

Hochauflösende dreidimensionale Gesichtsprüfvermessung mit kurzgepulster Holographie

Inaugural-Dissertation

zur

Erlangung des Doktorgrades der
Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät
der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Jens R. Bongartz

aus Neuss

Düsseldorf

2002

Gedruckt mit der Genehmigung der Mathematisch-Naturwissenschaftlichen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Referent: Univ.-Prof. Dr. Peter Hering
Korreferent: Univ.-Prof. Stephan Schiller, Ph.D.

Tag der mündlichen Prüfung: 12. Juli 2002

Kurzfassung

In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie werden chirurgische Eingriffe an der knöchernen Struktur des Gesichtsschädels vorgenommen, die die Form des darüberliegenden Weichgewebes beeinflussen und damit das individuelle Gesichtprofil verändern können. Um für den Patienten ein optimales ästhetisches Resultat zu erzielen, ist eine aufwendige Planung solcher Operationen notwendig. Neben der exakten Kenntnis der knöchernen Struktur, die ein Computertomograph liefert, ist dazu auch eine hochauflösende Messung der Gesichtsoberfläche erforderlich. Konventionelle auf Triangulation beruhende Formerfassungsmethoden sind dabei aufgrund der benötigten Meßdauer nur eingeschränkt sinnvoll nutzbar. Die Meßzeit muss berücksichtigt werden, da durch unwillkürliche Bewegungen des Patienten während der Aufnahme, wie z. B. Atmung, Lidschluss oder Mimik, Verwacklungen auftreten können, die die erreichbare Auflösung limitieren.

Ziel dieser Arbeit war es, ein dreidimensionales Gesichtsoberflächenmeßsystem zu entwickeln, das bei extrem kurzer Aufnahmedauer eine hohe Ortsauflösung gewährleistet. Der dabei neu entwickelte Ansatz beruht darauf, mit Hilfe der Portraithologie die Meßzeitproblematik durch einen zweistufigen Prozess zu umgehen. Zunächst wird mit einem einzigen ultrakurzen kohärenten Laserpuls ein Hologramm des Patienten erstellt. Eine Pulsdauer von 30 ns gewährleistet, dass die Aufnahme nicht durch Bewegungen des Patienten beeinflusst werden kann. In einem zweiten Schritt wird das dreidimensionale reelle Bild des Patientenhologramms mit einem cw-Laser rekonstruiert, so dass daran zeitunkritisch die dreidimensionale Vermessung vorgenommen werden kann. Zur Auswertung wird eine Streuscheibe durch das reelle Bild gefahren. Die dabei entstehenden Schnittbilder werden von einer Kamera aufgezeichnet und zur weiteren Verarbeitung an einen Computer übertragen. Aufgrund der Zerlegung des dreidimensionalen reellen Bildes in eine Sequenz von Schnittbildern wird dieser Prozeßschritt als Hologramm-Tomographie bezeichnet.

Bei den aufgezeichneten Schnittbildern handelt es sich um Projektionen des gesamten reellen Bildes in die Streuscheibenebene. Dabei wird die Kontur des Gesichtes an der jeweiligen Position der Streuscheibe im reellen Bild fokussiert abgebildet. Diese Bildinformation ist aber durch alle nicht in der Streuscheibenebene liegenden Gesichtspunkte unscharf überlagert. Aus diesem Grund kann aus den digitalisierten Schnittbildern nicht direkt ein dreidimensionales Modell erstellt werden.

In einem weiteren Bearbeitungsschritt müssen deshalb zunächst die unscharfen Überlagerungen aus den Schnittbildern entfernt werden. Aus der Mikroskopie bekannte Dekonvolutionsmethoden sind bei näherer Untersuchung nicht auf das vorliegende Problem übertragbar. Zur Auswertung wird stattdessen die Tatsache ausgenutzt, dass fokussiert abgebildete Bildpunkte im Schnittbild einen höheren lokalen Bildkontrast besitzen als defokussierte Bildbereiche. Zu diesem Zweck wird eine geeignete Filterung der Schnittbilder durchgeführt.

Um den Oberflächenkontrast des Gesichtes zusätzlich zu erhöhen, wurde eine neuartige Modifikation der holographischen Aufnahmeanordnung vorgenommen, die den Objektstrahl räumlich moduliert. Dazu wird ein Liniengitter in den Objektstrahlengang eingefügt, so dass bei der Aufnahme ein kontrastreiches Höhenlinien-ähnliches Muster auf das Gesicht projiziert wird. Durch diese kontrastreiche Zusatzinformation auf der Gesichtsoberfläche kann die Auswertung der Schnittbilder deutlich verbessert werden.

