

Aus dem Universitätsklinikum Münster

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

- Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann -

**Arbeiten zur rechnergestützten Herstellung von Epithesen
auf der Basis optischer phasenmessender Profilometrie**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des doctor rerum medicinalium

der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Carsten Thomas

aus Friedberg

2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann

2. Berichterstatter: Priv.-Doz. Dr. D. Dirksen

Tag der mündlichen Prüfung: 15.11.2004

Aus dem Universitätsklinikum Münster
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
– Direktor: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann –

Referent: Univ.-Prof. Dr. Dr. F. Bollmann

Koreferent: Priv.-Doz. Dr. D. Dirksen

Zusammenfassung

Arbeiten zur rechnergestützten Herstellung von Epithesen
auf der Basis optischer phasenmessender Profilometrie

Carsten Thomas

In der vorliegenden Arbeit werden im Rahmen der Entwicklung einer computergestützten Herstellung von Epithesen auf der Basis optischer phasenmessender Profilometrie Untersuchungen bezüglich notwendiger Randbedingungen angestellt, die einen erfolgreichen Verfahrensablauf gewährleisten sollen. Neben der experimentellen Bestimmung der Systemparameter wird der Vorgang der Oberflächenvermessung und der Weiterverarbeitung der dreidimensionalen Raumkoordinaten bis hin zur Erstellung der fertigen Epithese geschildert.

Bei der Bestimmung geeigneter Systemparameter liegt ein besonderer Schwerpunkt auf experimentellen Untersuchungen, die klären sollen, ob bei verschiedenen Wellenlängenbereichen der Beleuchtung die erzielte Punkteausbeute variiert. Dazu werden Farbfilter vor der Beleuchtungseinheit des Systems eingesetzt und Messserien bezüglich der Modulation und der Punkteausbeute aufgenommen.

Die Untersuchung des Einflusses der Beleuchtung mit verschiedenen Wellenlängen bei der Vermessung der Hautoberfläche ergibt, dass dem Einsatz von Farbfiltern keine bevorzugte Rolle zugesprochen werden kann. Alle ausgewerteten Charakteristika sprechen für einen filterlosen Messaufbau und die Beleuchtung mit Halogenweißlicht.

Das entwickelte Messsystem zur computergestützten Epithesenherstellung hat sich in Hinblick auf die gestellten Anforderungen bewährt. Das Verfahren ist schneller und exakter als die herkömmlichen Abdruckverfahren. Es stellt für den Patienten keine Belastung dar und ermöglicht eine formgetreue Modellierung der Epithese am Rechner. Die Messgenauigkeit des Kunststoffmodells ist sehr gut, so dass der Umweg über die Anpassung des Modells am Patienten entfallen und sofort ein Wachsling erstellt werden kann.

Tag der mündlichen Prüfung: 15.11.2004

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
2	Theoretische Grundlagen der Fotogrammetrie	5
2.1	Fotogrammetrie	5
2.1.1	Triangulation	6
2.1.2	Zentralprojektion	8
2.2	Kalibration des Messsystems	12
2.2.1	Kameraorientierung	13
2.2.2	Verzeichnungen	14
2.2.3	Bündelblockausgleich	16
2.3	Ermittlung der 3D-Koordinaten	17
2.3.1	Messpunkterfassung	18
2.3.2	Epipolare Geometrie	19
2.4	Messgenauigkeit	20
2.4.1	Triangulationsfehler	20
2.4.2	Abschätzung der Vermessungsgenauigkeit	21
2.4.3	Abbildungsunschärfe	22
3	Aktive fotogrammetrische Verfahren	26
3.1	Verfahren mit Musterprojektion	27
3.1.1	Binär kodierte Licht und Verwendung des <i>Gray-Codes</i>	29
3.1.2	Phasenmessende Profilometrie	32
3.1.3	Modulation	34

3.2	Flächenrückführung aus 3D-Raumkoordinaten	37
3.3	Registrierung	39
4	Einflussgrößen bei der Lichtmusterprojektion auf die Hautoberfläche in der Profilometrie	43
4.1	Zielsetzung	43
4.2	Experimentelle Methoden	44
4.2.1	Aufnahme von Spektren unter Einsatz von Farbfiltern	44
4.2.2	Untersuchung des Einflusses des Beleuchtungsspektrums auf die Modulation des Gray-Codes-Musters	47
4.2.3	Untersuchung des Einflusses des Beleuchtungsspektrums auf die Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils	49
4.2.4	Untersuchung des Einflusses des Beleuchtungsspektrums auf die Koordinatenanzahl	49
4.3	Ergebnisse	50
4.3.1	Transmissionsspektren der Farbfilter	50
4.3.2	Einfluss des Beleuchtungsspektrums auf die Modulation des Gray-Code-Musters	57
4.3.3	Einfluss der Beleuchtungsspektren auf die Modulation des si- nusförmigen Intensitätsprofils	59
4.3.4	Einfluss des Beleuchtungsspektrums auf die Punkteausbeute .	64
4.4	Diskussion	66
4.4.1	Modulation	66
4.4.2	Punkteausbeute	67
5	Optische Profilometrie in der Epithetik	69
5.1	Zielsetzung	69
5.2	Einführung	71
5.2.1	Einsatz optischer 3D-Messtechniken in der Medizin	71

5.2.2	Historische Entwicklung der Epithesenherstellung	72
5.2.3	Befestigung von Epithesen	75
5.3	Experimentelle Methoden	77
5.3.1	Der profilometrische Messaufbau	77
5.3.2	Streifenprojektion	80
5.3.3	Kalibration des Systems	81
5.3.4	Bestimmung der Messgenauigkeit des Systems	82
5.3.5	Vermessung der Gesichtsoberfläche	85
5.3.6	3D-Darstellung der Messdaten	87
5.3.7	Festlegen der Epithesenränder mittels Spline-Kurven	88
5.3.8	Konstruktion der Rohform der Epithese mittels NURBS-Flächen	93
5.3.9	Stereolithografische Herstellung eines Kunststoffmodells der Epithese	96
5.3.10	Quantitative Erfassung von Volumendifferenzen	97
5.4	Ergebnisse	99
5.4.1	Einsatz des Prototypen und Erstellung der Epithese	99
5.4.2	Quantitative Erfassung von Volumendifferenzen	103
5.5	Diskussion	105
5.5.1	Erfassung der Gesichtsoberfläche	105
5.5.2	Rekonstruktion fehlender Gesichtspartien und Einsatz der Stereolithografie	108
5.5.3	Quantitative Erfassung von Volumendifferenzen	109
6	Zusammenfassung und Ausblick	111
	Anhang	113
A.1	Parametrische, kubische Spline-Funktionen	114
A.2	NURBS-Kurven	115
	Literaturverzeichnis	116

Kapitel 1

Einleitung

Gesichtsdefekte, wie sie etwa bei Resektionsmaßnahmen im Verlauf von Tumorbehandlungen auftreten, gehen stets mit einer deutlichen Entstellung einher und führen in fast allen Fällen zu psychischen Belastungen, so dass immer ein ausgeprägtes Bedürfnis nach einer Korrektur vorhanden ist. Bei der Rehabilitation sind generell zwei Wege beschreitbar. Das plastisch-chirurgische Verfahren zum einen ist besonders zur Korrektur von Teildefekten geeignet. Es stellt jedoch für den behandelnden Arzt oftmals eine große Herausforderung mit nicht sicher vorhersagbarem ästhetischen Ergebnis dar, so dass unter Umständen mehrfach operiert oder die Behandlung letztlich unbefriedigend abgeschlossen werden muss. Das zweite mögliche Verfahren ist das der epithetischen Wiederherstellung, auf das hier näher eingegangen werden soll.

Die Hauptaufgabe einer Epithese¹ besteht darin, eine möglichst unauffällige Physiognomie herzustellen. Die Vorteile liegen in der schnellen und weniger belastenden Deckung von Gesichtsdefekten und den bei Totaldefekten eindeutig besseren ästhetischen Ergebnissen. Besonders durch die Weiterentwicklung der Silikone und neuer Farbstoffe gelingt es den Epithetikern heute, qualitativ sehr gute und realistisch anmutende Gesichtsteile herzustellen.

¹Der Begriff Epithese leitet sich vom griechischen Wort *Epithema* ab und bedeutet *Deckel*, womit zugleich ihre primäre Aufgabe, nämlich die Defektabdeckung, beschrieben wird.

Die Prozesskette der Erstellung einer Epithese ist jedoch noch durchaus optimierbar. Die bislang bei der prothetischen Versorgung von Patienten mit Gesichtsdefekten infolge tumorbedingter Resektionen angewandte Methode der Abdrucknahme mit einem elastischen Abformmaterial bedeutet für den durch den chirurgischen Eingriff und eine Bestrahlung bereits stark belasteten Patienten eine weitere Belastung und verzögert seine schnelle Erstversorgung und Resozialisierung. Zudem wird bei dieser Technik Druck auf das den Defekt begrenzende Gewebe ausgeübt, was dazu führt, dass das gewonnene Modell nur die Form unter Belastung wiedergibt ([10], [38]). Häufig werden dünnfließende elastomere Abformmaterialien verwendet, so dass die Gefahr des Verbringens von Material in kleine Körperhöhlen (wie z.B. in die Siebbeinzellen) besteht, aus denen sich Silikonkörper nur schwer wieder entfernen lassen. Abhilfe könnte hier durch den Einsatz computergestützter Konstruktions²- und Fertigungstechniken³ geschaffen werden. Voraussetzung dafür ist jedoch die Bereitstellung geeigneter Messdaten der exakten Form des zu versorgenden Defektes.

Im Hinblick auf diese Anforderungen stellt die optische 3D-Koordinatenmesstechnik auf der Basis der phasenmessenden Profilometrie ein vielversprechendes Hilfsinstrument zur präzisen, berührungslosen und somit für den Patienten schmerzfreien Erfassung der Oberflächenform des Gesichtes dar. Dafür ist es erforderlich, die zur Verfügung stehenden Instrumente — Messaufbauten und Software — in ein für den klinischen Einsatz taugliches System zu integrieren und weiter zu entwickeln. In diesem Zusammenhang werden zunächst systemabhängige, die Messung beeinflussende Faktoren untersucht, um eine mögliche Optimierung des Messsystems durchführen zu können.

Bedarf an einer quantitativen Erfassung der Gewebeoberfläche besteht ebenfalls bei der Analyse eines eventuellen exophytischen Gewebewachstums, das bisher im Wesentlichen auf der Basis visueller Inspektion mit eindimensionaler Messtechnik

²CAD: Computer Aided Design

³Rapid Prototyping, siehe Kapitel 5.3.9

(Dermatometer) und einer subjektiven, groben Klassifizierung erfolgt. Für einen gesicherten Genesungsverlauf eines operierten Patienten ist es jedoch von großer Bedeutung, dass eine wiederholte postoperative Überwachung auf mögliche Rezidive durchgeführt wird. 3D-Daten könnten hier zu einer quantitativen Analyse und somit zu einer verbesserten Diagnostik beitragen.

Gegenstand der vorliegenden Arbeit ist der Einsatz und die Weiterentwicklung optischer, phasenmessender Profilometrie (Streifenprojektionstechnik) in der Kiefer-Gesichtsprothetik. Der Schwerpunkt liegt dabei auf der prothetischen Erstversorgung von Defekten infolge tumorbedingter Resektionen. Durch die schnelle, berührungslose und hochauflösende Erfassung und Digitalisierung von Oberflächenprofilen sollen in Verbindung mit dem Einsatz moderner elektronischer Bildverarbeitungstechniken neue Perspektiven für die Diagnostik und die Therapie eröffnet werden. Da die Leistungsfähigkeit dieses Verfahrens wie bei fast allen optischen Ansätzen stark durch die Oberflächeneigenschaften des Untersuchungsobjektes beeinflusst wird, ist es erforderlich, zunächst eine grundlegende Optimierung der physikalischen Parameter hinsichtlich der Messung an Hautoberflächen durchzuführen. Diese Fragestellung wird in verschiedenen Messserien anhand technischer und biologischer Oberflächen untersucht und bearbeitet. Auf der Basis dieser Untersuchungen wird ein Verfahren vorgestellt, das bei Vorhandensein des Defektes auf nur einer Gesichtshälfte ermöglicht, anhand gemessener dreidimensionaler Oberflächenkoordinaten durch virtuelle Spiegelung und Anpassung der gesunden an die defekte Gesichtshälfte eine Epithese zu erstellen, die sich mit guter Genauigkeit in die vorhandene Kavität einfügt. Anhand eines Patientenbeispiels wird die Leistungsfähigkeit der Methode demonstriert.

Da zwecks Gewinnung dreidimensionaler Oberflächenkoordinaten das Gesicht mittels aktiver, phasenmessender Profilometrie vermessen wird, ist von Interesse, ob ein Variieren der Beleuchtungswellenlänge eine qualitative Änderung der Modulati-

on und der erzielten Koordinatenanzahl verursacht. In verschiedenen Messserien an technischen und biologischen Oberflächen wird diese Fragestellung unter Verwendung von Farbfiltern untersucht und vorgestellt.

Kapitel 2

Theoretische Grundlagen der Fotogrammetrie

2.1 Fotogrammetrie

Fotogrammetrie bezeichnet im allgemeinen Methoden, mittels derer man aus einem Bild oder mehreren Bildern eines Objektes dessen dreidimensionale Form und Lage durch Bildmessungen und dessen inhaltliche Beschreibung durch Bildinterpretationen gewinnt. Fotogrammetrische Verfahren können also in allen Anwendungsbereichen eingesetzt werden, in denen ein Messobjekt fotografisch abgebildet und ausgewertet werden kann. Nach der Erfindung der Fotografie (Niépce 1826; Daguerre, Arago 1838) stellte der deutsche Architekt A. Meydenbauer 1865 die erste maßstabs- und detailgetreue Architekturzeichnung vor, die mit Hilfe von Fotografien entstanden war. Er gilt als der Erfinder der Fotogrammetrie, auch wenn bereits 1859 der französische Oberst A. Laussedat auf die nutzbringende Anwendungsmöglichkeit der Fotografie in der Vermessungskunde hingewiesen hatte. Nach Einführung eines speziellen Auswertungsgerätes für die Stereofotogrammetrie (*Stereokomparator*) durch C. Pulfrich im Jahre 1901 war der Weg zu von Orels Erfindung des Stereoautographen (1909) geebnet, mit dem erstmals die kontinuierliche Auswertung von Grundriß- und Höhenlinien möglich war.

Ursprüngliche Haupteinsatzgebiete der Fotogrammetrie waren die quantitative Auswertung von Luftbildaufnahmen — insbesondere zur Anfertigung topografischer Karten — und die Vermessung von Gebäuden ([2], [62]). Diese frühen Verfahren waren zunächst noch auf die manuelle Eingabe von Messpunkten in großformatigen Fotografien angewiesen. Das Aufkommen von digitalen Bildverarbeitungssystemen führte zu einer weitgehenden Automatisierung und damit zu einer bedeutenden Ausdehnung ihrer Anwendungsfelder ([46], [45]). Eine Verbesserung der mathematischen Methoden in Verbindung mit der stetig anwachsenden Rechnerleistung sowie einer zunehmenden Auflösung der digitalen Aufzeichnungsgeräte (CCD¹-Kameras) bewirkten in den letzten Jahren auch erhebliche Fortschritte auf dem Gebiet der *Nahbereichsfotogrammetrie*, der Vermessung von in unmittelbarer Nähe zur Kamera platzierten Objekten [5]. Der Einsatzschwerpunkt der Nahbereichsfotogrammetrie liegt in der Regel zwischen Objektgrößen von < 1 m bei Genauigkeiten von bis zu $10\ \mu\text{m}$ (Industrieanwendungen) und Objektgrößen von etwa 200 m bei Genauigkeiten im cm-Bereich (Architektur- und Ingenieur Anwendungen).

2.1.1 Triangulation

Die Fotogrammetrie wird zur Rekonstruktion räumlicher Objekte aus Fotografien oder digitalen Aufnahmen eingesetzt. Dafür sind mindestens zwei Aufnahmen des gleichen Objektes aus unterschiedlichen Positionen notwendig. Mittels des Prinzips der *Triangulation* können die Koordinaten der Messpunkte bestimmt werden. Die Auswertung gestaltet sich besonders einfach, wenn (im Falle zweier vorhandener Bilder) die beiden Aufnahmerichtungen normal zur Basis stehen und zueinander parallel sind. Abbildung 2.1 zeigt diesen zweidimensionalen Sonderfall (Stereonormalfall). Die Koordinaten des Messpunktes $P(x_P, z_P)$ werden ermittelt, indem dieser von zwei unterschiedlichen Positionen O_1, O_2 mit bekannten Orts- und Richtungskordinaten erfasst wird. Bei bekannter Basislänge B (Abstand der Positionen O_1, O_2 in der Beobachtungsebene) kann nun die Parallaxe ξ_P (Verschiebung der Beobach-

¹Charge Coupled Device: „Ladungsgekoppelte Schaltung“; Halbleiter, der lichtempfindlich reagiert und somit eine fotografische Aufzeichnung gestattet.

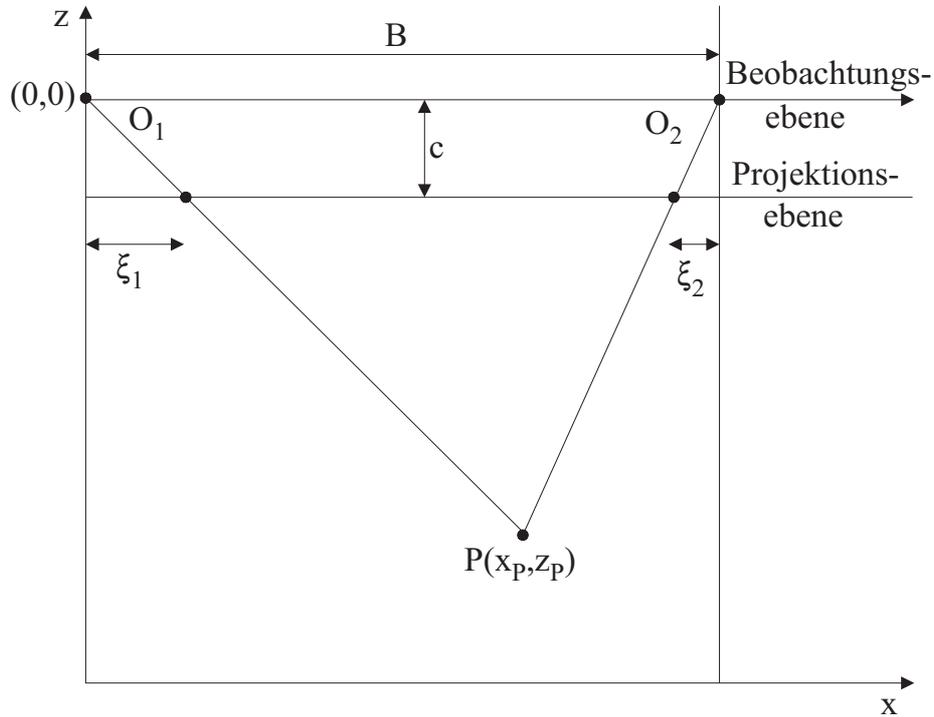


Abbildung 2.1: Triangulationsprinzip: O_1, O_2 : Beobachter, B : Basislänge, $P(x_P, z_P)$: Objekt, ξ : angenommene Projektionsebene für Bestimmung der Parallaxe, c : Abstand Projektionsebene – Beobachtungsebene

tungspunkte in der Projektionsebene) und somit der Messpunkt bestimmt werden.

Durch Anwendung des Strahlensatzes gilt

$$x_P = z_P \frac{\xi_1}{-c} \quad x_P = B + z_P \frac{\xi_2}{c} \quad , \quad (2.1)$$

so dass für die Koordinaten des Messpunktes folgt

$$-z_P = \frac{cB}{\xi_1 - \xi_2} = \frac{cB}{\xi_P} \quad (2.2)$$

$$x_P = -z_P \frac{\xi_1}{c} = \frac{\xi_1 B}{\xi_P}$$

mit $\xi_P = \xi_1 - \xi_2$: Parallaxe.

2.1.2 Zentralprojektion

Um Lage und Form der Objekte aus Messbildern rekonstruieren zu können, müssen die zugrunde liegenden geometrischen Abbildungsgesetze bekannt sein. Die in der Fotogrammetrie zumeist verwendeten Objektive erzeugen Bilder, die mit hinreichender Genauigkeit als Zentralprojektion der abgebildeten räumlichen Objekte angesehen werden können. Diese Betrachtung beinhaltet, dass die zweidimensionale Abbildung des dreidimensionalen Objektes sowohl durch eine Bildebene BE als auch ein Projektionszentrum $O(0,0,Z_0)$ im Abstand c (Kamerakonstante) festgelegt wird. Jeder Bildpunkt dieser Abbildung ergibt sich als Schnittpunkt $P(\xi, \eta)$ des vom Objektpunkt $P'(X', Y', Z')$ ausgehenden Strahls durch das Projektionszentrum mit der Bildebene $BE(\xi, \eta)$.

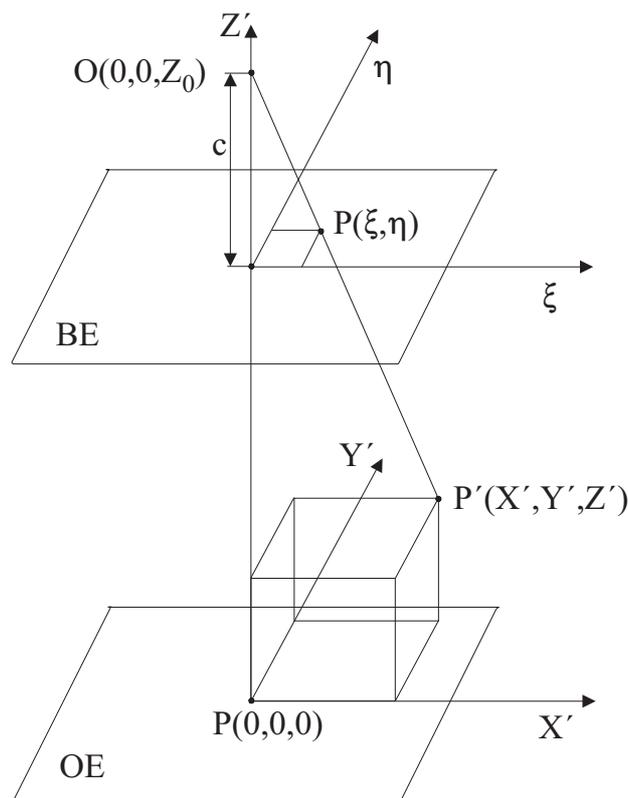


Abbildung 2.2: Orthogonale Zentralprojektion: BE : Bildebene, OE : Objektebene, O : Projektionszentrum, c : Kamerakonstante, Z_0 : Abstand Projektionszentrum – Objektebene, $P(X', Y', Z')$: Punkt im Objektraum, $P(\xi, \eta)$: Bild von P'

Der orthogonale Sonderfall, der hier für erste Ableitungen mathematischer Zusammenhänge genutzt werden soll, tritt ein, wenn Objekt- und Bildebene parallel und somit mit einem entlang der z-Achse verschobenen Koordinatenursprung ausgerichtet sind (siehe Abbildung 2.2). Mittels des Strahlensatzes kann der Zusammenhang zwischen Objekt- und Bildkoordinaten wie folgt beschrieben werden:

$$\begin{aligned}\frac{\xi}{c} &= \frac{X'}{Z_0 - Z'} \\ \frac{\eta}{c} &= \frac{Y'}{Z_0 - Z'}\end{aligned}\tag{2.3}$$

Eine Verallgemeinerung dieses Spezialfalles (Abbildung 2.3) erfordert die Berücksichtigung grundlegender geometrischer Veränderungen: Zum einen liegt das Projektionszentrum im Bildkoordinatensystem nicht mehr im Bildmittelpunkt M, sondern ist um (ξ_0, η_0) bezüglich des Bildhauptpunktes H verschoben (Abbildung 2.4). Zum anderen erfährt das Bildkoordinatensystem gegenüber dem Objektkoordinatensystem eine Drehung, welche mittels der Rotationsmatrix $\mathbf{R} = \mathbf{r}_{ik}$ und des Translationsvektors $\vec{T}(X_0, Y_0, Z_0)$ beschrieben werden kann. Die letzte Abweichung von Spezialfall impliziert, dass der Ursprung des Bildkoordinatensystems gegenüber dem Objektkoordinatensystem um (X_0, Y_0) verschoben ist. Aus den Gleichungen in 2.3 folgt nach Auflösung nach den Bildkoordinaten unter Berücksichtigung der Translation $\vec{T}(X_0, Y_0, Z_0)$ und der Hauptpunktverschiebung (ξ_0, η_0) :

$$\begin{aligned}\xi &= \xi_0 - c \frac{X' - X'_0}{Z' - Z'_0} \\ \eta &= \eta_0 - c \frac{Y' - Y'_0}{Z' - Z'_0}\end{aligned}\tag{2.4}$$

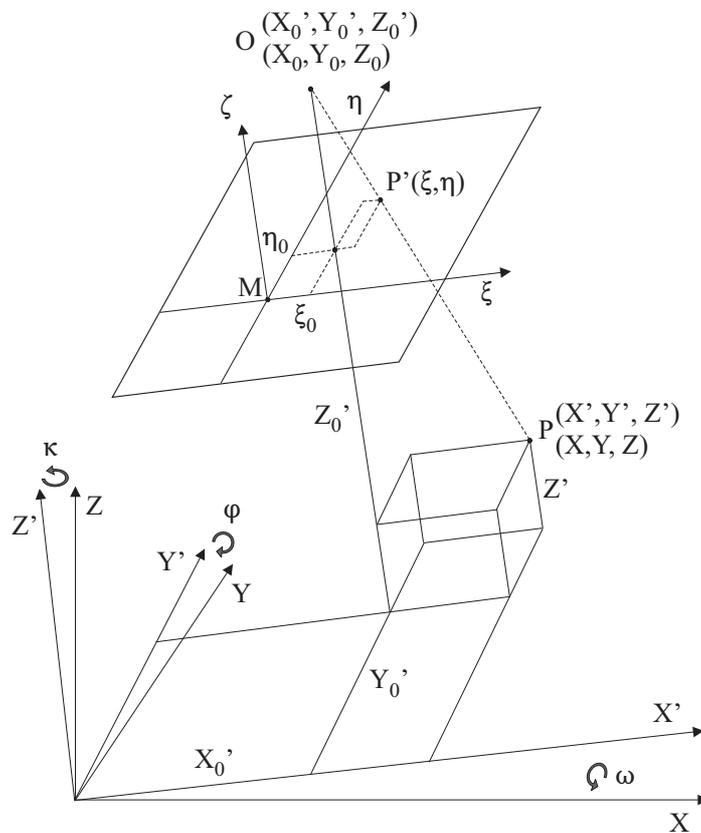


Abbildung 2.3: Allgemeine Zentralprojektion mit translatiertem und rotiertem Koordinatensystem

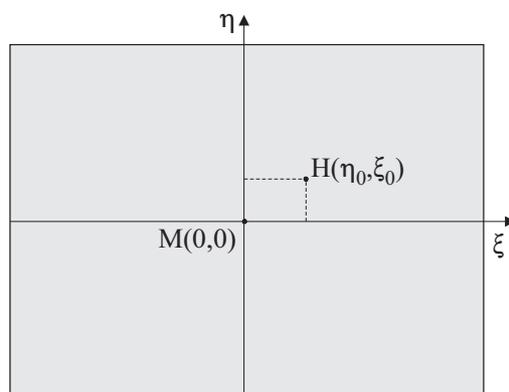


Abbildung 2.4: Messbild: Bildhauptpunkt H in der Bildebene mit den Koordinaten (ξ_0, η_0)

Somit lautet die Abbildung eines Bildpunktes nach einer Rotation in den Objekt-
raum:

$$\begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X' - X'_0 \\ Y' - Y'_0 \\ Z' - Z'_0 \end{pmatrix} \quad (2.5)$$

Die Elemente der dreidimensionalen Rotationsmatrix lassen sich als Funktionen der Drehwinkel um die Koordinatenachsen in einem orthogonalen, rechtshändigen Koordinatensystem wiedergeben. Zu beachten ist, dass die Hintereinanderausführung der Drehungen nicht kommutativ ist. Die Drehungen erfolgen im Uhrzeigersinn, betrachtet in Richtung der positiven Koordinatenachsen. Die Winkel ω , φ und κ bezeichnen die Drehwinkel um die X-, Y- und Z-Achsen und dies ist auch die vorgeschriebene Reihenfolge der Drehungen. Für die Gesamtdrehung $\mathbf{R}_{\omega\varphi\kappa} = \mathbf{R}_\omega \mathbf{R}_\varphi \mathbf{R}_\kappa$ ergibt sich:

$$\mathbf{R}_{\omega\varphi\kappa} = \begin{pmatrix} \cos \varphi \cos \kappa & -\cos \varphi \sin \kappa & \sin \varphi \\ \cos \omega \sin \kappa + \sin \omega \sin \varphi \cos \kappa & \cos \omega \cos \kappa - \sin \omega \sin \varphi \sin \kappa & -\sin \omega \cos \varphi \\ \sin \omega \sin \kappa - \cos \omega \sin \varphi \cos \kappa & \sin \omega \cos \kappa + \cos \omega \sin \varphi \sin \kappa & \cos \omega \cos \varphi \end{pmatrix} \quad (2.6)$$

Aus einer gegebenen Rotationsmatrix $\mathbf{R}_{\omega\varphi\kappa}$ lassen sich genauso umgekehrt mit Hilfe der oben stehenden Matrix die Drehwinkel ermitteln:

$$\begin{aligned} \varphi &= \arcsin(r_{13}) \\ \kappa &= \arctan(-r_{12}/r_{11}) \\ \omega &= \arctan(-r_{23}/r_{33}) \end{aligned} \quad (2.7)$$

Durch Einsetzen von Gleichung 2.5 in die Beziehung 2.4 erhält man den gesuchten Zusammenhang zwischen Bild- und Objektkoordinaten, wobei die Gleichung 2.5

vorher von links mit $\mathbf{R}^T = \mathbf{R}^{-1}$ zu multiplizieren ist:

$$\begin{aligned}\xi &= \xi_0 - c \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{21}(Y - Y_0) + r_{31}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} \\ \eta &= \eta_0 - c \frac{r_{21}(X - X_0) + r_{22}(Y - Y_0) + r_{32}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)}\end{aligned}\tag{2.8}$$

Eine Auflösung der Gleichungen aus 2.8 nach Objektkoordinaten X und Y ergibt dann:

$$\begin{aligned}X &= X_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{11}(\xi - \xi_0) + r_{12}(\eta - \eta_0) - r_{13}c}{r_{31}(\xi - \xi_0) + r_{32}(\eta - \eta_0) - r_{33}c} \\ Y &= Y_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{21}(\xi - \xi_0) + r_{22}(\eta - \eta_0) - r_{23}c}{r_{31}(\xi - \xi_0) + r_{32}(\eta - \eta_0) - r_{33}c}\end{aligned}\tag{2.9}$$

Die Gleichungspaare aus 2.8 und 2.9 beschreiben auf der Grundlage des Modelles der Zentralprojektion den Zusammenhang zwischen Objekt- und Bildkoordinaten. Man bezeichnet sie als *Kollinearitätsgleichungen*, sie stellen die Grundgleichungen der analytischen Fotogrammetrie dar.

2.2 Kalibration des Messsystems

Eine exakte Bestimmung der Objektkoordinaten (X,Y,Z) durch Triangulation erfordert die genaue Kenntnis von Position und Abbildungsverhalten mindestens zweier Kameras. Da aber eine direkte Lagebestimmung aller im Messaufbau platzierten Kameras durch externe Messungen mit hinreichender Genauigkeit einen unverhältnismäßigen Aufwand bedeuten würde, werden die relevanten Abbildungsparameter aus den fotografischen Aufnahmen selbst ermittelt. Dies geschieht mittels des Prozesses der Kamerakalibration.

2.2.1 Kameraorientierung

Die *äußere (extrinsische) Orientierung* eines Systems beschreibt mit Hilfe von sechs Parametern die Lage und die Ausrichtung des räumlichen Bildkoordinatensystems im übergeordneten Objektkoordinatensystem. Zur Bestimmung der Objektkoordinaten (X, Y, Z) aus zu untersuchenden Bildern ist sowohl eine exakte Kenntnis der Lage und Ausrichtung des Projektionszentrums der Kamera als auch der Abweichungen vom mathematischen Modell der Zentralprojektion notwendig (*innere (intrinsische) Orientierung*).

Die sechs Terme der äußeren Orientierung werden beschrieben durch

$$\begin{aligned} X_0, Y_0, Z_0 & : \text{Objektkoordinaten der Kamera} \\ \omega, \varphi, \kappa & : \text{Drehwinkel der Kameraorientierung,} \end{aligned}$$

die drei Terme der inneren Orientierung durch

$$\begin{aligned} \xi_0, \eta_0 & : \text{Bildkoordinaten des Bildhauptpunktes H} \\ c & : \text{Kamerakonstante.} \end{aligned}$$

Die Gleichungen aus 2.8 eignen sich als Beobachtungsgleichungen für eine überbestimmte Ausgleichung nach vermittelnden Beobachtungen auf der Basis dieser Größen. Sind die Beobachtungen außerdem noch geometrisch bekannte, eindeutig zuordnungsbar Koordinaten- bzw. Passpunkte (siehe Kapitel 3.3), so erlaubt die Lösung des zugehörigen Gleichungssystems die rechnerische Bestimmung der Orientierung. Dazu werden vorbereitete Referenzobjekte (meist Kalibrationstargets mit wohldefinierten Koordinaten- bzw. Passpunkten) mehrmals derart mit dem System aufgenommen, dass die Parameter mit einer hinreichenden Anzahl von Gleichungspaaren anschliessend berechnet werden können.

2.2.2 Verzeichnungen

Das Prinzip der Zentralprojektion reicht jedoch aus Gründen der Messgenauigkeit als mathematisches Modell allein nicht aus. Mögliche Linsen- und Dejustagefehler der Kamera führen zu der Notwendigkeit einer Ergänzung von Fehlertermen, den sogenannten *Verzeichungsparametern*. Die Abweichungen von der idealen Abbildung werden durch die Korrekturfunktionen $\delta\xi'$, $\delta\eta'$ der Bildkoordinaten ausgedrückt. Verzeichnungen sind nicht auf den Bildmittelpunkt, sondern auf den Bildhauptpunkt $H(\xi_0, \eta_0)$ bezogen, was bedeutet, dass die gemessenen Bildkoordinaten um die Koordinaten des Bildhauptpunktes korrigiert werden müssen:

$$\begin{aligned}\xi' &= \xi - \xi_0 \\ \eta' &= \eta - \eta_0 \\ \text{mit } r &= \sqrt{(\xi - \xi_0)^2 + (\eta - \eta_0)^2}\end{aligned}\tag{2.10}$$

Die Korrektur der Bildkoordinaten ξ' , η' erfolgt dann durch

$$\begin{aligned}\xi'_{korr} &= \xi' + \delta\xi' \\ \eta'_{korr} &= \eta' + \delta\eta' \quad .\end{aligned}\tag{2.11}$$

Die Abweichungen von der idealen zentralperspektivischen Abbildung entstehen im Wesentlichen aufgrund der physikalischen Effekte der *radial-symmetrischen* oder *Gauß'schen Verzeichnung* δr und der *radial-asymmetrisch/tangentiale* oder *dezentrischen Verzeichnung* $P(r)$.

