition bezogen auf die Frankfort’sche Linie	sehr zuverlässig (%)	zuverlässig (%)	mäßig zuverlässig (%)	unzuverlässig (%)
+ 20 Grad	14,29	3,57	14,29	67,86
+ 10 Grad	28,57	7,14	10,71	53,57
0 Grad	21,43	7,14	3,57	67,86
- 10 Grad	25,00	3,57	3,57	67,86

3.1.3 Landmarks: Rolle der Markierung der Landmarks am virtuellen Modell für die Genauigkeit und Präzision der Auswertung

Die Messung der Strecken zwischen den Landmarks auf dem virtuellen Modell wurde durch Anklicken der Landmarks am Bildschirm durch den Untersucher ermöglicht. Im Vergleich mit den manuellen Referenzmessungen zeigte sich eine signifikant höhere Genauigkeit, waren die Landmarks vor den Aufnahmen durch Aufkleber am Probanden gekennzeichnet (Abbildung 27).

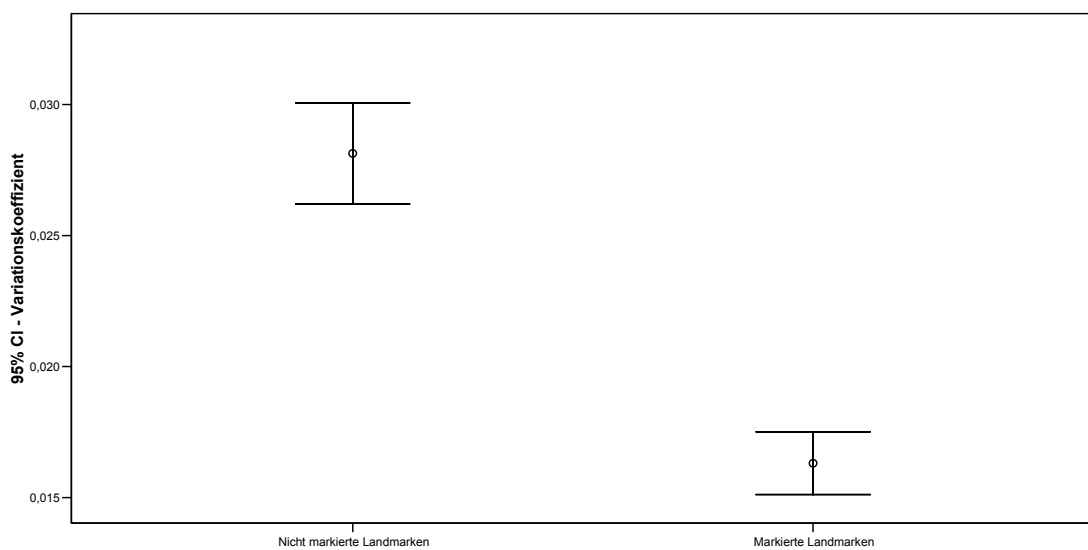


Abbildung 27: Einfluss der markierten Landmarks auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken

Im Bezug auf die verschiedenen anatomischen Regionen des Gesichts, zeigte sich eine zufriedenstellende Genauigkeit des virtuellen Modells. Bei leicht zu identifizierenden Regionen wie den Augen oder dem Mund wurde sogar ohne vorher erfolgte Kennzeichnung der Landmarks eine zufriedenstellende Genauigkeit erreicht. Wurde den Untersuchern ein virtuelles Modell mit gekennzeichneten Landmarks zur Auswertung vorgelegt, konnte im Bereich der Wangen und der Nase eine hohe Präzision erreicht werden.

3.1.4 Texturinformation: Einfluss der Texturinformation des virtuellen Modells auf die Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen durch den Untersucher

Um eine Aussage über die Oberflächenmodus des virtuellen Gesichtsmodells machen zu können wurden drei Benutzern ein unmarkiertes Modell in zwei verschiedenen Versionen, „textured“ und „shaded“ (84 S. 1-150), zur Auswertung vorgelegt. Es zeigte sich eine höhere Genauigkeit bei der Auswertung der Strecken zwischen den Landmarks im „shaded“ Oberflächenmodus (Abbildung 28, 29).

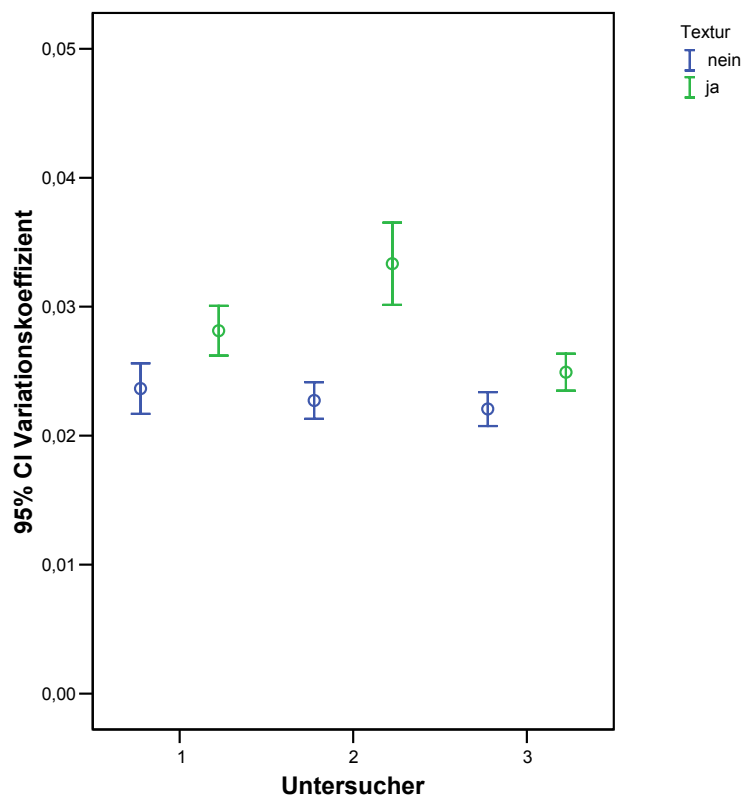


Abbildung 28: Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen des Gesichts in Abhängigkeit der Texturinformation: aufgeteilt nach den Untersuchern

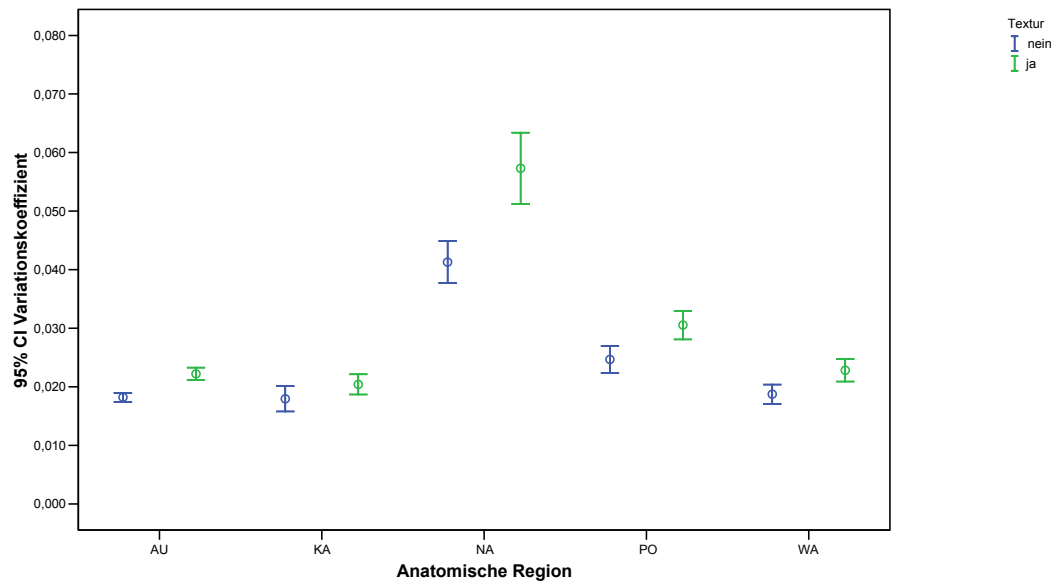


Abbildung 29: Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen des Gesichts in Abhängigkeit der Texturinformation: aufgeteilt nach den anatomischen Strukturen. AU = Augenbereich, KA = Kopf allgemein, NA = Nasenbereich, PO = Mundbereich, WA = Wangenbereich

Diese Entdeckung war einheitlich für alle drei Untersucher, unabhängig von den unterschiedlichen anatomischen Regionen des Gesichts (Abbildung 30 und 31).

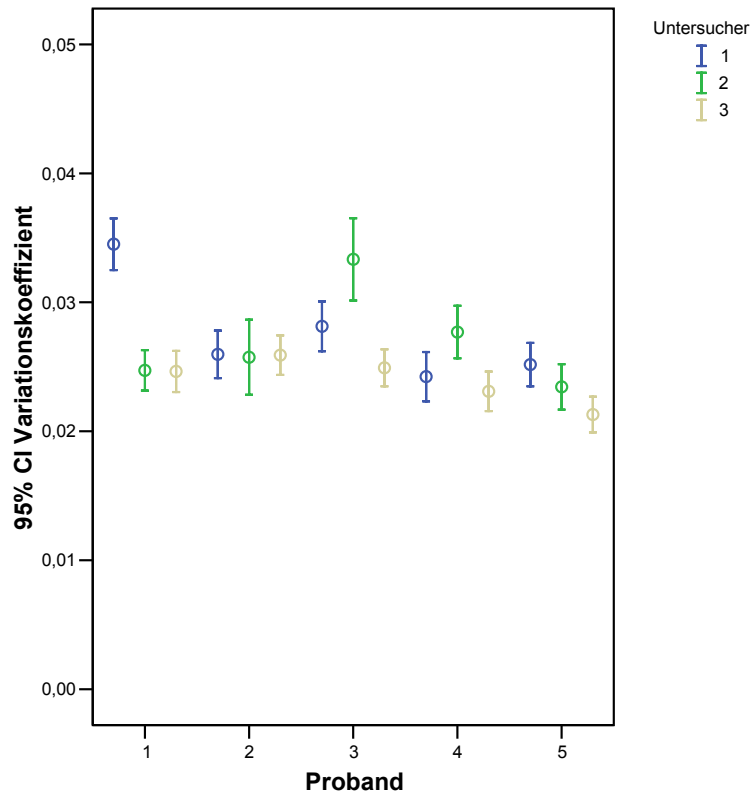


Abbildung 30: Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken, aufgeteilt nach den verschiedenen Untersuchern