Bei einem divergenten Objektstrahlengang findet an dem Liniengitter Fresnelbeugung statt, so dass der Kontrast des projizierten Linienmusters von der Position des Gitters im Strahlengang abhängt. Durch numerische Simulationen des Beugungsprozesses konnte gezeigt werden, dass Gitteranordnungen existieren, die sowohl einen guten Kontrast als auch eine ausreichende Tiefenschärfe der Linienprojektion auf das Gesicht ermöglichen. Durch die Kombination des Konzeptes eines räumlich modulierten Objektstrahls und der Kontrastauswertung der Streuscheiben-Schnittbilder ist es möglich, die Gesichtsoberflächenpunkte im reellen Bild zu identifizieren und im Computer zu einer Oberfläche zu verbinden. Die Oberflächendaten werden im standardisierten 3D-Format VRML abgespeichert, so dass sie plattformunabhängig auf verschiedenen Computersystemen visualisiert und weiterverarbeitet werden können.

Es konnte gezeigt werden, dass die laterale Meßauflösung durch die Auflösung der verwendeten Kamera zur Aufzeichnung der Streuscheiben-Schnittbilder und die longitudinale Auflösung durch die Schrittweite der Streuscheibe beim Durchfahren des reellen Bildes gegeben ist. Es ist somit möglich, eine Ortsauflösung von unterhalb eines Millimeters in allen drei Raumrichtungen zu erreichen.

In dieser Arbeit konnte die Eignung der Portraithologie für die dreidimensionale Gesichtprofilvermessung gezeigt werden. Durch den erstmaligen Einsatz eines räumlich modulierten Objektstrahles bei der Hologrammaufnahme und des neuartigen Verfahrens der Hologramm-Tomographie konnten dreidimensionale Gesichtprofilmodelle von sehr hoher Auflösung erstellt werden. Der nunmehr wichtigste nächste Entwicklungsschritt besteht darin, das System an die Anforderungen im klinischen Alltagsbetrieb anzupassen sowie eine klinische Evaluation durchzuführen.

Inhaltsverzeichnis

	Einleitung	1
Kapitel 1	3D-Gesichtsvermessung in der Medizin	4
	1.1 Anatomie des Gesichtes	4
	1.2 Die MKG-Chirurgie	5
	1.2.1 Operationsplanung	5
	1.2.2 Weichgewebesimulation	7
	1.3 Dreidimensionale Erfassung der Gesichtsoberfläche	7
	1.3.1 Eingesetzte 3D-Meßmethoden in der Medizin	8
	1.3.1.1 Linienprojektion	8
	1.3.1.2 Photogrammetrie	10
	1.3.2 Die holographische Gesichtprofilvermessung	11
	1.4 Zusammenfassung	12
Kapitel 2	Grundlagen der Holographie	13
	2.1 Das holographische Prinzip	13
	2.2 Holographischer Aufbau	16
	2.3 Mathematische Beschreibung der Holographie	17
	2.4 Das holographische Interferenzmuster	19
	2.5 Die Fresnelsche Zonenplatte	21
	2.6 Schnittbilder des reellen Bildes	23
	2.7 Ortsauflösung des reellen Bildes	24
	2.7.1 Auflösungsreduzierung durch Abschattungen	25
	2.8 Die Hologrammtypen	26
	2.9 Zusammenfassung	27
Kapitel 3	Optische Eigenschaften der Haut	28
	3.1 Anatomie und Reflexionseigenschaften der Haut	28
	3.2 Optische Eigenschaften der Haut	29
	3.3 Kohärente Gewebereflexion	31
	3.4 Zusammenfassung	31
Kapitel 4	Aufnahme des Portrait-Hologramms	33
	4.1 Der Aufnahmelaser	33
	4.2 Optischer Aufbau des Aufnahmesystems	36
	4.3 Das Aufnahmesystem	37
	4.4 Räumlich modulierter Objektstrahl	38
	4.4.1 Modifikation des Aufnahmesystems	38
	4.4.2 Fresnelbeugung am Liniengitter	40
	4.4.3 Tiefenschärfe des Beugungsbildes	44
	4.4.4 Laserschutz	45
	4.5 Zusammenfassung	46