Die radial-symmetrische Verzeichnung besitzt dabei den größten Einfluss. Sie entsteht überwiegend durch Brechungsänderungen an den Linsen des Objektivs und ist sowohl von der aktuellen Fokussierung als auch von der Objektentfernung bei konstanter Fokussierung abhängig. Durch ein Polynom mit ungeraden Exponenten

(*Seidel-Reihe*) lässt sie sich approximieren [15]:

$$\delta r = k_1 r^3 + k_2 r^5 + k_3 r^7 + \dots \quad (2.12)$$

Die Parameter k_i bewirken, dass je nach Vorzeichen die Bildpunkte vom Bildhauptpunkt H wegstreben, bzw. zu ihm hinlaufen. In den meisten Fällen reicht allerdings die Berücksichtigung der ersten zwei oder drei Terme für eine hinreichende Ausgleichung der Verzeichnung aus. Die Korrektur der Bildkoordinaten erfolgt proportional nach:

$$\delta \xi' = \xi' \cdot \frac{\delta r}{r} \quad (2.13)$$

$$\delta \eta' = \eta' \cdot \frac{\delta r}{r}$$

Die dezentrische Verzeichnung $P(r)$ begründet sich durch eine Dejustage der optischen Elemente von der optischen Achse und wird als rotationssymmetrisch angenommen. Der Anteil dieses Fehlers ist gegenüber der Gauß'schen Verzeichnung für die meisten Qualitätsobjektive jedoch deutlich geringer und wird in Abhängigkeit vom radialen Abstand r wie folgt beschrieben:

$$P(r) = r^2 \sqrt{P_1^2 + P_2^2} \quad (2.14)$$

Nach der Auflösung in Bildkoordinaten folgt:

$$\delta \xi'_k = P_1(r^2 + 2\xi'^2) + 2P_2 \xi' \eta' \quad (2.15)$$

$$\delta \eta'_k = P_2(r^2 + 2\eta'^2) + 2P_1 \xi' \eta'$$

Alle beschriebenen Beziehungen lassen sich nun in die Grundgleichungen aus 2.8 einfügen, so dass sich für die Koordinaten ξ_P, η_P eines Bildpunktes folgende funktionale

Abhängigkeiten ergeben:

$$\xi_P = \xi(X, Y, Z, X_0, Y_0, Z_0, \omega, \varphi, \kappa, \xi_0, \eta_0, c, k_1, k_2, P_1, P_2) = \xi(\vec{x}) \quad (2.16)$$

$$\eta_P = \eta(X, Y, Z, X_0, Y_0, Z_0, \omega, \varphi, \kappa, \xi_0, \eta_0, c, k_1, k_2, P_1, P_2) = \eta(\vec{x})$$

mit $\vec{x} = x_k, (k = 0 \dots n)$ als verallgemeinertem Parametervektor der Länge n .

2.2.3 Bündelblockausgleich

Der nichtlineare Charakter der Gleichungen 2.16 unterbindet im Allgemeinen eine analytische Bestimmung der bei der Kalibration auftretenden freien Parameter. Eine Lösung lässt sich jedoch durch eine iterative Ausgleichsrechnung beliebig genau nähern. Ein üblicher Lösungsansatz besteht in der Linearisierung in Form einer Taylor-Reihenentwicklung:

$$l_i = f(\vec{x}) = f(\vec{x}_0) + \sum_k \left(\frac{\partial f}{\partial x_k} \right)^0 dx_k \quad (2.17)$$

mit l_i : gemessene Bildkoordinaten (ξ_P, η_P)

f : allgemeine Kollinearitätsgleichung $f(\xi(\vec{x}), \eta(\vec{x}))$

x_k : freie Parameter

x_0 : Näherungswerte der freien Parameter

Das entstehende lineare Gleichungssystem erlaubt eine iterative Lösung durch Anwendung einer quadratischen Minimierungsvorschrift und so eine hinreichende Annäherung an die Beobachtungswerte ξ_P, η_P . Eine vollständige Kalibration der Messanordnung gelingt, wenn die Anzahl der Gleichungen (gegeben durch l_i) die der freien Parameter x_k überschreitet. Um darüberhinaus eine dimensionsrichtige Be-

rechnung der Raumkoordinaten zu ermöglichen, muss dem System ein normierender bekannter Abstand im Objektbereich hinzugefügt werden. In der Praxis wird dies mit der Konstruktion eines Weltkoordinatensystems verbunden, das mit der Angabe der Raumkoordinaten von zwei Passpunkten sowie der z-Koordinate eines weiteren Passpunktes auf dem Kalibrationsnormal erreicht wird [2]. Die Grundgleichungen beinhalten jedoch periodische Terme, so dass nicht in allen Fällen mit einem Konvergieren gegen die exakten Parameter zu rechnen ist. Um eine Minimierung des Fehlers zu gewährleisten und ein Divergieren der Lösungen des Gleichungssystems zu verhindern, ist es wichtig, der Auswahl des Kalibrationsobjektes als auch der Wahl der Anfangswerte der Iterationsvorschrift eine entscheidene Bedeutung beizumessen.

Dank der stetig anwachsenden Leistungsfähigkeit der modernen Computersysteme sind aufwendige Berechnungsvorschriften mittlerweile innerhalb kurzer Zeitspannen möglich geworden. So setzten sich auch seit Anfang der siebziger Jahre die selbstkalibrierenden fotogrammetrischen Verfahren durch, die allein auf der Grundlage der fotogrammetrischen Beobachtungen alle Abbildungsparameter bestimmen können [5].

2.3 Ermittlung der 3D-Koordinaten

Nach der Kalibration der Messanordnung ist die Aufnahmegeometrie der beteiligten Komponenten festgelegt und es lassen sich gemäß den Gleichungen aus 2.8 Bildinhalte auswerten. Die Projektion einer dreidimensionalen Objektkoordinate (X, Y, Z) in den zweidimensionalen Bildbereich (ξ, η) bedeutet jedoch den Verlust der Tiefeninformation. Die Bestimmung eines Objektpunktes aus nur einer Kameraposition ist daher ohne weitere Information bezüglich der Lage des Punktes im Objektkoordinatensystem nicht möglich. Für die Durchführung des *räumlichen Rückwärtschnittes* [45], einem häufig betrachteten Sonderfall, bei dem bei bekannter innerer Orientierung die äußere Orientierung aus drei Passpunkten bestimmt wird, ist aus diesem Grunde die Hinzunahme mindestens einer weiteren Kalibrationsvermessung

des Messpunktes aus einer anderen Position mit nichtverschwindender Parallaxe erforderlich. Durch Erhöhung der Anzahl der Beobachtungen lässt sich der Fehler, der durch Messunsicherheiten bei der Bestimmung der Messpunkte entsteht, reduzieren.

2.3.1 Messpunkterfassung

Eine fotogrammetrische Messung erfordert ein exaktes Auffinden identischer Bildpunkte (*homologer Punkte*) in den verschiedenen gefertigten Aufnahmen eines Objektes. Dies können zum einen *natürliche Punkte* sein, wie sie z.B. bei der topometrischen Landschaftsfotogrammetrie anhand von Bäumen oder Häusern genutzt werden, zum anderen — speziell im Bereich der Nahbereichsfotogrammetrie — zusätzlich am Objekt aufgebraute oder darauf projizierte Messpunkte oder Muster.

Bei der Zuordnung homologer Punktepaare unterscheidet man prinzipiell drei Vorgehensweisen:

- Angebrachte, kreisförmige Messmarken sind durch ihren radialsymmetrischen Aufbau besonders geeignet, den eigentlichen Messpunkt — das Zentrum der Marke — flächenhaft zu verkörpern. Die Bestimmung des Markenzentrums ist rotationsinvariant, in einem weiten Bereich maßstabsinvariant und sehr genau. In der Literatur werden Werte von bis zu $1/100.000$ der Messfelddiagonalen genannt [46]. Im digitalen Bild wird das Markenzentrum durch Schwerpunktsberechnung, Korrelation mit einem Sollmuster oder durch analytische Berechnung des Kreis- oder Ellipsenmittelpunktes bestimmt [1],[65]. Durch den Mittelungseffekt ist es dann möglich, den geometrischen Ort des Kreises mit Subpixelgenauigkeit zu bestimmen.
- Einfache oder bekannte geometrische Formen am Objekt (wie z.B. Kanten oder Eckpunkte) ermöglichen eine interaktive oder automatische Bestimmung dieser Merkmale und die anschließende Verwendung für die Kalibration oder Messung. Mangelnde Kenntnis der exakten Form des Objektpunktes schlägt

sich als Unsicherheit in der Messpunktsbestimmung nieder, die sehr schnell oberhalb einer Pixelbreite liegen kann.

- Bei Nicht-Vorliegen ausgezeichneter Objektmerkmale kann eine Zuordnung von Texturelementen durch *Korrelationsanalyse* angewandt werden. Diese Technik basiert auf der Berechnung einer Bewertungsfunktion auf der Grundlage des Korrelationsoperators [39] (bei der manuellen Bildpunktzuordnung übernimmt das menschliche Gehirn die Rolle des Korrelationsoperators; das Sehzentrum ist eigens dafür ausgerichtet, für das Stereosehen ununterbrochen die Bildinformationen von beiden Augen, sozusagen in Form homologer Punktepaare, zu kombinieren). Für die Bildauswertung im Nahbereich ist sie jedoch nur beschränkt geeignet, da bei stark variierender Beobachtungsperspektive schnell eine Dekorrelation auch identischer Punktmerkmale auftritt, wenn nur eine partielle Übereinstimmung der Muster vorliegt [62], [3], [31]. Dieser Effekt begründet sich sowohl durch die perspektivischen Verzerrungen als auch durch die aufgrund des Wechsels des Beobachtungsortes entstehende Variation in der Bildintensität.

2.3.2 Epipolare Geometrie

Eine Vereinfachung des Auffindens homologer Punkte ergibt sich durch die Berücksichtigung der *Kern-* oder *epipolaren Geometrie*. In der zentralperspektivischen Projektion wird der Objektpunkt O , der den Bildpunkt I_l im linken Bild verursacht, auf die Gerade $\overline{I_l O}$ (siehe Abbildung 2.5) beschränkt. Demzufolge ist der homologe Bildpunkt I_r auf der Abbildung dieser Geraden in dem rechten Stereobild zu finden. Diese Gerade eo_r ergibt sich aus dem Schnitt der Ebene $I_l P_l P_r$ mit der rechten Bildebene F_r und wird als *Epipolarlinie* bezeichnet. Der Durchstoßpunkt E_r^O der Geraden $\overline{P_l P_r}$ durch die rechte Bildebene F_r befindet sich ebenfalls auf der Epipolarebene eo_r und wird *Epipolarpunkt* genannt. Analog dazu verhält sich die Zuordnungseinschränkung für einen Bildpunkt I_r im rechten Stereobild. Zwei Bildpunkte, die Abbildungen desselben Objektpunktes sind, liegen folglich auf den jeweiligen

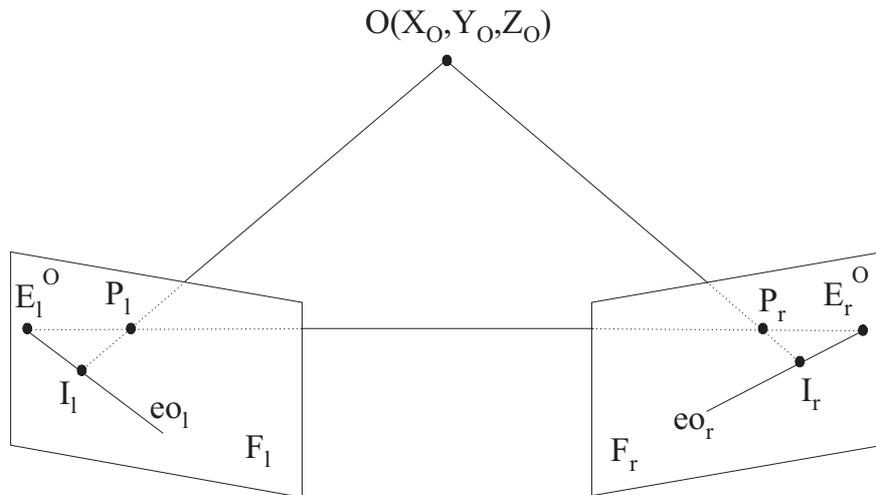


Abbildung 2.5: Epipolargeometrie: $F_{l,r}$: Bildebenen, $P_{l,r}$: Projektionszentren, $E_{l,r}^O$: Epipolarpunkte, O : Objektpunkt, $I_{l,r}$: Bildpunkte

Epipolarlinien des anderen Bildes.

Der Nutzen der epipolaren Geometrie liegt also darin, dass sie den möglichen Wertebereich eines homologen Punktes von einem zweidimensionalen Intervall, dem Bildbereich, auf ein eindimensionales Intervall, die Epipolarlinie, reduziert. Unter gewissen Randbedingungen lassen sich jedoch die Intervallgrenzen der Epipolarlinie noch weiter einschränken [39]. Bei Berücksichtigung der in Abschnitt 2.1.2 beschriebenen Korrekturfaktoren gestaltet sich jedoch die Situation komplexer, da in diesem Falle die Epipolarlinien zu gekrümmten, ebenen Kurven werden.

2.4 Messgenauigkeit

2.4.1 Triangulationsfehler

Anhand des Grundprinzips der Triangulation im zweidimensionalen Fall (siehe Kapitel 2.1.1) lässt sich der Messfehler für fotogrammetrische Vermessungen bestimmen. Nach dem Fehlerfortpflanzungsgesetz ergeben sich für die entsprechend der Gleichung

chungen aus 2.3 entstehenden Unsicherheiten σ_x und σ_z in x- und z-Richtung

$$\sigma_z = \frac{Z^2}{cB} \sigma_\xi = m \frac{Z}{B} \sigma_\xi \quad (2.18)$$

$$\sigma_x = \sqrt{\left(\frac{\xi_1 Z}{cB} m \sigma_\xi\right)^2 + (m \sigma_\xi)^2} .$$

Dabei beschreibt σ_ξ die Messunsicherheit bei der Bestimmung der Parallaxe und $m = Z/c$ die Bildmaßstabszahl. Die Bildmaßstabszahl m ist das Verhältnis von Aufnahmeentfernung Z zur Kamerakonstanten c bzw. das Verhältnis einer Objektstrecke X zur entsprechenden Strecke im Bildraum ξ :

$$m = \frac{Z}{c} = \frac{X}{\xi} \quad (2.19)$$

Aus den Gleichungen 2.18 ist herzuleiten, dass zur Minimierung des Entfernungsfehlers σ_z ein möglichst großer Triangulationswinkel gewählt werden sollte, während der laterale Fehler σ_x bei senkrechter Aufsicht minimal wird [45]. Bei der praktischen Arbeit ist hierbei ein geeigneter Kompromiss zu finden.

2.4.2 Abschätzung der Vermessungsgenauigkeit

Die erreichbare Objektgenauigkeit einer fotogrammetrischen Auswertung kann näherungsweise durch die Ableitung von Gleichung 2.19 bestimmt werden. Durch diese überträgt sich die Messunsicherheit in der Bildauswertung $d\xi$ mit der Bildmaßstabszahl m in den Objektraum:

$$dX = m \cdot d\xi \quad (2.20)$$

Nach Anwendung des Fehlerfortpflanzungsgesetzes ergibt sich die Standardabweichung zu

$$s_X = m \cdot s_\xi . \quad (2.21)$$

Häufig wird keine absolute, sondern eine relativ zur größten Objektausdehnung S berechnete dimensionslose Genauigkeit angegeben, die entsprechend auf das maximale Bildformat s' übertragen werden kann:

$$\frac{s_X}{S} = \frac{s_\xi}{s'} \quad (2.22)$$

Gleichung 2.22 belegt, dass die erreichbare Genauigkeit grundsätzlich mit zunehmendem Bildformat der Aufnahmekameras steigt.

2.4.3 Abbildungsunschärfe

Beugungsbegrenzte Auflösung

Um das Auflösungsvermögen eines abbildenden Systems zu beschreiben, wird ein Linsensystem betrachtet, das ein ausgedehntes Objekt abbildet. Der Einfachheit halber werden zwei gleich helle, inkohärente und weit entfernte Punktquellen angenommen. Das abbildende Objektiv wirkt dabei als beugende Öffnung. Gemäß dem Rayleigh-Kriterium sind die Punktquellen gerade noch als aufgelöst zu bezeichnen, wenn der Mittelpunkt des Airy-Scheibchens der einen Quelle in den ersten dunklen Streifen des anderen Airy-Musters fällt. Der kleinste auflösbare Winkelabstand $\Delta\psi$ ist dann ([9], [34])

$$\Delta\psi = 1.22\lambda/D_A \quad (2.23)$$

mit D_A : Aperturdurchmesser, λ : Wellenlänge.

Ist Δx der Abstand zwischen beiden Bildmittelpunkten, so gilt für die Auflösungsgrenze

$$\Delta x = 1.22 \frac{\lambda}{D_A} f = 1.22\lambda k \quad (2.24)$$

mit f : objektseitige Brennweite, $k = f/D_A$: Blendenzahl.

Unter Hinzunahme der *numerischen Apertur*² $N_A = n \sin \alpha$ (n: Brechungsindex im Objektraum, α : halber Begrenzungswinkel des Strahlenbündels) des abbildenden Objektivs sowie Berücksichtigung der *Abbe'schen Beziehung* ergibt sich für das visuelle, laterale Auflösungsvermögen des optischen Systems [74],[37]:

$$\Delta x = 0.61 \frac{\lambda}{\sin \alpha} = 0.61 \frac{\lambda_0}{N_A} \quad (2.25)$$

Einfluss der Schärfentiefe

Das strahlenoptische Grundgesetz für scharfe Abbildungen lautet $1/f = 1/g + 1/b$ (mit f, g, b: Brenn-, Gegenstands- und Bildweite). Demnach ist für jede Gegenstandsweite g eine bestimmte optische Bildweite b definiert, in der es zu einer optimalen, theoretisch punktförmigen Wiedervereinigung aller Lichtstrahlen kommt, die vom zugehörigen Objektpunkt in der Gegenstandsweite g ausgegangen sind. In dieser Bildebene entsteht also ein optimal scharfes Bild der zugehörigen Gegenstandsebene. Gegenstände vor oder hinter der eingestellten Gegenstandsweite werden in der Bildebene unscharf abgebildet. In der Bildebene ergibt sich ein Zerstreuungskreis vom Durchmesser u, der als das ausschlaggebende Maß für die Tiefenschärfe anzusehen ist. Aus dem strahlenoptischen Grundgesetz und Interpretation der Abbildung 2.6 lässt sich nun folgern

$$b = \frac{gf}{g-f} \quad b_v = \frac{g_v f}{g_v - f} \quad b_h = \frac{g_h f}{g_h - f} \quad (2.26)$$

$$\frac{D_A}{b_v} = \frac{u}{b_v - b} \quad \frac{D_A}{b_h} = \frac{u}{b - b_h} \quad (2.27)$$

Setzt man nun die Gleichungen aus 2.26 in 2.27 ein, so ergeben sich nach einfachem Umformen und zusätzlicher Multiplikation mit der Blendenzahl $k = f/D_A$ die

²Die numerische Apertur bestimmt maßgeblich die Lichtstärke und das Auflösungsvermögen des optischen Systems.

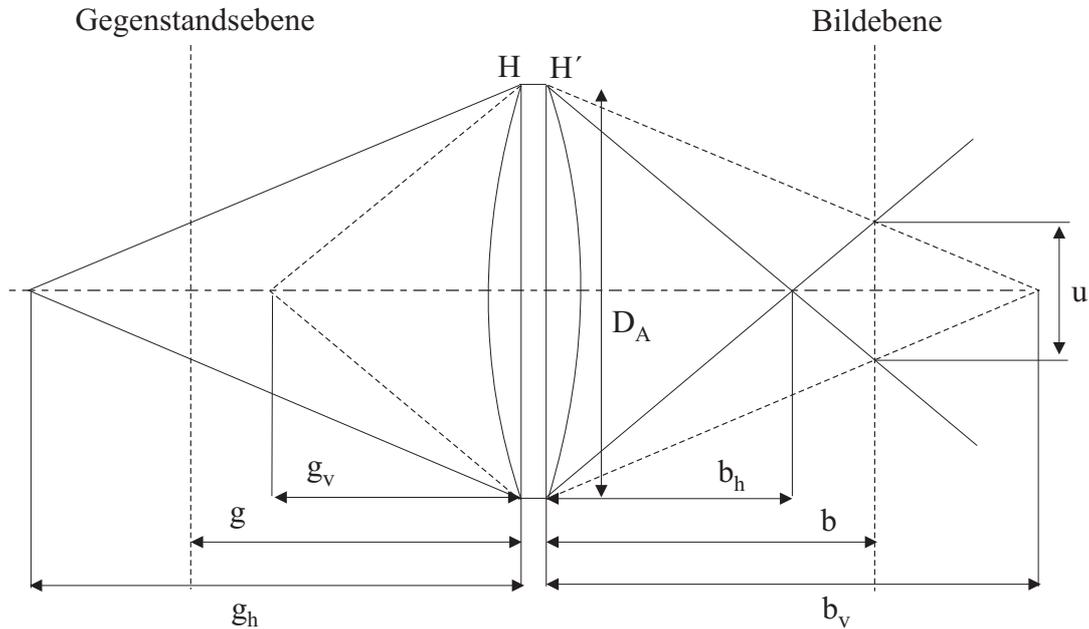


Abbildung 2.6: Zur Ableitung der Tiefenschärfe: u : Zerstreuungskreisdurchmesser, $g_{v,h}$, $b_{v,h}$: Gegenstandsweiten, D_A : Durchmesser der Austrittspupille

Gleichungen für die vordere und hintere Gegenstandsweite g_v und g_h [45]:

$$g_v = \frac{gf^2}{f^2 + \frac{f}{D_A}u(g-f)} \quad (2.28)$$

$$g_h = \frac{gf^2}{f^2 - \frac{f}{D_A}u(g-f)}$$

Sind g_v und g_h für einen bestimmten Standort vorgegeben, so berechnet man g aus den Gleichungen 2.28 wie folgt:

$$g = \frac{2g_v \cdot g_h}{g_v + g_h} \quad (2.29)$$

Damit kennt man die scharf einzustellende Entfernung g , für die der Zerstreuungskreisdurchmesser u optimal klein wird. Durch Einführen der Bildmaßstabszahl $m_b = b/g$ lässt sich der maximal nutzbare Schärfentiefebereich berechnen:

$$g_h - g_v = 2ukm_b(m_b + 1) \quad (2.30)$$

Der Schärfentiefebereich ist demzufolge abhängig von der Blendenzahl (und somit von der Apertur) als auch vom Abbildungsmaßstab. Setzt man als verträgliche Unschärfe den doppelten Radius des Rayleigh'schen Zerstreuungskreises, so berechnet sich der maximale Schärfentiefebereich Δz zu:

$$\Delta z = 2 \frac{\lambda}{N_A^2} \quad (2.31)$$

Die Apertur bestimmt somit in gegenläufiger Weise die Auflösungsgrenzen durch projektive und beugungsbedingte Unschärfe. Zudem beeinflusst sie direkt die in der Bildebene auftreffende Intensität und damit die Bildhelligkeit. Bei der praktischen Arbeit muss also in der Regel ein Kompromiss ermittelt werden, der sich an der Auflösung des Bildsensors und an der räumlichen Ausdehnung des zu messenden Objektes orientiert.

In der Praxis ist zumeist die effektive Unschärfe u_e von Interesse, die mit Wissen um die eingestellte Gegenstandsweite g und die effektive Gegenstandsweite g_e mit $u_e \leq 0$ und $g_e \geq g$ berechnet wird zu

$$u_e = \frac{\left(\frac{g}{g_e} - 1\right) f^2}{\left(g - f\right) \frac{f}{d}} \quad . \quad (2.32)$$

Eine weiterführende Diskussion der durch Defokussierung verursachten Messfehler findet sich bei *Seitz et al.* [76].

Kapitel 3

Aktive fotogrammetrische Verfahren

Im Bereich der Nahbereichsfotogrammetrie haben sich neben den passiven die sogenannten *aktiven* fotogrammetrischen Messtechniken etabliert. Diese Messsysteme beinhalten zusätzlich zu den Bildsensoren noch einen Projektor zur Generierung punkt-, linien- oder flächenhafter Bildmuster auf dem zu messenden Objekt. Bei Vorhandensein nur eines Bildsensors erfordert dies die Kalibration des Projektors. Prinzipiell unterscheidet sich aber ein System mit z.B. zwei Kameras (*passive Musterprojektion*) von einem System mit einer Kamera und einem Projektor (*aktive Musterprojektion*, Projektor wird als inverse Kamera behandelt) nur geringfügig, denn von jeweils beiden Komponenten muss die innere und äußere Orientierung bekannt sein. Der Vorteil des Mehr-Kamerasystems liegt darin, dass mit nur einer Aufnahme ein größerer Teil eines Objektes aus unterschiedlichen Ansichten und somit vollständiger vermessen werden kann. Der “auswertbare” Bereich auf dem Objekt wird jedoch durch die räumlich beschränkte Projektionsmöglichkeit des Projektors begrenzt. Rundumaufnahmen von Objekten bedürfen aus dem Grunde entweder mehrerer unabhängiger Aufnahmeanordnungen oder des Einsatzes sogenannter auf dem Objekt angebrachter *Messmarken*, welche ein exaktes Zusammensetzen (*Registrieren*) mehrerer Messungen gewährleisten (siehe Kapitel 2.3.1). Im Hinblick auf die Genauigkeit der Aufnahmen ist des Weiteren die exakte Kenntnis der Beschaffenheit der projizierten Muster notwendig.

3.1 Verfahren mit Musterprojektion

Bei Einsatz eines im System integrierten Projektors stellt sich die Frage, welche Musterprojektionen zu wählen sind. Abhängig vom Einsatzgebiet und Entwicklungsstand des Systems sind verschiedene Formen gebräuchlich.

Projektion von zufälligen oder regelmäßigen Mustern

Ein Vorteil der *Zufallsmuster* ist eine gute Überprüfbarkeit hinsichtlich der Richtigkeit einer gefundenen Bildzuordnung [46]. Wegen der Zufälligkeit der Muster ist es sehr unwahrscheinlich, dass sich identische oder fast identische Musterstellen innerhalb des Projektionsbereiches wiederholen. Nach Auffinden einer Bildzuordnung erhält man anhand der Zuordnungsparameter eine recht zuverlässige Aussage über die Qualität der gefundenen Zuordnung. Nachteil des Verfahrens mit Einsatz von Zufallsmustern ist, dass ein relativ aufwendiger Bildzuordnungsalgorithmus verwendet werden muss (z.B. Least Square Matching [7]).

Regelmäßige Muster können den eigentlichen Zuordnungsprozess entscheidend beschleunigen und wertvolle Zusatzinformationen liefern, da die projizierten Musterelemente gleichartig und bekannt sind. Der Nachteil der Gleichartigkeit, der normalerweise eine eindeutige Zuordnung homologer Punkte erschwert, kann durch geeignete Aufnahmegeometrien kompensiert werden. Häufig verwendete Muster sind z.B. Punkt- oder Linienraster.

Projektion von Moiré-Mustern

Verfahren, die Schatten-Moiré-Muster erzeugen, wurden schon sehr früh zur Auswertung und qualitativen Beurteilung von Objektoberflächen verwendet [46]. Die Moiré-Methoden haben besonders für medizinische Applikationen und dort wiederum verstärkt bei der Untersuchung von Verkrümmungen der Wirbelsäule (Skolioseerkrankung) Verbreitung gefunden [78]. Symmetrieunterschiede sind ohne quantitative Auswertung unmittelbar zu erkennen.

Eine mögliche Anordnung, welche gut das Prinzip des Verfahrens veranschaulicht, besteht aus zwei Lichtprojektoren und einem Liniengitter, durch welches das Objekt beleuchtet wird. Die Gitterlinien erzeugen je Projektor ein Bündel von Schattenebenen, die einander schneiden und flächige Schattenzonen ausbilden. Werden die Gitter auf ein Objekt projiziert, so verschneiden sich die Schattenzonen mit der Oberfläche und die charakteristischen Moiré-Strukturen (Konturlinien oder *Moiré-Linien*) werden sichtbar. Sie können dann mittels eines Sensors (z.B. einem CCD-Chip) detektiert werden. Die Aufnahmeanordnung kann auch dahingehend modifiziert werden, dass einer der Lichtprojektoren durch eine kalibrierte Kamera ersetzt wird. Das Moiré-Bild entsteht in diesem Falle dadurch, dass die Kamera die Linienschatten durch das Gitter aufnimmt. Die Auswertung geschieht dann durch die Linienverfolgung der Moiré-Schatten und gleichzeitiger Zählung des Höhenniveaus beim Wechsel von einer Linie auf deren Nachbarlinie. Bei der Verwendung von CCD-Kameras bietet es sich darüberhinaus an, anstelle eines separaten Referenzgitters die Gitterstruktur des CCD-Chips mit einzubeziehen. Nachteil dieser Technik ist jedoch, dass die Oberflächeninformationen entlang der Linien zwar sehr genau bekannt sind, die Bereiche dazwischen aber überhaupt nicht erfasst werden. Zudem ergeben sich Probleme bei Objekten mit Unterschnitten und Höhensprüngen [84].

Lichtschnittverfahren

Als Lichtschnittverfahren werden alle Methoden bezeichnet, bei denen die Schnittlinie einer Lichtebene mit dem Objekt von einer Kamera aufgezeichnet wird. Vielfach üblich ist die Kombination eines kalibrierten Lichtprojektors (wahlweise auch eines Lasers) mit einer kalibrierten Kamera. Die aufgenommene Linie wird im Bild verfolgt und das Profil wird ausgewertet. Danach wird die Linie um einen bekannten Betrag verschoben und die nächste Aufnahme kann erfolgen. So wird das gesamte Objekt abgetastet, was jedoch sehr viele Aufnahmen benötigt und deshalb meist mit Videokameras mit einer Bildfolge von 25 Bildern pro Sekunde realisiert wird. Alternativ dazu ist es vorteilhafter, das Verfahren auf die Aufnahme eines einzelnen Bildes zu beschränken und anstelle einer Folge von Einzellinien ein Dia mit parallelen Linien zu benutzen. Nachteil der Technik des Lichtschnittverfahrens ist, dass lediglich ebene und stetige Oberflächen ohne Verdeckungsbereiche aufgenommen werden können, da sonst bei der Linienverfolgung und -zählung Schwierigkeiten entstehen (Linien können unterbrochen oder versetzt fortgesetzt sein). Eine Lösung, die diesem Zuordnungsproblem in gewissen Grenzen Abhilfe verschafft, ist die Verwendung farbiger Linienmuster. Dabei müssen sich benachbarte Linien deutlich in der Farbe unterscheiden. Folglich muss mit Farb-CCD-Kameras gearbeitet und auf die Farbe des Objektes geachtet werden, da sich diese wie ein substraktives Filter verhält.

Die nachfolgenden Techniken der Musterprojektion nehmen bei der vorliegenden Arbeit eine wichtige Rolle ein, so dass an dieser Stelle expliziter auf sie eingegangen wird.

3.1.1 Binär kodierte Licht und Verwendung des *Gray-Codes*

Das Verfahren mit binär kodiertem Licht ermöglicht eine Methode der Bildsegmentierung, das selbst bei stark strukturierten Oberflächen und Schattenwirkungen zu-



Abbildung 3.1: Veranschaulichung des Gray-Codes anhand fünf aufeinanderfolgender Bit-Muster

verlässig arbeitet. Auch hier stelle man sich eine Aufnahmeanordnung vor, welche aus einer kalibrierten Kamera und einem kalibrierten Projektor besteht. Bei Benutzung mehrerer Kameras kann mit einem unkalibrierten Projektor gearbeitet werden. Das Prinzip beruht auf der Projektion einer Serie schwarz-weißer Linienmuster mit gleicher Breite, wobei sich die Frequenz des Musters von einer Projektion zur nächsten verdoppelt (siehe Abbildung 3.2). Die Anzahl der projizierten Muster ist prinzipiell beliebig, doch wird sie sinnvollerweise durch die Auflösung des Aufnahmesystems und der Auslastungsmöglichkeit des Rechensystems in der Regel auf 8 aufeinanderfolgende Muster (8-bit tiefes Grauwertbild) eingeschränkt.

Während der Projektion der kodierten Lichtmuster erfolgt die sogenannte *Grauwertkalibrierung*. Es werden zwei zusätzliche Bilder vom Objekt aufgenommen, jeweils ein Bild bei voller Beleuchtung und eines bei Ausschaltung sämtlichen Lichts. Durch Berechnen der Differenzen des projizierten Streifenbildes s und des unbeleuchteten Referenzbildes u einerseits ($s-u$) und des beleuchteten Referenzbildes b andererseits ($s-b$) eliminiert man die durch Helligkeitsunterschiede auf der Objekt Oberfläche entstehenden Effekte und gewinnt gleichzeitig eine Spreizung der gesamten Dynamikskala um den Faktor 2 [46].

Das Problem bei der Verwendung des normalen binären Codes besteht jedoch darin, dass die Fehlinterpretation eines Pixelsignals in der Bildsequenz (dies entspricht einer Ziffer des dem Pixel zugeordneten Binärwertes) einen relativ großen Fehler verursachen kann. Bei Vorhandensein eines Fehlers der n -ten ($n \geq 0$) Ziffer

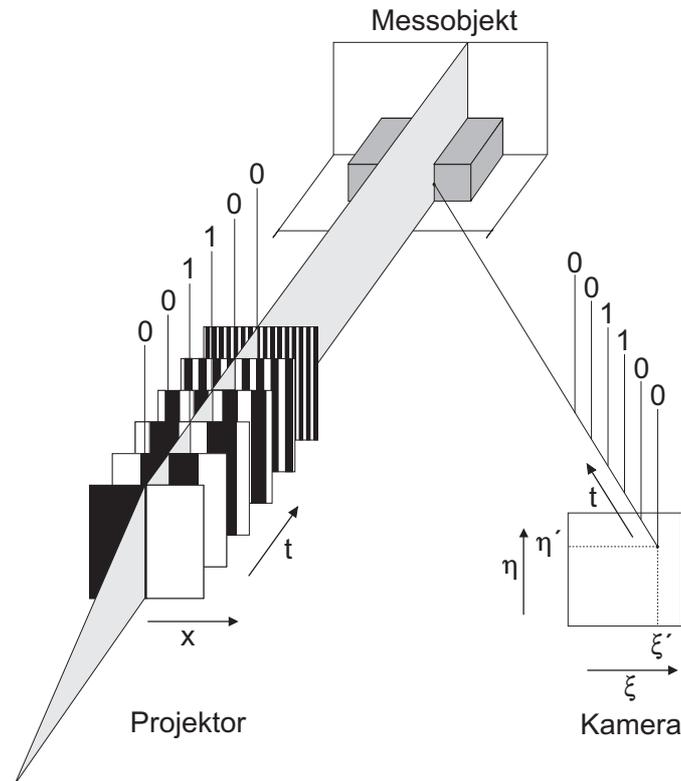


Abbildung 3.2: Prinzipskizze der Projektion binär kodierter Lichtmuster

ergibt sich eine Differenz von 2^n zum korrekten Wert. Dieser Fehler kann aber durch Benutzung des sogenannten *Gray-Codes* eingegrenzt werden (siehe Abbildung 3.1). Dieser besitzt die Eigenschaft, dass sich aufeinanderfolgende Binärwörter lediglich in einer Ziffer (einem Bit) unterscheiden. Somit bewirkt eine falsche Ziffer nur einen Fehler von ± 1 .

Der n -stellige Gray-Code wird rekursiv definiert. Der Code G_1 enthält zwei Wörter 0, 1. Der Code G_k ergibt sich aus G_{k-1} mit einer vorgestellten 0 und aus G_{k-1} in umgekehrter Reihenfolge mit einer vorgestellten 1. Zwischen dem k -ten Codewort $b_1 b_2 \dots b_n$ des Binärcodes B_n und dem k -ten Codewort $g_1 g_2 \dots g_n$ des Gray-Codes

besteht die Beziehung [39],[82]:

$$b_i = g_1 + g_2 + \cdots + g_i \pmod{2} \quad (3.1)$$

$$g_i = b_{i-1} + b_i \pmod{2}$$

für $i = 1, 2, \dots, n$.

Die Beziehung wird dazu verwendet, aus dem Empfangscode des Gray-Codes das entsprechende Codewort des Binärcodes zu bestimmen. Dieses Verfahren trägt wesentlich zur Verringerung von Zuordnungsfehlern bei, besonders an Sprungstellen und Hell-Dunkel-Übergängen.