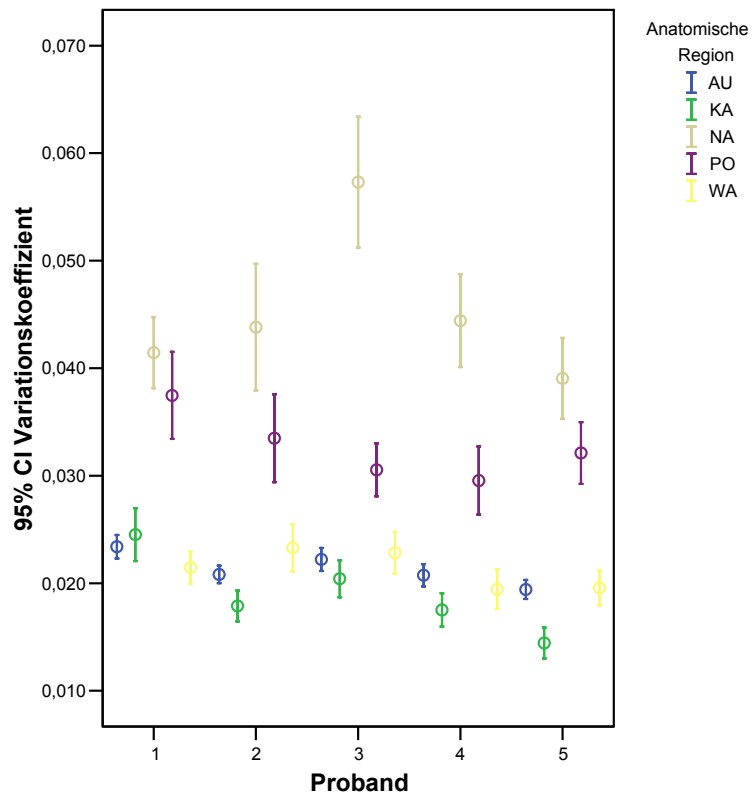


Abbildung 31: Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken, aufgeteilt nach der anatomischen Strukturen als Mittelwert aller Untersucher. AU = Augenbereich, KA = Kopf allgemein, NA = Nasenbereich, PO = Mundbereich, WA = Wangenbereich

3.1.5 Reproduzierbarkeit: Einfluss der Körperposition des Probanden während einer kompletten Messreihe auf die Genauigkeit und Präzision

Vergleicht man die Präzision der virtuellen Modelle in Abhängigkeit der Bewegung des Probanden, so sprechen die Ergebnisse eindeutig für die Versuchsreihe in der die Testperson angehalten war ihre Position ohne eine Bewegung einzuhalten. Die Bewegung der Probanden zwischen den Aufnahmesitzungen während der zweiten Versuchsreihe hatte einen deutlich negativen Einfluss auf die Präzision der virtuellen Modelle (Abbildung 32).

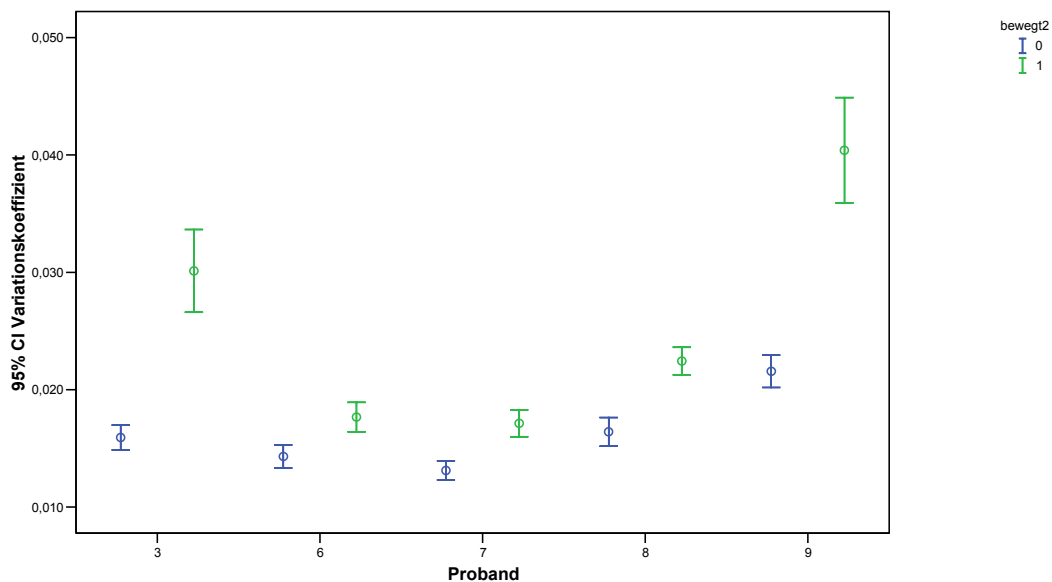


Abbildung 32: Einfluss der Körperposition des Probanden auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken

Die Messungen zwischen den markierten Landmarks auf dem virtuellen Modell waren jedoch ähnlich zuverlässig unabhängig ob sich die Testperson zwischen zwei Aufnahmen bewegte oder die Position hielt. Bezogen auf den Mittelwert beliefen sich die „unzuverlässigen“ Messungen auf dem Modell in beiden Versuchsbedingungen auf 43,57%. Unterschiede der Prozentzahlen für „sehr zuverlässig“, „zuverlässig“ und „mäßig zuverlässig“ sind zu vernachlässigen. Ebenso sind die Ergebnisse für die unterschiedlichen anatomischen Regionen nahezu identisch (Tabelle 5).

Tabelle 5: Genauigkeit des virtuellen Modells in Abhängigkeit der Körperposition des Probanden. Aufgeteilt nach anatomischen Bereichen des Gesichts oder für das Gesicht als ganzes. Angegeben in vier Kategorien, als Prozent von Hundert

Anatomische Region	sehr zuverlässig		zuverlässig		mäßig zuverlässig		unzuverlässig	
	(%)		(%)		(%)		(%)	
	Gehaltene Position	Bewegte Position	Gehaltene Position	Bewegte Position	Gehaltene Position	Bewegte Position	Gehaltene Position	Bewegte Position
Kopf allgemein	33,33	23,33	13,33	16,67	10,00	20,00	43,33	40,00
Augenbereich	33,33	36,67	10,00	6,67	13,33	10,00	43,33	46,47
Nasenbereich	30,00	30,00	30,00	20,00	0,00	10,00	40,00	40,00
Mundbereich	55,00	40,00	0,00	20,00	0,00	0,00	45,00	40,00
Wangenbereich	32,00	38,00	16,00	10,00	8,00	6,00	44,00	46,00
Mittelwert aller Gruppen	35,71	34,29	12,86	12,86	7,86	9,29	43,57	43,57

3.1.6 Genauigkeit und Präzision der dreidimensionalen Körpererfassung: Vergleich der am virtuellen Modell berechneten Daten mit den entsprechenden manuellen Referenzmessungen

Um die Validität bzw. Genauigkeit der Softwaremessungen zu bestimmen wurden 28 Strecken zwischen einzelnen Landmarks manuell gemessen. Diese manuellen Messungen jeder Strecke entsprechen annähernd dem wahren Wert. Die am virtuellen Modell gemessenen Strecken wurden über eine Übereinstimmungsanalyse sowie Intervallschätzungen mit den manuellen Werten verglichen. Die 28 manuellen Messungen wurden mit den entsprechenden Softwaremessungen an dem jeweiligen Probanden in 20 Versuchen verglichen. Daraus resultierten $n = 560$ Vergleiche der beiden unterschiedlichen Methoden.

Die mittlere Abweichung der am virtuellen Modell zwischen den Landmarks gemessenen Strecken von den entsprechenden manuellen Messungen auf dem Gesicht der Testperson lag bei 1.32 mm mit einer Standardabweichung von 5.67 mm. Werden diese Werte in einer Graphik zusammengetragen, lässt sich der Unterschied zu einer Gauß'schen Normalverteilung darstellen (Abbildung 33). Aus den verschiedenen Softwaremessungen wurde ein Konfidenzintervall von 95% berechnet und anschließend überprüft, ob die entsprechenden manuellen Messungen innerhalb dieses Intervalls lagen (Abbildung 34). 79 manuellen Messungen lagen innerhalb der Grenzen des Konfidenzintervalls, 481 Messungen lagen außerhalb. Nur 14,11% der Referenzmessungen befanden sich damit innerhalb des Konfidenzintervalls von 95%.

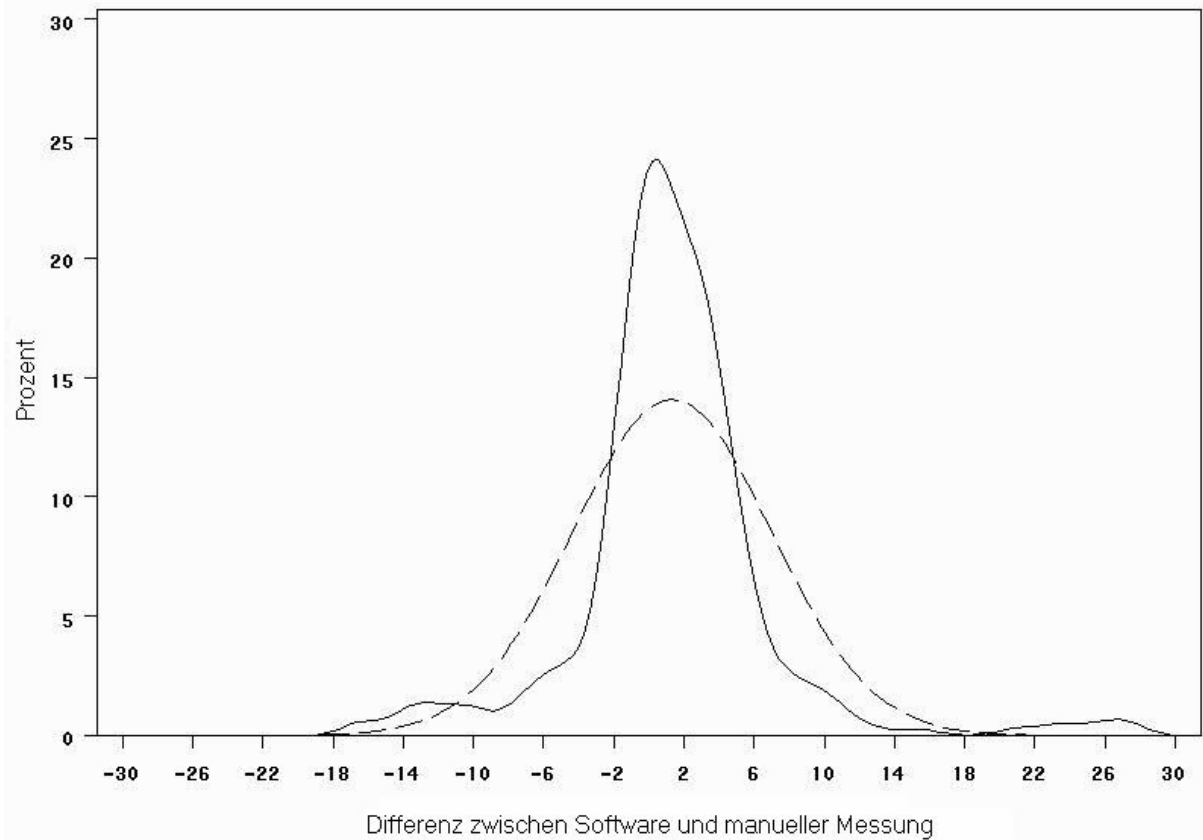


Abbildung 33: Differenz zwischen den am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken und den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden. Dargestellt im Vergleich zu einer Gauß'schen Normalverteilung