Kapitel 5	Photomaterial	48
	5.1 Anforderungen an das Photomaterial	48
	5.1.1 Größe	48
	5.1.2 Auflösung	48
	5.1.3 Lichtempfindlichkeit	49
	5.1.4 Dynamikbereich	50
	5.2 Aufnahmeprinzip einer Silberhalogenid-Photoemulsion	51
	5.3 Latensifikation	52
	5.4 Entwicklung	52
	5.5 Bleichen	53
	5.6 Zusammenfassung	54
Kapitel 6	Hologramm-Tomographie	55
	6.1 Experimenteller Aufbau	56
	6.2 Die Rekonstruktion des reellen Bildes	57
	6.2.1 Der Rekonstruktionsstrahlengang	57
	6.2.2 Die Abbildungsgleichungen	58
	6.3 Digitalisierung des reellen Bildes	61
	6.3.1 Reduktion von Speckle	61
	6.4 Auswertung der digitalisierten Schnittbilder	63
	6.4.1 Dekonvolution	63
	6.4.2 Einzelauswertung	64
	6.4.2.1 Lokaler Bildkontrast	65
	6.4.2.2 Bildsequenz-Auswertung	67
	6.4.3 Visualisierung des Gesichtsprofils	68
	6.4.4 Vergleich mit konventionellen 3D-Scannern	70
	6.4.5 Auswertungs-Computerprogramme	71
	6.5 Meßgenauigkeit der Hologramm Tomographie	72
	6.5.1 Verlauf des lokalen Bildkontrastes	72
	6.5.2 Meßunsicherheit	74
	6.6 Zusammenfassung	76
Kapitel 7	Ausblick	77
	7.1 Klinische Erprobung	77
	7.1.1 Mobiles Aufnahmesystem	77
	7.2 3D-Modelle mit photorealistischer Oberflächentextur	78
	7.3 Rapid-Prototyping Modelle	80
	7.4 Photothermoplasten	80
	7.5 Digitale Holographie	81
	7.6 Zusammenfassung	82
Kapitel 8	Zusammenfassung	83
Anhang	Aufbau einer VRML-Datei	85
	Literaturverzeichnis	87
	Danksagung	92

Einleitung

Die automatische Gesichtserkennung ist eine der großen Herausforderungen der digitalen Bildverarbeitung, die bis heute noch nicht vollkommen gelöst werden konnte und deshalb aktueller Forschungsgegenstand ist. Im Gegensatz zum Computer hat sich allerdings das menschliche Gehirn im Laufe der Evolution sehr gut auf diese Aufgabe spezialisiert. Es ist möglich, eine bekannte Person in einer beliebig großen Menge anderer Personen eindeutig wiederzuerkennen. Obwohl sich Gesichter meist nur in Feinheiten unterscheiden, besitzt die menschliche Wahrnehmung eine sehr hohe Sensitivität für charakteristische Merkmale und Formen des Gesichtsbereichs. Dadurch wird das Gesicht zu dem markantesten Teil des menschlichen Körpers, der zur Identität und Individualität eines Menschen beiträgt.

Aus dem Gesicht einer Person sind eine Reihe von Eigenschaften ablesbar. So ist in der Regel das Geschlecht, das ungefähre Alter und aufgrund der Gesichtsmimik auch die Stimmung einer Person erkennbar. Rein subjektiv beurteilt man die Sympathie zu einer Person fast ausschließlich über den Eindruck, den man durch das Gesicht des anderen gewonnen hat.

Nicht nur für die zwischenmenschliche Interaktion, sondern auch für die Selbstidentifikation besitzt das Gesicht einen hohen Stellenwert. Das eigene Spiegelbild ist ein wichtiger Teil der individuellen Persönlichkeitsstruktur.

Bei dieser herausragenden Bedeutung des Gesichtes ist es verständlich, dass bei chirurgischen Eingriffen im Gesichtsbereich eine sehr hohe Sorgfalt geboten ist. Bei der Behebung von Defekten, wie z.B. Frakturen des Gesichtsschädels oder angeborenen Fehlbildungen, ist neben der reinen Wiederherstellung der Funktionalität auch ein optimales ästhetisches Resultat für den Patienten außerordentlich wichtig. Deshalb ist bei diesen teilweise sehr komplexen Eingriffen eine exakte Operationsplanung unbedingt notwendig [1].