3.1.2 Phasenmessende Profilometrie

Die *phasenmessende Profilometrie* dient ebenfalls dem Zweck der eindeutigen Zuordnung eines im Bild gemessenen Punktes zu einem projizierten Streifen. Das zu messende Objekt wird mit einer Abfolge sinusförmig modellierter Streifenmuster beleuchtet (siehe Abbildung 3.3), wobei für die registrierten Intensitätsverläufe an der Streifenposition n gilt [50]:

$$I_n(x, y) = I_0(I + \gamma(x, y) \cos(\delta(x, y) + \phi_m)) \quad (3.2)$$

mit I_0 : Gleichlicht- oder Hintergrundintensität, $\gamma(x, y)$: Streifenmodulation, $\delta(x, y)$: Phase, ϕ_m : Phasendifferenz

Da Gleichung 3.2 die drei Unbekannten I_0 , $\gamma(x, y)$ und $\delta(x, y)$ enthält, sind zur Lösung der Beziehung mindestens drei Gleichungen aufzustellen (dies nur bei bekannter Phasendifferenz, bei unbekannter sind vier Gleichungen notwendig). Diese erhält man durch m -maliges sequentielles Verschieben des Streifengitters um die Differenz ϕ_m , weshalb man dieses Messprinzip auch *Phasen-Schiebe-Verfahren* oder

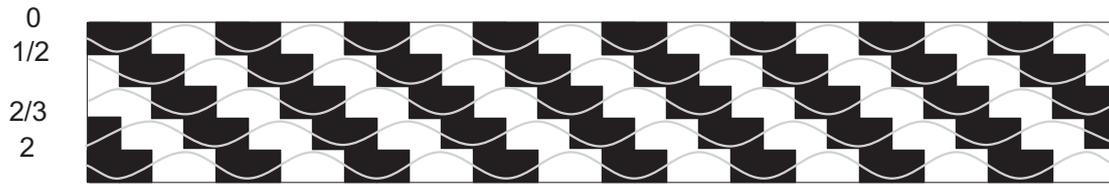


Abbildung 3.3: Veranschaulichung des Phasenschiebens anhand der Darstellung des viermaligen sequentiellen Verschiebens eines Sinusprofils; der jeweilige Phasenunterschied beträgt $\pi/2$ ($m = 4$)

phase-shifting nennt:

$$\phi_m = (n - 1) \phi_0 \quad (3.3)$$

mit m : Anzahl der Verschiebungen, $n=1\dots m$ ($m \geq 3$), $\phi_m = 2\pi/m$

Bei dem für diese Arbeit verwendeten System, welches eine Kombination des Gray-Code-Verfahrens und des Phasenschiebens verwendet, werden vier Phasenbilder ($m = 4$) mit einer Phasendifferenz von $\pi/2$ projiziert, so dass sich eine Lösung in der Form

$$\delta(x, y) = \arctan \left(\frac{I_4(x, y) - I_2(x, y)}{I_1(x, y) - I_3(x, y)} \right) \quad (3.4)$$

ergibt. Dieses Ergebnis ist jedoch aufgrund der Periodizität nur in dem Bereich $[-\pi, +\pi]$ eindeutig, was bedeutet, dass das resultierende Phasenbild nur modulo 2π eindeutig bestimmt ist und an den Grenzen des Wertebereiches Unstetigkeiten auftreten. Um eine kontinuierliche Phasenverteilung zu erhalten, wird unter Einbeziehung des Gray-Codes eine sogenannte *Verstetigung* oder *Demodulation* durch Addition ganzer Vielfache von 2π durchgeführt. Das Höhenprofil ergibt sich schließlich aus

$$z(x, y) = \frac{\lambda}{2 \cdot 2\pi} \cdot \delta(x, y) \quad (3.5)$$

Die Höhenmessgenauigkeit des Verfahrens beträgt etwa $\lambda/100$ [50].

Bei der Kombination des Phasenschiebens mit dem Gray-Code-Verfahren wird mit-

tels des Gray-Codes zunächst bei geringer Tiefenauflösung ein grobes Tiefenbild erstellt, das aber ausreicht, um die dann vom Phasenschieben gelieferten Werte einem eindeutigen Intervall zuzuordnen. Dennoch verhindern häufig Unstetigkeiten und Reflektionseigenschaften der Objektoberfläche eine eindeutige Zuordnung der zugehörigen Streifennummer [72]. Verschiedene Techniken zur Verbesserung der Formfassung bei störendem Einfluss von Glanzeffekten der Objektoberfläche sind bei *Boecker* [12] beschrieben.

3.1.3 Modulation

Die vom Bildsensor registrierte Intensität $I(x, y)$ ist von der Orientierung und den Reflexionseigenschaften des jeweiligen Objektes abhängig. Schlecht reflektierende Oberflächen verursachen eine merkliche Leistungsabnahme des Systems. Das Phasenschiebeverfahren sollte gegenüber solchen Schwankungen unempfindlich sein, da sich nach Gleichung 3.4 die Phasenwerte pro Pixel berechnen und deshalb nur relative Intensitätswerte eingehen, jedoch führt die begrenzte Dynamik des Bildsensors (eine Standard-CCD-Kamera verfügt über 256 Graustufen) zu Einschränkungen. Ein Maß der Beurteilung der Aufnahmequalität ist die punktweise *Modulation* des Streifenmusters (siehe Abbildung 3.4):

$$m(x, y) = \frac{I_{max} - I_{min}}{I_{max} + I_{min}} \quad (3.6)$$

Dabei sind $I_{max, min}$ die maximalen und minimalen Intensitätswerte in einem Punkt innerhalb der phasengeschobenen Sequenz. Für eine durch Gleichung 3.4 beschriebene Situation kann nun durch Berücksichtigung einer mittleren Intensität I_0 die Modulation bestimmt [47] und mittels eines Schwellwertes entschieden werden, ob ein Phasenwert hinreichend genau bestimmt und für die Auswertung verwendet werden sollte:

$$m(x, y) = \frac{1}{2I_0} \sqrt{(I_1(x, y) - I_3(x, y))^2 + (I_4(x, y) - I_2(x, y))^2} \quad (3.7)$$

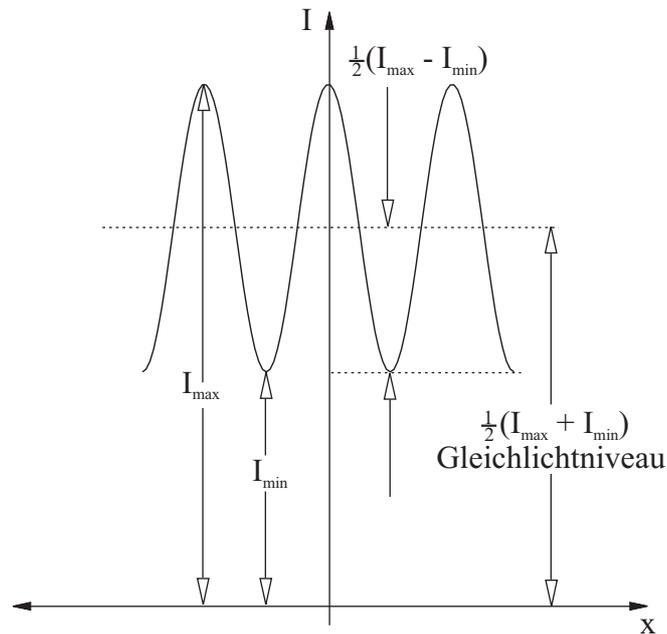


Abbildung 3.4: Bestimmung der Modulation eines Sinusmusters; I : Intensität oder Grauwert, x : Pixel

Um die Modulationsanalyse des Phasenmusters automatisiert berechnen lassen zu können, wird zunächst der unterhalb des „Gleichlichtniveaus“ (Mittelwert der gemessenen Grauwerte, siehe Abbildung 3.4) liegende Anteil der gemessenen Sinuskurve in den oberhalb liegenden Bereich gespiegelt (siehe Abbildung 3.5). Bei den nachfolgenden Berechnungen wird dieses Vorgehen berücksichtigt. Dann werden die zu untersuchenden äquidistante Streifen senkrecht zur Streifenorientierung zeilenweise einer Fouriertransformation unterzogen [66] und anschließend der Betrag des maximalen Frequenzanteils im Spektrum mit dem Gleichanteil der Intensität im Bild verglichen.

Die Fourierentwicklung der auf eins normierten Intensitätsverteilung einer Bildzeile liefert unter Annahme einer unendlichen räumlichen Ausdehnung des Streifenbildes [14]

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{n=1}^{\infty} (a_n \cos(kx) + b_n \sin(kx)) \quad (3.8)$$

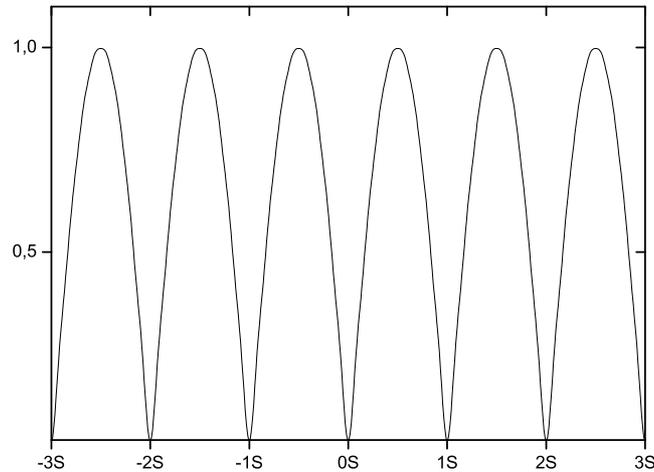


Abbildung 3.5: Intensitätsverteilung entlang einer Linie senkrecht zu einer Verteilung von parallelen äquidistanten Phasemustern mit dem Abstand s

mit dem Gleichanteil $a_0/2$, den Frequenzanteilen a_n und b_n und $k = n\pi/s$. Dabei ist

$$a_n = \frac{1}{s} \int_{-s}^s f(x) \cos\left(\frac{n\pi x}{s}\right) dx, \quad b_n = \frac{1}{s} \int_{-s}^s f(x) \sin\left(\frac{n\pi x}{s}\right) dx \quad (3.9)$$

und

$$f(x) = \begin{cases} -\sin\left(\frac{\pi x}{s}\right) & \text{für } -s \leq x \leq 0 \\ \sin\left(\frac{\pi x}{s}\right) & \text{für } 0 \leq x \leq s. \end{cases} \quad (3.10)$$

Für a_0 ergibt sich

$$a_0 = \frac{1}{s} \int_{-s}^s f(x) dx = \frac{4}{\pi}. \quad (3.11)$$

Da $f(x)$ eine gerade Funktion ist, gilt $b_n = 0$. Für alle anderen Frequenzanteile erhält man durch Berechnung des Integrals für a_n nach Gleichung 3.9

$$a_n = \frac{1}{s} \int_{-s}^s f(x) \cos\left(\frac{n\pi x}{s}\right) dx = \begin{cases} 0 & , \text{ falls } n \text{ ungerade} \\ \frac{4}{\pi(1-n^2)} & , \text{ falls } n \text{ gerade} \end{cases} \quad (3.12)$$

Durch Einsetzen in Gleichung 3.8 und Umm Nummerieren ($n = 2m$) ergibt sich :

$$f(x) = \frac{2}{\pi} - \frac{4}{\pi} \sum_{m=1}^{\infty} \frac{1}{4m^2 - 1} \cos\left(\frac{2\pi m x}{s}\right) . \quad (3.13)$$

Die Funktion $f(x)$ stellt eine reelle und gerade Funktion dar und die Fouriertransformierte einer reellen Funktion liefert ein symmetrisches Spektrum. Der maximal mögliche Kontrast wird dann bestimmt zu [43]

$$M = \frac{2|a_1|}{a_0} = \frac{2}{3} , \quad (3.14)$$

wobei Gleichung 3.6 nur unter der schon oben erwähnten Annahme einer unendlich räumlichen Ausdehnung des Signals eine exakte Übereinstimmung mit Gleichung 3.14 darstellt. Bei Abweichung liefert Gleichung 3.14 einen kleineren Wert. Vorteil des FFT-Verfahrens ist jedoch die automatische Mittelung über eine ganze Bildzeile, so dass die Kontrastbestimmung wesentlich vereinfacht und beschleunigt wird. Das Ergebnis in Gleichung 3.14 ist als Umrechnungsfaktor zu berücksichtigen, wenn die korrekten Werte der Modulation des Phasenmusters dargestellt werden sollen.

3.2 Flächenrückführung aus 3D-Raumkoordinaten

Nach Aufnahme der 3D-Messkoordinaten ist es oft notwendig, diese für eine gute, visuelle Darstellung und Weiterverarbeitung in eine geeignete, oberflächenbeschreibende Form zu bringen. Das bedeutet, dass eine sogenannte *Flächenrückführung* durchzuführen ist. Die gebräuchlichste Grundlage zur Flächenrückführung bildet die Triangulation¹. Dabei werden jeweils drei benachbarte 3D-Koordinatenpunkte innerhalb einer Punktwolke zu einer Fläche zusammengefasst und dargestellt. Ein häufig verwendeter Triangulationsalgorithmus ist z.B. das Verfahren nach *Delau-*

¹Erwähnt werden muss an dieser Stelle, dass der Ausdruck *Triangulation* ebenfalls im Bereich der Berechnung von 3D-Koordinaten aus Abbildungen verwendet wird (siehe Kapitel 2.1.1)

ney². Unterschieden werden muss allgemein zwischen *organisierten* und *unorganisierten* Punktwolken.

Bei unorganisierten Punktwolken liegen nur die 3D-Koordinaten der Oberflächenpunkte vor, nicht die Zuordnungen zum Pixelraster der CCD-Kameras. Ein möglicher Triangulationsansatz stellt hier die Zuordnung benachbarter Koordinatenpunkte zu einem Dreieck anhand definierter Abstands- und Winkelkriterien dar. Bei stark gekrümmten oder unterschrittenen Objektoberflächen ist dieses Verfahren jedoch aufgrund der Zuordnungsschwierigkeiten der 3D-Punkte zueinander nur bedingt geeignet. Ein weiterer Ansatz ist die Benutzung sogenannter *alpha shapes* [25]. Bei diesem Verfahren wird eine geschlossene, mathematische Oberfläche — in erster Näherung eine Kugeloberfläche — über die vorhandene Punktwolke des Objektes gelegt und diese dann iterativ angepasst. Aber auch dieser Algorithmus vermag bei komplexen Oberflächen nur zu approximieren.

Eine organisierte Punktwolke birgt den Vorteil, dass sie zusätzlich zu den gespeicherten 3D-Koordinatenpunkten auch noch die Zuordnung jedes 3D-Punktes zu einem Pixel der CCD-Kamera beinhaltet. Die Pixel der CCD-Sensoren sind in einer rechteckigen Matrix organisiert. Jeder aufgenommene Bildpunkt lässt sich also durch Angabe der Koordinaten im zweidimensionalen System dieser Matrix festlegen. Den 3D-Punkten werden die Bildinformationen dieses Rasters zugeordnet. Das Raster erlaubt dann ein einfaches Auffinden benachbarter 3D-Punkte. Isolierte Koordinatenpunkte sowie Ansammlungen aus nur zwei Punkten werden bei der Triangulation nicht berücksichtigt. Bei Erstrecken mehrerer Punkte über zwei Bildzeilen lassen sich jeweils zwischen vier Punkten zwei Dreiecke festlegen. Dabei wird die Auswahl der Richtung der Diagonalen abwechselnd oder statistisch verteilt vorgenommen, um ein

²Grundlage der Triangulation nach Delaunay ist die Umkreisbedingung, wonach der Umkreis eines Dreiecks keine weiteren Punkte (der vorgegebenen Punktmenge) enthalten darf. Durch die Umkreisbedingung wird bei der Delaunay-Triangulation der kleinste Innenwinkel über alle Dreiecke maximiert. Das Verfahren ist nur anwendbar, wenn die Punktwolke als Tiefenfunktion dargestellt werden kann.

bei der anschließenden Betrachtung der Gesamtoberfläche homogenes Erscheinungsbild zu erzielen.

Bei der vorliegenden Arbeit wurde mit organisierten Punktwolken gearbeitet.

3.3 Registrierung

Möchte man mehrere organisierte Punktwolken eines Objektes, die zur Komplettierung der Oberfläche aus unterschiedlichen Ansichten aufgenommen werden, zusammenführen (*Registrierung*), so kommen in der Regel die zwei gebräuchlichsten Verfahren zur Anwendung, die an dieser Stelle kurz vorgestellt werden sollen.

Wenn die Konstruktion des Vermessungssystems derart ist, dass die Kameras fest montiert sind und das zu vermessende Objekt auf einer Dreh- und Verschiebeeinheit platziert wird, so dass vorherbestimmte Raumpositionen angefahren werden können, dann sind die nötigen Koordinatentransformationen durchweg schon bekannt. Dabei stellt die Matrix \mathbf{R} die Rotation um die Koordinatenachsen bei der Überführung der Punktwolke vom Mess- in das globale Koordinatensystem dar (\mathbf{R} ist den Gleichungen 2.5 und 2.6 aus Kapitel 2 zu entnehmen). \vec{T} ist der Translationsvektor, um den die beiden Koordinatensysteme gegeneinander verschoben sind.

Ist kein definierter Bezug des Objektsystems zum Kamerasystem vorhanden, so verschafft man sich diesen durch Anbringung von Referenzmarken/Passpunkten am oder auf dem Objekt. Dabei ist darauf zu achten, dass die Marken (siehe Abbildung 3.6 a) nicht während einer Messserie verrutschen und immer mindestens drei dieser Kreismarken in beiden Kameraansichten sichtbar sind, da diese die räumliche Position eindeutig definieren können. Nun kann das Messsystem relativ zum Objekt jede erwünschte Vermessungsposition einnehmen, da durch anschließendes manuelles oder automatisches Zuordnen der Kreismarken zu beiden Kameras für jede Messung eine eindeutige Koordinatentransformation bestimmt werden kann. Diese

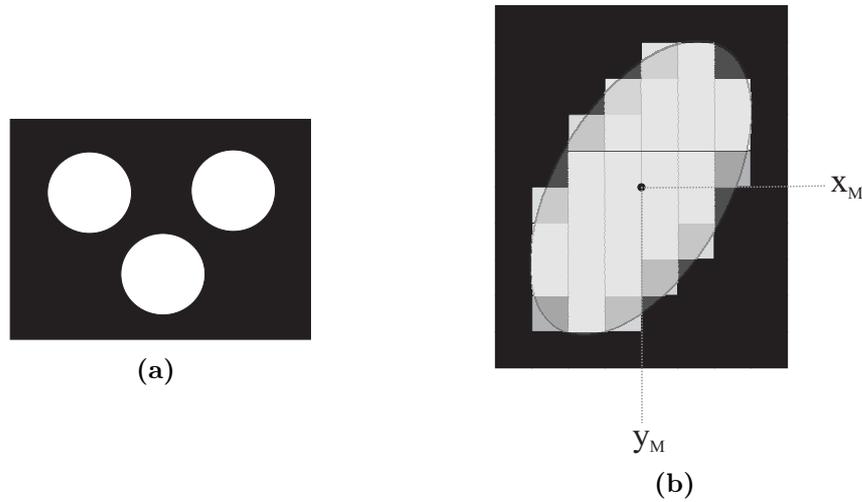


Abbildung 3.6: a) Beispiel einer einfachen Referenzmarke; b) Schräge Aufsicht auf eine binarisierte Kreismarke: Anpassen einer Ellipsenfunktion; (x_M, y_M) : Koordinaten des berechneten Schwerpunktes

lassen sich dann unmittelbar auf die Messungen anwenden, so dass sie in ein globales Koordinatensystem überführt werden können:

$$\vec{x} = \mathbf{R} \vec{x}' + \vec{T} \quad (3.15)$$

Die Passpunkte p im Objektkoordinatensystem (x, y, z) werden den bereits bekannten Passpunkten p' im lokalen Koordinatensystem (x', y', z') zugeordnet und mit diesen durch eine Transformationsgleichung in Beziehung gesetzt (Abbildung 3.7). Die Abbildungsgleichung kann verallgemeinert wie folgt formuliert werden [46]:

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix} = M \begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} \quad (3.16)$$

Die Berechnung der Transformationsmatrix M bildet die Basis für die Transformation sämtlicher gemessener Koordinaten. Die zentrale Abbildungsgleichung ist nicht durch die Kollinearitätsbeziehung (Gleichungen 2.8 und 2.9 aus Kapitel 2) zu beschreiben, sondern durch die *räumliche Ähnlichkeitstransformation* [46]. Bezeichnet man mit \mathbf{R} die räumliche Drehmatrix, die die gedrehten Koordinaten $(x' - x_0')$ in

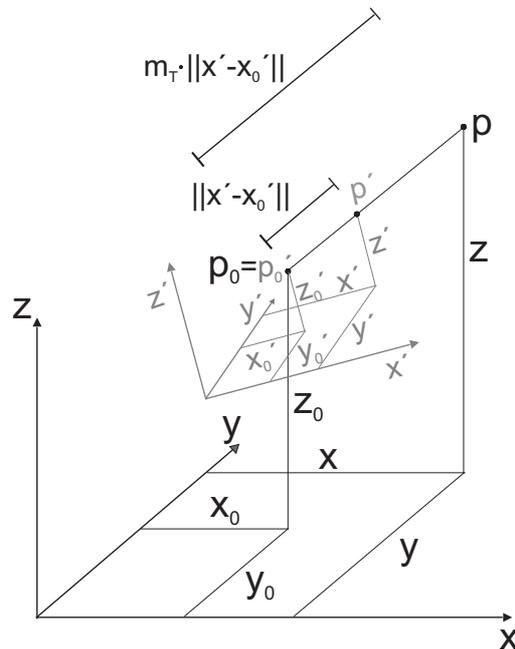


Abbildung 3.7: Zuordnen eines Passpunktes p_0 im Objektkoordinatensystem zu einem Passpunkt p'_0 im lokalen Koordinatensystem (Räumliche Ähnlichkeitstransformation), $\|x' - x'_0\|$: normierter Abstand

die Koordinaten $(x - x_0)$ überführt (siehe Gleichungen 2.5 und 2.6), so ist die inverse Transformation der Koordinaten $(x - x_0)$ in die Koordinaten $(x' - x'_0)$ mittels der transponierten Drehmatrix \mathbf{R}^T zu erreichen ($\mathbf{R}^{-1} = \mathbf{R}^T$). Demnach ist in der Gleichung 3.16 das Symbol M durch \mathbf{R}^T zu ersetzen. Zusätzlich ist zu beachten, dass sich beide Koordinatensysteme nicht maßstäblich unterscheiden dürfen, so dass nach Einführen der Maßstabszahl m_T gilt:

$$\begin{pmatrix} x' - x'_0 \\ y' - y'_0 \\ z' - z'_0 \end{pmatrix} = \frac{1}{m_T} \cdot \mathbf{R}^T \cdot \begin{pmatrix} x - x_0 \\ y - y_0 \\ z - z_0 \end{pmatrix} \quad (3.17)$$

Aufgrund der stets auftretenden Messunsicherheit ist diese Transformation jedoch immer nur näherungsweise und als Optimierungsaufgabe zu lösen.

Da der Blickwinkel auf die Passpunkte von Messung zu Messung variiert, wird, um eine geringe Messunsicherheit zu erzielen, zur Auffindung der Mittel- bzw. Schwerpunkte der binarisierten Marken (Abbildung 3.6 b) eine mathematische Funktion (*Ellipsenfit*) angepasst, die das auf dem CCD-Sensor gerasterte Abbild des Kreisrandes approximiert (siehe Kapitel 2.3.1). Der ermittelte Ellipsenmittelpunkt muss dann noch gemäß seiner geometrischen Exzentrizität korrigiert werden. Umfassendere Angaben sind bei *Ahn et al.* [1], *Pilu et al.* [65] und *Deleré* [19] zu finden.

Kapitel 4

Einflussgrößen bei der Lichtmusterprojektion auf die Hautoberfläche in der Profilometrie

4.1 Zielsetzung

In der Regel findet die phasenmessende Profilometrie vorwiegend Einsatz bei der Vermessung technischer Objekte, da eine statische Position des zu vermessenden Objektes ein wichtiges Kriterium für eine erfolgreiche Vermessung darstellt und Veränderungen der räumlichen Lage des Objektes während der Messung Fehler bei der Berechnung der 3D-Koordinaten verursachen. Für in vivo-Messungen ist es also ratsam, diese Bewegungen zu unterbinden. Naheliegende Maßnahmen sind, das biologische Objekt weitgehend zu fixieren und den zeitlichen Ablauf der Messung so kurz wie möglich zu halten. Aber auch andere Systemparameter — wie z.B. die Modulation der projizierten Streifenmuster — beeinflussen das Messergebnis.

In diesem Kapitel soll die Frage behandelt werden, inwieweit der Einsatz verschiedener Beleuchtungswellenlängen die Messung beeinflusst. Unter Berücksichtigung dieser Fragestellung soll eine optimale in vivo-Vermessungssituation gewährleistet

werden. Der verwendete profilometrische Aufbau ist detailliert in Kapitel 5 beschrieben.

4.2 Experimentelle Methoden

Bei der profilometrischen Vermessung menschlicher Hautoberflächen ist es von Interesse, ob verschiedene auf die Oberfläche projizierte Wellenlängen zu sowohl quantitativ als auch qualitativ unterschiedlichen Messergebnissen führen können. In diesem Zusammenhang ist auch die Eindringtiefe der optischen Strahlung in die Haut von Belang, so dass an dieser Stelle auf die Veröffentlichung von *Meffert et al.* verwiesen wird [53], die sich eingehend mit dieser Thematik — Schadwirkungen, erwünschte Effekte und therapeutische Anwendungen optischer Strahlung — auseinandersetzt. Abbildung 4.1 stellt die Eindringtiefe der verschiedenen Wellenlängenbereiche in die Haut dar. Der Grafik ist zu entnehmen, dass langwellige Anteile des bei dieser Arbeit verwendeten Halogenweißlichtes (Spektralbereich etwa 400-800 nm) schon bis zu 2 mm tief in die zweite Hautschicht, die Lederhaut oder Dermis, einzudringen vermögen. Die erste Hautschicht, die Oberhaut oder Epidermis, besitzt eine durchschnittliche Dicke — abgesehen von Regionen wie z.B. Fusssohlen oder Handinnenflächen — von etwa 0,1 mm. In die dritte Hautschicht, die Unterhaut oder Subcutis, dringt das Licht des hier betrachteten Spektralbereiches nicht vor. Die Berücksichtigung dieser Tatsachen untermauert die oben genannte Fragestellung.

4.2.1 Aufnahme von Spektren unter Einsatz von Farbfiltern

Das Halogenlicht des Projektors wird mittels Farbfilter in definierte Wellenlängenteile aufgesplittet, so dass charakteristische Messergebnisse den einzelnen Teilen des Halogenlampen-Spektrums zugeordnet werden können. Für die Messungen wird jeweils ein Rot-, ein Grün- und ein Blau-Grün-Farbfilter der Firma Hama¹ verwendet.

¹Hama HTMC-Filter: Rot R8 (25), Grün G4 (X1), KB 12-LB-112

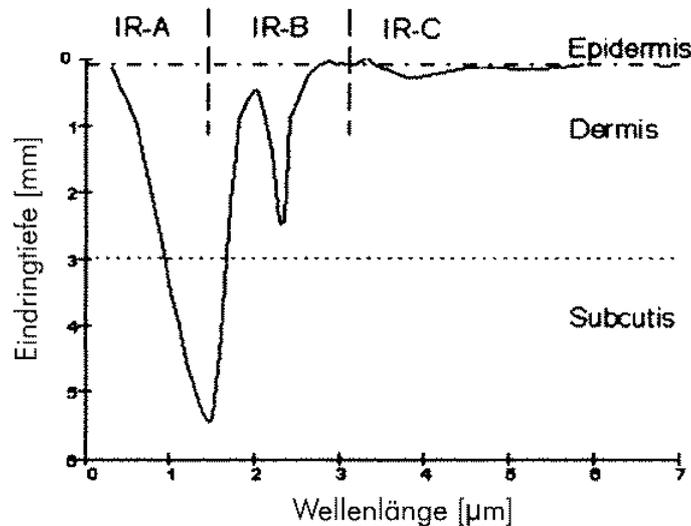


Abbildung 4.1: Eindringtiefe der optischen Strahlung in Haut, Tiefe für 95% Absorption (entnommen Meffert et al. [53])

Als Referenz dient das Spektrum der Halogenlampe. Die spektrale Verteilung wird mittels eines Spektrometers der Firma AMKO² gemessen. Alle Filter werden mit derselben voreingestellten Beleuchtungsstärke vermessen, um den Abfall der Lichttransmission nach Einsatz der Filter zu verdeutlichen.

Um beurteilen zu können, welcher Wellenlängenbereich des Spektrums bevorzugt bei einer Vermessung an der Hautoberfläche (hier: ein 10×10 cm großes Areal des Rückens) absorbiert oder gestreut wird, ist es vonnöten, analog zu jeder Hautvermessung mit implementiertem Farbfilter eine Referenzmessung aufzunehmen, die ein Vergleichen der Messungen ermöglicht. Als Referenzobjekt dient eine Metallplatte, die mit weißer Sprühkreide³ präpariert wird (Aufnahmegeometrie siehe Abbildung 4.2). Um eine dem später verwendeten profilometrischen Messaufbau äquivalente Anordnung zu erhalten, wird zwischen der Beleuchtungs- und der Messrichtung ein Winkel von 60° gewählt. Dies entspricht dem Winkel zwischen Musterprojektor und CCD-Kamera des profilometrischen Messkopfes.

²MuLTIRay der Firma AMKO Light Technology Instruments

³Entwickler 89, Nord-Test U-Serie, Fa. Helling GmbH & Co, Hamburg

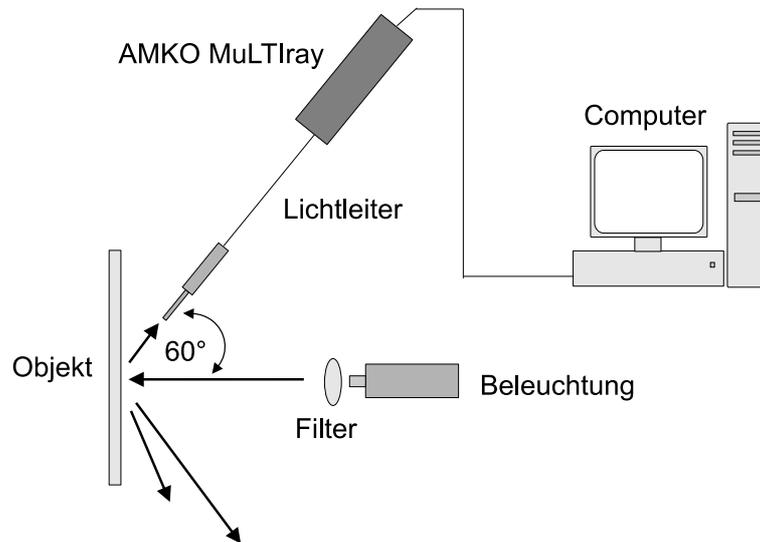


Abbildung 4.2: Aufnahmegeometrie bei der Vermessung der Spektren (gemessen wird die Reflektion an geweißter Referenztafel sowie an Haut)

Um möglichst gut aufgelöste Spektren zu erhalten, wird ein — verglichen mit der Gesichtsvermessungsgeometrie — recht kleiner Abstand der Beleuchtungseinheit sowie des AMKO MuLTTrays zum Objekt festgelegt. Der Abstand der Beleuchtungsquelle zum Objekt beträgt 7 cm, der des MuLTTrays zum Objekt 2 cm. Diese Vorgehensweise schränkt die Aussagekraft der Messungen in Hinblick auf übliche Gesichtsvermessungsabstände keineswegs ein, da lediglich die Relation der gemessenen Intensitäten der verschiedenen Messungen zueinander bei dieser Untersuchung von Belang ist.

Dem jeweils dazugehörigen Reflektionsspektrum ist zu entnehmen, welcher Wellenlängenanteil des auf die Haut projizierten Spektrums bevorzugt reflektiert wird. Würde das auf die Haut projizierte Licht zu gleichen Anteilen wie an der geweißten Metallplatte reflektiert werden, so würde sich das Reflektionsspektrum als Konstante darstellen. Im Folgenden wird für die Erstellung der Reflektionsspektren lediglich der für die einzelnen Filter-Messungen entscheidene Wellenlängenbereich aus den Spektren ausgewählt und dargestellt.

4.2.2 Untersuchung des Einflusses des Beleuchtungsspektrums auf die Modulation des Gray-Codes-Musters

Da ein wichtiger Faktor für eine erfolgreiche profilometrische Vermessung die Modulation der projizierten periodischen Muster darstellt, ist von Interesse, ob diese aufgrund des Einsatzes verschiedener Farbfilter variiert.

Auf dem Rücken eines Probanden wird ein 10×10 cm großes Areal ausgewählt und markiert. Als Referenz dient auch hier wieder eine geweißte Metallplatte. Der Arbeitsabstand zur zu vermessenden Oberfläche beträgt etwa 65 cm. Bei der Vermessung werden Objektive mit einer Brennweite von 16 mm verwendet, die Basislänge beträgt 26,5 cm und der Triangulationswinkel 122° . Um mögliche Effekte des Hintergrundlichtes auszuschließen, wird der Raum vollkommen abgedunkelt.

Nach Einsatz eines Farbfilters und Projektion eines Streifenmusters wird nun die Beleuchtungsstärke des Projektors stufenweise hochgeregelt und die Oberfläche vermessen. Diese Messreihe wird jeweils getrennt für jeden Filter und für Gray-Code- und Phasenmuster vorgenommen. Die Beleuchtungsstärke wird mittels eines Lux-Meters⁴ gemessen.

In Abbildung 4.3 ist ein jeweils auf die Referenzplatte und auf die Hautoberfläche projiziertes Gray-Code-Muster abgebildet. Auffällig ist dabei, dass für das Erreichen eines bei beiden Messungen etwa gleichen, von der Kamera detektierten Helligkeitswertes bei der Messung an Haut die Beleuchtungsstärke fast verdoppelt werden muss. Das ist auch den Abbildungen aus 4.4 zu entnehmen, die die Projektion eines Phasenmusters darstellen. Die Messreihen werden abgebrochen, sobald die Beleuchtungsstärke die Empfindlichkeit der Kameras derart übersteuert, dass bei der anschließenden Auswertung der Messungen keine hinreichende Anzahl verwertbarer 3D-Koordinaten mehr erzielt werden kann.