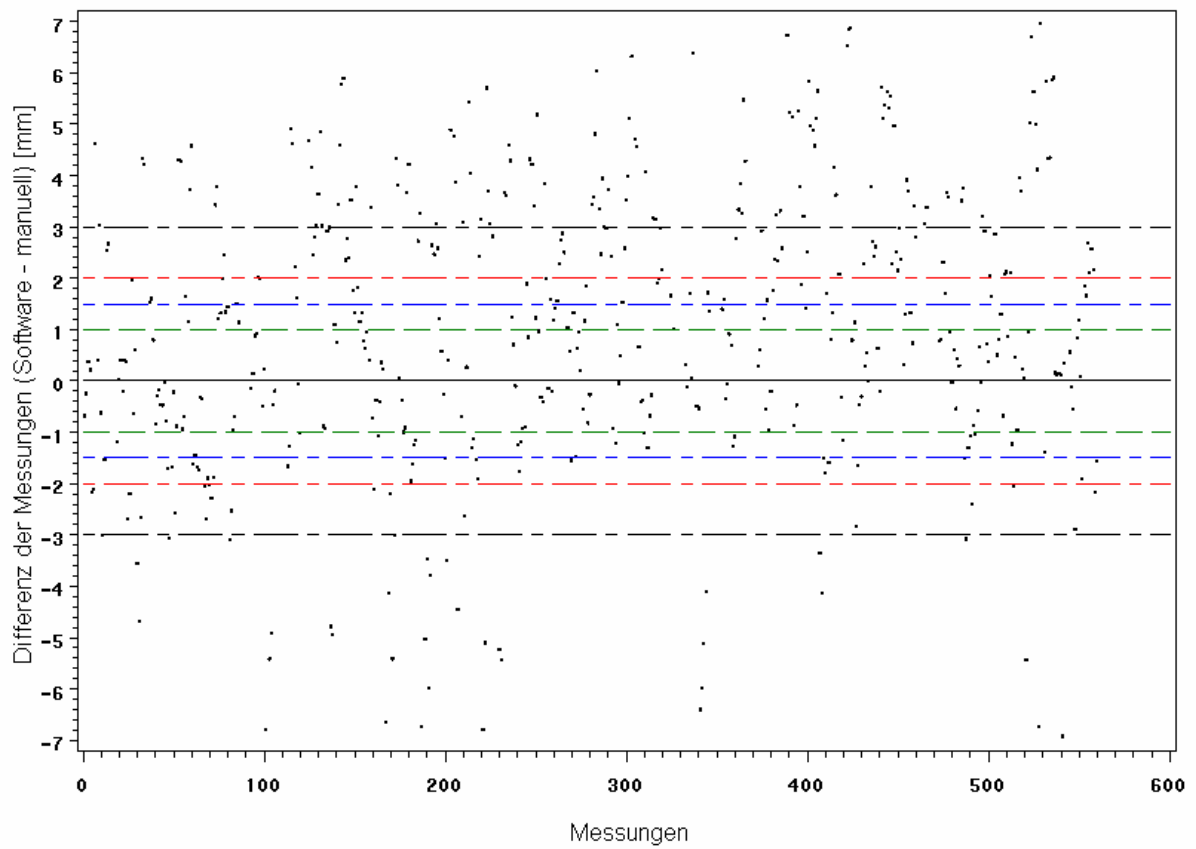


Abbildung 34: Abweichung der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken von den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden

Mit Hilfe eines Scatterplots, indem die Softwaremessungen gegen die manuellen Messungen abgetragen wurden, sowie dem Bland-Altman-Plot (17 S. 307-310) wurde die Übereinstimmung der beiden Methoden zur Messung von Strecken zwischen den Landmarks (manuelle Referenzmessungen im Vergleich mit Messungen abgeleitet von den virtuellen Modellen) beurteilt.

Abbildung 35 zeigt die Übereinstimmung beider Messmethoden anhand eines Scatterplots. Die Korrelation der beiden Messmethoden betrug 0.9878.

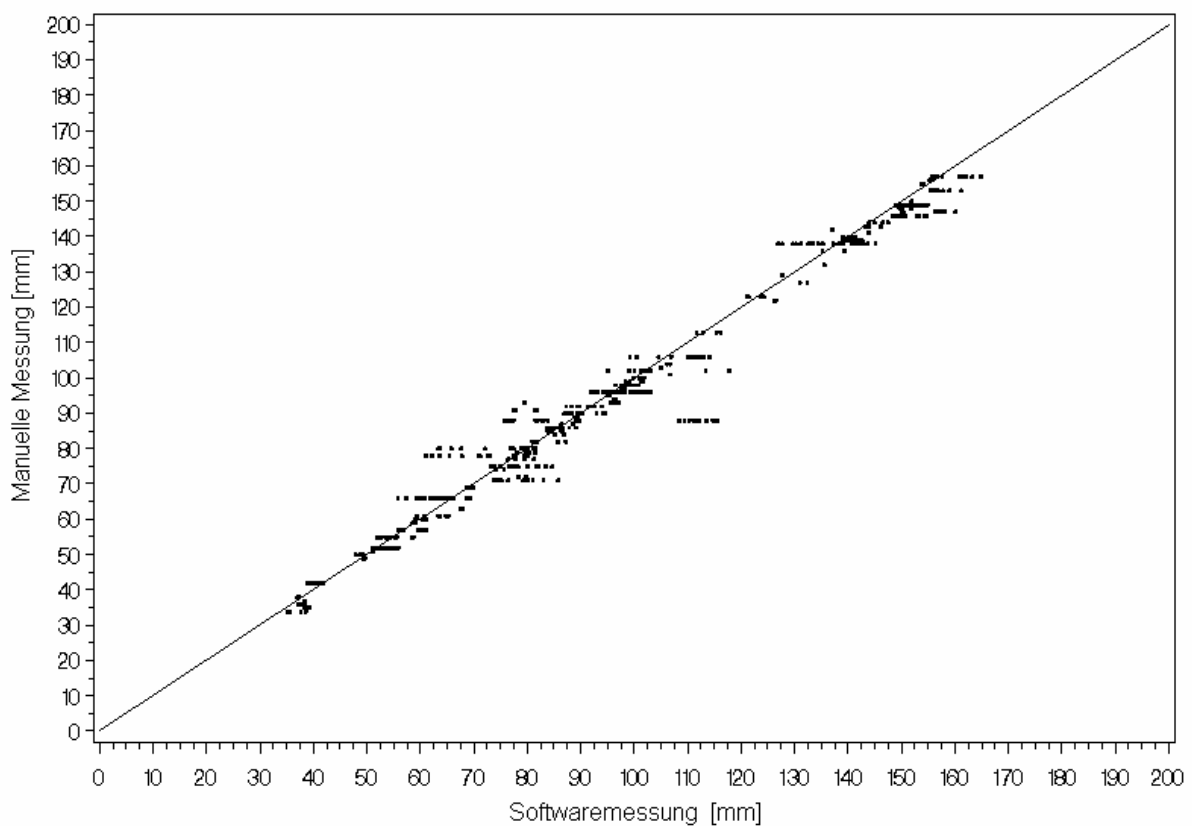


Abbildung 35: Übereinstimmung der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken mit den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden

Um eine gute Übereinstimmung beider Methoden zu haben, sollten im Bland-Altman-Plot die meisten Datenpunkte innerhalb der mittleren Differenz und der 2-fachen Standardabweichung liegen. In unserer Versuchsreihe lagen 38 Punkte außerhalb dieser Grenzen, was 6.8 % von insgesamt 560 Vergleichen zwischen manuellen Messungen und Messungen am virtuellen Modell entspricht. Wie in Abbildung 36 gezeigt neigen die am virtuellen Modell gemessenen Entfernungen dazu, die manuellen Messungen auf dem Gesicht der Testperson an Größe zu übertreffen.

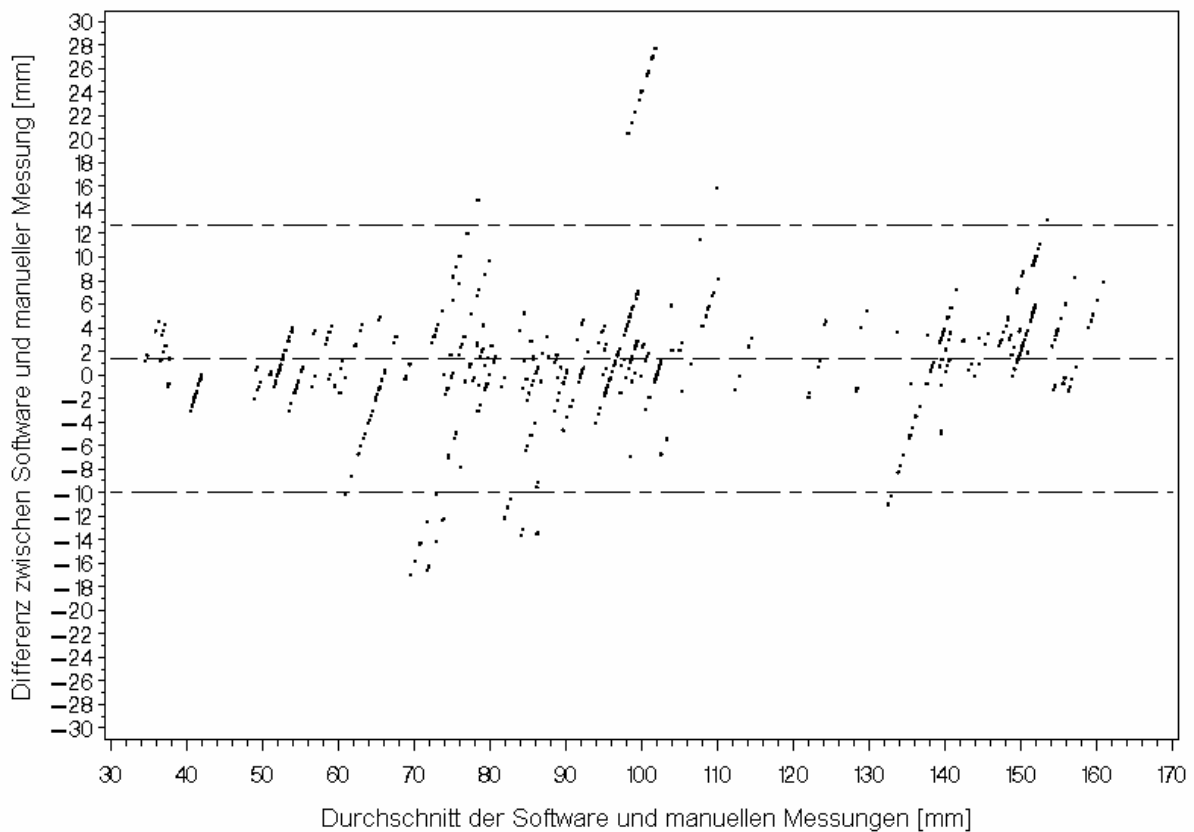


Abbildung 36: Übereinstimmung der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken mit den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden

Benützt man zur Beurteilung der Zuverlässigkeit der am virtuellen Modell abgeleiteten Messungen die von Aung et al. (9 S. 551-558) definierten Toleranzgrenzen, so waren 25.89 % der virtuellen Messungen „sehr zuverlässig“, weitere 10 % „zuverlässig“.