Hilfestellung dabei bieten vor allem die etablierten bildgebenden Verfahren in der Medizin. Vor allem mit dem Computertomographen (CT) ist es möglich, ein exaktes Bild der knöchernen Schädelstruktur zu erhalten. Diese Daten können am Computer dreidimensional visualisiert oder sogar in Form eines Kunststoffmodells nachgebaut werden. Durch diese Techniken werden Eingriffe und Umstellungen an der Knochenstruktur sehr gut planbar.

Die individuelle Gesichtsform ergibt sich allerdings erst in der Kombination der Schädelknochen mit dem darüberliegenden Weichgewebe. Die Gestalt des Gesichtes wird dadurch bestimmt, wie sich das Gewebe auf dem Knochen anordnet [2]. Aufgrund des vielschichtigen Aufbaus des Weichgewebes und seiner komplexen elastomechanischen Eigenschaften war es bisher nicht möglich, exakte Vorhersagen zu treffen. Einzig die Erfahrungen und Fähigkeiten des Chirurgen während der Operation gewährleisteten ein ästhetisch gutes Resultat.

In den letzten Jahren wurden verstärkt Anstrengungen unternommen, das Verhalten des Weichgewebes am Computer zu simulieren. Dabei konnten mittlerweile deutliche Fortschritte erzielt werden [3]. Neben der Knochenstruktur ist für solche Simulationen allerdings auch eine

exakte Kenntnis der dreidimensionalen Gestalt der Gesichtsoberfläche notwendig. Aus diesem Grund benötigt man Verfahren, die eine hochauflösende Erfassung des dreidimensionalen Gesichtspröfils gestatten.

Die bisher verfügbaren Methoden zur 3D-Formerfassung stammen vornehmlich aus der Industrie und dabei vor allem aus dem Bereich des Maschinenbaus. Diese Methoden besitzen eine gute Auflösung, benötigen jedoch relativ lange Meßzeiten von zumindest einigen Sekunden, da sie während der Aufnahme bereits die gemessenen Daten per Triangulation auswerten müssen.

Für die Vermessung von Patienten sind diese Methoden nur bedingt geeignet, da hier die Messzeit berücksichtigt werden muss. Durch unwillkürliche Bewegungen während der Aufnahme, wie z.B. Lidschluss, Atmung oder mimische Muskulatur, wird die erreichbare Auflösung drastisch reduziert.

Ziel dieser Arbeit ist es, ein auf die Anforderungen der medizinischen Gesichtspröfilvermessung optimiertes Messverfahren zu entwickeln. Bei einer sehr kurzen Aufnahmedauer, die Verwacklungen ausschliesst, soll gleichzeitig eine hohe Messauflösendung erreicht werden.

Dazu wird auf die holographische Aufnahmetechnik zurückgegriffen und ein zweistufiger Prozess entwickelt. In einem ersten Schritt wird holographisch das Portrait des Patienten mit einem einzigen Laserpuls dreidimensional auf einer Photoplatte aufgezeichnet. Die dazu benötigte Belichtungszeit beträgt lediglich 20 ns (= 0,000 000 020 s). Diese gespeicherte Information kann in einem anschließenden zweiten Schritt zeitunkritisch ausgewertet werden. Aus den gewonnenen Daten wird abschließend ein hochauflösendes dreidimensionales Computermodell generiert. Durch die Trennung von Aufnahme und Auswertung wird eine verwacklungsfreie Aufnahme gewährleistet.

Im Folgenden wird eine kurze Gliederung der Arbeit gegeben:

Kapitel 1 beschreibt das Einsatzgebiet und die Anforderungen an ein dreidimensionales Aufnahmeverfahren in der Gesichtschirurgie. Dabei werden auch zwei bereits eingesetzte kommerzielle Meßsysteme vorgestellt, die auf konventionellen Triangulationstechniken beruhen.

Kapitel 2 erläutert die physikalischen Grundlagen der Holographie. Es werden die Voraussetzungen und Prinzipien aufgezeigt, die die dreidimensionale Aufzeichnung und Wiedergabe einer Szene auf einer Photoplatte erlauben.

In Kapitel 3 werden die optischen Eigenschaften der Haut untersucht, die bei der holographischen Aufnahmetechnik berücksichtigt werden müssen.