⁴Digital-Luxmeter LX-107 der Firma Lutron

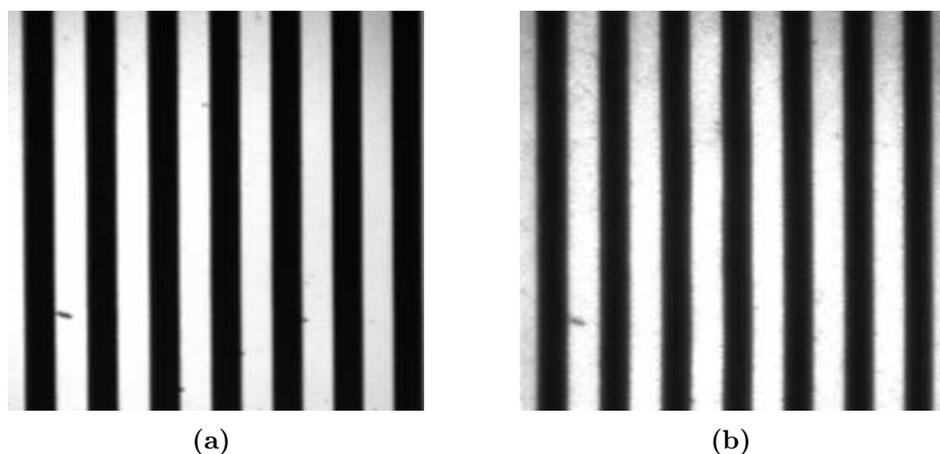


Abbildung 4.3: Messung der Modulation projizierter Gray-Code-Muster ohne Filter: a) Ansicht eines Ausschnittes eines auf die Referenzplatte projizierten Musters (bei 240 lx) ; b) Ansicht eines Ausschnittes eines auf das Hautareal projizierten Musters (bei 460 lx)

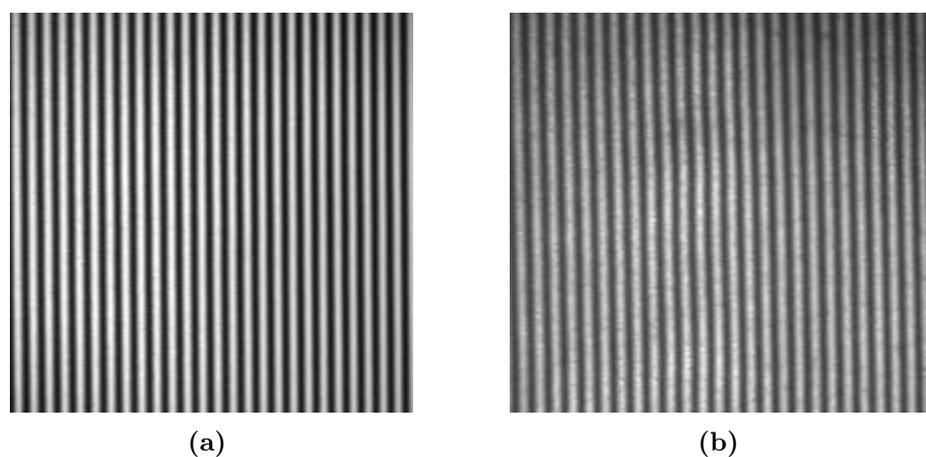


Abbildung 4.4: Messung der Modulation projizierter Phasenmuster ohne Filter: a) Ansicht eines Ausschnittes eines auf die Referenzplatte projizierten Musters (bei 240 lx) ; b) Ansicht eines Ausschnittes eines auf das Hautareal projizierten Musters (bei 460 lx)

4.2.3 Untersuchung des Einflusses des Beleuchtungsspektrums auf die Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils

Die Arbeitsparameter dieser Messreihen stimmen mit denen der Modulationsbestimmung des Gray-Codes überein. In Abbildung 4.4 ist ein jeweils auf die Referenzplatte und auf die Hautoberfläche projiziertes Sinusprofil abgebildet. Auch hier wird wieder offenbar, dass zur Erreichung einheitlicher Belichtungsintensitäten die Beleuchtungsstärke bei der Messung an Haut gegenüber der Messung an der Referenzplatte fast verdoppelt werden muss.

4.2.4 Untersuchung des Einflusses des Beleuchtungsspektrums auf die Koordinatenanzahl

Neben einer möglichst hohen Auflösung stellt die erzielte Anzahl und Verteilung der gewonnenen Raumkoordinaten, die Punkteausbeute, bei einer profilometrischen Messung ein wichtiges Qualitätskriterium dar. Je höher die Punktedichte der vorhandenen 3D-Raumkoordinaten ist, je besser ist eine Oberfläche mittels dieser Daten approximier- und rekonstruierbar. Die folgenden Messreihen werden unter Anwendung und Projektion des Gray-Codes und der Phasenmuster aufgenommen.

Für die Messreihen werden die Parameter der vorherigen Messungen übernommen. Ein 10×10 cm großes Areal wird sowohl auf der Referenzplatte als auch auf der Hautoberfläche (Rückenpartie) abgeklebt und vermessen. Die Messungen mit Einsatz der verschiedenen Farbfilter erfordern ein Hochregeln der Beleuchtungsstärke, bis die für eine erfolgreiche Vermessung notwendige Anzahl an gewonnenen Raumkoordinaten unterschritten wird. Diese Vorgehensweise soll die maximal erzielbare Punkteausbeute und den Beleuchtungsbereich, in dem dieser Wert konstant gehalten werden kann, aufzeigen.

4.3 Ergebnisse

4.3.1 Transmissionsspektren der Farbfilter

Abbildung 4.5 sind die Transmissionsspektren der einzelnen verwendeten Filter zu entnehmen. Nach Einsatz des Rot-Filters fällt die Grundbeleuchtungsintensität auf die Hälfte ab, beim Grün-Filter sogar auf ein Viertel. Der Blau-Grün-Filter reduziert die ursprüngliche Intensität auf etwa ein Drittel.

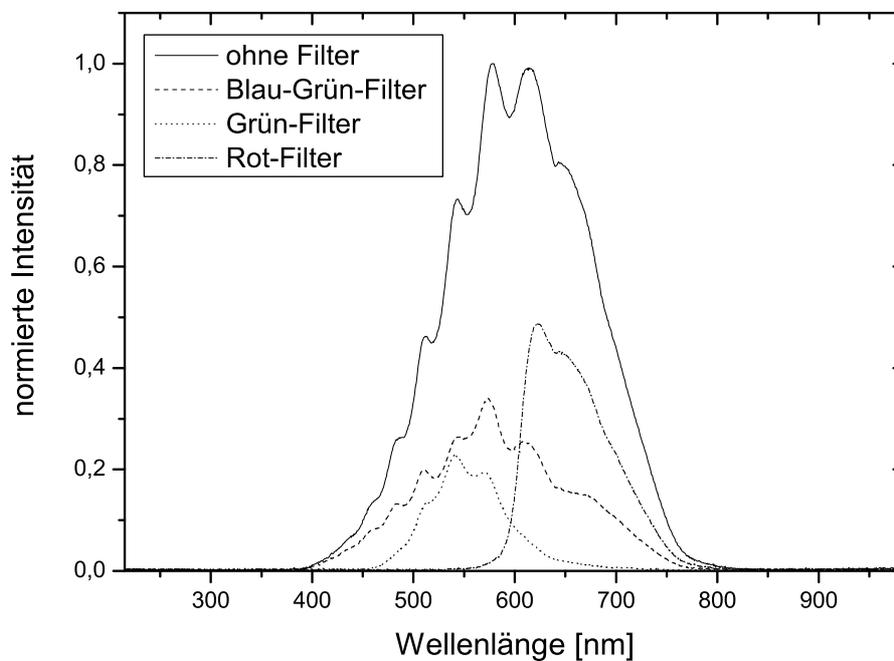


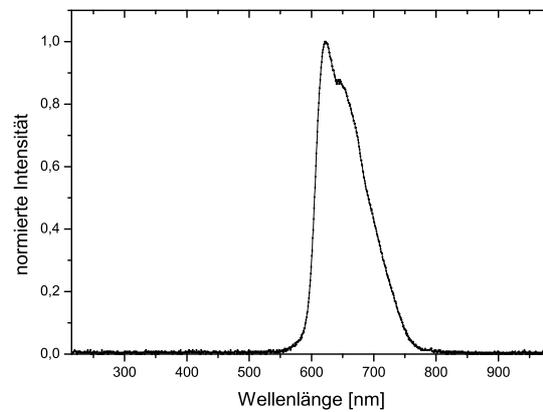
Abbildung 4.5: Aufgenommenes Transmissionsspektrum mit und ohne Farbfilter; zur Veranschaulichung wurde nach Einsatz der Filter die Beleuchtungsstärke nicht variiert, so dass die Änderung der Lichttransmission deutlich wird (dargestellt ist eine auf das Halogenlicht normierte Intensität)

Das mit einem Rot-Filter gefilterte Spektrum der Halogenbeleuchtung erstreckt sich bei Reflektion sowohl an der geweißten Referenzplatte als auch an Haut über einen Wellenlängenbereich von etwa 580 bis 750 nm (Abbildung 4.6). Unter Beibehaltung des Messabstandes sinkt die normierte, reflektierte Lichtintensität des Hauptmaximums bei 621 nm bei der Messung an Haut relativ zur Referenzintensität auf einen

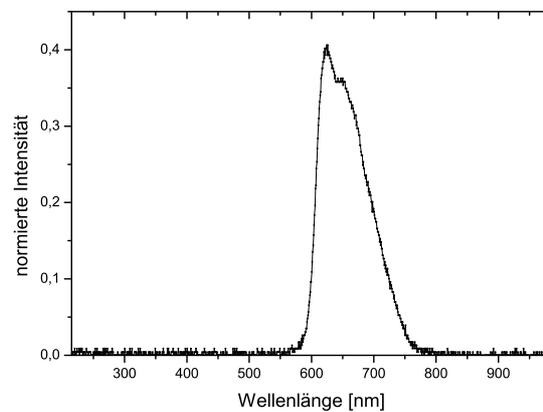
Wert von $I_{H,r} = 0,4$ ab. Das Reflektionsspektrum zeigt einen rasch ansteigenden Verlauf, der sich dann bei Werten um $R_r = 0,425$ einpendelt. Der Kurvenverlauf der Messung an Haut sowie an der Referenzplatte ist nahezu identisch, so dass zunächst einmal gefolgert werden kann, dass das mittels eines Rot-Filters gefilterte Halogenlicht in diesem Wellenlängenbereich gut von der Haut reflektiert wird.

Das Wellenlängenspektrum der Messungen mit Grün-Filter liegt zwischen 470 und 690 nm (siehe Abbildung 4.7). Relativ zur Referenzmessung sinkt die normierte Lichtintensität des Hauptmaximums bei 541 nm bei der Messung an Haut auf $I_{H,g} = 0,275$ ab. Schon anhand des Kurvenverlaufes des Spektrums bei der Messung an Haut lässt sich erkennen, dass sich die Ausprägung der beiden Hauptmaxima des Grün-Spektrums (bei 541 und 570 nm) zueinander geändert hat. Lag der Quotient aus beiden Maxima bei der Referenzmessung noch bei einem Wert von $P_{g,570}/P_{g,541} = 0,86$, so erhöht sich dieser bei der Messung an Haut auf 0,90, so dass gefolgert werden kann, dass der niederfrequenterer Anteil des Grünspektrums weniger stark reflektiert wird. Dies ist auch dem Reflektionsspektrum zu entnehmen: Bis zu einer Wellenlänge von etwa 555 nm bewegt sich die Kurve des Reflektionsspektrums bei Werten um 0,28, danach steigt sie bis zu Werten um 0,55 an. Dies kann derart interpretiert werden, dass sich die Kurven beider im Grün-Spektrum vorhandenen Hauptmaxima überschneiden, wobei der Anteil des ersten Maximums bei 541 nm weniger stark reflektiert wird als der Anteil des zweiten Maximums bei 570 nm.

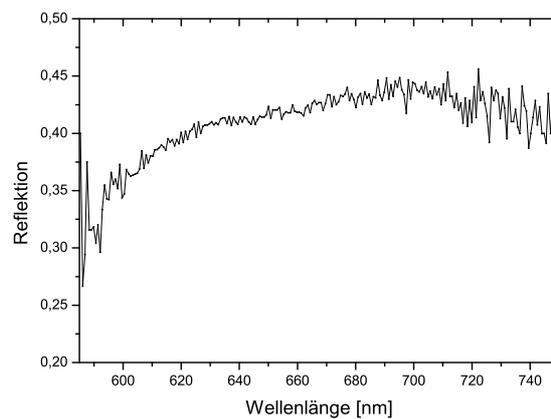
Ähnlich verhält es sich bei den Spektren des Blau-Grün-Filters (siehe Abbildung 4.8, 400-750 nm). Relativ zur Referenzmessung fällt die Intensität des Hauptmaximums bei 573 nm bei der Messung an Haut auf einen Wert von etwa $I_{H,bg} = 0,28$ ab, wird sogar nun von einem Maximum bei 615 nm überragt. Auch hier ist schon anhand der Betrachtung des Kurvenverlaufes und des Reflektionsspektrums ersichtlich, dass ein Anteil des Wellenlängenspektrums bei kleinerer Wellenlänge wesentlich schwächer reflektiert wird. Das Reflektionsspektrum beschreibt bis zu einer Wellen-



(a)

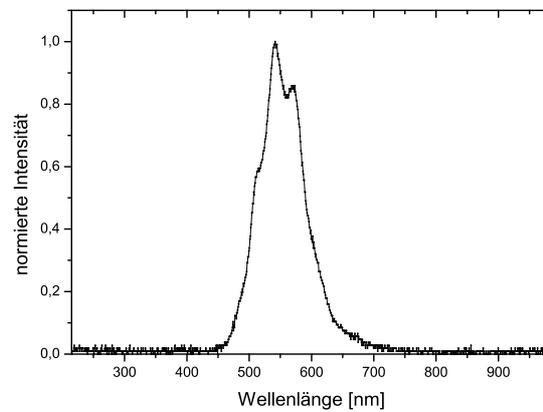


(b)

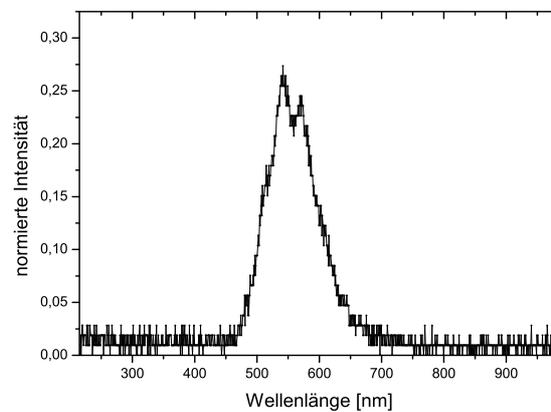


(c)

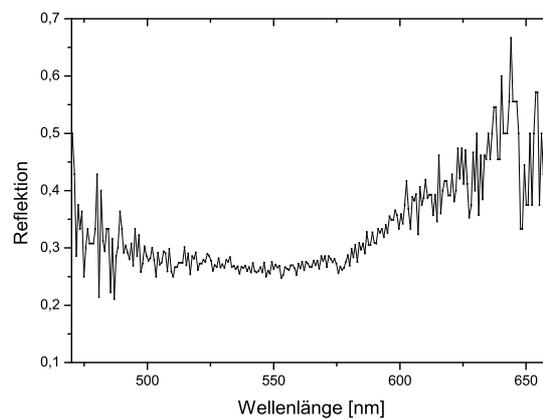
Abbildung 4.6: Aufnahme eines Wellenlängenspektrums bei Reflektion von mittels eines Rot-Filters gefiltertem Halogenlicht an a) einer geweißten Metallplatte, b) an einer Hautoberfläche (beide Messungen wurden auf die Referenzmessung normiert); c) Darstellung des Reflektionsspektrums (Quotient der reflektierten Intensitäten aus Messung an Haut und Messung an geweißter Metallplatte)



(a)

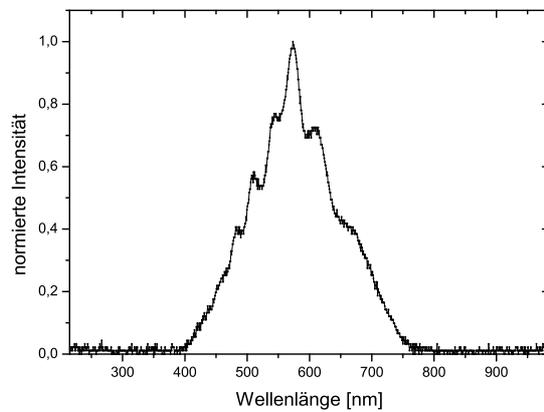


(b)

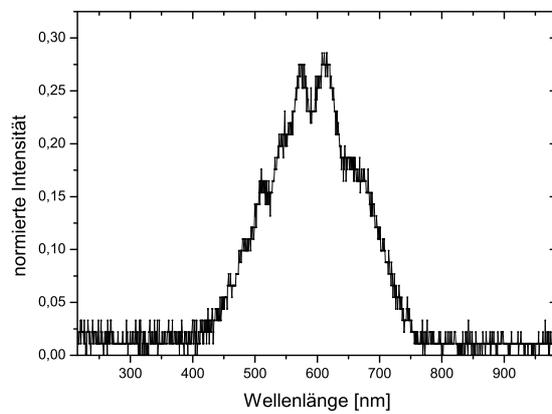


(c)

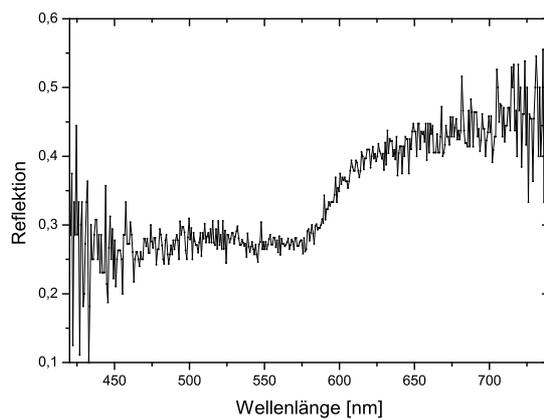
Abbildung 4.7: Aufnahme eines Wellenlängenspektrums bei Reflektion von mittels eines Grün-Filters gefiltertem Halogenlicht an a) einer geweißten Metallplatte, b) an einer Hautoberfläche (beide Messungen wurden auf die Referenzmessung normiert); c) Darstellung des Reflektionsspektrums (Quotient der reflektierten Intensitäten aus Messung an Haut und Messung an geweißter Metallplatte)



(a)



(b)



(c)

Abbildung 4.8: Aufnahme eines Wellenlängenspektrums bei Reflektion von mittels eines Blau-Grün-Filters gefiltertem Halogenlicht an a) einer geweißten Metallplatte, b) an einer Hautoberfläche (beide Messungen wurden auf die Referenzmessung normiert); c) Darstellung des Reflektionsspektrums (Quotient der reflektierten Intensitäten aus Messung an Haut und Messung an geweißter Metallplatte)

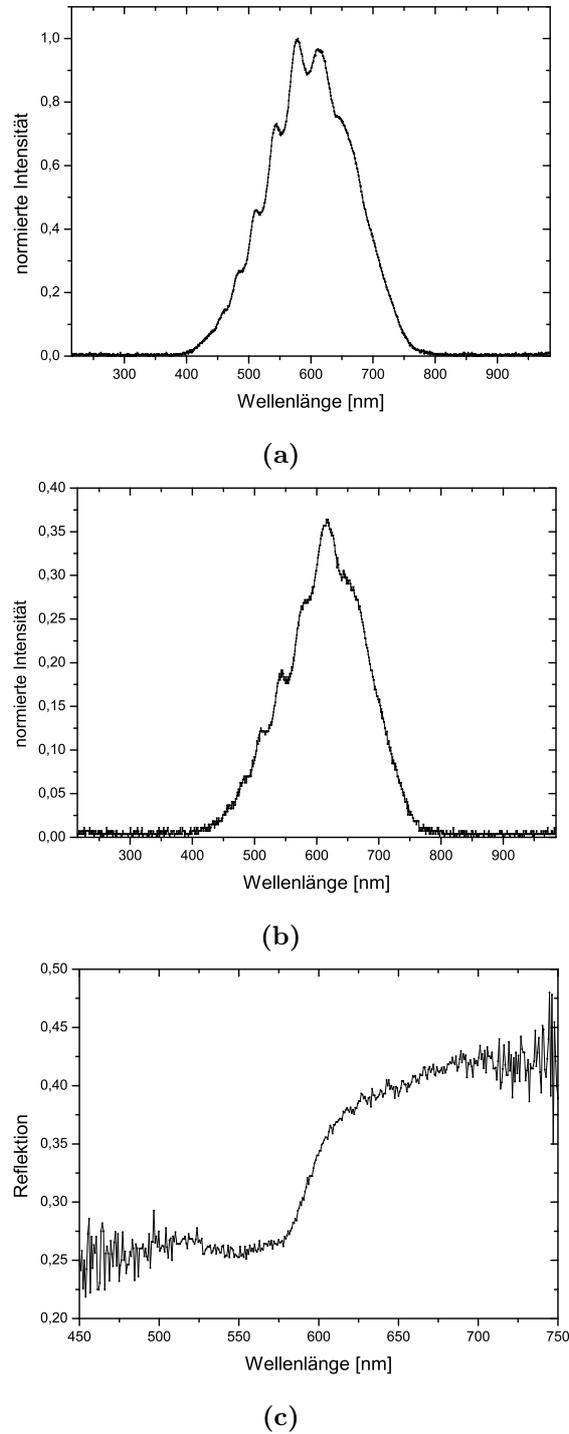


Abbildung 4.9: Aufnahme eines Wellenlängenspektrums bei Reflektion von Halogenweißlicht an a) einer geweißten Metallplatte, b) an einer Hautoberfläche (beide Messungen wurden auf die Referenzmessung normiert); c) Darstellung des Reflektionsspektrums (Quotient der reflektierten Intensitäten aus Messung an Haut und Messung an geweißter Metallplatte)

länge von etwa 580 nm einen näherungsweise konstanten Verlauf bei einem Wert um 0,28 und steigt dann an, bis es sich bei einem Wert von 0,45 einpendelt.

Bei der Betrachtung des ungefilterten Wellenlängenspektrums (400-800 nm) sowie des dazugehörigen Reflektionsspektrums (Abbildung 4.9) werden die durch die einzelnen Filter hervorgerufenen Charakteristika der Wellenlängen- und Reflektionsspektren nochmals bestätigt: Gegenüber der Referenzmessung fällt auch hier die normierte Intensität des durch die Messung an Haut gewonnenen Wellenlängenspektrums auf einen Wert um $I_{H,o} = 0,36$ ab. Zudem ist die Reflektion an der Hautoberfläche unterhalb einer Wellenlänge von etwa 575 nm sehr viel geringer, was auch schon allein dem visuellen Vergleich der Wellenlängenspektren von Metallplatte und Hautoberfläche zu entnehmen ist.

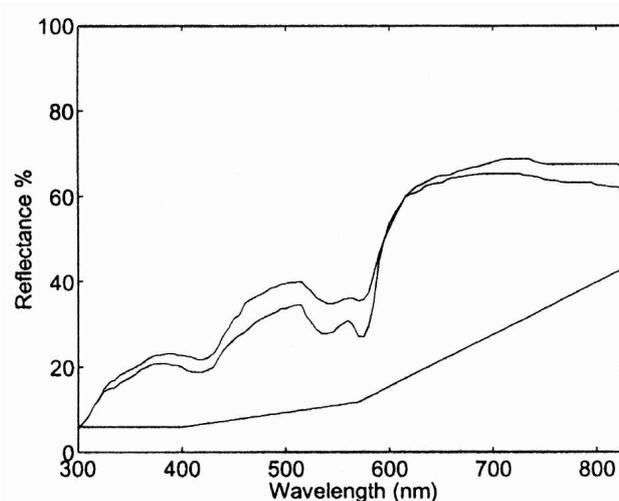


Abbildung 4.10: Reflektionsspektren der menschlichen Haut: Die zuoberst verlaufende Kurve beschreibt das Spektrum der durchschnittlich weißen Haut, die darunter liegende Kurve das der weißen, mit Sonnenbrand versehrten Haut und die untere das Reflektionsspektrum der durchschnittlich schwarzen Haut; entnommen der Veröffentlichung von Störting et al. [79]

Zieht man zum Vergleich Literaturdaten hinzu, so bestätigen diese die Tendenz der vorliegenden Ergebnisse. Das in Abbildung 4.10 dargestellte Referenzspektrum ist

einer Veröffentlichung von *Störring et al.* [79] entnommen. Anhand dieses Spektrums, welches sich über den gesamten Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichtes erstreckt, wird sichtbar, dass sich die Reflektivität der Haut mit größer werdender Wellenlänge nicht linear und monoton ansteigend verhält, sondern ausgeprägte Minima und Maxima aufweist. Der für die vorliegenden Messungen entscheidene Anstieg des Kurvenverlaufes ist bei einer Wellenlänge von etwa 570 nm zu beobachten. Die Reflektion steigt um Faktor 1,75 an und pendelt sich dann auf einem Plateau ein. Dies belegt und rechtfertigt die vorliegende Ausprägung der aufgenommenen Reflektionsspektren.

Es ist also festzuhalten, dass sich die Reflektivität der Haut bei Beleuchtungswellenlängen oberhalb von 570 nm deutlich erhöht. Einzig die Messreihe des Rot-Filters liegt vollständig jenseits dieses Wellenlängengrenzwertes, weist jedoch im Vergleich zur Messung mit ungefiltertem Halogenlicht eine um Faktor 2 geringere Beleuchtungsintensität auf, die jedoch durch Regelung der Beleuchtung ausgeglichen werden könnte.

4.3.2 Einfluss des Beleuchtungsspektrums auf die Modulation des Gray-Code-Musters

Für die Erstellung aussagefähiger Graphen, die einen Vergleich der Modulationsunterschiede bei Benutzung der verschiedenen Filter ermöglichen, werden die Grauwertbilder jeder Messserie einzeln ausgewertet. Dabei wird für die Auswertung der Modulation des Gray-Codes Gleichung 3.6 verwendet.

Abbildung 4.11 stellt den Zusammenhang zwischen der Modulation des auf die Referenzplatte projizierten Gray-Codes und der variierenden Beleuchtungsstärke bei Verwendung verschiedener Farbfiler — und damit verschiedener Beleuchtungsspektren — dar. Anzumerken ist, dass hier auf der Abszisse nicht, wie z.B. in der Interferometrie üblich, der Grauwert des auszuwertenden Bildes aufgetragen wird, sondern

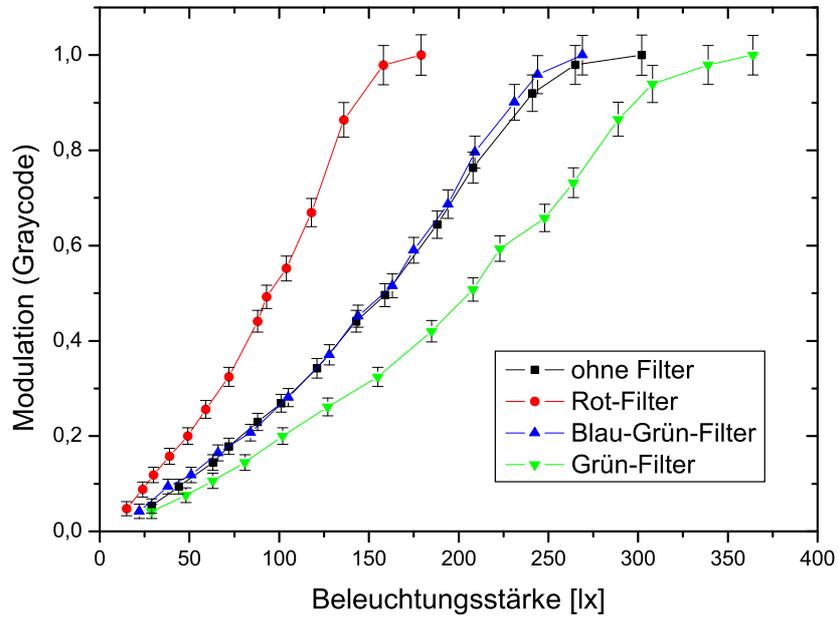


Abbildung 4.11: Darstellung der gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragenen Modulation des Gray-Codes der verschiedenen Farbfilter bei der Vermessung der Referenzplatte

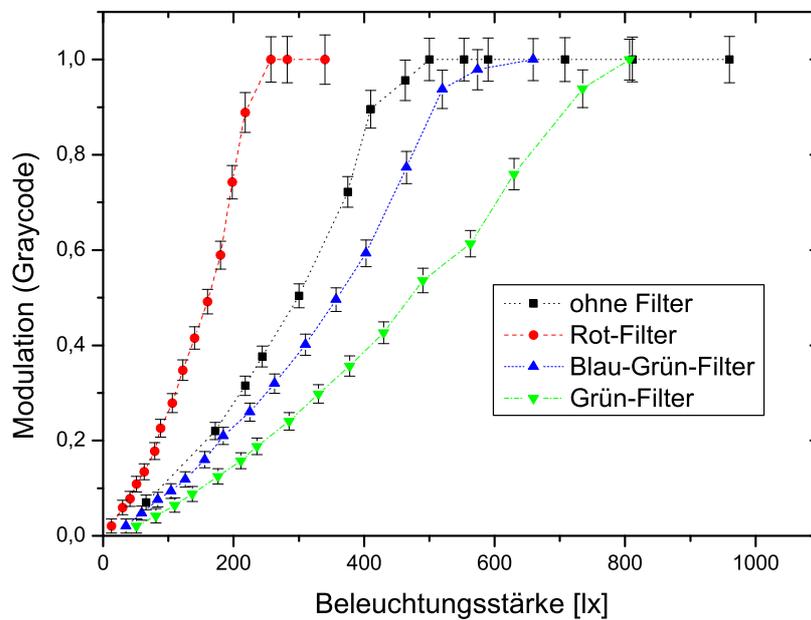


Abbildung 4.12: Darstellung der gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragenen Modulation des Gray-Codes der verschiedenen Farbfilter bei der Vermessung an Haut

die Beleuchtungsstärke in Lux, da dieses Maß unter Beibehaltung der Messparameter bei späteren Messungen immer wieder leicht reproduzierbar ist.

Der Darstellung ist zu entnehmen, dass die Modulationskurven aller Filter bei steigender Beleuchtungsstärke stetig und fast linear bis zu ihrem Maximum ansteigen. Unterschiedlich ist jedoch die Steigung der Kurven. Die Modulation der Messreihe mit Rotfilter erreicht bei 150 lx ihr Maximum, gerät dann aber schon bei einer Beleuchtungsstärke von etwa 180 lx wegen Übersteuerung der Kameras in die Sättigung. Die Kurven der Messreihe ohne Filter und mit Blau-Grün-Filter verlaufen fast identisch und erreichen ihr Maximum bei 300 bzw. 275 lx, die Messreihe mit Grün-Filter erst bei 365 lx.

Ein ähnliches Verhalten weisen die Daten der Messserien an Haut auf. Die Modulation der Serie mit Rot-Filter weist wiederum den schnellsten Anstieg auf, erreicht ihr Maximum bei 270 lx und bricht bei 340 lx ab. Die Verläufe der Messserien ohne und mit Blau-Grün-Filter sind nun separiert. Die Modulation der Serie ohne Filter erreicht bei etwa 500 lx ihr Maximum, bricht aber erst bei 950 lx wegen Übersteuerung der Kameras ab. Die Serie des Blau-Grün-Filters erreicht ihr Maximum bei 660 lx und gerät schnell in den Sättigungsbereich. Die Serie des Grün-Filters zeigt das gleiche Verhalten, erreicht bei 810 lx das Maximum und übersteuert.

4.3.3 Einfluss der Beleuchtungsspektren auf die Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils

Für die sequentielle, automatisierte Bestimmung der Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils wird jeweils eine senkrecht zum Streifensystem liegende Bildzeile ausgelesen. Anschließend erfolgt mittels einer diskreten, schnellen Fouriertransformation (FFT) die Berechnung des Frequenzspektrums (siehe Kapitel 3.1.3). In einem Frequenzbereich, der einen hinreichenden Abstand zum Gleichanteil a_0 auf-

weist, wird das Maximum a_ν ermittelt. Die Modulation wird dann bestimmt zu

$$M = \frac{2|a_\nu|}{a_0} . \quad (4.1)$$

Der Faktor zwei kommt hinzu, da die diskrete Fouriertransformierte einer reellen Funktion ein symmetrisches Spektrum mit $a_\nu = a_{-\nu}$ liefert. Die auf diese Weise erhaltenen Werte stellen eine Näherung für die Modulation dar (siehe Kapitel 3.1.3), was aber in diesem Fall nicht kritisch ist, da in der vorliegenden Arbeit nur die relativen Änderungen der Modulation von Interesse sind. Durch Mittelung über mehrere Zeilen erhält man zudem einen für das gesamte Bild charakteristischen Mittelwert der Modulation.

Beispiele für den sinusförmigen Verlauf der aufgenommenen Grauwert-Intensitätsprofile zeigen die Abbildungen 4.13 und 4.14. Dabei stellt Abbildung 4.13 einen festen Ausschnitt jeweils einer Zeile aus Spektren dar (0-100 Pixel), die bei der Vermessung der Referenzplatte mit Farbfiltern bei einer Beleuchtungsstärke von etwa 100 lx entstanden sind. Abbildung 4.14 ist analog ein Ausschnitt der Spektren bei Vermessung der Hautoberfläche bei einer Beleuchtungsstärke von etwa 200 lx zu entnehmen. Der geringfügige Versatz des Musters ist durch den leichten Versatz bei der Bestimmung des Bildausschnittes zu erklären. In den Abbildungen sind lediglich die Grauwerte jeweils einer ausgelesenen Bildzeile dargestellt, so dass die Spektren nur als Ausdruck der Tendenz der Gesamtmessung betrachtet werden sollten. Auffällig ist, dass das Sinusprofil der Messungen mit Rot-Filter im Mittel bei deutlich höheren/helleren Grauwerten verläuft und auch eine größere Amplitude aufweist als die Profile der übrigen Messreihen.

Abbildung 4.15 zeigt die Modulationskurven des Sinusprofils bei einer Messung an der Referenzplatte. Die Kurven stellen sich fast als horizontale Geraden dar, die zum Ende hin leicht abfallen. Trotz anfänglicher Unterbelichtung und im weiteren Verlauf der Messungen zunehmender Überbelichtung bleibt die Modulation des Sinusprofils

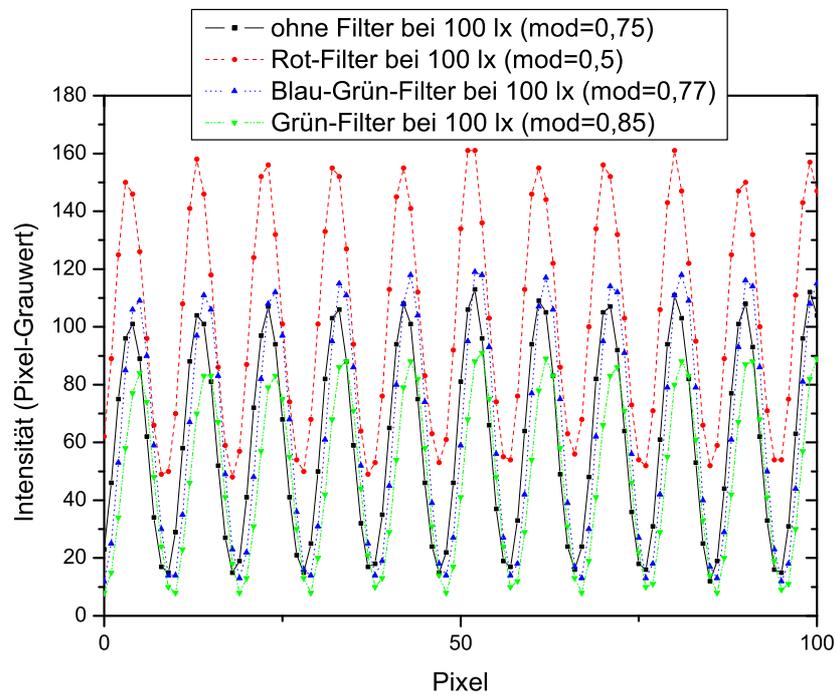


Abbildung 4.13: Darstellung eines Ausschnittes aus verschiedenen Grauwert-Intensitätsprofilen (0-100 Pixel) bei Vermessung der Referenzplatte (Beleuchtungsstärke: 100 lx) und Benutzung von Farbfiltern

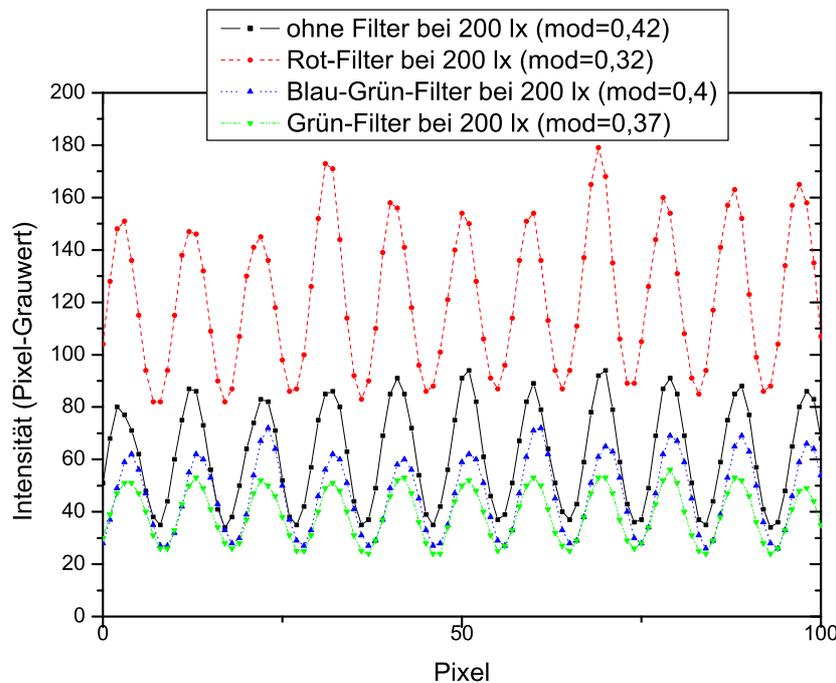


Abbildung 4.14: Darstellung eines Ausschnittes aus verschiedenen Grauwert-Intensitätsprofilen (0-100 Pixel) bei Vermessung der Hautoberfläche (Beleuchtungsstärke: 200 lx) und Benutzung von Farbfiltern

weitgehend konstant. Die Modulation des Sinusprofils der Messreihe mit Rot-Filter liegt bei einem Wert von etwa $M_{P,r} = 0,35$, der ohne Filter bei $M_{P,o} = 0,53$, der mit Blau-Grün-Filter bei $M_{P,bg} = 0,63$ und der mit Grün-Filter bei $M_{P,g} = 0,66$.