Unter bestimmten Untersuchungsbedingungen waren diese Zahlen sogar noch höher. Die in Tabelle 4 dargestellte Zuverlässigkeit der am virtuellen Modell abgeleiteten Messungen bezieht sich auf die Versuchsreihe, bei der der Proband in einer Kopfposition von 10 Grad Reklination der Frankfort'schen Linie bezogen auf die Horizontale mit zwei Scannern aus jeweils 30 Grad zur Mediansagittalebene aufgenommen wurde. Der Anteil an „sehr zuverlässigen“ Messungen belief sich in diesem Beispiel auf 28.57%. Allerdings lag der Prozentsatz an Messungen die die Toleranzgrenze von 2 mm überschritten bei 53.57%, was sehr hoch ist.

Präzision und Genauigkeit der virtuellen Modelle können verbessert werden indem Faktoren, die Einfluss auf die Qualität der Aufnahmen und auf die Auswertung des dreidimensionalen Modells haben, optimiert werden. Hierzu zählen die Kopfposition des Probanden, Einweisung von Testperson und Untersucher, Verwendung von zwei miteinander verbundenen Scannern oder die Markierung der Landmarks am Probanden vor dem Scanvorgang. Unter verbesserten Versuchsbedingungen kann die Menge der „sehr zuverlässigen“ Messungen mehr als 30%, die der „unzuverlässigen“ Messungen (Abweichung von der Toleranzgrenze $> 2\text{mm}$) weniger als 50% betragen.

4 Diskussion

In einer sehr komplexen topographischen Region des menschlichen Körpers, wie dem Gesicht, ist die realistische und rasche dreidimensionale Darstellung sowie die Quantifizierung der Änderungen von Form und Volumen ein wichtiger Aspekt, will man das Operationsergebnis nach optischen oder kosmetischen Kriterien beurteilen. Die Anthropometrie stellt gegenwärtig die am weitesten akzeptierte Methode zur Beurteilung von anatomischen Strukturen des Gesichtes dar. Die Methode beruht auf der Identifikation standardisierter Weichteilmerkmale sowie der direkten Messung von Entfernungen, Winkeln und Kurven zwischen diesen Punkten. Pionierarbeit auf diesem Gebiet wurde von Farkas geleistet, welcher 1973 eine standardisierte Technik zur Gesichtsvermessung vorstellte (34 S. 1-293). Sie beinhaltet über 150 Messungen im Bereich des Gesichtes und wurde bei 1312 Personen durchgeführt. Die Technik diente zur Beschreibung der normalen Gesichtsproportionen (38 S. 328-338; 40 S. 599-616) als auch zur Festlegung von charakteristischen Kriterien verschiedener kraniofazialen Fehlbildungen (39 S. 193-199; 41 S. 41-51; 42 S. 249-254). Durch die Messung von linearen Beziehungen zwischen Landmarks ist die klassische Methode, wie sie in der Anthropometrie angewandt wird, nur eingeschränkt von Nutzen für die dreidimensionale Vermessung der Körperoberfläche. Ebenso haben etablierte diagnostische Mittel wie die Computertomographie (CT), die Magnetresonanztomographie (MRT) oder die Sonographie eine klar eingeschränkte Funktion wenn es um die Verlaufskontrolle von oberflächlichen chirurgischen Ergebnissen geht. Bei den zuletzt genannten Methoden lässt sich eine Reihe von Nachteilen aufzählen, wie hohe Kosten (MRT), Strahlenbelastung (CT) oder ein Verändern der Oberfläche durch Einwirkung der Methode auf die Körperoberfläche (Sonographie). Des Weiteren hat die Lage der Patienten (sitzend, liegend) während den genannten Untersuchungsmethoden unter Umständen Einfluss auf die Beschaffenheit der zu beurteilenden Körperpartie und lässt somit eine Aussage für unmöglich erscheinen. Als bisheriger Standard bei der Verlaufsbeurteilung des Operationsergebnisses unter optischen oder kosmetischen Kriterien gilt die Fotografie (13 S. 93-99; 29 S. 559-568; 53 S. 331-333; 57 S. 177-180; 94 S. 1-12). Ein zweidimensionales System (Fotografie) unterliegt bei der Quantifizierung von Oberflächenveränderungen der Subjektivität des Betrachters und ist zur Ausmessung eines dreidimensionalen Körpers nicht geeignet.

In den letzten Jahrzehnten haben sich durch fortschreitende Entwicklungen im Bereich der optischen Sensortechnologie neue Einsatzmöglichkeiten aufgetan, ebenfalls umfassend im medizinischen Bereich. Eine Reihe von Veröffentlichungen hat sich mit dem Thema der Präzision und der Genauigkeit von optischen Scansystemen im medizinischen und anthropometrischen Bereich befasst (9 S. 551-558; 23 S. 226-235; 65 S. 181-192). Die Technologie der Laserscanner ist nicht invasiv und ermöglicht die berührungsfreie dreidimensionale Erfassung eines Objektes (6 S. 136-143; 23 S. 226-235; 79 S. 179).

Der für diese Studie gewählte Minolta Vivid 910[®] Scanner wurde bereits erfolgreich in einer Vielzahl von Untersuchungen getestet. Die Anwendung reicht von der Industrie, über die Kunst (95 S. 24-32) bis hin zum medizinischen Bereich (66 S. 342-348; 96 S. 633-638). Aufgrund der ursprünglichen Entwicklung für industrielle Zwecke entstehen bei der Erfassung von biologischem Gewebe oder gar menschlicher Körperoberfläche neue Fragestellungen. In diesem Zusammenhang sind als humane Störfaktoren die Atembewegung, die unterschiedlichen Körperoberflächen (Haut, Haare), die Hautbeschaffenheit (fettig, trocken, nass) oder die nicht kontrollierbare Muskeleigenaktivität zu erwähnen. Unterschiedliche Oberflächenstrukturen wie Kontur, Tiefe und Oberflächenbeschaffenheit führen zu unterschiedlichem Abstrahlverhalten und somit zu einer Änderung der Reflektion. Atembewegung und nicht kontrollierbare Muskeleigenaktivität sind für die Genauigkeit des dreidimensionalen Modells von immenser Bedeutung und werden als Bewegungsartefakte bezeichnet.

Mit der Erfahrung, die unser Team bei der Aufnahme von nicht lebenden Objekten, unter anderem einem authentischen Gesichtsmodell (64 S. 742-754) gesammelt hatte, wollten wir in dieser Studie die Genauigkeit und Präzision des Minolta Vivid 910[®] Scanner für die Aufnahme und die Rekonstruktion von virtuellen dreidimensionalen Gesichtsmodellen an Probanden evaluieren. Diese mit Probanden durchgeführte Studie konnte von den im Vorfeld durchgeführten Untersuchungen zur Optimierung der Versuchsbedingungen profitieren. Die größte Herausforderung innerhalb der hier präsentierten Studie stellten die Bewegungsartefakte dar. Ziel war es, die während der Aufnahmen entstehenden Bewegungsartefakte im Bereich der Gesichter der Testpersonen zu minimieren. Unsere Ergebnisse der Aufnahmeserie mit einem Dummy wurden bestätigt. Die höchste Präzision und Genauigkeit der virtuellen Gesichtsmodelle wurde erreicht, indem die Position der zu scannenden Körperoberfläche während der gesamten Untersuchung nicht verändert wurde. In der Versuchsreihe bei der zwei Scanner miteinander verbunden waren, konnten die beiden Einzelaufnahmen im vollautomatisierten Modus innerhalb von fünf Sekunden durchgeführt werden. Besonders im Vergleich mit Streifenlichtprojektoren

erscheint dieser Zeitraum eher lange (58 S. 356-358; 59 S. 359-362). Trotzdem konnten die Bewegungsartefakte durch Einweisung und Training der Testpersonen im Vorfeld der Untersuchung weitgehend verhindert werden. Wurden die Aufnahmen mit nur einem Scanner durchgeführt, resultierte durch Änderung der Position des Scanners oder der Testperson eine Verlängerung der Untersuchungszeit, unabhängig ob zwei oder drei Aufnahmen gemacht wurden. Übersetzt bedeutet dies eine leicht reduzierte Präzision der virtuellen Gesichtsmodelle die mit einem Scanner erzeugt wurden. Unerwartet war die geringe Präzision die sich bei der Versuchsreihe mit dem computergesteuerten Rotationstisch zeigte. Obwohl sich der Rotationstisch als sehr hilfreich bei der Erzeugung eines 360 Grad Modells von starren Objekten erwies, zeigte die Auswertung der Versuche an Personen eine erheblich geringere Präzision der virtuellen Modelle. Als kritisch erwies sich das Einhalten einer fixen Körperposition während einer Aufnahmeserie. So wurde die Position des Probanden hauptsächlich durch des Beschleunigen und Abbremsen des Rotationstisches zwischen den einzelnen Aufnahmen verändert. Dies konnte durch den Probanden, auch nach Instruktion die Bewegung so gut als möglich auszugleichen, nicht verhindert werden.

Ein weiterer wichtiger Aspekt für die Optimierung einer Gesichtsaufnahme ist, dass die zu scannende Person ihren Kopf in einer standardisierten Position hält. In diesem Zusammenhang bestätigte die Studie mit Testpersonen die Ergebnisse der am künstlichen Gesichtsmodell durchgeführten Untersuchungen: Die höchste Präzision des virtuellen Gesichtsmodells wurde, ungeachtet der verschiedenen anatomischen Regionen, erzielt, indem die Kopfposition von 10 Grad Reklination bezogen die Horizontale eingehalten wurde. Durch eine Kopfposition von mehr als 10 Grad Reklination lassen sich nur im Bereich des Mundes und der Nase höhere Präzisionen erreichen. Ähnliche Ergebnisse wurden von anderen Autoren berichtet (23 S. 226-235; 97 S. 86-90).

Die Genauigkeit und Präzision der virtuellen Modelle hängt ebenso entscheidend von der Datenverarbeitung ab. Zum Beispiel ob die Landmarks am dreidimensionalen Modell korrekt identifiziert und gekennzeichnet werden. So können Fehler durch das „Anklicken“ der Landmarks auf dem Bildschirm produziert werden. Ungenauigkeiten von 0.4 mm bis 0.7 mm sind hierbei nicht ungewöhnlich und wurden bereits von anderen Autoren beschrieben (8 S. 109-116; 23 S. 226-235). Nicht alle der in unserer Studie definierten Landmarks waren in leicht einzusehenden Regionen des Gesichts platziert und somit nicht einfach wieder zu erkennen. Deshalb führten wir eine zweite Versuchsreihe durch, in der die Landmarks im Vorfeld der Untersuchungen auf den Gesichtern der Probanden gekennzeichnet wurden. Wie erwartet wurde mit dieser Hilfe die Identifikation und Lokalisation der Landmarks sehr erleichtert, was sich in einer höheren Präzision der virtuellen Modelle zeigte.