Kapitel 4 stellt den experimentellen Aufbau für die holographische Portraitaufnahme vor. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte räumlich modulierte Objektbeleuchtung, die eine entscheidende Modifikation gegenüber konventionellen holographischen Aufnahmeanordnungen darstellt, wird erörtert.

Kapitel 5 beschreibt die besonderen Anforderungen, die an das Photomaterial bei der Portraitholographie gestellt werden.

Kapitel 6 befaßt sich mit der dreidimensionalen Auswertung der belichteten Photoplatte, das sogenannte Hologramm. Dabei werden alle Prozeßschritte von der Datendigitalisierung bis zur Generierung des 3D-Computermodells erläutert. Eine Untersuchung der erreichbaren Meßgenauigkeit schließt das Kapitel ab.

In Kapitel 7 wird ein Ausblick auf zukünftige Entwicklungen in der holographischen Gesichtprofilvermessung gegeben.

Kapitel 8 gibt eine abschließende Zusammenfassung.

Kapitel 1

3D-Gesichtsvermessung in der Medizin

In diesem Kapitel werden zunächst die anatomischen Strukturen, die zur individuellen Gestalt des Gesichtes beitragen, aufgezeigt. Danach wird die Planung von chirurgischen Eingriffen am Gesichtsschädel demonstriert. Neben den Möglichkeiten zur Visualisierung und Modellierung der knöchernen Struktur wird dabei auch die Simulation von Weichgewebe diskutiert, die zusätzliche Daten über die dreidimensionale Form der Gesichtsoberfläche erfordert. Aus diesem Grund werden die bisher in der Medizin eingesetzten 3D-Meßmethoden sowohl prinzipiell als auch anhand verfügbarer Systeme vorgestellt. Ein erster Überblick über die holographische Gesichtsprüfung schließt das Kapitel ab.

1.1 Anatomie des Gesichtes

Das Gesicht erhält seine Form durch die knöcherne Struktur des Gesichtsschädels, die das darüberliegende Weichgewebe charakteristisch formt. Das im Gesichtsbereich relativ dünne Weichgewebe besteht hauptsächlich aus den Hautschichten, dem Unterhautfettgewebe und der Gesichtsmuskulatur [4]. Die Gestalt des Gesichtes wird dadurch bestimmt, wie sich dieses Weichgewebe auf dem Knochen anordnet.

Das Relief der Gesichtsoberfläche wird geprägt durch 5 Knochen des Gesichtsschädels. Dies sind der Oberkiefer, der bis an das Stirnbein heranreicht, der Unterkiefer, die beiden Jochbeine, die die seitliche Kontur des Gesichtes bilden und das Nasenbein. Das Stirnbein, das eigentlich zum Hirnschädel gehört, wird meist ebenfalls zum Gesicht hinzugezählt. Abbildung 1.1 zeigt die Lage der genannten Schädelknochen.

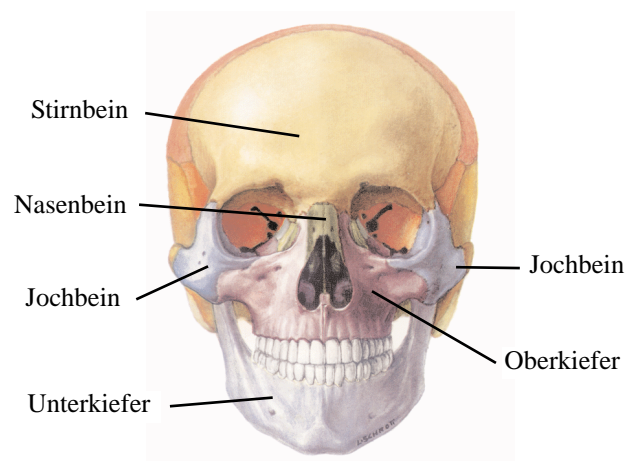


Abb. 1.1: Das Gesicht erhält seine charakteristische Form durch 5 Knochen des Gesichtsschädels und durch das Stirnbein, das eigentlich zum Hirnschädel gehört. Bildquelle: [4]

Die Gesichtsmuskulatur besitzt eine besondere Eigenschaft. Im Gegensatz zu herkömmlichen Muskeln, die mit Knochen verbunden sind, sind diese mindestens an einem Ende an Haut befestigt. Damit ist es möglich, die Oberflächenform der Gesichtshaut willkürlich zu beeinflussen. Mit diesen sogenannten mimischen Muskeln ist man in der Lage, durch Gesichtsausdrücke Stimmungen und Gefühle darzustellen [4].