Bei Projektion des Sinusprofils auf die Hautoberfläche ändert sich die Gestalt der Modulationskurven nicht, jedoch verringert sich allgemein das Modulationsmaximum für alle benutzten Filter. Die Modulation der Messreihe mit Rot-Filter fällt auf einen Wert von etwa $M_{H,r} = 0,23$, die der Messreihe mit Blau-Grün-Filter auf $M_{H,bg} = 0,31$, die mit Grün-Filter auf $M_{H,g} = 0,36$ ab. Auch die Messreihe ohne Filter weist ein niedrigeres Maximum von ca. $M_{H,o} = 0,38$ auf, jedoch ist der Abfall der Modulation — besonders im Vergleich zu den Messreihen mit Grün- und Blau-Grün-Filter — geringer. Somit zeigt die Messreihe ohne Benutzung eines Filters zur Modulationsbestimmung des projizierten Sinusprofils bei der Messung an Haut den besten Kontrast.

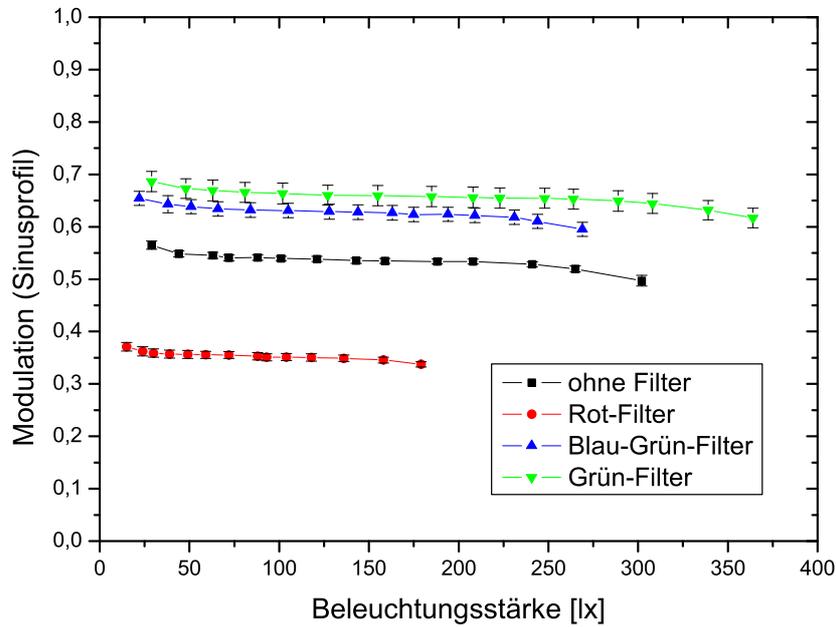


Abbildung 4.15: Darstellung der gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragenen Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils der verschiedenen Farbfilter bei der Vermessung der Referenzplatte

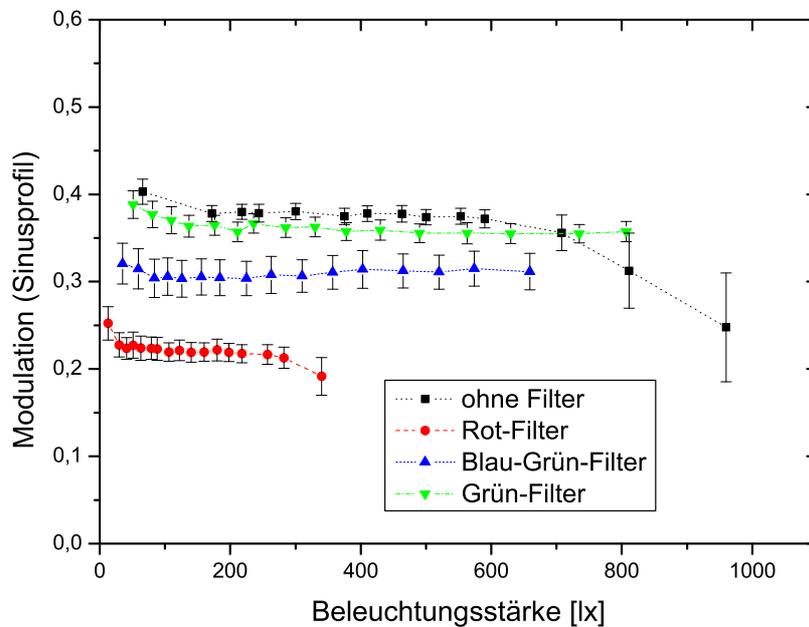


Abbildung 4.16: Darstellung der gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragenen Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils der verschiedenen Farbfilter bei der Vermessung an Haut

4.3.4 Einfluss des Beleuchtungsspektrums auf die Punkteausbeute

Abbildung 4.17 stellt die Punkteausbeute der verschiedenen Filter-Messreihen mit wachsender Beleuchtungsstärke bei Vermessung der Referenzplatte dar. Alle Messreihen erzielen einen Maximalwert von etwa 80.000 Raumkoordinaten. Die Punkteausbeute der Messreihe mit eingesetztem Rot-Filter bricht bei 125 lx ein, die der Messungen mit Blau-Grün- und ohne Filter bei etwa 215 lx und abschließend die der Messungen mit Grün-Filter bei 270 lx. Auffällig ist wieder bei der Messreihe mit Rot-Filter das schnelle Übersteuern der Kameras und somit der frühe Abbruch der Messungen.

Die Messreihen werden bei gleichen Vermessungsparametern nun an der Hautoberfläche durchgeführt (Abbildung 4.18). Die Messreihe mit Rot-Filter erreicht mit etwa 63.000 Raumkoordinaten ihre maximale Punkteausbeute und gerät ab 220 lx in den Bereich der Übersteuerung. Ohne Filter und bei Verwendung des Blau-Grün-Filters liegt die maximale Punkteausbeute bei ca. 70.000 Koordinaten und beide Messkurven brechen bei etwa 460 lx ein. Die Messreihe mit Grün-Filter erreicht eine maximale Punkteausbeute von 74.000 Koordinaten und übersteuert ab etwa 550 lx.

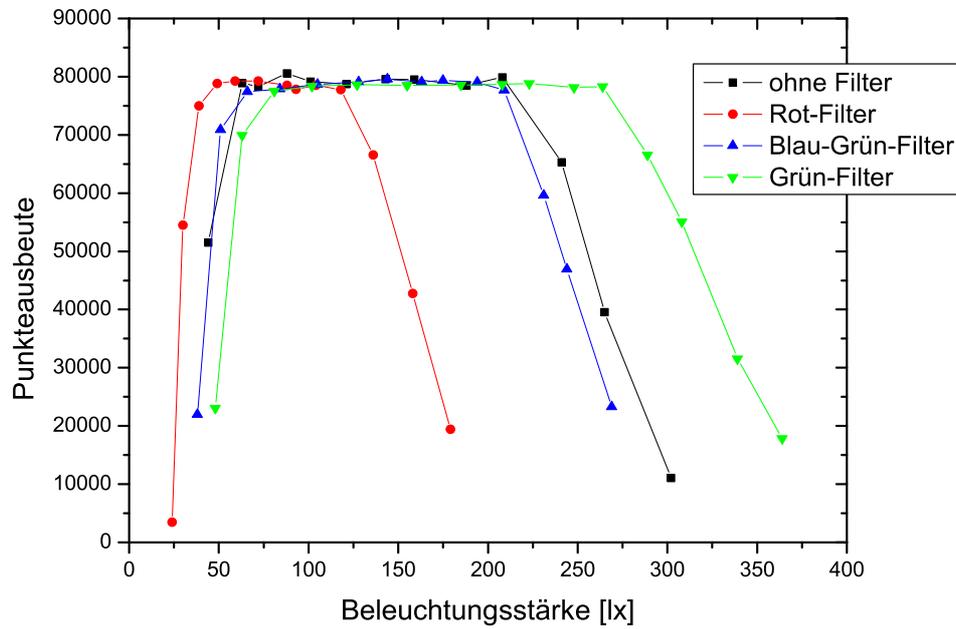


Abbildung 4.17: Darstellung der gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragenen Punktausbeute der verschiedenen Farbfilter bei der Vermessung der Referenzplatte

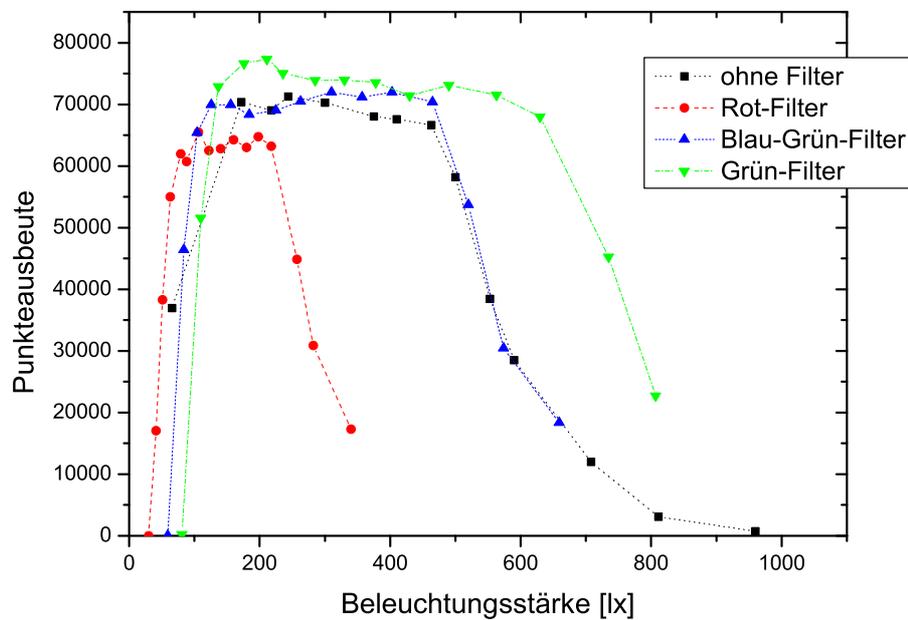


Abbildung 4.18: Darstellung der gegen die Beleuchtungsstärke aufgetragenen Punktausbeute der verschiedenen Farbfilter bei der Vermessung an Haut

4.4 Diskussion

Für die Entscheidung, ob für die weiteren Messungen an der Hautoberfläche der Einsatz von Farbfiltern oder von ungefiltertem Weißlicht vorteilhaft ist, kann nun auf die zuvor abgeschlossenen Messreihen zurückgegriffen werden.

4.4.1 Modulation

Durch Einsatz der Farbfilter wird eine vorab eingestellte Beleuchtungsstärke herabgesetzt (siehe Abbildung 4.5 in Kapitel 4.3.1), was jedoch durch Hochregeln ausgeglichen werden kann. Dies kann jedoch nur in gewissen Grenzen durchgeführt werden, die aber im Rahmen der Gesichtsvermessung und des damit verbundenen Vermessungsabstandes nicht überschritten werden. Nach der Modulationsanalyse des Gray-Codes (Abbildungen 4.11 und 4.12 in Kapitel 4.3.2) wird offensichtlich, dass die Modulation bei der mit einem Rot-Filter bestückten Serie sehr schnell mit der Beleuchtungsstärke anwächst. Dies lässt sich durch die gewöhnlicherweise höhere Sensitivität von CCD-Sensoren gegenüber Licht des roten und infraroten Spektralbereiches erklären. Zu kürzeren Wellenlängen hin werden sie dagegen deutlich unempfindlicher. Desweiteren ist ersichtlich, dass für das Erreichen des gleichen Modulationswertes bei den Messungen an Haut wie an der Referenzplatte die Beleuchtungsstärke nahezu verdoppelt werden muss. Das erklärt sich dadurch, dass die Haut dunkler pigmentiert ist und Anteile des projizierten Lichtes absorbiert. Die Separierung der Kurvenverläufe der Messserien ohne und mit Blau-Grün-Filter an Haut entsteht durch die Verschiebung der Messreihe ohne Filter in Richtung der Messreihe mit Rot-Filter hin, da der Rot-Anteil des Halogenweißlichtes stärker an Haut reflektiert wird als die übrigen Anteile (siehe auch die Abbildungen 4.9 c und 4.10). Es zeigt sich, dass die Messreihe ohne Filter an Haut die vorteilhaftesten Charakteristika aufweist: Die Modulation steigt rasch an und hält ihr Maximum über 400-450 lx bis zur Übersteuerung stabil. Bei den übrigen Messreihen gerät man schnell mit Erreichen des Maximums der Modulation in den Bereich der Übersteuerung.

Nach Analyse der Modulation des sinusförmigen Intensitätsprofils (Abbildungen 4.15 und 4.16 in Kapitel 4.3.3) ist festzustellen, dass die Messreihe mit Rot-Filter sowohl bei der Vermessung der Referenzplatte als auch an Haut die niedrigste Modulation aufweist. Aus den Abbildungen 4.13 und 4.14, deren Charakteristika die Tendenz für alle übrigen Grauwert-Spektren aufzeigt, kann geschlussfolgert werden, dass das durch den Einsatz des Rot-Filters und der besonderen Sensitivität der CCD-Kameras gegenüber Licht des roten Wellenlängenbereiches verursachte, stets höhere Gleichlichtniveau (siehe Kapitel 3.1.3) eine Reduzierung der Modulation bewirkt. Auffällig ist weiterhin, dass der Abfall der Modulation bei den Messreihen mit Grün- und Blau-Grün-Filter an der Hautoberfläche höher ausfällt, als der bei den Reihen mit Weißlicht und mit Rot-Filter. Der Abstand der Kurvenverläufe der verschiedenen Messreihen zueinander wird geringer. Auch an dieser Stelle lässt sich dies damit begründen, dass die Hautoberfläche den roten Anteil des Spektrums besser reflektiert als die Anteile kleinerer Wellenlänge, was wiederum zu einer größeren Amplitude der ohne und mit Rot-Filter aufgenommenen Grauwert-Spektren führt. Abschließend kommt man zu der Feststellung, dass das Ergebnis der Messreihe ohne Filter den anderen vorzuziehen ist, da ein höherer Kontrastwert erreicht wird.

4.4.2 Punkteausbeute

Bei Betrachtung der maximalen Punkteausbeute wird offenbar, dass alle Messreihen bei der Vermessung der Referenzplatte (Abbildung 4.17 in Kapitel 4.3.4) den theoretisch maximalen Wert, den der für die Analyse festgelegte Bildausschnitt (283×283 Pixel) vorgibt, von etwa 80.000 Raumkoordinaten erreichen. Bei der Vermessung der Hautoberfläche (Abbildung 4.18) liegen die Maxima aller Messreihen in einem Bereich von $P_{max} = 70.000 \pm 4.000$. Einzig die Messreihe mit Rot-Filter unterschreitet diesen. Der Wellenlängenbereich des roten Lichtes weist zwar eine gute Reflektivität an Haut auf, jedoch liegt die Eindringtiefe in Haut (siehe Abbildung 4.5) bereits in einer augenscheinlich die profilometrischen Messungen qualitativ beeinflussenden Größenordnung, weshalb von einer Verwendung dieses Wellenlängenbereiches ab-

gesehen werden sollte. Für die Messreihe mit Grün-Filter spricht einzig, dass die Punkteausbeute im Vergleich zu den Messreihen anderer Filter erst bei geringfügig höheren Beleuchtungsstärken vollständig einbricht. Die erzielte Punkteausbeute ist jedoch nicht signifikant größer.

Die abschließende Schlussfolgerung lautet, dass dem Einsatz von Farbfiltern bei der Vermessung von Hautoberflächen keine bevorzugte Rolle zugesprochen werden kann. Alle untersuchten und ausgewerteten Charakteristika sprechen für einen filterlosen Messaufbau und die Beleuchtung mit Halogenweißlicht.

Kapitel 5

Optische Profilometrie in der Epithetik

5.1 Zielsetzung

Nachdem im vorangegangenen Kapitel grundlegende Untersuchungen zum Einsatz der Profilometrie für die dreidimensionale Vermessung von Weichteilen dargelegt wurden, soll hier als praktisches Anwendungsbeispiel die „optische Abformung“ für die Epithetik vorgestellt werden¹. Das übliche Vorgehen bei der Herstellung einer Epithese ist die Abformung mit einem elastomeren Abformmaterial. Diese Vorgehensweise weist jedoch gravierende Nachteile auf. Zum einen sind bei der Abformung Schmerzen für den Patienten nicht zu vermeiden, zum anderen wird das Gewebe durch den Staudruck und das Gewicht des Abformmaterials belastet und deformiert. Außerdem wird die Gesamtabformung des Gesichtes, welche für eine umfassende ästhetische Beurteilung vonnöten ist, immer mit Schutzreflexen des Patienten einhergehen, so dass die Natürlichkeit des erstellten Modelles beeinträchtigt wird. Bei geöffneten Nasennebenhöhlen besteht zudem das Risiko des Einbringens von Abformmaterial in diese Höhlen (z.B. in die Siebbeinzellen oder in die Stirnhöhle),

¹Die beschriebenen Untersuchungen wurden im Rahmen des Programmes „Innovative Medizinische Forschung (IMF)“ der medizinischen Fakultät gefördert und von den Projektleitern Herr PD Dr. Dirksen und Herr PD Dr. Runte zusammen mit Herrn Dr. Deléré und dem Autor durchgeführt.

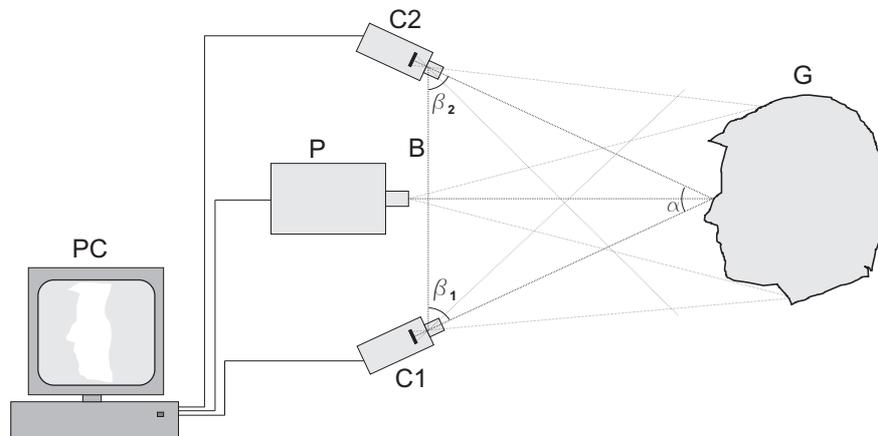


Abbildung 5.1: Skizze des Aufbaus: $C1$, $C2$: CCD-Kameras, B : Basislänge, β_1 , β_2 : Kamerawinkel, α : Triangulationswinkel, P : Projektor, G : Gesichtsoberfläche, PC : Messrechner mit Bildverarbeitungskarte

wo das Material aushärtet und nur schlecht und eventuell unter Schmerzen für den Patienten entfernt werden kann.

Auf der Basis des Abdruckes wird dann ein Gipsmodell erstellt, auf dem die Epithese in Wachs modelliert, danach anprobiert und abschließend in Silikon oder Kunststoff überführt werden kann.

Vorrangiges Ziel der vorliegenden Untersuchungen ist die Bereitstellung eines Systems für den klinischen Einsatz, welches in der Lage ist, Patienten mit durch Resektionen im Zuge von Tumorbehandlungen bedingten Gesichtsdefekten möglichst schnell eine prothetische Erstversorgung zukommen zu lassen, um unter anderem eine rasche Resozialisierung zu gewährleisten. Durch die schnelle, berührungslose — somit für den Patienten schmerzfreie — und präzise optische 3D-Messtechnik und Digitalisierung des Oberflächenprofils in Verbindung mit dem Einsatz moderner Bildverarbeitungstechniken sind hierfür die Voraussetzungen im Hinblick auf Diagnose und Therapie gegeben. Dafür ist es erforderlich, den Messaufbau sowie die Software weiter zu entwickeln und zu integrieren. Eine Skizze der Vermessungssituation ist in Abbildung 5.1 dargestellt.

Exemplarisch wird an dieser Stelle die entwickelte Technik an einem Patienten mit einer Tumorresektion im Bereich der Kieferhöhle mit zusätzlicher Entfernung des linken Auges dargestellt. Begünstigend wirkt hier die Gegebenheit, dass die Ränder der Epithese in einer relativ unbeweglichen Region des Gesichtes, dem Periorbitalrand, liegen.

5.2 Einführung

5.2.1 Einsatz optischer 3D-Messtechniken in der Medizin

Allgemeine bildgebende Verfahren wie die Computer-Tomografie, die Positronen-Emissions-Tomografie, die Magnet-Enzephalografie, die Magnet-Resonanz-Tomografie, die Ultraschallvisualisierung, die Endoskopie oder die digitale Röntgenografie sind heutzutage aus der Medizin nicht mehr wegzudenken und besitzen eine grundsätzliche Bedeutung bei der Bereitstellung visueller Informationen zum Erkennen von Krankheiten, die die notwendigen und richtigen Therapieentscheide des Arztes unterstützen. Aber auch der Einsatz optischer 3D-Messtechniken hat in den letzten Jahren in der Medizin stark an Bedeutung gewonnen [60]. Vielfältigen medizinischen Anwendungsbereichen eröffnet dies den Zugang zu neuen, detaillierteren Informationen, die weitergehende Forschungsarbeiten ermöglichen. So wird beispielsweise mittels der Stereofotogrammetrie die Oberflächenveränderung bioprothetischer Herzklappen bei Durchfluss vermessen und beurteilt [32]. Im Bereich der Dermatologie können neue Erkenntnisse über die Beschaffenheit der Oberflächenstrukturen menschlicher Haut (z.B. Rauigkeitsmessungen) ([61], [30], [4], [29], [48]), der Wirkung optischer Strahlung auf die Haut ([53], [79]) oder einer geeigneten Dokumentation der Wundheilung [77] gewonnen werden. Im Bereich der Rechtsmedizin ist die fotogrammetrische Auswertung von Haut- und Weichteilwunden sowie Knochenverletzungen zur Bestimmung eines Tatwerkzeuges von Interesse [16]. In der Orthopädie werden mittels optischer Techniken 3D-Modelle des Fußes erstellt und anhand dieser Daten individuelle Einlegesohlen konstruiert, um Schädigungen des Bewegungsappa-

rates vorzubeugen oder zu korrigieren [77]. Viele Applikationen sind bereits existent und weitere befinden sich im Entwicklungsstadium.

Auch in den Bereich der zahnärztlichen Prothetik und der kraniofazialen Chirurgie halten optische, nichtinvasive 3D-Vermessungsmethoden zunehmend Einzug, da oftmals die üblichen bildgebenden Verfahren für eine objektive, transparente Planung, insbesondere komplexer Behandlungsaufgaben, nur bedingt geeignet sind. Optische Messverfahren erlauben z.B. neben der Ergänzung der bisherigen Dokumentationsmittel eine Objektivierung und Quantifizierung von Weichteilbefunden [41] oder anderen biologischen Oberflächen [23]. Sie können zu Wachstumsanalysen ([35], [59]) oder zur langfristigen Dokumentation von prä- und postoperativen Zuständen herangezogen werden, so dass auf lange Sicht eine profilvorhersagende Software entwickelt werden könnte, die der computergestützten Therapieplanung dient. Dies trifft auch auf die Möglichkeit zu, Veränderungen einer Objekt Oberfläche zwischen zwei nacheinander erfolgenden Messungen zu erfassen und zu quantifizieren, wie z.B. die Analyse der Zahnstellung im Verlauf einer kieferorthopädischen Behandlung [20]. Des Weiteren werden optische Verfahren auch in der prothetischen Diagnostik zur Analyse okklusaler Kontakte anatomisch korrekter ausgerichteter Kieferabdruckmodelle verwendet [21].

5.2.2 Historische Entwicklung der Epithesenherstellung

Verstümmelungen im Gesichtsbereich durch Verletzungen, destruierende Infektionskrankheiten (in präantibiotischer Zeit z.B. Lepra, Lupus vulgaris und Syphilis) oder durch gewollte Amputation eines Körperteils als Strafe bei Gesetzesübertretungen sind so alt wie die Menschheit. Die Versuche, fehlende Gesichtsteile chirurgisch wiederherzustellen, lassen sich für Indien bis ins 8. Jahrhundert und für Europa bis ins 15. Jahrhundert zurückverfolgen [42]. Bereits im alten China sollen Gesichtsprothesen aus Wachs, Ton und Holz hergestellt worden sein [70]. Aufgrund fehlender konkreter Belege lässt sich jedoch der Ursprung des künstlichen Ersatzes von fehlenden Gesichtsteilen nicht genau bestimmen. Belegt ist, dass der Gebrauch von Prothesen

zum Ersatz fehlender Körperteile — wie Arme und Beine — bis ins 2. Jahrtausend v. Chr. zurückdatiert werden kann [49]. Einige Autoren behaupten, dass im Altertum Gesichtsverstümmelte mit selbst angefertigten Epithesen ihre Entstellungen verbargen, jedoch ist man bei der Suche nach den Anfängen der Gesichtsprothetik auf Zeugnisse aus Kunst, Literatur und Archäologie angewiesen. Trotz verschiedener Hinweise auf die Existenz von Gesichtsprothesen im Altertum fehlen sichere Belege, so dass angenommen werden muss, dass bis zum Beginn der Neuzeit Gesichtsddefekte meist unverhüllt blieben, weil der Entstellte aus der Gesellschaft ausgeschlossen wurde und so kein Anlass dazu bestand, sein defektes Äußeres zu verbergen [68].

Dass jedoch mit Beginn der Neuzeit Entstellungen durch fehlende Gesichtsteile nicht mehr automatisch die soziale Isolierung zur Folge hatten, belegen die Fallbeispiele der Prinzessin von Eboli (1540 - 1592) sowie des dänischen Astronoms Tycho Brahe (1546 - 1601)[69]. Die Prinzessin wurde, obwohl sie aufgrund eines fehlenden Auges eine Augenklappe trug, wegen ihrer Schönheit gerühmt. Brahe verlor 1655 bei einem Duell einen Teil seines Nasenrückens und trug von diesem Zeitpunkt an eine kleine Metallepithese, die er mit einer klebenden Salbe befestigte.

Fest steht, dass man zu Beginn des 19. Jahrhunderts verstärkt bemüht war, körperliche Defekte, seien sie durch Unfall oder Krankheit hervorgerufen, bestmöglich zu kaschieren. Dabei stand zunächst nicht die Funktionalität der eingesetzten Prothese im Vordergrund, sondern eher die Verdeckung des Defektes, um die kosmetische und soziale Rehabilitation zu ermöglichen (siehe Beispiel Abbildung 5.2).

Als ab Mitte des 19. Jahrhunderts überwiegend Zahnärzte die Entwicklung und Anfertigung von Epithesen übernahmen, wurden die aus der Zahnprothetik gebräuchlichen Werkstoffe übernommen, was zu einer schnell fortschreitenden Entwicklung in der Gesichtsprothetik führte. Zu den gebräuchlichen Werkstoffen gehörten z.B. Kautschuk, Zelluloid, Metalle, Porzellan, Glas, Gelantine, Wachse und Kunstharze.



Abbildung 5.2: Darstellung der Fixierung einer Großepithese [68]

All diese Materialien wurden jedoch durch die im 2. Weltkrieg entwickelten Polyvinylchloride und Methacrylate und die erst später hergestellten Silikone verdrängt. Heutzutage dient eine Epithese natürlich nicht nur der Resozialisation, sondern auch — wenn notwendig — der Behebung der durch die körperlichen Defekte bestehenden, funktionellen Beeinträchtigungen des Patienten, wie z.B. der Kau-, Schluck- und Sprachfähigkeit oder der Feuchtigkeitsregulierung. Zudem wird immer weiter an einer Verbesserung der ästhetischen, naturgetreuen Außenwirkung der Epithesen gearbeitet. Am Berliner Charité wurde beispielsweise erfolgreich ein Verfahren entwickelt, um Orbitaepithesen mit myoelektrisch gesteuerten, beweglichen Oberlidern auszustatten [44]. Einen Nachteil der Epithesen stellt nach wie vor die altersbedingte Veränderung des Materials dar.

Epithesen ermöglichen vielen Patienten wieder einen selbstbewussten Einstieg in das Alltagsleben, jedoch bleiben sie als künstliche und "unnatürliche" Körperteile immer ein Fremdkörper, obwohl die mittlerweile weiche Konsistenz und die Körpertemperaturannahme des Silikons sie ebenso körpereigen erscheinen lassen wie z.B. festsitzende Zahnprothesen.

5.2.3 Befestigung von Epithesen

Fortschritte in den operativen Techniken haben ermöglicht, dass in der modernen Gesichtsepithetik die Epithesen zumeist von osseointegrierten Implantaten gehalten werden ([57],[26]). Dabei werden kleine Titanschrauben im Defektbereich des Gesichtes in den Knochen eingesetzt, wo sie verwachsen, um als dauerhafte und stabile Halterung zu dienen. Die Epithese wird dann mit Klipsen oder Magneten an der Halterung verankert und bleibt so bei Bedarf jederzeit abnehmbar (siehe Abbildung 5.3). Die Stabilität dieser Lösung vermittelt dem Patienten im Alltagsleben ein wichtiges Gefühl von Sicherheit. Nachteile der Knochenverankerung sind die nicht sicher zu vermeidende Weichteilentzündung, die seltene Implantatabstoßung und die sehr seltene unmögliche Implantation, wenn sich kein adäquater Knochen zur Implantation findet. Wenn Implantate nicht gewünscht oder nicht einsetzbar sind, greift man mitunter auch auf konventionelle Befestigungen zurück. So können Epithesen z.B. auch an einer modischen Brillenfassung befestigt werden (Abbildung 5.4). Diese Art der Befestigung sollte jedoch nur bei älteren, nicht belastbaren Patienten angewendet werden, da sie unbefriedigend ist. Der besondere Nachteil zeigt sich, sobald der Patient veranlasst ist, die Brille abzunehmen, denn damit wird sofort auch der Defekt freigelegt.

Eine weitere Möglichkeit besteht darin, die Epithese mittels eines speziellen gewebefreundlichen Klebers direkt auf die Hautoberfläche zu kleben. Früher oder später treten jedoch dabei des öfteren Allergien gegen den Klebstoff oder andere Hautreaktionen und Pilzbesiedlungen auf, da die Haut über längere Zeit unbelüftet bleibt. Außerdem wird die Lebensdauer der Epithese durch die Anwendung von Adhäsiven verringert, so dass Klebeepithesen kostenintensiver sind [27].

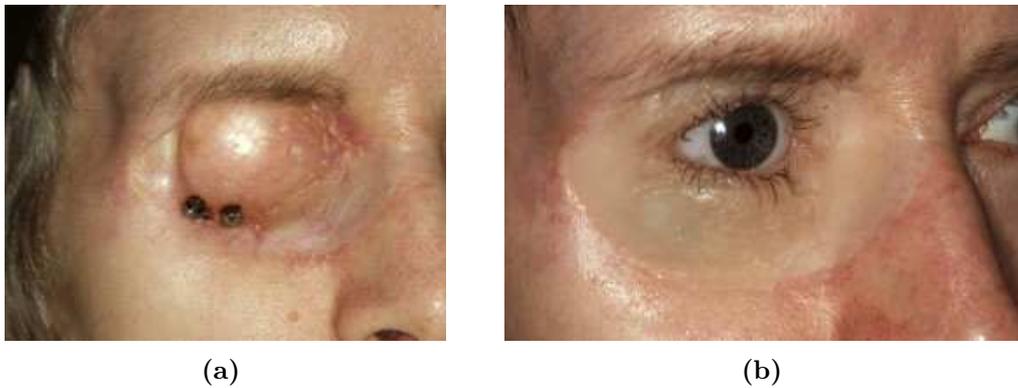


Abbildung 5.3: a) Darstellung nach dreimonatiger Einheilungsphase der Implantate und Insertion der Magnetanker; b) Magnetretinierte Orbitaepithese beim gleichen Patienten in situ (beide Darstellungen entnommen von G. Gehl, Zürich, www.kiefer-gesichts-prothetik.de)

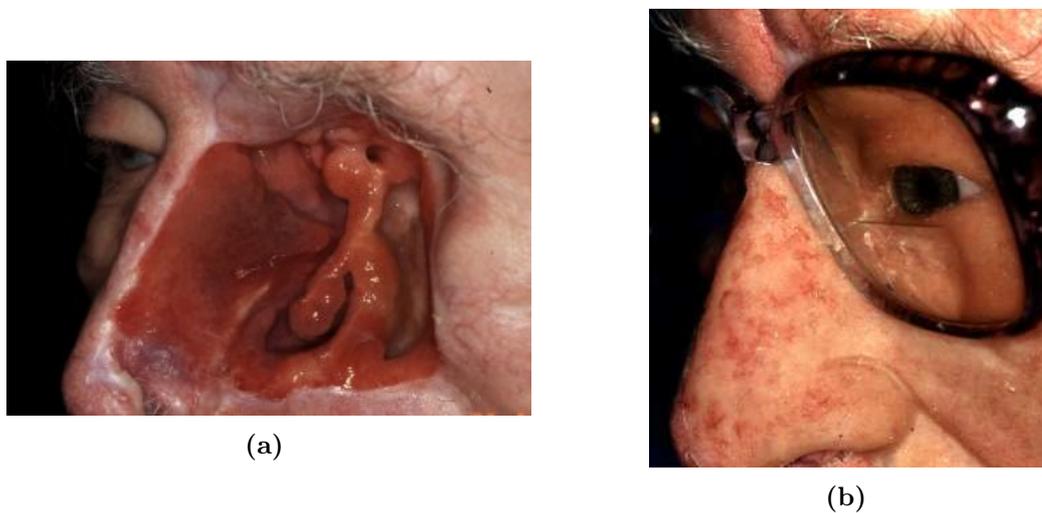


Abbildung 5.4: a) Ausgedehnter Mittelgesichtsdefekt nach rezidivierendem Basaliom bei einem älteren Patienten; b) Defektdeckung mittels brillenretinierter Silikonepithese (beide Darstellungen entnommen von G. Gehl, Zürich, www.kiefer-gesichts-prothetik.de)

5.3 Experimentelle Methoden

5.3.1 Der profilometrische Messaufbau

Das für die vorliegende Arbeit verwendete ATOS-Messsystem der Fa. GOM GmbH, Braunschweig, setzt sich aus dem sogenannten Messkopf, bestehend aus zwei CCD-Kameras und einem Streifenlicht-Projektor, und einem mit dem Messkopf gekoppelten Messrechner zusammen (Messkopf siehe Abbildung 5.5). Der Linux-Messrechner steuert sämtliche Komponenten über eine Programmbibliothek (TOM Vers. 4.13) und über das verwendete Messprogramm (Programmiersprache: C) an.