Die Wiedererkennung von anatomischen Strukturen am dreidimensionalen Modell wurde durch die Oberflächendarstellung des virtuellen Modells beeinflusst. Die Miteinbeziehung der Texturinformation in die realistische dreidimensionale Darstellung eines Objektes ist ein wichtiger Wandel, besonders bei der Darstellung von Körperoberflächen (5 S. 345-360). In vorausgegangenen Versuchsreihen fanden wir heraus, dass sich, wenn man dieselben Daten mit unterschiedlichen Programmen auswertet, die Genauigkeit der Messungen unterscheidet. Diese Erkenntnis kann man unterem anderem durch die unterschiedliche Oberflächendarstellung der rekonstruierten Modelle, hervorgerufen durch die verschiedenen Programme, erklären. Wurden die Landmarks im Vorfeld der Untersuchung nicht am Probanden gekennzeichnet, konnte im Rahmen der Studie gezeigt werden, dass die Präzision der virtuellen Modelle in der Oberflächendarstellung „shaded“ höher war. Interessanterweise wurde dieses Phänomen bei allen Untersuchern und für alle Regionen des Gesichtes beobachtet. Ungeachtet der Tatsache, dass die zu markierenden Landmarks markant sichtbar oder in der Nähe eines offensichtlichen anatomischen Bezugspunktes befanden, was die Präzision bei der Wiedererkennung erleichtern hätte können.

Nimmt man ein menschliches Gesicht mit einem Scanner auf, ist die Zusammenarbeit mit der zu untersuchenden Person ein bedeutender Faktor für die Zuverlässigkeit der Ergebnisse. Die Testperson muss eine standardisierte, für die Untersuchung notwendige Position einnehmen, für die Dauer der Aufnahmen halten oder gegebenenfalls nach einer Unterbrechung wieder finden. Es hat Untersuchungen gegeben in wie weit sich eine bestimmte Kopfposition für standardisierte cephalometrische Messungen des Gesichts halten und wiedereinnehmen lässt. Lundstrom und sein Ziel demonstrierten 1995 eine adäquates Training von Testpersonen und Untersuchern, welches es der zu untersuchende Person ermöglicht eine vorgeschriebene Kopfposition annähernd genau wieder einzunehmen, auch wenn zwischen zwei Untersuchungen ein Zeitraum von mehr als drei Wochen bestand (73 S. 111-120). Wir fanden in unserer Studie heraus, dass die Präzision der Entfernungen zwischen Landmarks am virtuellen Modell erheblich darunter leidet, wenn die Testperson gebeten wurde, sich zwischen zwei Aufnahmen zu entspannen oder einen vorgegebenen Bewegungsablauf durchzuführen. Andererseits ließ sich zeigen, dass die Probanden dazu fähig waren, ohne größere Anstrengung eine Position für 10 bis 15 Sekunden nahezu ohne Bewegung zu halten. Im Hinblick darauf, dass man die präoperative Situation mit dem postoperativen Ergebnis vergleicht, ist es von größter Bedeutung, dass der Patient in der Lage ist im Rahmen der Untersuchungen eine standardisierte Körperposition wiedereinnehmen zu können. Die externe Fixierung des Kopfes stellt eine Unannehmlichkeit dar, die kaum von Patienten toleriert wird. Eine Alternative stellt ein Kalibrierungsgitter dar, welches die korrekte Positionierung des Kopfes erleichtern würde.

Zusätzlich zur Präzision untersuchten wir am dreidimensionalen Modell des Gesichtes die Genauigkeit der Streckenmessungen zwischen zwei definierten Landmarks. Für dieses Vorhaben wurden die entsprechenden manuellen Messungen am Gesicht des Probanden als Referenzwerte definiert. Die Genauigkeit einer Methode zur Aufzeichnung und Visualisierung der Oberfläche eines lebenden Objektes abzuschätzen bringt einige generelle Probleme mit sich. Im Gegensatz zur Anwendung der Scannertechnologie im industriellen Bereich gibt es praktisch keinen einheitlichen Referenzwert, der genügen könnte, um Aussagen über die Genauigkeit der dreidimensionalen virtuellen Rekonstruktion machen zu können. Im Vergleich mit unseren vorherigen Studien, bei denen mit künstlichen Köpfen, sog. Dummies, gearbeitet wurde, waren die manuellen Messungen auf den Gesichtern der Testpersonen viel komplizierter durchzuführen. Unwillkürliche Bewegungen der Testpersonen sowie die Verformung des Weichgewebes während der Messungen sind nur einige der zu erwähnenden Aspekte, die die Genauigkeit des Erhebens von Referenzmessungen negativ beeinflusst haben. Die einzige Möglichkeit ist es, die Körperoberfläche wiederholt einzuscannen und die Präzision von den

Messabweichungen abzuleiten (12 S. 26-33). Bei der Untersuchung der Übereinstimmung der manuellen und der von virtuellen Modellen abgeleiteten Entfernungsmessungen, fanden wir in unserer Studie mit Testpersonen eine geringere Korrelation als in der vorherigen Studie mit künstlichen Köpfen. Abweichungen von 3 bis 6 mm im Bezug auf den Referenzwert waren in der Versuchsreihe mit Probanden nicht ungewöhnlich. Bei fast der Hälfte aller Messungen kamen Abweichungen von mehr als 2 mm vor. Es zeigte sich die Tendenz dahingehend, dass die von den virtuellen Modellen abgeleiteten Streckenmessungen den ‚wahrheitsgetreuen Maßstab‘ in Form der manuellen Messungen auf den Gesichtern der Probanden überboten.

Aus unserer Sicht zeigt die hier vorgestellte Studie dennoch, dass die Aufnahme des menschlichen Gesichtes mit dem Minolta Vivid 910® Scanner einen sinnvollen Kompromiss aus Nutzen und Nachteilen darstellt. Was die genaue und präzise Reproduktion der gescannten Oberfläche anbelangt, so liefert der Scanner zweifelsohne bei lebenden Objekten schlechtere Ergebnisse als bei starren. Das zeigen zum Beispiel die Ergebnisse der Versuchsreihe mit einem Kopfmodell (64 S. 742-754). Die Hauptgründe für die schlechteren Ergebnisse der Versuchsreihe mit Probanden können mit der Technologie des Scanners zusammenhängen, dass sich das gesamte Gesicht in der Reproduktion nicht durch eine Aufnahme darstellen lässt. Dies macht es notwendig zwischen den einzelnen Aufnahmen entweder die Position der Testperson zu ändern oder den Scanner zu bewegen. In beiden Fällen ist es wahrscheinlich, dass die Menge der Bewegungsartefakte zunimmt. Aus diesen Gründen ist die Nutzung zweier Scanner für eine Aufnahme von klarem Vorteil. Allerdings bleibt auch hier weiterhin das Problem bestehen, dass bei der Reproduktion zwei oder mehrere Einzelschalen ineinander gefügt werden müssen. Ebenfalls eine theoretische Quelle für Ungenauigkeit. Zudem dürfte der Gebrauch zweier Scanner im klinischen Alltag aufgrund der anfallenden Kosten nicht möglich sein.

Der computergesteuerte Rotationstisch hat sich bei der Aufnahme eines Gesichtes als nicht nützlich erwiesen. Obwohl er eine komplette 360 Grad Reproduktion des Kopfes mit komfortabler vollautomatisierter Registrierung der einzelnen Aufnahmen ermöglicht, haben Beschleunigung und Abbremsung des Tisches zu eindeutigen Bewegungen der Testperson geführt. Diese Beschleunigungsbewegungen sind für Testperson nicht zu kontrollieren und führen zu einer geringeren Präzision des entstehenden virtuellen Modells. Laserscanner anderer Hersteller, wie Cyberware® (Cyberware Inc., Monterey, CA, USA) oder Human Solutions® (Human Solutions GmbH, Karlsruhe, Deutschland) scheinen besser an das Problem der umfassenden Aufnahme mit weniger Bewegungsartefakten angepasst zu sein. Indem der Scanner (Projektor und Sensor) um das aufzunehmende Objekt rotiert oder das Objekt gleichzeitig aus

verschiedenen Winkeln aufgenommen wird kann ebenfalls durch einen Laserscanner eine höhere Präzision und Genauigkeit des virtuellen Modells erreicht werden. Aufgrund von Technologie und Physik ist die Aufnahmezeit bei allen Laserscannern relativ lange. Zudem müssen die einzelnen Schalen zu einem kompletten Modell zusammengefügt werden. Durch diese beiden Tatsachen werden Präzision und Genauigkeit der virtuellen Oberflächenmodelle gesenkt. Andere Geräte, wie Streifenlichtprojektionsscanner, weisen eine Aufnahmezeit im Bereich von Millisekunden auf (58 S. 356-358; 59 S. 359-362). Durch die geringe Aufnahmezeit wird bei diesen Systemen der Einfluss von Bewegungsartefakten während der Aufnahme nahezu eliminiert. Deshalb scheinen Geräte, die mit der Streifenprojektion arbeiten, besser für die Aufnahme eines menschlichen Körpers geeignet. Eine weitere Entwicklung ist die Holographie (18 S. 303-308), für die neben einer Aufnahmezeit im Bereich von Millisekunden eine exzellente Tiefenschärfe kennzeichnend ist. Diese beiden Prinzipien der Aufnahmetechnik werden besonders die dreidimensionale Darstellung von Körperoberflächen weiter verbessern.

5 Zusammenfassung

Die dreidimensionale Darstellung der menschlichen Körperoberfläche hat in den letzten Jahren zunehmend an Bedeutung gewonnen. In industriellen Bereichen können optische Scansysteme bereits als etabliert angesehen werden. Die Anwendung im medizinischen Bereich wurde jedoch durch die Anforderungen an das System und die speziellen Probleme, welche bei der Aufnahme eines lebenden Objektes, im Besonderen dem Menschen entstehen, gebremst. Bei der Aufnahme eines lebenden Objektes, wie zum Beispiel dem menschlichen Gesicht, müssen neben der Komplexität der Oberfläche eine Vielzahl an Faktoren berücksichtigt werden. Generell ist es für die Optimierung des Ergebnisses und um einen besseren Vergleich zu ermöglichen von großer Bedeutung bestimmte Standards für den Aufnahmeprozess zu definieren. Als optisches Messsystem wurde in dieser Studie der auf dem Triangulationsprinzip basierenden Linienprojektionsscanner Typ Vivid 910[®] der Firma Minolta Co., Ltd., Osaka, Japan verwandt. Die Versuche wurden an den Gesichtern von fünf männlichen Testpersonen ohne außergewöhnliche Merkmale durchgeführt. Im Hinblick auf die Genauigkeit und Präzision der mit Hilfe eines speziellen Programms entwickelten virtuellen Modelle wurden die Anzahl der Scanner, der Aufnahmewinkel, die Kopfposition der Testperson sowie der Einfluss des Benutzers und der Aufnahmezeit untersucht. Über definierte Landmarks ließen sich manuell am Gesicht der Testperson erhobene Referenzmessungen mit Daten des virtuellen Modells vergleichen.

In der Studie werden Versuchsbedingungen aufgezeigt um die Qualität einer Scanneraufnahme zu optimieren und die Zuverlässigkeit der dreidimensionalen Oberflächendarstellung zu erhöhen. Trotz Optimierung der Aufnahmesituation weichen fast 50% der am virtuellen Modell gemessenen Entfernungen mehr als 2mm von den manuell, auf dem Gesicht der Probanden gemessenen Referenzdaten ab.

Die Genauigkeit des Minolta Vivid 910[®] Scanner für die Aufnahme eines menschlichen Gesichtes kann für viele medizinische Anwendungen zufrieden stellend sein. So kann dieses System für die Dokumentation von Änderungen der Körperoberfläche oder zur Qualitätskontrolle eingesetzt werden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen jedoch, dass spezifische medizinische Fragestellungen oder die wissenschaftliche Anwendung Scannerlösungen benötigen die auf einer anderen Technologie basieren, oder im Falle der Lasertechnologie eine 360 Grad Aufnahme in Verbindung mit einer kürzeren Aufnahmezeit ermöglichen.

TABELLENVERZEICHNIS

Tabelle 1:	Landmarks in tabellarischer Auflistung.....	18
Tabelle 2:	Technische Daten Minolta Typ Vivid 910®	23
Tabelle 3:	Genauigkeit der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken in Abhängigkeit der Anzahl von Scanner und Aufnahmen. Angegeben in vier Kategorien, als Prozent von Hundert	52
Tabelle 4:	Genauigkeit der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken in Abhängigkeit der Kopfposition. Angegeben in vier Kategorien, als Prozent von Hundert	55
Tabelle 5:	Genauigkeit des virtuellen Modells in Abhängigkeit der Körperposition des Probanden. Aufgeteilt nach anatomischen Bereichen des Gesichts oder für das Gesicht als ganzes. Angegeben in vier Kategorien, als Prozent von Hundert	62

ABBILDUNGSVERZEICHNIS

Abbildung 1:	Darstellung der Landmarks am Probanden	20
Abbildung 2:	Seitliche Darstellung der Landmarks am Probanden	21
Abbildung 3:	Linienprojektorscanner Vivid 910® Minolta Co., Ltd., Osaka, Japan	22
Abbildung 4:	Funktionsprinzip der Triangulation.....	25
Abbildung 5:	Darstellung der Frankfort'schen Linie am Probanden	28
Abbildung 6:	Dreidimensionale Einzelschalen eines Probanden mit Texturinformation	30
Abbildung 7:	Dreidimensionale Einzelschalen eines Probanden ohne Texturinformation	30
Abbildung 8:	Initiale Registrierung vor dem Setzen der korrespondierenden Punkte	31
Abbildung 9:	Initiale Registrierung nach dem Setzen der korrespondierenden Punkte	32
Abbildung 10:	Initiale Registrierung nach dem Zusammenfügen der Einzelschalen ...	32
Abbildung 11:	Feinregistrierung: Registrierungsergebnis 'excellent'	33
Abbildung 12:	Feinregistrierung nach dem Zusammenfügen der Einzelschalen inklusive Texturinformation.....	34
Abbildung 13:	Feinregistrierung nach dem Zusammenfügen der Einzelschalen ohne Texturinformation	34

Abbildung 14:	Dreidimensionales Modell eines Probanden. Registriert und gemerged aus zwei Einzelschalen. Inklusive Texturinformation	35
Abbildung 15:	Dreidimensionales Modell eines Probanden. Registriert und gemerged aus zwei Einzelschalen. Ohne Texturinformation	36
Abbildung 16:	Versuchsaufbau A: Zwei Aufnahmen mit einem Scanner.....	39
Abbildung 17:	Versuchsaufbau B: Drei Aufnahmen mit einem Scanner.....	40
Abbildung 18:	Versuchsaufbau C: Sechs Aufnahmen mit einem Scanner und einem computergesteuerten Rotationstisch	42
Abbildung 19:	Versuchsaufbau D: Zwei Aufnahmen mit zwei Scannern.....	43
Abbildung 20:	Frontale Skizze der Landmarks modifiziert nach Ferrario (45 S. 480-487)	45
Abbildung 21:	Seitliche Skizze der Landmarks modifiziert nach Ferrario (45 S. 480-487)	46
Abbildung 22:	Dreidimensionales Modell eines Probanden im Oberflächenmodus 'textured'	48
Abbildung 23:	Dreidimensionales Modell eines Probanden im Oberflächenmodus 'shaded'	48
Abbildung 24:	Einfluss der Scanneranzahl oder der Verwendung eines Rotationstisches auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken	51

Abbildung 25:	Einfluss der Kopfposition auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken im Gesamten.....	53
Abbildung 26:	Einfluss der Kopfposition auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken aufgeteilt nach anatomischen Regionen.....	54
Abbildung 27:	Einfluss der markierten Landmarks auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken	56
Abbildung 28:	Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen des Gesichts in Abhängigkeit der Texturinformation: aufgeteilt nach den Untersuchern.....	57
Abbildung 29:	Wiedererkennung definierter anatomischer Strukturen des Gesichts in Abhängigkeit der Texturinformation: aufgeteilt nach den anatomischen Strukturen. AU = Augenbereich, KA = Kopf allgemein, NA = Nasenbereich, PO = Mundbereich, WA = Wangenbereich	58
Abbildung 30:	Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken, aufgeteilt nach den verschiedenen Untersuchern.....	59
Abbildung 31:	Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken, aufgeteilt nach der anatomischen Strukturen als Mittelwert aller Untersucher. AU = Augenbereich, KA = Kopf allgemein, NA = Nasenbereich, PO = Mundbereich, WA = Wangenbereich	60
Abbildung 32:	Einfluss der Körperposition des Probanden auf die Präzision der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken	61

- Abbildung 33: Differenz zwischen den am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken und den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden. Dargestellt im Vergleich zu einer Gauß'schen Normalverteilung..... 64
- Abbildung 34: Abweichung der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken von den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden 65
- Abbildung 35: Übereinstimmung der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken mit den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden 66
- Abbildung 36: Übereinstimmung der am dreidimensionalen Modell gemessenen Strecken mit den korrespondierenden manuellen Messungen am Probanden 67

ABKÜRZUNGSVERZEICHNIS

bzw.	beziehungsweise
CCD	Charge-couple Device
Co.	Company
et al.	et alter
f	Brennweite
FRS	Fernröntgenseitbild
kg	Kilogramm
LCD	Liquid Crystal Display
Ltd.	Limited Company
m	Meter
MB	Megabyte
mm	Millimeter
n	Anzahl
nm	Nanometer
PC	Personal Computer
sec	Sekunde
3D	dreidimensional

LITERATURVERZEICHNIS

- 1 . Aharon, P. A., Eisig, S., and Cisneros, G. J. Surgical prediction reliability: a comparison of two computer software systems. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 12 (1997) 65-78
- 2 . Ainsworth, H. and Joseph, M. An assessment of a stereophotogrammetric technique for the study of facial morphology in the child. *Ann Hum Biol*, 3 (1976) 475-488
- 3 . Alexander, M. and Laubach, L. L. Anthropometry of the human ear. (A photogrammetric study of USAF flight personnel). AMRL-TR-67-203. *Amrl Tr* (1968) 1-28
- 4 . Allanson, J. E. Objective techniques for craniofacial assessment: what are the choices? *Am J Med Genet*, 70 (1997) 1-5
- 5 . Aloimonos, J. Shape from texture. *Biol Cybern*, 58 (1988) 345-360
- 6 . Arridge, S., Moss, J. P., Linney, A. D., and James, D. R. Three dimensional digitization of the face and skull. *J Maxillofac Surg*, 13 (1985) 136-143
- 7 . Assoul, M., Zahidi, M., Corcuff, P., and Mignot, J. Three-dimensional measurements of skin surface topography by triangulation with a new laser profilometer. *J Med Eng Technol*, 18 (1994) 11-21
- 8 . Aung, S. C., Foo, C. L., and Lee, S. T. Three dimensional laser scan assessment of the Oriental nose with a new classification of Oriental nasal types. *Br J Plast Surg*, 53 (2000) 109-116
- 9 . Aung, S. C., Ngim, R. C., and 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
- 10 . Ayoub, A., Garrahy, A., Hood, C., White, J., Bock, M., Siebert, J. P., Spencer, R., and Ray, A. Validation of a vision-based, three-dimensional facial imaging system. *Cleft Palate Craniofac J*, 40 (2003) 523-529

- 11 . Baker, P. N., Johnson, I. R., Gowland, P. A., Hykin, J., Harvey, P. R., Freeman, A., Adams, V., Worthington, B. S., and Mansfield, P. Fetal weight estimation by echo-planar magnetic resonance imaging. *Lancet*, 343 (1994) 644-645
- 12 . Bardell, R., Balendran, V., and Sivayoganathan, K. Accuracy analysis of 3D data collection and free-form modelling methods. *Journal of Materials Processing Technology*, 133 (2003) 26-33
- 13 . Becker, D. G. and Tardy, M. E., Jr. Standardized photography in facial plastic surgery: pearls and pitfalls. *Facial Plast Surg*, 15 (1999) 93-99
- 14 . Bhatia, G., Vannier, M. W., Smith, K. E., Commean, P. K., Riolo, J., and Young, V. L. Quantification of facial surface change using a structured light scanner. *Plast Reconstr Surg*, 94 (1994) 768-774
- 15 . Blaas, H. G., Eik-Nes, S. H., and Berg, S. Three-dimensional fetal ultrasound. *Baillieres Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol*, 14 (2000) 611-627
- 16 . Blaas, H. G., Eik-Nes, S. H., and Isaksen, C. V. The detection of spina bifida before 10 gestational weeks using two- and three-dimensional ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 16 (2000) 25-29
- 17 . Bland, J. M. and Altman, D. G. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet*, 1 (1986) 307-310
- 18 . Bongartz, J., Giel, D., and Hering, P. Living human face measurement using pulsed holography. *Holography*, 4149 (2000) 303-308
- 19 . Brann, B. S. t., Wofsy, C., Papile, L. A., Angelus, P., and Backstrom, C. Quantification of neonatal cerebral ventricular volume by real-time ultrasonography. In vivo validation of the cylindrical coordinate method. *J Ultrasound Med*, 9 (1990) 9-15
- 20 . Brann, B. S. t., Wofsy, C., Wicks, J., and Brayer, J. Quantification of neonatal cerebral ventricular volume by real-time ultrasonography. Derivation and in vitro confirmation of a mathematical model. *J Ultrasound Med*, 9 (1990) 1-8
- 21 . Braun, B. L. and Amundson, L. R. Quantitative assessment of head and shoulder posture. *Arch Phys Med Rehabil*, 70 (1989) 322-329