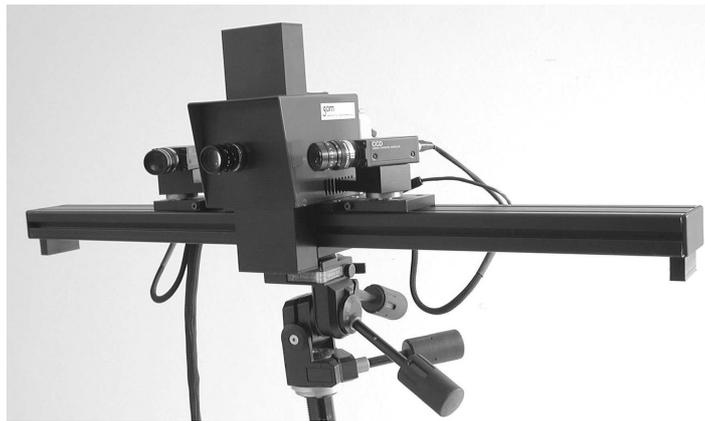


Abbildung 5.5: Messkopf des Versuchsaufbaus der Firma GOM GmbH

Der Messkopf ist auf einer auf einem Stativ angebrachten Profilschiene fixiert, so dass Kameras und Projektor lediglich in horizontaler Richtung gegeneinander verschoben werden können. Dank einer Stativkopf-Kippvorrichtung mit drei Freiheitsgraden kann der Messkopf flexibel auf die Gegebenheiten und die räumliche Lage des jeweiligen zu vermessenden Objektes eingehen und somit die bestmögliche Position zur Vermessung einnehmen.

Der Projektor ist ausgerüstet mit einer 250 W-Halogenlampe und einem davor positionierten Glasdia mit einer aufgebrauchten Abfolge von 4 Phasen- und 6 Gray-Code-

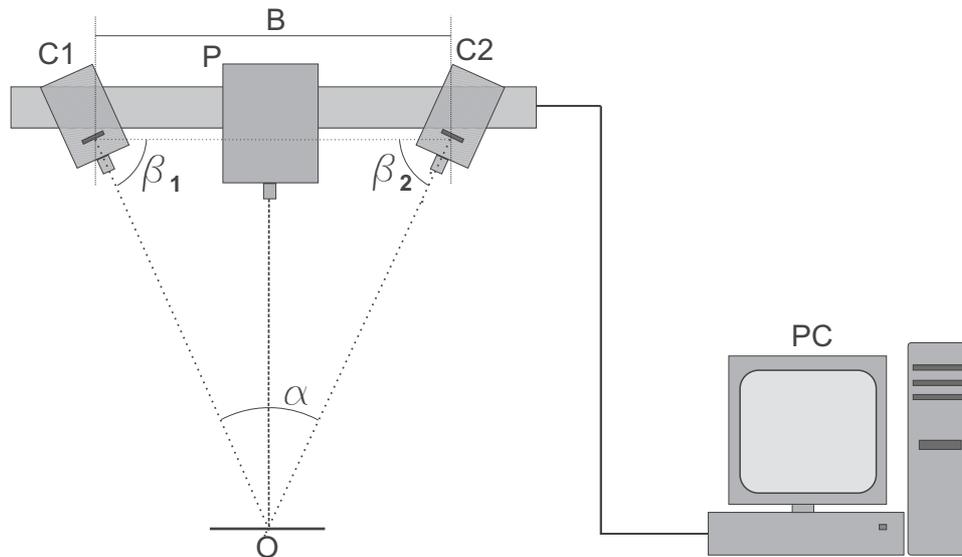


Abbildung 5.6: C1, C2: CCD-Kameras, B: Basislänge, Abstand der beiden Kameras, P: Projektor, α : Triangulationswinkel, O: Objekt, PC: Steuerrechner

Mustern, die während der Messung durchlaufen werden. Die Beleuchtungsintensität des Projektors kann interaktiv unter Zuhilfenahme eines in der grafischen Benutzeroberfläche implementierten Falschfarbenbildes gemäß den Anforderungen geregelt werden. Der zeitliche Rahmen eines Messdurchganges beträgt etwa 12 Sekunden.

Die CCD-Kameras der Firma Sony (Modell XC-75CE) sind mit 1/2 Zoll-Chips mit 768 x 572 Bildelementen (Pixeln) und einer Farbtiefe von 8 Bit ausgestattet. Bestückt sind sowohl die Kameras als auch der Streifenprojektor bei den Messungen mit Objektiven mit 16 mm Objektivbrennweite der Fa. Pentax. Die Oberflächendaten werden mittels phasenmessender Profilometrie gewonnen (siehe Kapitel 3.1.2). Basierend auf dem Prinzip der aktiven Fotogrammetrie werden auf die zu vermessende Objektoberfläche mit dem Projektor parallele Streifenmuster projiziert, die durch das Oberflächenprofil des Objektes verzerrt werden und dadurch Rückschlüsse auf die Höhenstruktur erlauben. Die einzelnen Bilder werden mit beiden Kameras gleichzeitig aufgenommen und von einer Bildverarbeitungskarte im Steuerrechner digitalisiert und ausgewertet. Der Steuerrechner berechnet für jeden von beiden Kameras erfassten Bildpunkt einen Koordinatenwert, so dass die Oberfläche des Objek-

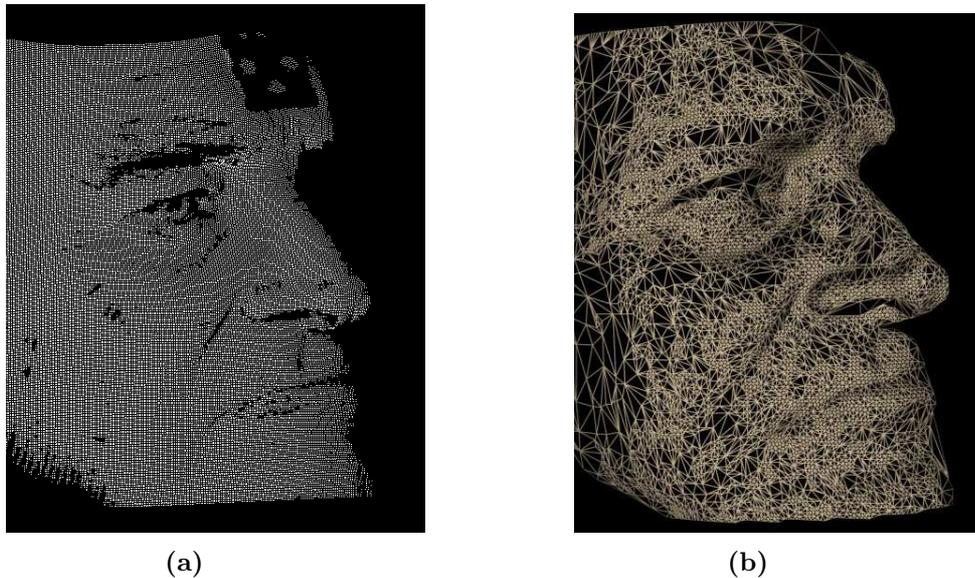


Abbildung 5.7: a) Stark ausgedünnte Punktwolke der Vermessung einer Gesichtshälfte; b) Triangulierte Ansicht der vermessenen Gesichtshälfte

tes durch eine Vielzahl aufgenommener Koordinatenpunkte, der Punktwolke, vom Rechner dargestellt werden kann. Abschließend wird diese Punktwolke mittels eines Triangulationsalgorithmus wieder in eine geschlossene Oberfläche konvertiert. Eine Prinzipskizze des Aufbaus ist in Abbildung 5.6 dargestellt.

Zur Veranschaulichung ist in Abbildung 5.7 a die um Faktor 4 ausgedünnte Punktwolke einer vermessenen Gesichtshälfte eines Probanden visualisiert. Bei Darstellung aller Punkte wäre wegen des zu geringen Abstandes der Punkte nur eine weiße Fläche zu sehen. Abbildung 5.7 b zeigt das Beispiel einer triangulierten Ansicht ohne Oberflächentextur derselben Messung. Die Punktwolke wurde derart ausgedünnt, dass in Bereichen komplexerer Oberflächen (wie Augen- oder Nasenpartie) mehr Punkte belassen wurden, um eine optimierte Darstellung zu erreichen. Dieses Procedere wird grundsätzlich angewendet, um die vorhandene Datenmenge zu minimieren. Jedoch erfordert diese Vorgehensweise ein nachträgliches und zeitaufwendiges Bearbeiten der Daten, das im Rahmen des klinischen Einsatzes entfallen soll. Darum werden hier die Daten lediglich homogen ausgedünnt, so dass z.B. nur jeder vierte Punkt des

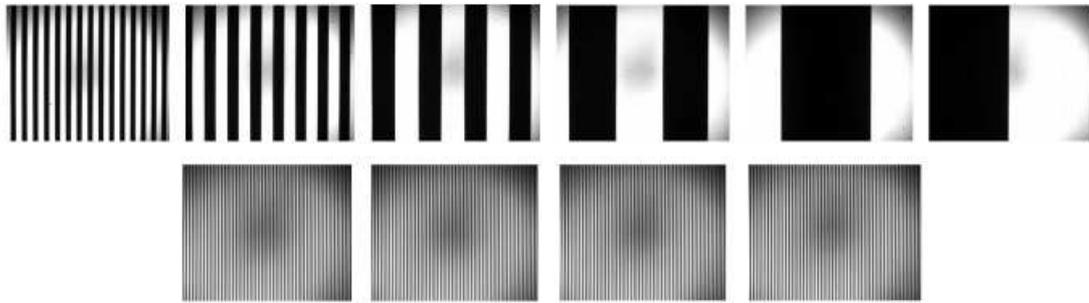


Abbildung 5.8: Screenshots der Diafolge von 6 Gray-Code- und 4 Phasenbildern

Rasters in x- und y-Richtung verwendet und der Rest der 3D-Koordinaten verworfen wird.

5.3.2 Streifenprojektion

Bei der Vermessung wird eine Abfolge von 4 Phasen- und 6 Gray-Code-Mustern auf das Objekt projiziert (siehe Abbildung 5.8). Durch Projektion des Gray-Code-Musters kann zunächst die absolute Ordnung der Streifen festgelegt werden. Jeder Abfolge der Streifenmuster des Gray-Codes werden mehrere Bildspalten auf dem CCD-Chip zugewiesen. Es kann jedoch nicht zu immer feineren Mustern übergegangen werden, da beugungsbegrenzende Faktoren die Messung limitieren. Da mit 6 Gray-Code-Mustern nur $2^6 = 64$ Spalten des digitalisierten Bildes auf dem CCD-Chip kodiert werden können (jedoch 768 vorhanden sind), werden dazu in einem ergänzenden Verfahren phasengeschobene, sinusförmige Intensitätsprofile mit den Grauwerten $g_x = f(\sin\varphi)$ mit $\varphi = n\frac{\pi}{2}$ ($n = 1, \dots, 4$) projiziert. Das Verschieben des sinusmodulierten Grauwertbandes ermöglicht aufgrund des variierenden Helligkeitsprofils der Streifen eine hochauflösende Kodierung der Bildspalten und eine genauere Verifizierung der Textur des Objektes.

Da die CCD-Kameras nur eine endliche Auflösung besitzen, ist die Messgenauigkeit bei der Bestimmung der Intensitätsmaxima der projizierten Streifen begrenzt, denn in der Regel fällt ein Maximum nicht mit einem Bildpunkt zusammen, sondern

liegt an einer Zwischenposition. Der wiedergegebene Bildpunkt stellt somit lediglich eine Annäherung an das Maximum dar. Durch Anpassen und Interpolation der Intensitätswerte des Sinusprofils kann aber eine Subpixelgenauigkeit erreicht werden. Begrenzend wirkt sich dabei die beschränkte Farbtiefe der CCD-Kameras aus.

5.3.3 Kalibration des Systems

Vor Beginn eines Messvorgangs ist eine fotogrammetrische Kalibration des Systems erforderlich. Die Kalibration wird unter Zuhilfenahme eines sogenannten *Kalibrationsnormals* (siehe Abbildung 5.9) durchgeführt. Dabei wird eine mit markierten Passpunkten — d.h. Punkten mit bekannten Koordinaten — versehene Kalibrationsstafel aus 12 vorgegebenen, unterschiedlichen Positionen aufgenommen:

- Aufsicht unter gleichem Winkel beider Kameras auf das Kalibrationsnormal; beide Kameras zeichnen auf
- parallele Ausrichtung des Kalibrationsnormals zur linken Kamera; nur linke Kamera zeichnet auf
- parallele Ausrichtung des Kalibrationsnormals zur rechten Kamera; nur rechte Kamera zeichnet auf
- dreimaliges Drehen des Normals um jeweils 90° unter Berücksichtigung der oben genannten Kalibrationsschritte

Angepasst an die Größe des Messobjektes und somit an die Größe des einzustellenden Messareals können verschiedene Kalibrationsstafeln gewählt werden. Die vier hervorgehobenen, größeren Passpunkte ermöglichen dem System ein automatisches Auffinden der Punkte sowie — durch Wissen um den Abstand der zwei großen Passpunkte auf der horizontalen Mittellinie zueinander — die Zuweisung des Größenmaßstabes.

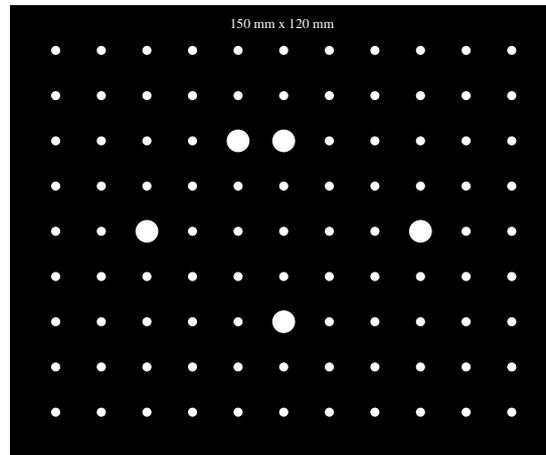


Abbildung 5.9: Darstellung eines Kalibrationsnormals

Die große Anzahl vorhandener Passpunkte stellt eine iterative Lösung des aus Kapitel 2.2 bekannten Gleichungssystems 2.16 sicher. Aus den gewonnenen Datensätzen werden mittels eines numerischen Ausgleichsverfahrens die optischen Abbildungsparameter ermittelt. Das kalibrierte System kann nun solange genutzt werden, bis Einstellungen einer Komponente des Aufbaus modifiziert oder Komponenten ausgetauscht werden.

5.3.4 Bestimmung der Messungenauigkeit des Systems

Um eine Information über die Größenordnung der Messungenauigkeit des Systems zu erhalten, wird ein geometrischer Körper vermessen und es werden die Abweichungen zwischen den Messdaten und der mathematischen Darstellung des Körpers analysiert. Im vorliegenden Fall werden experimentell bestimmte Daten einer Metallkugel an eine ideale Kugeloberfläche angepasst. Die Kugel wurde zuvor mit einer digitalen Schieblehre $20\times$ vermessen und der Durchmesser auf exakt 40 mm bestimmt. Nach dem Weißen der Kugel hat sich der Durchmesser auf 40,05 mm erhöht. Die Anpassung der Daten erfolgt durch Anwendung der *Methode der kleinsten Quadrate* von Marquardt-Levenberg [83], einer Variante des Gauss-Newton-Verfahrens, mittels welcher der Mittel- bzw. Schwerpunkt (X_0, Y_0, Z_0) und der Radius r der angepassten Kugel bestimmt wird, um die dazu vorhandene Abweichung der experimentellen

Daten zu berechnen:

$$Z(X, Y) = \sqrt{r^2 - (X - X_0)^2 - (Y - Y_0)^2} + Z_0 \quad (5.1)$$

Als Parameter werden bei der Vermessung der Kugel ein Triangulationswinkel von 120° , eine Objektivbrennweite von 16 mm, eine Basislänge von 280 mm und ein Abstand zum Objekt von 600 mm gewählt, da diese Parameter Basis der später erfolgenden Messungen darstellen. Die Kugel wird zehnmal vermessen und die Daten werden anschließend ausgewertet. Die mittels Gleichung 5.1 ermittelten Werte ergeben sich im Mittel zu $r = 19,9816$ mm, $X_0 = -11,6484$ mm, $Y_0 = 13,5928$ mm und $Z_0 = -6,5742$ mm. Es ist eine Standardabweichung des Radius von $\sigma_r = 5,7 \cdot 10^{-3}$ mm zu verzeichnen, was in Hinblick auf die folgenden Messprojekte als eine sehr gute Übereinstimmung der experimentellen mit den simulierten Daten betrachtet werden kann.

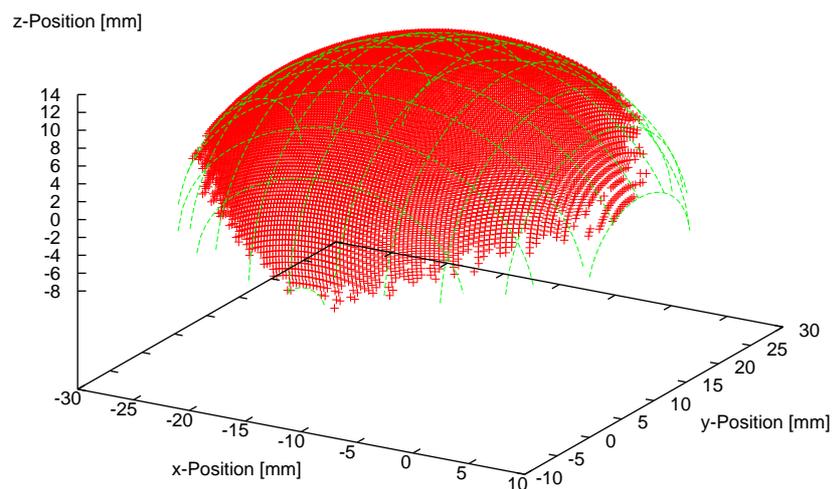


Abbildung 5.10: An gemessene Daten einer geweißten Kugel mit dem Radius von 2 mm angepasste Oberfläche



Abbildung 5.11: Ausschnitt einer gemessenen, triangulierten Gesichtsoberfläche eines Probanden. Deutlich ist das charakteristische Wellenprofil infolge des Phasenfehlers zu erkennen, das durch minimale Bewegungen des Probanden bei der Vermessung entsteht.

Die vorliegende geringe Messunsicherheit ist bei einer in vivo-Messung am Menschen in dieser Form nicht erreichbar, da selbst minimale Bewegungen des Patienten während des Messens Phasenfehler und daraus resultierend höhere Ungenauigkeiten verursachen. Dies stellt jedoch im Hinblick auf die Zielsetzung für die weitere Verarbeitung der Daten keine Einschränkung dar, da weder die Proportionen noch die Abmessungen der Oberfläche verändert werden. Der Phasenfehler äußert sich lediglich als ein — nur in der triangulierten Ansicht sichtbares — Wellenprofil auf der vermessenen Objektoberfläche (Abbildung 5.11), das durch die notwendige Glättung und Anpassung der Oberfläche im weiteren Verlauf der Bearbeitung der Daten wieder reduziert wird (siehe Kapitel 5). Ungeachtet dessen ist der resultierende Fehler wesentlich kleiner als bei den Abdruckverfahren mit Silikon.

Aus denselben Gründen wird bei der vorliegenden Arbeit auch nicht explizit untersucht, welchen Faktor das Rauschen, also die Schwankung der Messwerte der Pixel (aufgelöst nach x-, y- und z-Richtung) bei den Messungen einnimmt, welchen Schwankungen die Kalibration unterworfen ist und welche Einflüsse die Verzerrungen aufgrund nicht-idealer Objektive verursachen. Eine erste Abschätzung nach

Böröcz [13] ergibt für das hier verwendete Messsystem bei den oben genannten Parametern für ein statisches Vermessungsobjekt einen mittleren Fehler von etwa $150 \mu\text{m}$. Die Größe dieses Fehlers ist unter der vorliegenden Zielsetzung und notwendigen Bearbeitungsweise der Messdaten durchaus tolerierbar.

5.3.5 Vermessung der Gesichtsoberfläche

Um für den Zeitraum der Vermessung des Patienten diesen möglichst bewegungslos verharren zu lassen, wird der Kopf an einer Lehne abgestützt und fixiert. An der Stirn des Patienten wird eine Referenzmarke mit 3 Passpunkten angebracht, die sich bei jeder Einzelmessung im Sichtfeld der Kameras befindet (Abbildung 5.12 a,b). Im Verlauf der weiteren Verarbeitung der Daten wird dadurch eine näherungsweise Ausrichtung der Einzelmessungen zueinander festgelegt und mittels der Software ein erstes Registrieren ermöglicht (siehe Kapitel 3.3). Sowohl die unbeschadete als auch die versehrte Gesichtshälfte werden jeweils einmal separat vermessen.

Wie in Kapitel 5.3.5 beschrieben, wird nun auf die Oberfläche des zu vermessenden Gesichtsfeldes eine Abfolge von 4 Phasen- und 6 Gray-Code-Bildern projiziert, die von beiden CCD-Kameras aufgenommen und mittels des Bildverarbeitungssystems ausgewertet werden. In Abbildung 5.13 a ist eine fotografische Darstellung eines auf die Gesichtsoberfläche des Patienten projizierten Gray-Code-Musters dokumentiert, in Abbildung 5.13 b die Projektion eines sinusförmigen Phasenmusters. Der zeitliche Rahmen der Messung beläuft sich auf etwa 12 Sekunden. Der Triangulationswinkel beträgt 120° , der Abstand des Messkopfes zur Gesichtsoberfläche etwa 65 cm und die Basislänge (Abstand der beiden Kameras, siehe Kapitel 2.1.1 und 5.3.1) 26,5 cm.

Diese Parameter werden vor Messbeginn experimentell festgelegt und sollen eine optimale Erfassung der zu vermessenden Oberfläche gewährleisten. Bei einem zu flachen Triangulationswinkel ergibt sich die Problematik, dass man die ausgeräumte Orbita nicht in die Tiefe gehend mit beiden CCD-Kameras erfassen und anschlie-

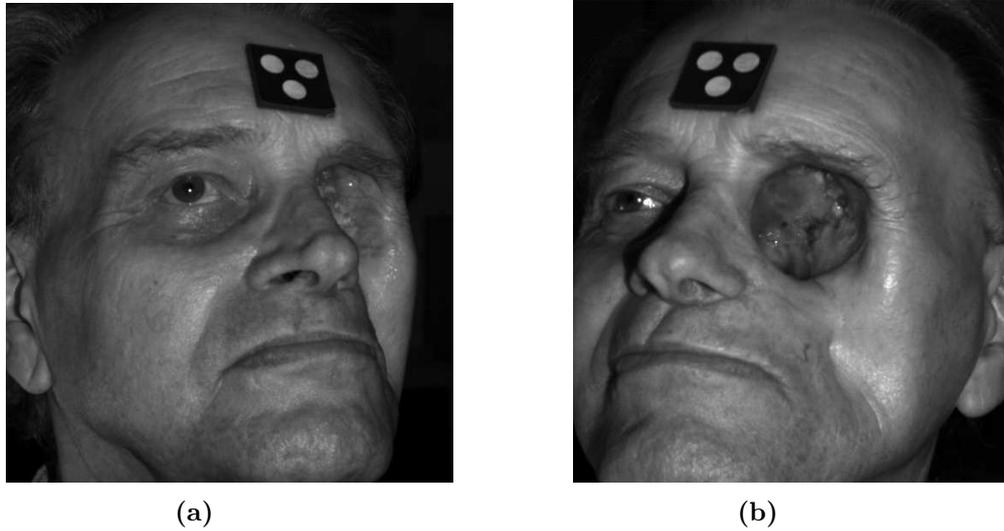


Abbildung 5.12: a) Ansicht der rechten Gesichtshälfte des Patienten (Grauwertbild); b) Ansicht der linken Gesichtshälfte des Patienten (Grauwertbild)

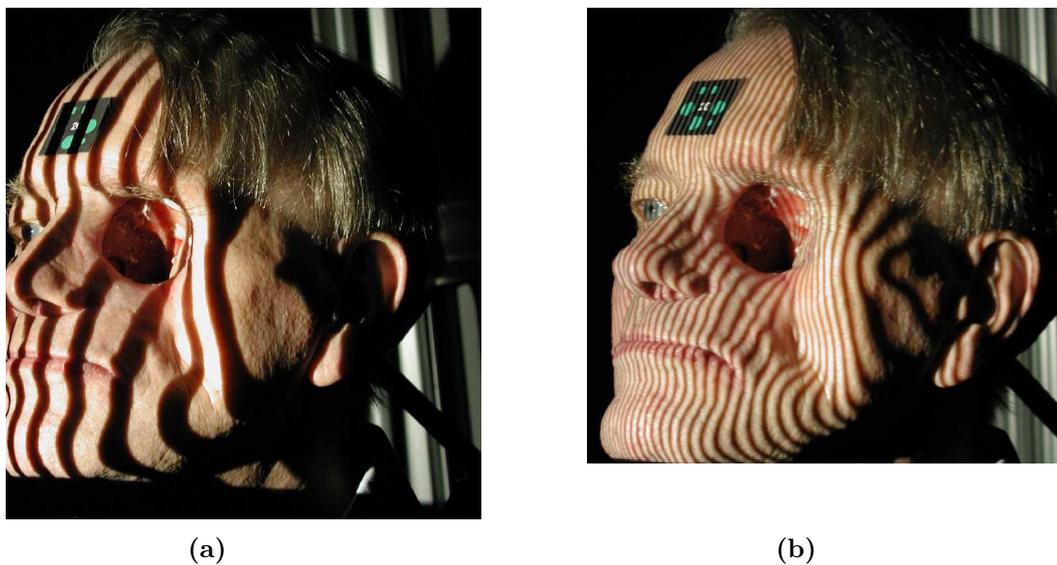


Abbildung 5.13: a) Während der Messung aufgenommenes Bild der Projektion eines a) Gray-Code-Musters und b) sinusförmigen Phasenmusters

ßend rekonstruieren kann, bei einem zu spitzen Winkel führt die so entstehende sehr knapp bemessene Parallaxe zu einer Messung mit größerer Fehlerbehaftung (siehe Abbildung 2.1). Benutzt werden bei den Messungen Objektive mit einer Brennweite von 16 mm.

Die Punktwolken der vermessenen rechten sowie der linken Gesichtshälfte mit dem Resektionsdefekt beinhalten jeweils etwa 213.000 Koordinatenpunkte, so dass also das vollständige Gesicht durch über 400.000 Koordinatenpunkte wiedergegeben wird. Als Faustregel bei Verwendung der hier eingesetzten Kameras kann man als pixelbedingte Auflösung des Systems eine Größenordnung von etwa 1/1000 der Messfelddiagonalen annehmen. Durch Bestimmung des Punkteabstandes und folglich der lateralen Auflösung bei gegebener Messanordnung ergibt sich ein Wert von $300 \pm 30 \mu\text{m}$. Die Tiefenauflösung (z-Richtung) beträgt etwa $100 \mu\text{m}$. Ist eine höhere Auflösung erforderlich, muss das Bildfeld verkleinert, d.h. der Abstand zwischen Messkopf und Objekt reduziert werden. Für die weitere und zügige Bearbeitung werden die vorliegenden Punktwolken gemäß dem Punkteraster um Faktor 4 in x- und y-Richtung ausgedünnt.

5.3.6 3D-Darstellung der Messdaten

Für die rechnergestützte Konstruktion der geplanten Epithese wurde ein für diese Aufgabe ausgelegtes 3D-CAD-Programm entwickelt. Die Kodierung der Software erfolgte in *Visual C++*. Für die Darstellung der 3D-Grafiken wurde die *OpenGL*-Schnittstelle verwendet.

Nach der Aufnahme der Oberflächendaten mittels des Messsystems werden die Punktwolken und die Grauwertbilder der beiden Messkameras in das Programm geladen und in einer 3D-Ansicht wiedergegeben. Durch die Überlagerung der Bild- und 3D-Koordinaten wird eine gute plastische Visualisierung erzielt (siehe Abbildung 5.14 a,b). Für die Flächenrückführung wurde eine Triangulationssoftware entwickelt, die

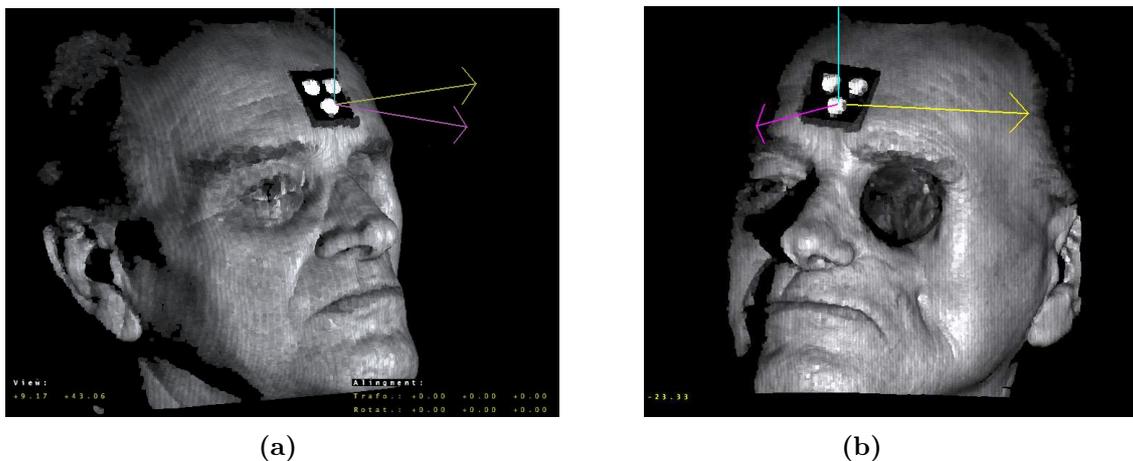


Abbildung 5.14: a) 3D-Wiedergabe der gemessenen Oberflächendaten mit überlagertem Kamerabild (gesunde Gesichtshälfte); b) 3D-Wiedergabe der gemessenen Oberflächendaten mit überlagertem Kamerabild (von der Resektion betroffene Gesichtshälfte)

sich die Tatsache zunutze macht, dass bei der angewandten Technik eine Zuordnung der gemessenen Koordinaten zu den Bildpunkten des Kamerasensors möglich ist, wodurch sich der Vorgang wesentlich beschleunigt (siehe Kapitel 3.2). Das rekonstruierte Gesicht ist in alle Raumrichtungen dreh- und schwenkbar. Um in allen gewählten Ansichten eine räumliche Orientierung zu haben, wird der Ursprung des Objektkoordinatensystems in den unteren der drei Passpunkte gelegt und das Koordinatensystem sichtbar angezeigt.

5.3.7 Festlegen der Epithesenränder mittels Spline-Kurven

Um die im Resektionsbereich fehlenden Gesichtspartien für die Epithesenoberfläche zu rekonstruieren, wird eine Spiegelung der intakten auf die versehrte Gesichtshälfte durchgeführt. Dieser Vorgang kann nicht vollends automatisch vollzogen werden, da ein Gesicht naturgemäß nicht gänzlich symmetrisch ist [8]. Unter Berücksichtigung dieser Tatsache wird stattdessen eine Grobausrichtung der gespiegelten Hälfte anhand der Referenzmarken vorgenommen und danach noch manuell feinjustiert. Um eine bestmögliche Justage zu erreichen, wird in der 3D-Ansicht die gespiegelte Hälfte rot, die der anderen Hälfte blau dargestellt. So kann eine gute Anpassung an die

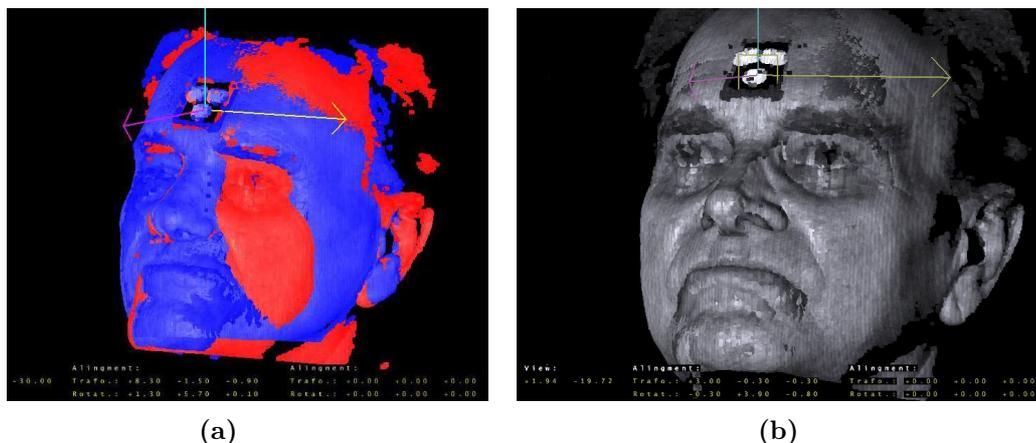


Abbildung 5.15: a) Ausrichtung der gespiegelten, intakten Gesichtshälfte an der defekten Gesichtshälfte; b) Überlagerung von gespiegelter, intakter und versehrter Gesichtshälfte

Defektfläche optisch verwirklicht werden, da sofort ersichtlich ist, an welcher Stelle sich die Flächen schneiden. Nach Beendigung der Anpassung liefert das Programm Transformationsdaten, die die endgültige dreidimensionale Lage der Punktwolken im Raum festlegen. In Abbildung 5.15 b ist das rekonstruierte Gesicht als Überlagerung der versehrten und der gespiegelten intakten Gesichtshälfte abgebildet.

Der folgende Arbeitsschritt besteht aus der Festlegung des Epithesenrandes entlang der Kavität. An dieser Stelle liegen die höchsten Anforderungen an die Passgenauigkeit der Epithese, da eine unvorteilhafte Wahl der Randpunkte im weiteren Verlauf des Herstellungsprozesses zu Lücken oder auch Druckpunkten im Hinblick auf die Auflagefläche auf der Haut führen kann.

Es hat sich gezeigt, dass es problematisch ist, sich ausschließlich an den 3D-Koordinaten zu orientieren, da diese keine Informationen über die Farbe beinhalten. Der alternativ entwickelte Lösungsansatz besteht darin, parallel zur topometrischen Vermessung eines der zusätzlich aufgenommenen Grauwertbilder dazu zu verwenden, dessen zweidimensionale Bildpunktkoordinaten den gemessenen dreidimensionalen Objektkoordinaten zuzuordnen und zu überlagern. Darum wird eine entsprechende

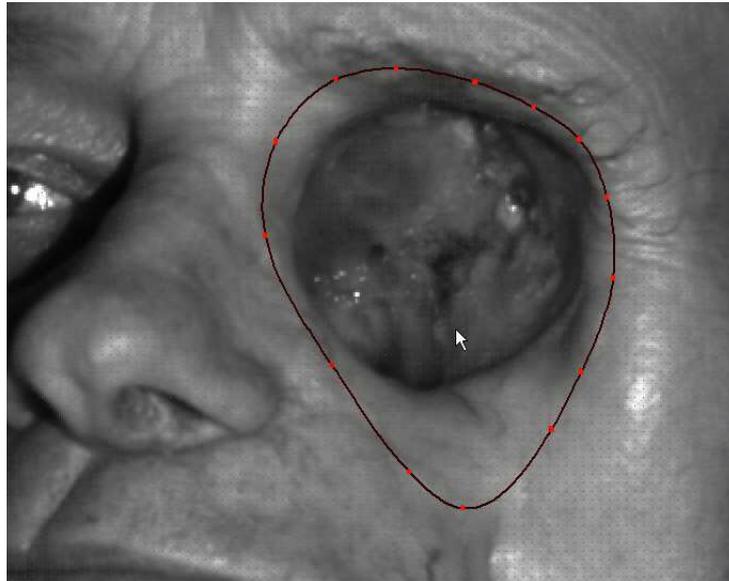


Abbildung 5.16: Einzeichnen des Grenzsplines um die Kavität in das über die 3D-Koordinaten gelegte Grauwertbild; die Gewichtungspunkte der Kurve sind farblich hervorgehoben

Zuordnungstabelle generiert und eine digitale Maske erstellt. Dabei stellt die digitale Maske eine zum Rasterbild deckungsgleiche zweidimensionale Matrix dar, in der während der topometrischen Messung die Bildkoordinaten derjenigen Bildpunkte, zu denen eine Raumkoordinate erfolgreich ermittelt wurde, markiert werden, während die Zuordnungstabelle ein eindeutiges Auffinden der zu diesem Bildpunkt gehörenden Raumkoordinate ermöglicht.