- 22 . Burke, P. H., Banks, P., Beard, L. F., Tee, J. E., and Hughes, C. Stereophotographic measurement of change in facial soft tissue morphology following surgery. *Br J Oral Surg*, 21 (1983) 237-245
- 23 . Bush, K. and Antonyshyn, O. Three-dimensional facial anthropometry using a laser surface scanner: validation of the technique. *Plast Reconstr Surg*, 98 (1996) 226-235
- 24 . Coatrieux, J. L., Toumoulin, C., Hamon, C., and Luo, L. Future trends in 3D medical imaging. *IEEE Eng. Med. Bio.*, 1200 (1990) 33-39
- 25 . Corcuff, P. and Pierard, G. E. Skin imaging: state of the art at the dawn of the year 2000. *Curr Probl Dermatol*, 26 (1998) 1-11
- 26 . Cosman, B. and Crikelair, G. F. The Shape of the Unilateral Cleft Lip Defect; a Speculative Report. *Plast Reconstr Surg*, 35 (1965) 484-493
- 27 . Crete, N., Deloison, Y., and Mollard, R. Etude Asymmetries Faciales Par la Methode Stereometrique. *Application of Human Biostereometrics (NATO)*, 166 (1978) 311-319
- 28 . Cutting, C. B., McCarthy, J. G., and Karron, D. B. Three-dimensional input of body surface data using a laser light scanner. *Ann Plast Surg*, 21 (1988) 38-45
- 29 . DiBernardo, B. E., Adams, R. L., Krause, J., Fiorillo, M. A., and Gheradini, G. Photographic standards in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg*, 102 (1998) 559-568
- 30 . Dickason, W. L. and Hanna, D. C. Pitfalls of comparative photography in plastic and reconstructive surgery. *Plast Reconstr Surg*, 58 (1976) 166-175
- 31 . D'Ottaviano, N. and Baroudi, R. Surgical and esthetic aspects of the facial profile. *Int J Oral Surg*, 3 (1974) 243-246
- 32 . Fanibunda, K. B. Photoradiography of facial structures. *Br J Oral Surg*, 21 (1983) 246-258
- 33 . Farkas, L. and Munro, I. *Anthropometric Facial Proportions in Medicine*. Charles C Thomas, Springfield (1986) 1-344
- 34 . Farkas, L. G. *Anthropometry of the Head and Face*. Elsevier, New York (1981) 1-293
- 35 . Farkas, L. G. *Anthropometry of the Head and Face*. Lippincott Williams & Wilkins, New York (1994) 1-432

- 36 . Farkas, L. G., Bryson, W., and Klotz, J. Is photogrammetry of the face reliable? *Plast Reconstr Surg*, 66 (1980) 346-355
- 37 . Farkas, L. G. and Cheung, G. C. Nostril asymmetry: microform of cleft lip palate? An anthropometrical study of healthy North American caucasians. *Cleft Palate J*, 16 (1979) 351-357
- 38 . Farkas, L. G., Hreczko, T. A., Kolar, J. C., and Munro, I. R. Vertical and horizontal proportions of the face in young adult North American Caucasians: revision of neoclassical canons. *Plast Reconstr Surg*, 75 (1985) 328-338
- 39 . Farkas, L. G. and James, J. S. Anthropometry of the face in lateral facial dysplasia: the unilateral form. *Cleft Palate J*, 14 (1977) 193-199
- 40 . Farkas, L. G. and Kolar, J. C. Anthropometrics and art in the aesthetics of women's faces. *Clin Plast Surg*, 14 (1987) 599-616
- 41 . Farkas, L. G., Ross, R. B., and James, J. S. Anthropometry of the face in lateral facial dysplasia: the bilateral form. *Cleft Palate J*, 14 (1977) 41-51
- 42 . Farkas, L. G., Ross, R. B., Posnick, J. C., and Indech, G. D. Orbital measurements in 63 hypertelorid patients. Differences between the anthropometric and cephalometric findings. *J Craniomaxillofac Surg*, 17 (1989) 249-254
- 43 . Fernandez-Riveiro, P., Smyth-Chamosa, E., Suarez-Quintanilla, D., and Suarez-Cunqueiro, M. Angular photogrammetric analysis of the soft tissue facial profile. *Eur J Orthod*, 25 (2003) 393-399
- 44 . Ferrario, V. F., Marzona, L., Sforza, C., De Pol, A., Miani, A., Jr., Bertelli, A. E., and Forabosco, A. Human neonatal ovary: proposal of a three-dimensional model. *Int J Tissue React*, 15 (1993) 37-48
- 45 . Ferrario, V. F., Sforza, C., Poggio, C. E., and Schmitz, J. H. Facial volume changes during normal human growth and development. *Anat Rec*, 250 (1998) 480-487
- 46 . Ferrario, V. F., Sforza, C., Poggio, C. E., and Serrao, G. Facial three-dimensional morphometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 109 (1996) 86-93

- 47 . Ferrario, V. F., Sforza, C., Puleo, A., Poggio, C. E., and Schmitz, J. H. Three-dimensional facial morphometry and conventional cephalometrics: a correlation study. *Int J Adult Orthodon Orthognath Surg*, 11 (1996) 329-338
- 48 . Ferrario, V. F., Sforza, C., Schmitz, J. H., Miani, A., Jr., and Serrao, G. A three-dimensional computerized mesh diagram analysis and its application in soft tissue facial morphometry. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 114 (1998) 404-413
- 49 . Fischer-Brandies, H., Seeholzer, H., Fischer-Brandies, E., and Bauerfeind, I. [Predictability using the "Dentofacial Planner Version 4.22 A" of soft tissue changes following adult orthodontic treatment]. *Inf Orthod Kieferorthop*, 22 (1990) 517-524
- 50 . Friede, H., Lilja, J., and Johanson, B. Lip-nose morphology and symmetry in unilateral cleft lip and palate patients following a two-stage lip closure. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 14 (1980) 55-64
- 51 . Gavan, J. A., Washburn, S. L., and Lewis, P. H. Photography: an anthropometric tool. *Am J Phys Anthropol*, 10 (1952) 331-353
- 52 . Hamra, S. T. A study of the long-term effect of malar fat repositioning in face lift surgery: short-term success but long-term failure. *Plast Reconstr Surg*, 110 (2002) 940-951
- 53 . Henderson, J. L., Larrabee, W. F., Jr., and Krieger, B. D. Photographic standards for facial plastic surgery. *Arch Facial Plast Surg*, 7 (2005) 331-333
- 54 . Holdaway, R. A. A soft-tissue cephalometric analysis and its use in orthodontic treatment planning. Part I. *Am J Orthod*, 84 (1983) 1-28
- 55 . Hunt, R. A. "Photogrammetry in industrial measurement" in *Optical Methods in Engineering Metrology*. Chapman and Hall, London (1993) 113-152
- 56 . Istook, C. and Hwang, S. 3D body scanning systems with application to the apparel industry. *Journal of Fashion Marketing and Management*, 5 (2001) 120-132
- 57 . Jemec, B. I. and Jemec, G. B. Photographic surgery: standards in clinical photography. *Aesthetic Plast Surg*, 10 (1986) 177-180

- 58 . Kawai, T., Natsume, N., Shibata, H., and Yamamoto, T. Three-dimensional analysis of facial morphology using moire stripes. Part I. Method. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 19 (1990) 356-358
- 59 . Kawai, T., Natsume, N., Shibata, H., and Yamamoto, T. Three-dimensional analysis of facial morphology using moire stripes. Part II. Analysis of normal adults. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 19 (1990) 359-362
- 60 . Kobayashi, T., Ueda, K., Honma, K., Sasakura, H., Hanada, K., and Nakajima, T. Three-dimensional analysis of facial morphology before and after orthognathic surgery. *J Craniomaxillofac Surg*, 18 (1990) 68-73
- 61 . Kolar, J. C., Munro, I. R., and Farkas, L. G. Anthropometric evaluation of dysmorphology in craniofacial anomalies: Treacher Collins syndrome. *Am J Phys Anthropol*, 74 (1987) 441-451
- 62 . Kolar, J. C. and Salter, M. Craniofacial anthropometry practical measurements of the head and face for clinical, surgical and research use. Charles Thomas publisher ltd., USA (1996) 1-350
- 63 . Koriath, T. W. and Versluis, A. Modeling the mechanical behavior of the jaws and their related structures by finite element (FE) analysis. *Crit Rev Oral Biol Med*, 8 (1997) 90-104
- 64 . Kovacs, L., Zimmermann, A., Brockmann, G., Udosic, K., Schwenzer, K., Papadopoulos, N. A., Sader, R., Biemer, E., and Zeilhofer, H. F. Three-dimensional surface scanning of the facial region with the Minolta Vivid-910® 3D Scanner: A survey of examining conditions, precisions and accuracy using a dummy model. *IEEE Trans Med Imaging*, 25 (2006) 742-754
- 65 . Kujawinska, M., Sitnik, R., Pawlowski, M., Garbat, P., and Weigel, M. 3D object data aquisition and processing for virtual reality applications. *Opto-Electron Rew*, 11 (2003) 181-192
- 66 . Kusnoto, B. and Evans, C. A. Reliability of a 3D surface laser scanner for orthodontic applications. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 122 (2002) 342-348
- 67 . Langlade, M. and Picaud, M. [Method of panoramic and anthropometric photography]. *Orthod Fr*, 41 (1970) 806-809

- 68 . Leivesley, W. D. The reliability of contour photography for facial measurements. *Br J Orthod*, 10 (1983) 34-37
- 69 . Lovesey, E. J. The development of a 3-dimensional anthropometric measuring technique. *Appl Ergon*, 5 (1974) 36-41
- 70 . Lovesey, E. J. A simple photographic technique for recording three-dimensional head shape. *Med Biol Illus*, 23 (1973) 210-213
- 71 . Lozanoff, S. and Deptuch, J. J. Implementing Boissonnat's method for generating surface models of craniofacial cartilages. *Anat Rec*, 229 (1991) 556-564
- 72 . Lundstrom, A. and Lundstrom, F. The Frankfort horizontal as a basis for cephalometric analysis. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 107 (1995) 537-540
- 73 . Lundstrom, A., Lundstrom, F., Le Bret, L. M., and Moorrees, C. F. Natural head position and natural head orientation: basic considerations in cephalometric analysis and research. *Eur J Orthod*, 17 (1995) 111-120
- 74 . Minelli, A. Some aspects of biological modelling. *Riv Biol*, 75 (1982) 411-425
- 75 . Mishima, K., Sugahara, T., Mori, Y., and Sakuda, M. Application of a new method for anthropometric analysis of the nose. *Plast Reconstr Surg*, 98 (1996) 637-644
- 76 . Mishima, K., Sugahara, T., Mori, Y., and Sakuda, M. A method of three-dimensional measurement and evaluation of external nasal forms. *J Osaka Univ Dent Sch*, 35 (1995) 45-58
- 77 . Morello, D. C., Converse, J. M., and Allen, D. Making uniform photographic records in plastic surgery. *Plast Reconstr Surg*, 59 (1977) 366-372
- 78 . Moss, J. P., Coombes, A. M., Linney, A. D., and Campos, J. Methods of three dimensional analysis of patients with asymmetry of the face. *Proc Finn Dent Soc*, 87 (1991) 139-149
- 79 . Moss, J. P., Linney, A. D., and Grindrod, S. R. A laser scanning system for the measurement of facial surface morphology. *Optics Laser Eng*, 10 (1989) 179