Diese Technik erlaubt infolgedessen eine optische Vermessung von lediglich durch farbliche Merkmale (in Form von Graustufen) differenzierte Oberflächenstrukturen eines Messobjektes, ohne die sonst notwendige Identifizierung homologer Punkte innerhalb dieser Strukturen in unterschiedlichen Bildern, die bereits durch die Anwendung der Streifenprojektionstechnik erfolgte. Somit ist eine bessere Beurteilung der Gesichtsoberfläche möglich. Anhand eines einzelnen aufgenommenen Rasterbildes werden die erkennbaren Strukturen manuell markiert und ihre Raumkoordinaten automatisch ermittelt.

Die gewünschte Randlinie entlang der Kavität kann nun anhand des Kamerabildes gesetzt werden (Abbildung 5.16). Mit dem Mauszeiger wird auf der zweidimensionalen Bildfläche eine parametrische, kubische *Spline*²-Funktion (siehe Anhang A.1) eingezeichnet [75], mit der durch Projektion auf die darunterliegenden 3D-Koordinaten eine korrespondierende räumliche Kurve definiert werden kann (siehe Abbildung 5.16).

Um die Form der Epithese der Beschaffenheit des Innenraums der Kavität anpassen zu können, werden noch zusätzliche Splines innerhalb des die Kavität umschließenden Grenzsplines gezogen. Dies setzt natürlich voraus, dass in diesem Bereich hinreichend 3D-Messdaten für die weitere Bearbeitung vorhanden sind (siehe Abbildung 5.17). Außerdem werden weitere vom Kavitätsmittelpunkt radial ausgehende, die geschlossenen Kurven kreuzende Splines gesetzt. Somit liegen ausreichende Informationen über die Form des Innenraums der Kavität sowie des Bereiches unmittelbar um die Kavität vor.

Für die Konstruktion der Oberseite der Epithese wird der auf der versehrten Seite markierte Grenzspline um die Augenhöhle mit den zuvor ermittelten Transformationsdaten auf die intakte Gesichtshälfte projiziert. Dort werden nun innerhalb des Grenzsplines weitere Splinekurven gezogen, die die Form der intakten Augenpartie hinreichend genau beschreiben (siehe Abbildung 5.18). Nach Festlegung dieser Splines und der automatischen Bestimmung der Transformationsdaten kann man sich die so gewonnenen Kurven auf der anderen Gesichtshälfte anzeigen lassen (siehe Abbildung 5.19). Die so ermittelten Oberflächendaten werden dann in ein für die Weiterverarbeitung geeignetes Standard-Format für 3D-Daten, in das sogenannte IGES³-Format, konvertiert.

²Der Ausdruck *Spline* entstammt dem physikalischen Modell des Verbiegens eines langen, dünnen und elastischen Lineals (Spline) aus Holz oder Metall, das mit Gewichten derart belastet wird, dass sich die gewünschte Form ergibt. Eine im Schiffsbau gebräuchliche deutsche Bezeichnung ist *Straak*.

³Initial Graphics Exchange Specification: Dieses Format erlaubt den Austausch von Daten zwischen fast allen CAD-Systemen.

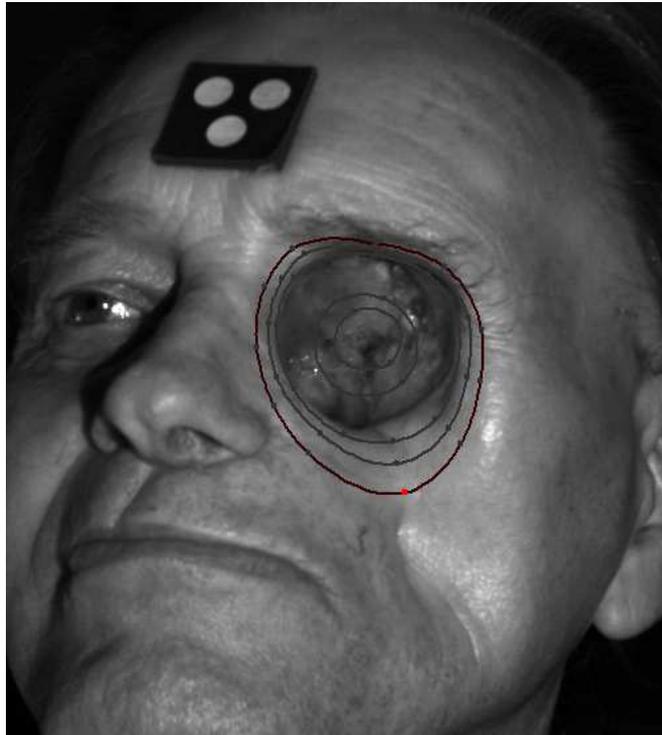


Abbildung 5.17: Darstellung eingezeichneter Splines im Innenraum der Kavität

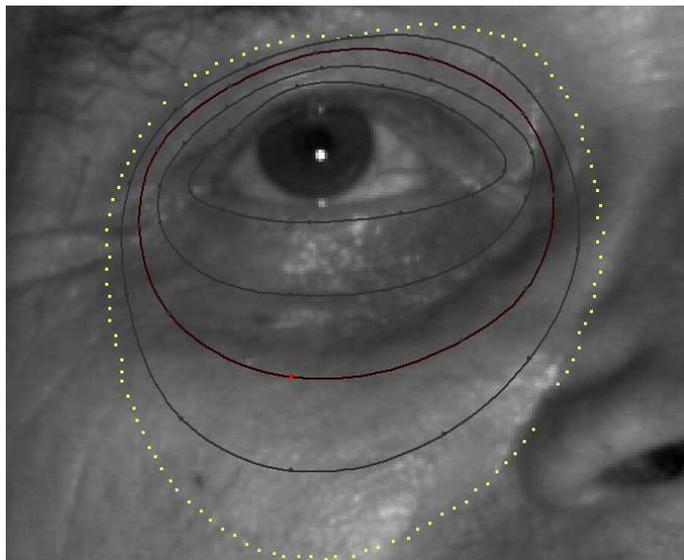


Abbildung 5.18: Darstellung eingezeichneter Splines im Innenraum des auf die gesunde Gesichtshälfte projizierten Grenzsplines

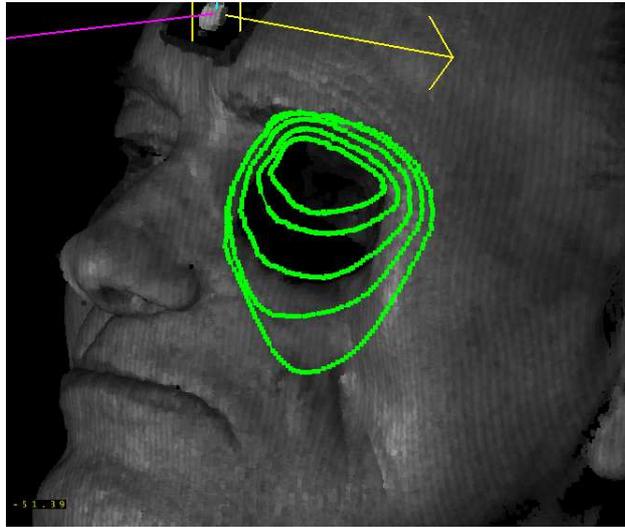


Abbildung 5.19: Darstellung der auf die versehrte Gesichtshälfte projizierten Splines der Augenpartie der gesunden Gesichtshälfte

5.3.8 Konstruktion der Rohform der Epithese mittels NURBS-Flächen

Bisher wurde ein zweigeteiltes räumliches Geflecht aus Spline-Kurven (separates Unter- und Oberteil) hergestellt, so dass nun in einem weiteren Konstruktionsschritt die beiden Teile zu einem zusammenhängenden Modell zusammengeführt werden müssen. Dazu wird das kommerziell erhältliche Programm *Rhinoceros* (Robert McNeel and Associates, Seattle) eingesetzt, welches verstärkt für die Bearbeitung dreidimensionaler Flächen verwendet wird. Der Einsatz dieses Programmes gewährleistet im Gegensatz zu der sonst häufigen Benutzung von Polygonnetzen, die mit vielen Dreiecksflächen arbeiten, eine Überführung der durch die Splines beschriebenen Oberflächen in mathematische *NURBS*⁴-Oberflächen (siehe Abbildung 5.20).

Das NURBS-Format ermöglicht neben der Möglichkeit des einfachen Modellierens auch ein Glätten der Oberfläche, was vor allem dann notwendig ist, wenn durch

⁴Non-Uniform Rational Basic-Splines: Nicht-gleichmäßige rationale Basis-Splines (gemeint: Approximation einer Fläche über rationale Basis-Splines bei nicht gleichmäßiger Verteilung der Flächenknoten in Parameterrichtung)

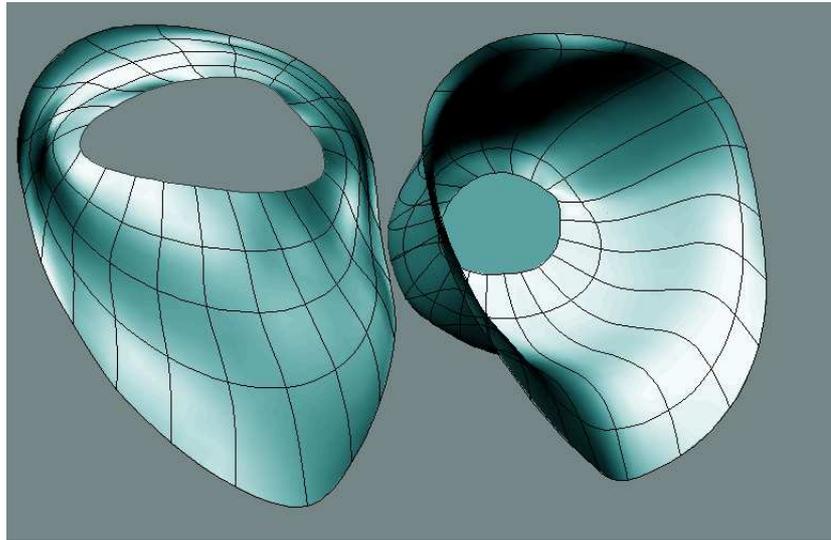


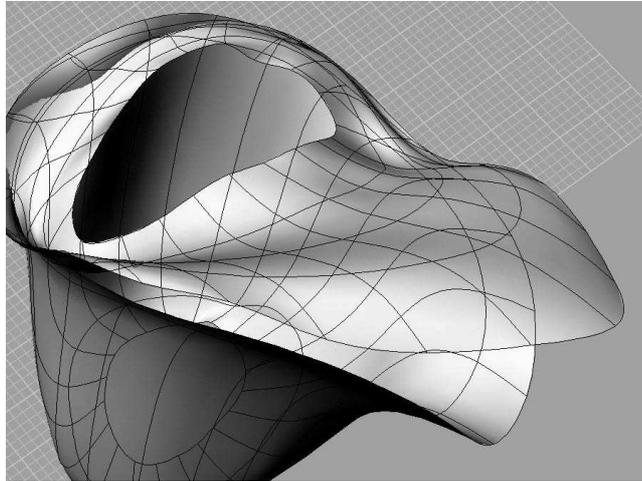
Abbildung 5.20: Konvertierung der Splines der Ober- und Unterseite der Epithese in ein NURBS-Modell

leichte, kaum wahrnehmbare Bewegungen des Patienten beim Messvorgang die 3D-Messpunkte Phasenfehler, die sich durch ein leichtes Wellenprofil der 3D-Punkte offenbaren, aufweisen (siehe Kapitel 5.3.4). Durch das Glätten erscheinen die Kanten des Objektes nicht facettiert, was die Verwendung von NURBS ideal zur Bearbeitung komplizierter Flächenverläufe macht (siehe Anhang A.2).

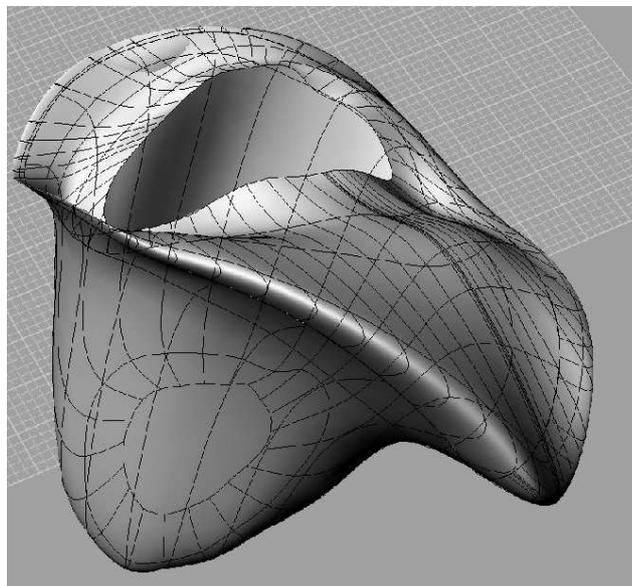
Nach Überführen der Splines in NURBS werden Ober- und Unterseite der Epithese miteinander verschmolzen. Dabei wird die Oberseite mit den Daten der gespiegelten, unversehrten Gesichtspartie an die Unterseite, deren Begrenzung dem Rand mit dem Inneren der Kavität entspricht, genau angepasst und die Knoten der Flächen miteinander verbunden (Abbildung 5.21 a). Auf diese Weise entsteht ein geschlossenes NURBS-Modell der Epithese mit integrierten Teilflächen (siehe Abbildung 5.21 b).

Der letzte Arbeitsschritt erfordert den Export des Modelles in das für die Prototypen-Herstellung vorwiegend benutzte STL⁵-Datenformat. Das bedeutet, dass die NURBS-Oberfläche wieder in Dreiecksflächen aufgelöst wird, es wird "trianguliert".

⁵StereoLithography, siehe Kapitel 5.3.9



(a)



(b)

Abbildung 5.21: Darstellung eines NURBS-Modelles mit a) aufeinandergelegten, noch nicht zusammengefügteten Teilflächen, b) zusammengefügteten, verschmolzenen Teilflächen

Die Anzahl der aufgelösten Polygone und die darauf beruhende Genauigkeit der Oberflächenannäherung ist somit variabel und kann an die Erfordernisse des Herstellungsprozesses angepasst werden. Stark gekrümmte Flächen erfordern dabei relativ viele Polygone, um eine ausreichende Oberflächennäherung zu erhalten. STL-Dateien können aus diesem Grunde hohe Datenmengen umfassen.

5.3.9 Stereolithografische Herstellung eines Kunststoffmodells der Epithese

Die so aufbereiteten Daten dienen nun als Vorlage für die Erstellung eines *Rapid-Prototyping*-Modells. *Rapid Prototyping* ist ein Oberbegriff für Layer-Manufacturing-Verfahren, die eine schnelle Herstellung von dreidimensionalen Modellen und Prototypen gewährleisten, so dass auf den Einsatz von Formen und Werkzeugen (wie z.B. der Fräse) verzichtet werden kann. Dadurch entsteht ebenfalls eine wesentliche Zeit- und Kostenreduzierung. Häufig in der Industrie zum Einsatz kommende Verfahren sind z.B. die Stereolithografie, das Selektive Laser-Sintern, das Laminated Object Manufacturing oder das Fused Deposition Modelling ([33], [51]). Die erste gewerbliche Anwendung einer derartigen Technik war die Stereolithografie, die 1987 in Detroit, USA, von der Firma *3D-Systems Incorporated* entwickelt und vorgestellt wurde. Seitdem haben diese Verfahren nicht nur industriell, sondern auch in der Medizin, z.B. durch die Wiedergabe anatomischer Sachverhalte für die präoperative Planung, enorm an Bedeutung gewonnen ([28], [36]).

Von der Firma H & H⁶ wurde mittels des in diesem Fall benutzten Verfahrens der *Stereolithografie* ein Kunststoffmodell der Epithese gefertigt. Beim Stereolithografie-Prozess (siehe Abbildung 5.22) wird die Oberfläche einer flüssigen Schicht eines Fotopolymer-Harzes mit einem UV-Laser gemäß dem vorgegebenen STL-Datensatz selektiv belichtet. Das Harz härtet durch die Einwirkung des Lasers an den belichteten Flächen aus. Dann wird die Bauteilplattform wieder um eine definierte

⁶Hoffmann & Hoffmann, Gesellschaft für Engineering und Prototypenbau mbH, Leopoldshöhe

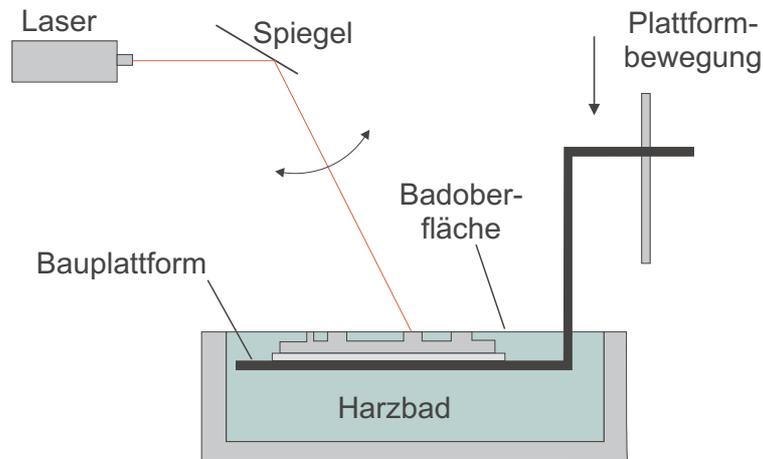


Abbildung 5.22: Prinzipskizze eines stereolithografischen Fertigungsaufbaus

Schichtdicke abgesenkt und es erfolgt die Belichtung der nächsten Schicht. Übliche Schichtstärken betragen dabei ca. 100 bis 200 μm . Durch stetige Wiederholung dieser Schritte wird sukzessive die vollständige Geometrie des zu erstellenden Objektes von unten nach oben aufgebaut. Nach Fertigstellung des Bauteils wird dieses abschließend in einem sogenannten Nachvernetzungsstrahl durch weitere UV-Bestrahlung nachgehärtet und dann entgratet.

5.3.10 Quantitative Erfassung von Volumendifferenzen

Eine weitere, naheliegende Anwendung der optischen Abformung ist die numerische Bestimmung von Formunterschieden zwischen Aufnahmen von Gesichtsoberflächen, die zu verschiedenen Zeitpunkten erstellt wurden. Eine mögliche Anwendung bei Tumorpatienten ist die Überwachung exophytischen Gewebewachstums. Dies erfolgt derzeit noch anhand einer visuellen Inspektion mit einer eher groben Klassifikation, da eindimensional mit einem Dermatometer gemessen wird. Die bereits für die Epithesenerstellung gewonnenen Daten könnten jedoch auch hier herangezogen und bei erneuter Untersuchung mit neu erfassten Oberflächendaten verrechnet werden, was zu einer quantitativen Analyse des lokalen, exophytischen Gewebewachstums und somit zu einer verbesserten Diagnostik beitragen könnte. Da sich die hierfür benötigten Funktionen relativ unproblematisch in das für die Gesichtsvermessung

verwendete Programm implementieren lassen, wird hierzu ein einfaches Experiment durchgeführt.

Für die exemplarische Darstellung einer Analyse und Volumenbestimmung von lokalem Gewebewachstum bei einem Patienten wird eine Simulation an einem Probanden durchgeführt und es werden zwei zeitlich aufeinanderfolgende Messungen ausgewählt (Abbildung 5.23). Da aufgrund des zeitlich begrenzten Rahmens der vorliegenden Arbeit kein Patient für die Messung zur Verfügung stand, wird die Vorgehensweise und Analyse der Messdaten lediglich anhand eines künstlich und stilisiert dargestellten Gewebewachstums erläutert. Dies schränkt jedoch die tatsächliche Anwendbarkeit des Verfahrens in keiner Weise ein.

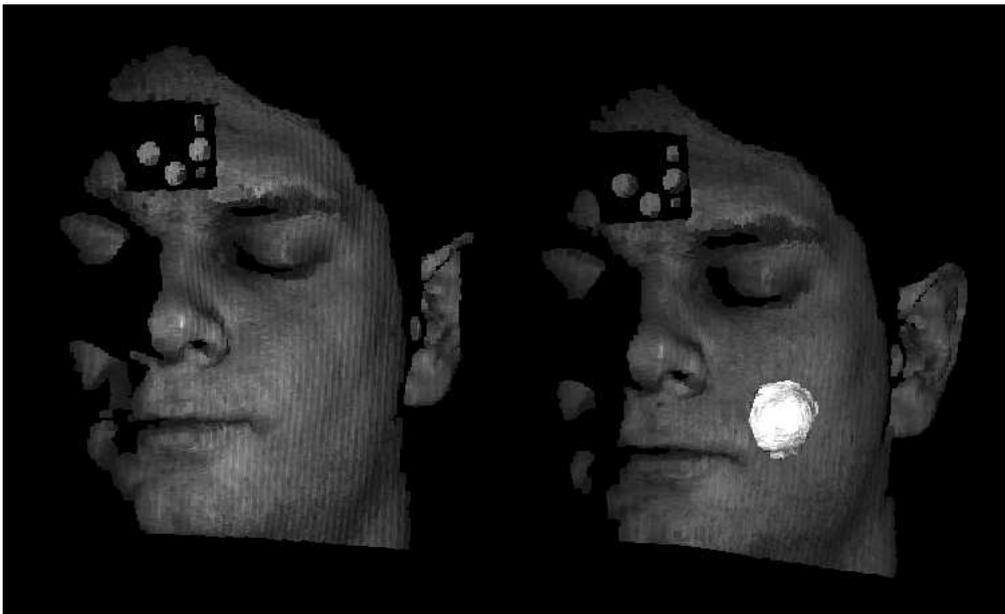


Abbildung 5.23: Digitale (unbearbeitete) Rekonstruktion der profilometrisch erfassten Gesichtsoberflächen mit und ohne Probevolumen

5.4 Ergebnisse

5.4.1 Einsatz des Prototypen und Erstellung der Epithese

Der auf der Grundlage der Stereolithografie erstellte Prototyp ist in Abbildung 5.24 a dargestellt. Nach Einsatz des Prototypen am Patienten (siehe Abbildung 5.24 b) wird offensichtlich, dass sich das Modell sehr gut an die bestehende Augenhöhle anpasst. Einzig die auf der die Resektion umfassenden Gesichtsoberfläche aufliegenden Ränder der Epithese erfordern noch eine weitere Stufe der Anpassung, ein "Auslaufen" der Ränder, was jedoch bei den üblichen Abdruckverfahren in der Regel gleichsam der Fall ist.

Auf der Basis des gut passenden STL-Modelles kann nun ohne weitere Änderungen mittels der Vakuumgießtechnik ein Wachsling (Beauty Pink, Moyco Union Broach) für die entgeltliche Anpassung hergestellt werden (siehe Abbildung 5.25 a). Bei diesem Verfahren wird auf der Basis des zuvor erstellten Stereolithografiemodells eine Sili- kongießform hergestellt, welche dann unter Hochvakuum mit Harzen oder Wachsen ausgegossen wird. Das Ergebnis ist ein blasenfreies und sehr präzises Wachsmo- dell. Durch die Wahl der Gießwerkstoffe lassen sich zudem diverse Materialeigenschaften realisieren. Die in diesem Fall gewünschte Eigenschaft des hergestellten Wachslings ist, dass dieser nun noch nachträglich derart bearbeitet werden kann, dass die Epi- these am Resektionsrand gut abschließt (siehe Abbildung 5.25 b).

Nach der entgeltlichen Anpassung des Wachslings wird in Kooperation mit der epi- thetischen Abteilung der Fachklinik Hornheide in Münster⁷ wiederum eine Negativ- Form erstellt (Abbildung 5.26 a), auf Basis dessen nun die entgeltliche Epithese model- liert werden kann (Abbildung 5.26 b). Dabei werden die Auflageflächen der Epithese sehr dünn und ausgedehnt angefertigt, damit bei mimischen Bewegungen keine Zwi-

⁷Fachklinik Hornheide für Tumoren und Wiederherstellung an Gesicht und Haut, Westfälische Wilhelms-Universität Münster, Abteilung für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Epithetik- Zentrum



(a)



(b)

Abbildung 5.24: a) Ansicht des mittels Stereolithografie hergestellten Prototypes der Epithese; b) Seitliche Ansicht des Patienten mit eingesetztem Prototypen (mit Obturator)



(a)



(b)

Abbildung 5.25: a) Ansicht des mittels Vakuumgießtechnik hergestellten Wachslings; b) Seitliche Ansicht des Patienten mit eingesetztem Wachsling

schenräume zwischen Epithese und Gewebe auftreten. Eine Darstellung der dem Patienten angepassten Epithese ist Abbildung 5.27 zu entnehmen. Die farblichen Abstufungen der Epithese sind unter Umständen dem Hauttypus und der Hautfarbe des Patienten noch nachträglich anzupassen.

Der letzte Schritt zur Fertigstellung und Einsetzbarkeit der Epithese beinhaltet die Befestigung über der Kavität unter Gewährleistung des größtmöglichen Tragekomforts. Mögliche Techniken sind z.B. das einfache Kleben oder die Implantation von Epithesenverankerungen im Schädelknochen, so dass die Epithese aufgesteckt werden kann (siehe Kapitel 5.2.3).



Abbildung 5.26: a) Ansicht des auf der Basis des Wachslings erstellten Negativs; b) Vorderansicht der auf der Basis des Negativs erstellten Epithese



Abbildung 5.27: Ansicht der dem Patienten angepassten Epithese

5.4.2 Quantitative Erfassung von Volumendifferenzen

Die Punktwolken der durchgeführten Messungen beinhalten etwa 130.000 Koordinaten. Wie schon in Kapitel 5.3.5 beschrieben, können nun die beiden Teilmessungen mittels schädelbezogener Referenzpunkte — der auf der Stirn des Patienten angebrachten und bei der Vermessung mit aufgenommenen Passpunkte — eine erste automatische Registrierung erfahren. Die manuelle Feinanpassung erfolgt danach am Bildschirm.

Nach Anpassung der beiden Messungen wird die zu bestimmende Region mit einer Splinefunktion (Abbildung 5.28) umrandet und eine Projektion beider Teilflächen in eine voreinstell- und regulierbare Richtung senkrecht zur Gewebeoberfläche berechnet. Dadurch lassen sich die Flächen als Tiefenbilder repräsentieren, so dass auf eine unter Umständen fehlerbehaftete vollständige Flächenrückführung verzichtet werden kann. Das Volumen des Zwischenraumes zwischen alter und neuer Messung wird anschließend durch Summation der Höhendifferenz beider Flächen auf einem einstellbaren Raster (Voreinstellung: 1 mm je Richtung) ermittelt.

Das von der Software ermittelte Differenzvolumen ist in Abbildung 5.29 dargestellt. Die numerische Integration des Differenzvolumens ergibt im dargestellten Fall einen Wert von $2,6 \text{ cm}^3$. Zu Vergleichszwecken wird nun auf ein einfaches, herkömmliches Verfahren zur Erfassung des Volumens eines Körpers zurückgegriffen: Das Probevolumen wird in einen Meßzylinder mit Wasser gegeben, um das Volumen des verdrängten Wassers zu bestimmen. Dabei ergibt sich ein Probevolumen von $2,8 \text{ cm}^3$. Eine erste Abschätzung des Fehlers des durch das Programm berechneten Volumens beläuft sich demnach auf etwa 7%.

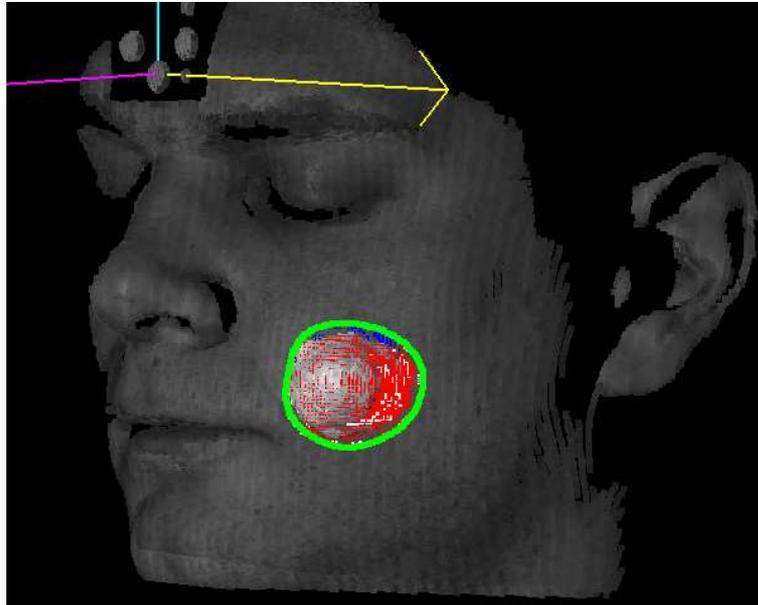


Abbildung 5.28: Darstellung des eingezeichneten Splines auf die überlagerten Teilmessungen

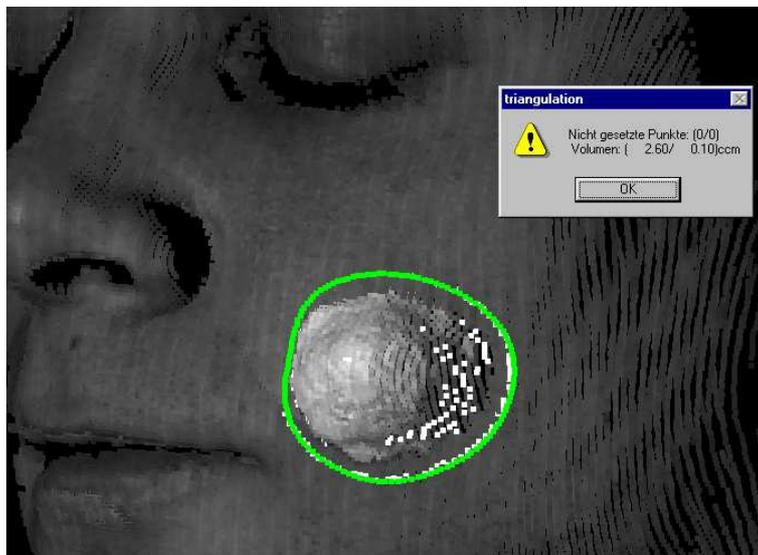


Abbildung 5.29: Überlagerte Flächen mit automatischer Berechnung der Volumendifferenz

5.5 Diskussion

An dieser Stelle sollen die in der vorliegenden Arbeit geschilderten verschiedenen Verfahrensschritte der computergestützten Epithesenerstellung kurz eingeordnet und bewertet werden.

5.5.1 Erfassung der Gesichtsoberfläche

Die benutzten Vermessungsparameter haben sich bewährt, so dass ein vollständiges Erfassen der gewünschten Gesichtspartien gewährleistet wurde. Der zeitliche Rahmen der Vermessung und die damit verbundene Notwendigkeit einer zwölfsekündigen Bewegungslosigkeit für den Patienten hat sich als noch zumutbar erwiesen und erlaubt eine durchweg umfassende und exakte Datenaufnahme. Die erzielte Auflösung konnte sogar im Hinblick auf die Anforderungen an die Passgenauigkeit der Epithese um den Faktor 4 reduziert werden, so dass sich die Bearbeitungszeit des mathematischen Triangulationsalgorithmus, unterstützt durch die zusätzliche Beschleunigung des Algorithmus durch Zuordnung der gemessenen 3D-Koordinaten zu den Bildpunkten der CCD-Kameras, erheblich verkürzen ließ. Durch Überlagerung der räumlichen Koordinaten mit den Pixeldaten der aufgenommenen Grauwertbilder wird ein guter plastischer Eindruck des Gesichtes vermittelt, der die weitere Bearbeitung unterstützt. Bei zukünftigen Vermessungen von Kavitäten, die sich — nicht wie im vorliegenden Fall — in relativ beweglichen Weichteilregionen des Gesichtes befinden, könnte die auf der Basis der 3D-Koordinaten erstellte, virtuelle Epithese auch unterschiedlichen digitalen Modellen des Patienten angepasst werden, die den unterschiedlichen Bewegungen des Gesichtes — z.B. beim Öffnen des Mundes — entsprechen. So könnte vor Fertigstellung der Epithese die marginale Passgenauigkeit überprüft werden. Das Fehlen der realen Farbinformationen bei der Datenaufnahme ist ein Nachteil, der aber durch die Modifikation des Systems bezüglich des Einsatzes von digitalen Farbkameras behoben werden könnte. Heutige Rapid Prototyping-Verfahren sind jedoch noch nicht in der Lage, farbgetreue Modelle herzustellen.

Das Verfahren der optischen Gesichtsvermessung für die Dokumentation und Analyse ist seit einiger Zeit Forschungsgegenstand verschiedener Arbeitsgruppen und ebenso verschieden erweisen sich die Ansätze für eine erfolgreiche Vermessung. Man kann jedoch die Methoden grob unterteilen in die Lasermesstechniken und in die fotogrammetrischen Messtechniken (Stereo- oder Mehr-Kamera-Systeme), die meistens durch Einsatz unterschiedlicher, strukturierter Beleuchtung (siehe Kapitel 3.1) die unzureichende Strukturierung der Gesichtsoberfläche zu kompensieren versuchen. Der Nachteil der Lasermessmethoden ([6], [59], [35], [56]) ist, dass die Auflösung im Vergleich zu aktiven, fotogrammetrischen Verfahren ([41], [22], [24], [67], [58], [71]) in der Regel geringer ist (abhängig von der Auflösung der jeweiligen verwendeten Kameras). Der Laser fährt das Gesicht des Patienten zeilenweise ab und bestimmt pro Linie eine gewisse Anzahl von Punkten. Dann springt er zur nächsten Zeile, die einen gewissen Abstand von bis zu einigen Millimetern zur vorherigen aufweisen kann und beginnt von neuem. So entsteht unter Umständen eine recht inhomogene Verteilung der 3D-Koordinaten in x- und y-Richtung, die im Anschluss an die Messung erst noch über die Fläche interpoliert werden müssen. Neuere Systeme haben diesen Nachteil jedoch bereits weitgehend korrigiert. Erwähnt werden sollte zudem, dass der Einsatz von Lasermessmethoden im Augenbereich nicht unproblematisch ist.

In der Sparte der aktiven fotogrammetrischen Messmethoden wird heutzutage zwecks Erreichung einer Auflösung im zweistelligen Mikrometerbereich zumeist auf eine Kombination unterschiedlich strukturierter Beleuchtungsarten zurückgegriffen (Kapitel 3.1.2). Die in der vorliegenden Arbeit verwendete Kombination einer Gray-Code- und Phasenmuster-Projektion hat sich im Einsatz sehr bewährt und erfährt in der Industrie und der Forschung vielfache Anwendung. Um den Zeitbedarf der Vermessung zu minimieren, wird mittlerweile schon verstärkt auf den Einsatz von LCD⁸-Beleuchtungsprojektoren gesetzt, die die Dauer einer Messung um etwa Fak-

⁸Liquid Crystal Display: Flüssigkristallanzeige

tor 4-5 zu verkürzen vermögen. Nachteil dieser rasterbasierten Projektionssysteme ist jedoch, dass die Annahme einer sinusförmigen Intensitätsverteilung nicht erfüllt ist, was zu nachweisbaren Messfehlern führt. Abhilfe verschafft hier ein gewolltes Unschärf-Stellen der Projektionseinheit oder die Implementierung eines optischen Tiefpass-Filters [11].

Eine weitere Möglichkeit, die benutzt wird, um 3D-Koordinaten für den anschließenden Einsatz des Stereolithografie-Verfahrens oder anderer Rapid Prototyping-Techniken zu gewinnen, ist, auf bestehende CT⁹- oder MRT¹⁰-Daten zurückzugreifen [81]. Dies weist den Vorteil auf, dass der Patient nicht nochmals vermessen werden muss. Der Nachteil ist die im Vergleich zur optischen Messtechnik bestehende schlechtere Auflösung (Fehler im Millimeterbereich [55],[73]) dieser Verfahren. Ihr Einsatz ist unseres Erachtens nicht zu vertreten, wenn es allein darum geht, die Gesichtsoberfläche eines Patienten zu vermessen. Zum einen setzt man den Patienten dabei — wie bei der Anwendung der Computer-Tomografie — nicht notwendiger Strahlenbelastung aus, zum anderen erfordern sie einen erheblichen Zeit- und Kostenaufwand. Des Weiteren ist das Vorliegen von Daten und Informationen über das Gewebeinnere für die Erstellung einer Epithese nicht erforderlich.