- 80 . Moss, J. P., Linney, A. D., Grindrod, S. R., Arridge, S. R., and Clifton, J. S. Three-dimensional visualization of the face and skull using computerized tomography and laser scanning techniques. *Eur J Orthod*, 9 (1987) 247-253
- 81 . Moss, J. P., McCance, A. M., Fright, W. R., Linney, A. D., and James, D. R. A three-dimensional soft tissue analysis of fifteen patients with Class II, Division 1 malocclusions after bimaxillary surgery. *Am J Orthod Dentofacial Orthop*, 105 (1994) 430-437
- 82 . Neger, M. The facial goniometer: an instrument for the direct measurement of the Frankfort-mandibular plane angle and the gonion angle. *Angle Orthod*, 21 (1951) 198-204
- 83 . Poignonec, S. [Endoscopic fronto-temporo-malar face lift. Technique and results apropos of 18 cases]. *Ann Chir Plast Esthet*, 43 (1998) 517-525
- 84 . RapidForm™ 2001 Tutorial. <http://www.rapidform.com> (2001) 1-150
- 85 . Ras, F., Habets, L. L., van Ginkel, F. C., and Prahl-Andersen, B. Three-dimensional evaluation of facial asymmetry in cleft lip and palate. *Cleft Palate Craniofac J*, 31 (1994) 116-121
- 86 . Rasse, M., Forkert, G., and Waldhausl, P. Stereophotogrammetry of facial soft tissue. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 20 (1991) 163-166
- 87 . Ricketts, R. M., Schulhof, R. J., and Bagha, L. Orientation-sella-nasion or Frankfort horizontal. *Am J Orthod*, 69 (1976) 648-654
- 88 . Rivett, L. J. The assessment of post-operative facial swelling by analytical photogrammetry. *Australas Phys Eng Sci Med*, 6 (1983) 138-142
- 89 . Rusinkiewicz, S. and Levoy, M. Efficient Variants of the ICP Algorithm. *Third International Conference on 3D Digital Imaging and Modeling* (2001) 145-152
- 90 . Sader, R., Zeilhofer, H. F., Horch, H. H., Krol, Z., Hoffmann, K. H., Michaelis, M., Nuber, B., and Dettmar, P. [Diagnostic possibilities of 3-dimensional imaging of ultrasound image data in mouth-, jaw- and facial surgery]. *Biomed Tech (Berl)*, 42 Suppl (1997) 211-212

- 91 . Sader, R., Zeilhofer, H. F., Kliegis, U., Deppe, H., and Horch, H. H. [Precision of 3D-assisted surgical planning with rapid prototype techniques]. *Mund Kiefer Gesichtschir*, 1 Suppl 1 (1997) 61-64
- 92 . Salerno, C. C., Pretorius, D. H., Hilton, S. W., O'Boyle, M. K., Hull, A. D., James, G. M., Riccabona, M., Mannino, F., Craft, A., and Nelson, T. R. Three-dimensional ultrasonographic imaging of the neonatal brain in high-risk neonates: preliminary study. *J Ultrasound Med*, 19 (2000) 549-555
- 93 . Schild, R. L., Plath, H., Hofstaetter, C., and Hansmann, M. Diagnosis of a fetal mesoblastic nephroma by 3D-ultrasound. *Ultrasound Obstet Gynecol*, 15 (2000) 533-536
- 94 . Schwartz, M. S. and Tardy, M. E., Jr. Standardized photodocumentation in facial plastic surgery. *Facial Plast Surg*, 7 (1990) 1-12
- 95 . Shanat, M. H., Fayolle, P. A., Schmitt, B., and Vilbrandt, T. Haniwa : A Case Study of Digital Visualization of Virtual Heritage Properties. *IEEE Computer Society* (2002) 24-32
- 96 . Sohmura, T., Nagao, M., Sakai, M., Wakabayashi, K., Kojima, T., Kinuta, S., Nakamura, T., and Takahashi, J. High-resolution 3-D shape integration of dentition and face measured by new laser scanner. *IEEE Trans Med Imaging*, 23 (2004) 633-638
- 97 . Soncul, M. and Bamber, M. A. The reproducibility of the head position for a laser scan using a novel morphometric analysis for orthognathic surgery. *Int J Oral Maxillofac Surg*, 29 (2000) 86-90
- 98 . Song, T. B., Moore, T. R., Lee, J. I., Kim, Y. H., and Kim, E. K. Fetal weight prediction by thigh volume measurement with three-dimensional ultrasonography. *Obstet Gynecol*, 96 (2000) 157-161
- 99 . Steinhäuser, E. and Palluk, E. Weichteilvorhersage bei bimaxillären Operationen. *Schwenzer N, Stuttgart*, 40 (1995) 50-57
- 100 . Sushner, N. I. A photographic study of the soft-tissue profile of the Negro population. *Am J Orthod*, 72 (1977) 373-385
- 101 . Trepsat, F. Volumetric face lifting. *Plast Reconstr Surg*, 108 (2001) 1358-1370; discussion 1371-1359

- 102 . Vannier, M. W., Pilgram, T. K., Bhatia, G., Brunsten, B., Nemecek, J. R., and Young, V. L. Quantitative three-dimensional assessment of face-lift with an optical facial surface scanner. *Ann Plast Surg*, 30 (1993) 204-211
- 103 . Ward, R. E. and Bixler, D. Anthropometric analysis of the face in hypohidrotic ectodermal dysplasia: a family study. *Am J Phys Anthropol*, 74 (1987) 453-458
- 104 . Winiarska-Majczyno, M. and Michalski, W. [Usefulness of photogrammetric methods in the diagnosis of facial asymmetry]. *Czas Stomatol*, 35 (1982) 133-139
- 105 . Yasuda, T., Hashimoto, Y., Yokoi, S., and Toriwaki, J. I. Computer system for craniofacial surgical planning based on CT images. *IEEE Trans. Med. Imaging*, 9 (1990) 270-280
- 106 . Yokoi, S., Yasuda, T., and Toriwaki, J. I. A simulation system for craniofacial surgeries based on 3D image processing. *IEEE Eng. Med. Bio.*, 1200 (1990) 29-32
- 107 . Zajdela, Z. [Photography and photogrammetry as a means of assessing the facial form]. *Zobozdrav Vestn*, 35 (1980) 161-166
- 108 . Zajdela, Z. [Photostereogrammetry in plastic surgery]. *Acta Chir Jugosl*, 29 Suppl 3 (1982) 513-518
- 109 . Zubal, I. G., Harrell, C. R., Smith, E. O., Rattner, Z., Gindi, G., and Hoffer, P. B. Computerized three-dimensional segmented human anatomy. *Med Phys*, 21 (1994) 299-302

DANKSAGUNG

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. Edgar Biemer, Direktor der Klinik für Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Technischen Universität München, Klinikum rechts der Isar für die Überlassung des vorliegenden Themas und Möglichkeit anhand dieser Arbeit an seiner Klinik forschen und lernen zu dürfen.

Ich danke besonders Herrn Dr. med. Laszlo Kovacs, Leitender Oberarzt an der Klinik für Plastische und Wiederherstellungschirurgie der Technischen Universität München, Klinikum rechts der Isar, für die kollegiale und freundschaftliche Anleitung, Betreuung und Unterstützung bei der Durchführung und Fertigstellung der vorliegenden Studie.

Schließlich gilt mein Dank meiner Familie und meinen Freunden für Ihren Rat und Ihr Verständnis.

LEBENS LAUF

Persönliche Daten

Name: Gühring
Vorname: Markus Alexander Edwin
Geburtsdatum: 02.12.1976
Geburtsort: Stuttgart
Staatsangehörigkeit: deutsch
Familienstand: ledig

Anschrift

Strasse: Haaggasse 23
Postleitzahl, Ort: 72070 Tübingen
Land: Deutschland
Telefon: 0049-178-6940689
Mobil: 0049-178-6940689
e-mail: mguehring@gmx.de

Schulische Ausbildung

1983 – 1987	Grundschule Stuttgart-Botnang
1987 – 1996	Eberhardt-Ludwigs-Gymnasium, Stuttgart
1996	Allgemeine Hochschulreife (Prüfungsfächer: Mathematik, Physik, Deutsch, Religion)

Ersatzdienst

1996 – 1997	Chirurgische Abteilung
	Prof. Dr. Reinhard Bittner
	Marienhospital Stuttgart

Universitäre Ausbildung

1997 – 2005	Studium der Humanmedizin
	Ludwig-Maximilians-Universität
	München
März 2000	Ärztliche Vorprüfung
März 2001	1. Teil Ärztliche Prüfung
März 2004	2. Teil Ärztliche Prüfung
Juni 2005	3. Teil Ärztliche Prüfung

Auslandsstudium

Sommersemester 2001	Studium der Humanmedizin
	Universität Wien, Österreich

Famulaturen

09.2000 – 10.2000	Krankenhaus St.Georg, Hamburg Chirurgische Abteilung Prof. Dr. Christoph Eggers
03.2001 – 05.2001	Sportklinik, Stuttgart Abteilung für Orthopädie und Sportmedizin Prof. Dr. Klaus Steinbrück
06.2001 – 07.2001	Universität Wien Klinisches Institut für Pathologie Prof. Dr. Branko Pikula
09.2001 – 10.2001	St. Luke's Hospital, Guardamangia, Malta Orthopädische Abteilung Consultant Mr Sciberras F.R.C.S.
02.2002 – 04.2002	Technische Universität, München Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie Prof. Dr. Edgar Biemer
07.2002 – 09.2002	Praxis für Plastische Chirurgie, München Dr. Ralph-Michael Kehrbein

Praktisches Jahr

19.04.2004 – 08.08.2004	Städt. Krankenhaus München Harlaching Abteilung für Onkologie und Hämatologie Prof. Dr. Reiner Hartenstein
09.08.2004 – 30.09.2004	Universitätsspital Zürich Abteilung für Plastische und Wiederherstellungschirurgie Prof. Dr. Viktor Meyer
01.10.2004 – 28.11.2004	Universitätsspital Zürich Abteilung für Unfallchirurgie Prof. Dr. Otmar Trentz
29.11.2004 – 20.03.2004	Klinikum der Universität München Abteilung für Orthopädie Prof. Dr. Dipl.-Ing. Volkmar Jansson

Lehrende Tätigkeiten

10.2002 – 02.2003	Co-Assistent der Anatomischen Anstalt Ludwig-Maximilians-Universität München Prof. Dr. Reinhard Putz
-------------------	--

Assistenzarzt

Seit November 2005	Berufsgenossenschaftliche Unfallklinik Tübingen Prof. Dr. med. Kuno Weise
--------------------	--