Gewiss ist allen Verfahren in Hinblick auf ihre Aufgabenzielsetzung eine Berechtigung zuzusprechen, denn ihrem definierten Anwendungsbereich entsprechend liegt ihr jeweiliger Schwerpunkt auf Eigenschaften wie Schnelligkeit, gute Auflösung oder Unempfindlichkeit gegenüber äußeren Einflüssen, wie z.B. dem Umgebungslicht. So ist bei vielen Anwendungen eine Auflösung im Mikrometerbereich gar nicht vonnöten, bei anderen spielt der zeitliche Rahmen der Vermessung keine begrenzende Rolle.

⁹Bei der Computer-Tomografie handelt es sich um ein spezielles Röntgenverfahren, das Querschnittsbilder verschiedener Körperabschnitte anfertigt.

¹⁰Die Magnetresonanztomografie nutzt die schwachen magnetischen Eigenschaften körpereigener Wasserstoffatomkerne aus, die — von außen durch ein Magnetfeld angeregt — ihrerseits Radiowellen aussenden, welche aufgefangen und zu digitalen Bildern zusammengesetzt werden können.

5.5.2 Rekonstruktion fehlender Gesichtspartien und Einsatz der Stereolithografie

Die Vorgehensweise des Spiegeln der intakten auf die mit dem Defekt versehrten Gesichtshälfte hat sich im Falle eines einseitigen Defektes als praktikabel erwiesen. Durch die automatische Grobregistrierung der beiden Gesichtshälften mittels der angebrachten Passpunkte kann die aufgrund der Unsymmetrie des Gesichtes nötige manuelle Feinanpassung unmittelbar erfolgen. Die zweifarbige Darstellung der überlagerten Gesichtshälften erleichtert dabei das exakte Anpassen deutlich, da sofort ersichtlich ist, welche Flächen übereinander liegen und welche sich schneiden. Verstärkt wird mittlerweile auch an der Möglichkeit geforscht, eine automatische geometriebasierte Grobregistrierung akquirierter 3D-Daten der Gesichtsoberfläche — ohne das Mittel der Orientierung an Passpunkten — zu erreichen ([52], [40]).

Das Festlegen der Epithesenränder mittels der Splines ist dahingehend vorteilhaft, dass die Umrandung wie gewünscht gesetzt und noch nachträglich modifiziert werden kann. Die innerhalb des Grenzsplines gesetzten weiteren Splines gewährleisten eine optimale Formerfassung innerhalb der Kavität, so dass ein eventuell benötigter Obturator erstellt und die Auflagefläche der späteren Epithese exakt erfasst werden kann. Durch die gespiegelten, auf der unversehrten Gesichtshälfte gewonnenen Splines ist auch das Datengerüst für das Oberteil der Epithese vorhanden, so dass nur noch beide Hälften (Ober- und Unterteil) zusammengefügt werden müssen.

Das Zusammenfügen des Geflechtes aus Spline-Kurven geht so vonstatten, dass das Oberteil dem Unterteil — der realen Auflagefläche der Epithese — angepasst und mit diesem verschmolzen wird. Das Unterteil dient als einfacher Obturator für die Anprobe, kann jedoch auch Informationen bezüglich einer Anwendung dieses Verfahrens für die Konstruktion eines Bestrahlungsträgers für die Brachytherapie liefern. Nach der Konvertierung in das NURBS-Format kann dann die Oberfläche des Modells geglättet werden. Dies geschieht derart, dass die Passgenauigkeit der Epithese

nicht verändert wird. Danach erfolgt die Überführung in das für Anwendungen in der Stereolithografie übliche STL-Format. Der erste Prototyp der Epithese, der auf der Basis dieser Daten hergestellt wurde, wies eine sehr gute Passgenauigkeit auf.

Aufgrund der vielversprechenden Anwendungsmöglichkeiten in der Prothetik befinden sich vergleichbare Verfahren derzeit international — vorwiegend im asiatischen Raum — im Entwicklungsstadium. Eine ähnliche Zielsetzung wie die der vorliegenden Arbeit wird z. B. in einem Projekt der Universität Dresden verfolgt [67]. Dabei wird auch das Hilfsmittel der Gesichtshälftenspiegelung herangezogen, ohne jedoch auf die computergesteuerte Feinanpassung — besonders im Bereich der Auflagefläche der Epithese — einzugehen. Hier wird sofort die Datendifferenz zwischen der gesunden und der erkrankten Seite gebildet. An der Nanyang-Universität in Singapur wurde ein Forschungsprojekt ins Leben gerufen, das sich ebenfalls mit der automatisierten Herstellung von Epithesen auseinandersetzt, nur wird hier die Gesichtsoberfläche mittels des Laserscanning-Verfahrens erfasst und digitalisiert ([18], [17]). Ein Projekt der Universität Shanghai [80], China, beschäftigt sich — ebenfalls auf der Basis des Laserscannings — mit der Ohr-Rekonstruktion und anschließender Anwendung der LOM¹¹-Methode, eines Rapid Prototyping-Verfahrens, das zunächst Papier-Prothesen herstellt [54], die dann z.B. als Grundlage für Silikonabgüsse dienen können.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich die mit dem vorgestellten Verfahren erzielten Ergebnisse im Vergleich sehr gut einordnen.

5.5.3 Quantitative Erfassung von Volumendifferenzen

Die hier gezeigte Überlagerung zweier Messungen zwecks Differenzvolumenbestimmung — beispielsweise zur Überwachung exophytischen Gewebewachstums — ist ein praktikables Mittel, um Veränderungen des Weichteilgewebes zu detektieren. Der

¹¹Laminated Object Manufacturing: Papierschichten werden aufeinandergeleimt und mittels eines CO_2 -Lasers in der gewünschten Form ausgeschnitten.

resultierende Fehler kann mittels einer Verkleinerung des voreinstellbaren Rasters noch minimiert werden. Das Überlagern und Registrieren beider Messungen verläuft analog der Vorgehensweise bei der Epithesenerstellung; das bedeutet, dass ein erstes Anpassen mittels der Passpunkte, dann die manuelle Feinanpassung vorgenommen wird. Das Verfahren ist jedoch genauso auf einen Vergleich prä- und postoperativer Vermessungen anwendbar [58], so dass sich mit ausreichender Vermessungsstatistik eine Datenbank aufbauen ließe, die möglichst genaue Vorhersagen über einen Operationsausgang geben könnte. Diese Möglichkeit der Operationsprognostik, mit der man auch den Patienten vorbereiten und ihn hinsichtlich der angestrebten äußeren Ästhetik mit einbeziehen könnte, könnte neue Aspekte der Behandlung erschließen.

Das Überlagern zweier temporär aufeinander folgender 3D-Vermessungen des Gesichtes kann auch zur Dokumentation des normalen Wachstums genutzt werden. Eine englische Arbeitsgruppe versucht beispielsweise mittels wiederholter dreidimensionaler Gesichtsvermessung das Gesichtswachstum von Kindern zu quantifizieren und zu bewerten ([59], [35], [56]). Dabei werden jeweils zwei zeitlich nacheinander aufgenommene Messungen überlagert und dahingehend analysiert, an welcher Stelle sich aufgrund des Wachstums verstärkt Veränderungen entwickeln.

Kapitel 6

Zusammenfassung und Ausblick

Schwerpunkt der vorliegenden Arbeit ist die Entwicklung einer computergestützten Herstellung von Epithesen auf der Basis optischer phasenmessender Profilometrie. Ziel ist dabei, den Verfahrensablauf derart zu optimieren, dass er dem Anspruch einer klinischen Anwendung gerecht wird. Experimentell zu bestimmende Randbedingungen, die einen erfolgreichen Ablauf der Vermessungen gewährleisten sollen, werden vorgestellt, beurteilt und festgelegt. Dazu gehören Parameter, die die Geometrie der Vermessungssituation beeinflussen, wie etwa die Abstände und Winkeleinstellungen der Systemkomponenten zueinander sowie zum Messobjekt. Aber auch die Festlegung einer optimalen Beleuchtungsstärke oder die Vorgehensweise bei der Weiterverarbeitung der erhaltenen 3D-Daten bedürfen einer Untersuchung, da der Ablauf in der klinischen Anwendung möglichst automatisch und unkompliziert sein soll. Die Vorzüge des Systems bestehen darin, dass es ermöglicht, dem Patienten, der unter Umständen noch unter postoperativen Schmerzen leidet, eine möglichst rasche, exakte, berührungs- und somit schmerzfreie Erstversorgung zukommen zu lassen. Das Verfahren soll dem Epithetiker ein hilfreiches Werkzeug zur Seite stellen, das die Herstellung eines guten Modelles für die Endfertigung der Epithese ermöglicht.

Um das Messsystem bezüglich der Datenaufnahme zu optimieren, wird untersucht, in welcher Weise sich verschiedene Beleuchtungsspektren auf die Erfassung der bei

der profilometrischen Messung verwendeten kodierten Lichtmuster auswirken. Dazu wird die Beleuchtungseinheit mit verschiedenen Farbfiltern präpariert und es werden die Modulationswerte der Gray-Code- und der Sinus-Muster — die maßgebend für die erreichbare Messgenauigkeit sind — sowie die erzielte Punkteausbeute ermittelt. Dabei werden Messreihen sowohl an Haut als auch an einer geweißten Referenzplatte durchgeführt, um den Einfluss der Hautbeschaffenheit auf die Reflektion und Absorption des Lichtes abschätzen und einordnen zu können. Das Ergebnis ist, dass optimale Messergebnisse mit ungefiltertem Halogenlicht, d.h. mit Weißlicht, erzielt werden. Dieses Resultat ist etwas überraschend, da die langwelligen Anteile des Beleuchtungsspektrums deutlich tiefer in die Haut eindringen und somit eine größere Unsicherheit hinsichtlich einer klar erfassten Oberfläche mit sich bringen sollten. Auf der anderen Seite sind die verwendeten CCD-Sensoren in diesem Bereich besonders empfindlich und die insgesamt höhere Lichtintensität liefert ein besseres Signal-/Rausch-Verhältnis in Bezug auf vorhandenes Umgebungs- und Streulicht.

Das entwickelte System zur computergestützten Epithesenherstellung hat sich in Hinblick auf die gestellten Anforderungen bewährt. Das Verfahren ist erheblich schneller und mindestens so präzise wie die üblichen Abformverfahren, die bei der Abformung das Weichteilgewebe deformieren und so die Genauigkeit reduzieren. Es stellt für den Patienten keine Belastung dar und ermöglicht eine formgetreue Modellierung der Epithese am Rechner, die dann vom Epithetiker in die entgeltige Form überführt werden kann. Die Passgenauigkeit des für diese Arbeit mittels Stereolithografie hergestellten Kunststoffmodells erwies sich als so gut, dass in Zukunft der Umweg über die Anprobe am Patienten entfallen und sofort ein Wachsling erstellt werden kann. Denkbar wäre auch eine Vereinfachung im Sinne des Rapid Toolings, bei der unter Verzicht auf das Stereolithografie-Modell eine zweiteilige Negativform mittels einer CNC-Fräse hergestellt wird, in die der Epithetiker das Material für die Epithese sofort schichten kann.

Als nützliche Nebenanwendung des Verfahrens ist noch die Differenzvolumenerfassung von Gewebewachstum zu vermerken, die eine Alternative zum simplen Dermatometer darstellt.

Bei Weiterentwicklung des hier vorgestellten Verfahrens ist vorrangig zu gewährleisten, dass durch Einsatz einer aus einem LCD-Projektor bestehenden Beleuchtungseinheit die Vermessungszeit zugunsten einer größeren Stabilität auf wenige Sekunden reduziert wird. Um die Mobilität des Systems für einen klinischen Einsatz weiter zu verbessern, kann es noch derart modifiziert werden, dass der Messrechner durch ein Notebook ersetzt wird. Dies kann durch den Einsatz digitaler Schnittstellen, etwa nach dem IEEE 1394-Standard (Firewire), ermöglicht werden. Durch Integration mehrerer Kameras kann außerdem die Notwendigkeit der Einzelvermessung beider Gesichtshälften entfallen, so dass auch die Anwendung der Passpunkte nicht mehr erforderlich sein wird. Man kann also davon ausgehen, dass durch Berücksichtigung dieser Entwicklungen das System — auch in Hinblick auf die Einbeziehung der Farbinformationen — noch Optimierungsschritte erfahren wird, so dass die klinische Tauglichkeit des Verfahrens noch verbessert werden kann.

Anhang

A.1 Parametrische, kubische Spline-Funktionen

Parametrische, kubische Spline-Funktionen besitzen die Form

$$s_x(t) = a_{xk} + b_{xk} \cdot (t - t_k) + c_{xk} \cdot (t - t_k)^2 + d_{xk} \cdot (t - t_k)^3 \quad (\text{A.1})$$

$$s_y(t) = a_{yk} + b_{yk} \cdot (t - t_k) + c_{yk} \cdot (t - t_k)^2 + d_{yk} \cdot (t - t_k)^3 \quad .$$

Die Splinefunktionen setzen sich stückweise aus kubischen Polynomen zusammen. Dabei ist $\bar{s}(t) = \{s_x(t), s_y(t)\}$. Die Funktionen $s_x(t)$, $s_y(t)$ sind die Splinefunktionen zu den Wertepaaren (t_k, x_k) , $k = 0, \dots, n$ bzw. zu (t_k, y_k) , $k = 0, \dots, n$ mit $t_0 < t_1 < \dots < t_k$. Die Punkte auf der parametrischen Kurve sind also beschrieben durch die vektorielle Gleichung:

$$\bar{s}(t) = \bar{a}_k + \bar{b}_k(t - t_k) + \bar{c}_k(t - t_k)^2 + \bar{d}_k(t - t_k)^3 \quad (\text{A.2})$$

Die Parameterwerte t_0, t_1, \dots, t_k entsprechen den gegebenen $(n+1)$ Punkten und werden durch die Distanzen der aufeinanderfolgenden Punkte so festgelegt, dass gilt

$$t_0, \quad t_k = t_{k-1} + \sqrt{(x_k - x_{k-1})^2 + (y_k - y_{k-1})^2}, \quad (k = 1, 2, \dots, n). \quad (\text{A.3})$$

Charakteristische Eigenschaften der kubischen Splinekurven sind die Stetigkeit der ersten beiden Ableitungen an den Stützstellen und das Verschwinden der zweiten

Ableitung an den Stützstellen t_0 und t_k . Mit Wissen um diese Eigenschaften ist ein Gleichungssystem aufstellbar, so dass sich die Koeffizienten $a_{xk,yk}$, $b_{xk,yk}$, $c_{xk,yk}$ und $d_{xk,yk}$ berechnen lassen [75].

A.2 NURBS-Kurven

NURBS sind invariant bezüglich Translation, Rotation, Skalierung und perspektivischer Transformation. Eine NURBS-Kurve $C(u)$ ist definiert als ([63], [64])

$$C(u) = \frac{\sum_{i=0}^n w_i \cdot P_i \cdot N_i^k(u)}{\sum_{i=0}^n w_i \cdot N_i^k(u)} \quad (\text{A.4})$$

mit w_i : Gewichtungen

P_i : Kontrollpunkte (Vektor)

N_i^k : Genormte B-Spline-Basisfunktionen vom Grade k

Hohe relative Gewichtung nähert die Kurve einem Punkt an, niedrige Gewichtung (< 1) stößt sie ab. Die B-Splines sind dabei rekursiv definiert als

$$N_i^k(u) = \frac{u - t_i}{t_{i+k} - t_i} \cdot N_i^{k-1}(u) + \frac{t_{i+k+1} - u}{t_{i+k+1} - t_{i+1}} \cdot N_{i+1}^{k-1}(u) \quad (\text{A.5})$$

$$\text{mit } N_i^0(u) = \begin{cases} 1, & \text{falls } t_i \leq u < t_{i+1} \\ 0, & \text{sonst} \end{cases},$$

wobei t_i die Knoten sind, die den Knotenvektor $U = (t_0, t_1, \dots, t_m)$ bilden.

Literaturverzeichnis

- [1] S.-J. AHN, W. RAUH und M. RECKNAGEL: *Geometric fitting of line, plane, circle, sphere and ellipse*. In: *6. ABW-Workshop, Optische 3D-Formerfassung*, TA Esslingen, 1999.
- [2] J. ALBERTZ und W. KREILING: *Photogrammetrisches Taschenbuch*. Wichmann Verlag, Karlsruhe, 1989.
- [3] P. ALBRECHT und B. MICHAELIS: *3D-Koordinaten durch Korrelation von Grauwertfolgen*. In: *4. ABW-Workshop, Optische 3D-Formerfassung*, TA Esslingen, 1997.
- [4] P. ANDRETSKY, M. BAIL, H. HÄUSLER und M. W. LINDNER: *Acquisition of skin topology and morphology by short coherence interferometry*. In: *4. ABW-Workshop, Optische 3D-Formerfassung*, TA Esslingen, 1997.
- [5] K. B. ATKINSON: *Close-range photogrammetry and machine vision*. Whittles Publishing, Caithness, UK, 1996.
- [6] S. AUNG, R. NGIM und S. LEE: *Evaluation of the laser scanner as a surface measuring tool and its accuracy compared with direct facial anthropometric measurements*. *Br J Plast Surg*, 48:551–558, 1995.
- [7] E. P. BALTSAVIAS: *Multiphoto geometrically constrained matching*. Doktorarbeit, Institut für Geodäsie und Photogrammetrie, ETH Zürich, 1991.
- [8] M. BENZ, X. LABOUREUX, T. MAIER, E. NKENKE, S. SEEGER, F. W. NEUKAM und G. HÄUSLER: *The symmetry of faces*. In: B. GIROD, H. NIEMANN

- und H.-P. SEIDEL (Herausgeber): *Vision, Modeling and Visualization*, Seiten 43–50, Berlin, 2002. Akademische Verlagsgesellschaft.
- [9] L. BERGMANN und C. SCHAEFER: *Optics of waves and particles*. de Gruyter-Verlag, Berlin, 1999.
- [10] J. BEUMER, T. MA, M. MARUNICK, E. ROUMANAS und R. NISHIMURA: *Restoration of facial defects. Etiology, disability and rehabilitation*. In: J. BEUMER, T. A. CURTIS und M. MARUNICK (Herausgeber): *Maxillofacial Rehabilitation Prosthodontic and Surgical Considerations*, Seiten 412–413, Ishiyaku EuroAmerica: St. Louis, 1996.
- [11] J. BÖHM: *Erfassung und Interpretation von dichten Oberflächendaten*. In: *DGPF-Jahrestagung*, Band 10, Konstanz, 2001.
- [12] R. BOECKER: *Problematik glänzender Oberflächen bei der 3D-Topometrie*. In: *5. ABW-Workshop, Optische 3D-Formerfassung*, TA Esslingen, 1998.
- [13] Z. BÖRÖCZ: *Optische Erfassung und numerische Analyse von Kontaktflächen in der dynamischen Okklusion mittels digitalisierter Situationsmodelle*. Doktorarbeit, Westfälische Wilhelms-Universität, Münster, 2004.
- [14] S. BRONSTEIN: *Taschenbuch der Mathematik*. B. G. Teubner Verlagsgesellschaft, Leipzig, 1991.
- [15] D. C. BROWN: *Close-range camera calibration*. Photogrammetric Engineering, 37:855–866, 1971.
- [16] W. BRÜSCHWEILER, M. BRAUN und H. J. FUCHSER: *Photogrammetrische Auswertung von Haut- und Weichteilwunden sowie Knochenverletzungen zur Bestimmung des Tatwerkzeuges - Grundlegende Aspekte*. Rechtsmedizin, 7:76–83, 1997.
- [17] C. M. CHEAH, C. K. CHUA und K. H. TAN: *Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 2:*

- Development of molding techniques for casting prosthetic parts.* Int J Prosthodont, 16 (5):541–546, 2003.
- [18] C. M. CHEAH, C. K. CHUA, K. H. TAN und C. K. TEO: *Integration of laser surface digitizing with CAD/CAM techniques for developing facial prostheses. Part 1: Design and fabrication of prosthesis replicas.* Int J Prosthodont, 16 (4):435–441, 2003.
- [19] H. DELERÉ: *Photogrammetrische Oberflächenvermessung farbholographisch aufgezeichneter Objekte.* Doktorarbeit, Humboldt-Universität, Berlin, 2003.
- [20] D. DIRKSEN, S. DIEDERICHS, C. RUNTE, G. VON BALLY und F. BOLLMANN: *Dreidimensionale Erfassung und Visualisierung von Messpunkten des Zahnboogens anhand optisch vermessener Modelle.* Band 60, Seiten 152–159. Urban & Vogel München, 1999.
- [21] D. DIRKSEN, C. RUNTE, Z. BÖRÖCZ, C. THOMAS, G. VON BALLY und F. BOLLMANN: *Three-dimensional quantification of color-marked occlusal paths on anatomically oriented casts.* J Prosthet Dent, 85 (2):156–161, 2001.
- [22] D. DIRKSEN, C. RUNTE, H. DELERÉ, C. THOMAS, Z. BÖRÖCZ, F. BOLLMANN und G. VON BALLY: *Rechnergestützte Gestaltung von Epithesen nach optischer Abformung von Gesichtsdefekten.* Biomedizinische Technik, 47:85–90, 2002.
- [23] D. DIRKSEN, U. STRATMANN, J. KLEINHEINZ, G. VON BALLY und F. BOLLMANN: *Three-dimensional visualization and quantification of the mandibular articular surface by optical profilometry.* Cells Tissues Organs, 164 (4):212–220, 1999.
- [24] D. DIRKSEN, C. THOMAS, H. DELERÉ, Z. BÖRÖCZ, C. RUNTE, F. BOLLMANN und G. VON BALLY: *Optical 3d acquisition of facial surface structures for computer aided design and rapid prototyping of facial prostheses.* In:

- International Symposium on Photonics in Measurement*, Aachen, 2002. VDI Kompetenzfeld Optische Technologien.
- [25] H. EDELSBRUNNER und E. P. MÜCKE: *Three-dimensional alpha shapes*. In: *ACM Transactions on Graphics*, Band 13, Seiten 43–72, 1994.
- [26] E. ERIKSSON und P. I. BRÅNEMARK: *Osseointegration from the perspective of the plastic surgeon*. Band 93, Seiten 626–637, 1994.
- [27] P. FEDERSPIL, H. G. BULL und P. A. FEDERSPIL: *Epithetische Wiederherstellung im Gesicht*. Band 5, Seiten 206–213, 1998.
- [28] D. FICHTNER und J. HOFFMANN: *Fabrication of stereolithography models: A summary of case studies on the field of mouth, jaw and face surgery*. In: *European Conference on Rapid Prototyping*, Band 7, Paris, Frankreich, 1998.
- [29] T. W. FISCHER, W. WIGGER-ALBERTI und P. ELSNER: *Direct and non-direct measurement techniques for analysis of skin surface topography*. *Skin Pharmacol Appl Skin Physiol*, 12:1–11, 1999.
- [30] G. FRANKOWSKI, M. CHEN und T. HUTH: *Optical 3D in vivo Measurement of Human Skin by PRIMOS*. In: *The 4th International Workshop on Automatic Processing of Fringe Patterns*, Seiten 646–653, Amsterdam, 2001. Elsevier.
- [31] P. FUA: *A parallel stereo algorithm that produces dense depth maps and preserves image features*. *Machine Vision and Applications*, 6:35–49, 1993.
- [32] Z. B. GAO, S. PANDYA, N. HOSEIN, M. S. SACKS und N. H. C. HWANG: *Bioprosthetic heart valve leaflet motion monitored by dual camera stereo photogrammetry*. *Journal of Biomechanics*, 33:199–207, 2000.
- [33] A. GEBHARDT: *Rapid Prototyping: Werkzeuge für die schnelle Produktentstehung*. Carl Hanser Verlag, Leipzig, 2000.
- [34] E. HECHT: *Optik*. Addison-Wesley Verlag (Deutschland) GmbH, 1991.

- [35] R. J. HENNESSY und J. P. MOSS: *Facial growth: seperating shape from size*. European Journal of Orthodontics, 23:275–285, 2001.
- [36] J. HOFFMANN: *Erfahrungen bei der Fertigung und dem Einsatz von Stereolithographiemodellen auf dem Gebiet der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie*. In: *Möglichkeiten und Anwendungen von rapid Prototyping-Technologien in der Medizintechnik*, Lichtenstein, 1999.
- [37] C. HOFMANN: *Die optische Abbildung*. Akademische Verlagsgesellschaft Geest & Portig, Leipzig, 1980.
- [38] T. JEM, T. BÄCK und A. PETERSSON: *Photogrammetry – An alternative to conventional impressions in implant dentistry?* Int J Prosthodont, 12:363–368, 1999.
- [39] X. JIANG und H. BURKE: *Dreidimensionales Computersehen - Gewinnung und Analyse von Tiefenbildern*. Springer, Berlin, 1997.
- [40] A. JOHNSON: *A representation for 3d surface matching*. Doktorarbeit, Robotics Institute, Carnegie Mellon University, Pittsburgh, USA, 1997.
- [41] D. KAKOSCHKE, H. GÄBEL und D. SCHETTLER: *Dreidimensionale photogrammetrische Erfassung von Gesichtsoberflächen*. Band 1, Seiten 61–64. Springer-Verlag, 1997.
- [42] G. KEIL: *Zur Geschichte der plastischen Chirurgie*. Zschr Laryng Rhinol, 57:581–591, 1978.
- [43] B. KEMPER: *Untersuchungen zur endoskopischen Specklemuster-Interferometrie sowie deren Anwendungen an biologischen Objekten*. Doktorarbeit, Humboldt-Universität Berlin, 2001.
- [44] M. KLEIN: *Implantatfixierte Orbitaepithese mit myoelektrisch gesteuertem beweglichem Oberlid*. Habilitation, Humboldt-Universität, Medizinische Fakultät Charité, Berlin, 2001.

- [45] K. KRAUS: *Photogrammetrie - Grundlagen und Standardverfahren*. Dümmler-Verlag, Bonn, 1994.
- [46] K. KRAUS: *Photogrammetrie - Verfeinerte Methoden und Anwendungen*. Dümmler-Verlag, Bonn, 1996.
- [47] T. KREIS: *Holographic Interferometry*. Akademie Verlag, Berlin, 1996.
- [48] J. M. LAGARDE, C. ROUVRAIS, D. BLACK, S. DIRIDOLLOU und Y. GALL: *Skin topography measurement by interference fringe projection: A technical validation*. *Skin Res Technol*, 7 (2):112–121, 2001.
- [49] L. LÖFFLER: *Der Ersatz für die obere Extremität. Die Entwicklung von den ersten Zeugnissen bis heute*. Doktorarbeit, Med. Diss., Würzburg, Stuttgart, 1984.
- [50] T. LUHMANN: *Nahbereichsphotogrammetrie: Grundlagen, Methoden und Anwendungen*. Wichmann Verlag, Heidelberg, 2000.
- [51] M. MACHT: *Rapid Prototyping – Rapid Tooling: Schnell zu funktionalen Prototypen*. Herbert Utz Verlag, München, 1997.
- [52] T. MAIER, M. BENZ, G. HÄUSLER, E. NKENKE, F. W. NEUKAM und F. VOGT: *Automatische Grobregistrierung intraoperativ akquirierter 3D-Daten von Gesichtsoberflächen anhand ihrer Gauß'schen Abbilder*. In: *Bildverarbeitung für die Medizin 2003*, Seiten 11–15. T. Wittenberg and P. Hastreiter and U. Hoppe and H. Handels and A. Horsch and H.-P. Meinzer, 2003.
- [53] B. MEFFERT und H. MEFFERT: *Optische Strahlung und ihre Wirkung auf die Haut*. *Biomedizinische Technik*, 45:98–104, 2000.
- [54] B. MÜLLER und D. KOCHAN: *Laminated object manufacturing for rapid tooling and patternmaking in foundry industry*. *Computers in Industry*, 39 (1):47–53, 1999.

- [55] C. L. MORRIS, R. F. BARBER und R. DAY: *Orofacial prosthesis and fabrication using stereolithography*. Australian Dental Journal, 45 (4):250–253, 2000.
- [56] J. P. MOSS, S. F. H. ISMAIL und R. J. HENNESSY: *Three-dimensional assessment of treatment outcomes on the face*. Orthod Craniofacial Res, 6 (1):126–131, 2003.
- [57] P. I. BRÅNEMARK und T. ALBREKTSSON: *Titanium implants permanently penetrating human skin*. Band 16, Seiten 17–21, 1982.
- [58] E. NKENKE, A. LANGER, X. LABOUREUX, M. BENZ, T. MAIER, G. HÄUSLER, P. KESSLER, J. WILTFANG und F. W. NEUKAM: *Validation of in vivo assessment of facial soft-tissue volume changes and clinical application in mid-facial distraction: A technical report*. Plastic and Reconstructive Surgery, 112 (2):367–380, 2003.
- [59] S. J. NUTE und J. P. MOSS: *Three-dimensional facial growth studied by optical surface scanning*. Journal of Orthodontics, 27:31–38, 2000.
- [60] M. A. PAPADOPOULOS, P. K. CHRISTOU, A. E. ATHANASIOU, P. BOETTCHER, H. F. ZEILHOFER, R. SADER und N. A. PAPADOPULOS: *Three-dimensional craniofacial reconstruction imaging*. Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod, 93:382–393, 2002.
- [61] E. PICHE, H.-M. HÄFNER, J. HOFMANN und M. JÜNGER: *FOITS (Fast Optical In-vivo Topometry of human Skin): Neue Ansätze zur 3D-Analyse von Oberflächenstrukturen menschlicher Haut*. Biomedizinische Technik, 45:317–322, 2000.
- [62] J. PIECHEL: *Stereobild-Korrelation*. In: BÄHR/VÖGTLE (Herausgeber): *Digitale Bildverarbeitung - Anwendung in Photogrammetrie, Karthographie und Fernerkundung*, Seiten 96–132. Wichmann Verlag, Heidelberg, 1991.

- [63] L. PIEGL: *On NURBS: A Survey*. In: *IEEE Computer Graphics and Applications*, Band 11, 1, Seiten 55–71, 1991.
- [64] L. PIEGL und W. TILLER: *The NURBS book*. Springer Verlag, Berlin, 1997.
- [65] M. PILU, A. W. FITZGIBBON und R. FISHER: *Ellipse-specific Direct least-square Fitting*. Proc International Conference Image Processing, 3:599–602, 1996.
- [66] J. POMARICO und R. TORROBA: *Digital visibility measurements by fourier analysis*. *Optik*, 95:109–112, 1995.
- [67] B. REITEMEIER, G. NOTNI, D. FICHTNER, M. HEINZE, C. SCHÖNE und A. SCHMIDT: *Verfahren zur digitalen Darstellung von Körperoberflächen für Epithesen, Strahlenapplikatoren und Atemmasken*. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 57:623–625, 2002.
- [68] A. RENK: *Die Geschichte der Epithetik unter besonderer Berücksichtigung der klinisch-praktischen Anwendung sowie der Problematik von Gesichtsprothesen*. Habilitation, Universität Berlin, Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, 1992.
- [69] A. RENK: *400 Jahre Gesichtsprothetik – eine historische Übersicht zur Entwicklung der Epithesen*. In: V. SCHWIPPER und H. TILKORN (Herausgeber): *Fortschritte in der kraniofazialen chirurgischen Prothetik und Epithetik*, Seiten 23–36. Einhorn-Presse Verlag, 1997.
- [70] A. C. ROBERTS: *Facial Prosthesis - The restoration of facial defects by prosthetic means*. Henry Kimpton, London, 1971.
- [71] C. RUNTE, D. DIRKSEN, H. DELERÉ, C. THOMAS, B. RUNTE, U. MEYER, G. VON BALLY und F. BOLLMANN: *Optical data acquisition for computer-assisted design of facial prostheses*. *Int J Prosthodont*, 15 (2):129–132, 2002.

- [72] G. SANSONI, M. CAROCCI und R. RODELLA: *Three-dimensional vision based on a combination of gray-code and phase-shift light projection: analysis and compensation of the systematic errors*. Applied Optics, 38 (31):6565–6573, 1999.
- [73] G. SANTLER, H. KÄRCHER und R. KERN: *Stereolithographiemodelle vs. gefräste 3D-Modelle*. Mund Kiefer GesichtsChir, 2:91–95, 1998.
- [74] G. SCHRÖDER: *Technische Optik*. Vogel Buchverlag, Würzburg, 1990.
- [75] H. R. SCHWARZ: *Numerische Mathematik*. B.G. Teubner, Stuttgart, 1997.
- [76] G. SEITZ und H.-J. TIZIANI: *Resolution limits of active triangulation systems by defocusing*. Optical Engineering, 32:1374–1383, 1993.
- [77] T. SIEBERT, F. SCHLAGENHAUF, P. HUBER, R. ECKHARD und M. RUSS: *Einsatz der Streifenprojektion in medizinischen Fragestellungen*. In: *Fachtagung Optische Formerfassung*, Stuttgart, 1999.
- [78] K. STEINOCHER, J. JANSKA und W. KAUSEL: *Recognition of scoliosis by automated evaluation of digital moiré-images*. In: NEUGEBAUER und WINDISCHBAUER (Herausgeber): *Surface topography and body deformity*, Band V, Seiten 115–116. Gustav Fischer Verlag, 1990.
- [79] M. STÖRRING, H. J. ANDERSEN und E. GRANUM: *Skin colour detection under changing lighting conditions*. In: *Symposium on Intelligent Robotics Systems*, Band 7, Coimbra, Portugal, 1999.
- [80] D. WANG, X. HUANG, Y. MING, C. WANG und J. TING: *Image reconstruction of the ear and face by laser scanning*. In: *Optical Technology and Image Processing For Fluids and Solids Diagnostics*, Seiten 618–626, Beijing, China, 2002. SPIE-Beijing.
- [81] W. WEHMÖLLER: *Rechnergestützte Analyse von computertomographischen Bilddaten, Konstruktion und Fertigung von individuellen Implantaten*. Doktorarbeit, Ruhr-Universität, Bochum, 1997.

-
- [82] H.S. WILF: *Combinatorial Algorithmus - an Update*. In: *CBMS-NSF regional conference series in applied mathematics*, Band 55, Vermont, 1989. Capital City Press.
- [83] T. WILLIAMS und C. KELLEY: *Gnuplot. An Interactive Plotting Program*. Handbuch, 1998.
- [84] H. WOLF: *Absolute Moirémesstechnik zur Formerfassung nicht notwendigerweise stetiger Oberflächen*. In: *5. ABW-Workshop, Optische 3D-Formerfassung*, TA Esslingen, 1998.

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Herrn Prof. Dr. Dr. F. Bollmann, der es mir in seiner Eigenschaft als Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Münster im Rahmen des durch die „Medizinische Innovative Forschung“ geförderten Projektes ermöglicht hat, die vorliegende Arbeit anzufertigen. Herrn Prof. h.c. (Acad. Sci. UA) G. von Bally danke ich für die Aufnahme in seine Arbeitsgruppe am Labor für Biophysik der Westfälischen Wilhelms-Universität und die Bereitstellung eines gut ausgestatteten Labors.

Herrn Priv.-Doz. Dr. D. Dirksen danke ich für die hervorragende Betreuung der Arbeit, viele Anregungen und seine stetige Gesprächs- und Hilfsbereitschaft. Herrn Priv.-Doz. Dr. Runte sei für die gute Zusammenarbeit und die wichtigen Erklärungen bezüglich zahnmedizinischer Fragestellungen gedankt. Herrn Dr. H. Deléré danke ich für umfangreiche Programmierarbeiten im Rahmen des Projektes.

Ebenfalls möchte ich mich bei Herrn Dipl.-Phys. Zoltán Böröcz für die gute Zusammenarbeit und die konstruktiven Diskussionen im Rahmen mehrerer Drittmittelprojekte bedanken. Dieser Dank gilt auch allen anderen Mitarbeitern der Arbeitsgruppe, die durch ihre Gesprächsbereitschaft und gute Zusammenarbeit ein sehr fruchtbares Arbeitsklima geschaffen haben.

Ich danke meiner Freundin Gudrun für ihre Unterstützung und ihren stetigen Ansporn.

Mein ganz besonderer Dank gilt meiner Mutter, ohne deren Unterstützung die vorliegende Arbeit nicht zustande gekommen wäre.