1.2 Die MKG-Chirurgie

Die Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie (MKG-Chirurgie) ist der Teilbereich der Medizin, in dem Defekte und Fehlbildungen des Gesichtsschädels chirurgisch behandelt werden. Dabei kann es sich sowohl um angeborene Fehlbildungen handeln als auch um erworbene Defekte, wie beispielsweise Frakturen durch einen Unfall.

In der MKG-Chirurgie kommt es nicht nur auf eine reine Wiederherstellung der Funktionalität an, wie z. B. Atem- oder Schluckeinschränkungen, sondern auch auf ein optimales ästhetisches Resultat, da dieses nach den in der Einleitung erwähnten Gründen psychologisch äußerst wichtig für den Patienten ist. Die teilweise sehr komplexen Eingriffe in die Struktur der gesichtsbildenden Schädelknochen können zu einer Veränderung der individuellen Gesichtsförm führen. Deshalb ist eine hohe Präzision in der Diagnostik, der Operationsplanung und deren Umsetzung am Patienten unbedingt notwendig [1].

1.2.1 Operationsplanung

Die exakte Form und Position der Schädelknochen liefert der Computertomograph (CT). Aus den erhaltenen Schnittbildern wird am Computer ein dreidimensionales Modell generiert und visualisiert, an dem der Chirurg exakt die Veränderungen an der knöchernen Struktur planen und simulieren kann.

Ergänzend dazu werden teilweise aus diesen Daten mit Hilfe der Stereo-Lithographie Kunststoffmodelle hergestellt, so dass eine exakte räumliche Kopie des Patientenschädels vorliegt. Dabei wird mit einem UV-Laser in einem flüssigen Polymerharzbad schichtweise die 2D-Kontur des Schädels selektiv ausgehärtet. Diesen Arbeitsschritt nennt man, nach einem in der Industrie geprägten Begriff, "Rapid Prototyping" (RP) [5,6]. Die RP-Modelle ermöglichen sowohl das Ausprobieren von verschiedenen chirurgischen Prozeduren als auch bereits das Anpassen benötigter Implantate. Ferner dienen RP-Modelle während der Operation als Orientierungshilfe im mitunter recht unübersichtlichen Operationsgebiet. Abbildung 1.2 zeigt ein RP-Modell eines Schädels, an dessen Unterkiefer ein sogenannter Distraktor angepasst wurde.

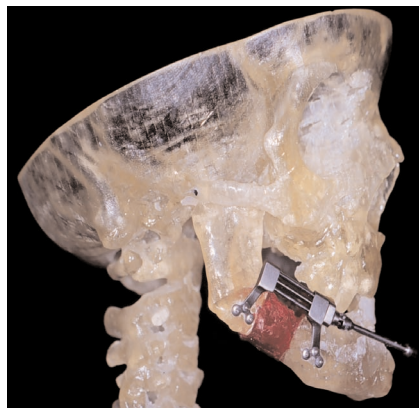


Abb. 1.2: RP-Modell eines Schädels, an dessen Unterkiefer ein Distraktor probeweise eingesetzt ist. Bildquelle: H.-F. Zeilhofer, Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, TU München

Das spätere Aussehen des Patienten nach der Operation lässt sich aber durch die alleinige Kenntnis der Knochenstruktur nicht voraussagen. Die Gestalt des Gesichtes hängt vor allem davon ab, wie sich das Weichgewebe über dem Knochen anordnet. Dies ist allerdings sehr schwierig vorherzusagen und setzt eine große Erfahrung des Chirurgen voraus. Aufgrund der erwähnten ausgeprägten Sensibilität der menschlichen Wahrnehmung für Gesichtsproportionen führen kleinste Unterschiede bereits zu deutlichen optischen Veränderungen.

Anhand eines Beispiels soll die Komplexität eines Eingriffs auf dem Gebiet der MKG-Chirurgie verdeutlicht werden. Der in Abbildung 1.3 auf der linken Seite gezeigte Patient zeigt eine ausgeprägte Dysgnathie, d.h. eine Kieferfehlentwicklung bei der Ober- und Unterkiefer nicht zueinander ausgerichtet sind. Der Eingriff diente nicht nur einer ästhetischen Korrektur, sondern der Patient litt auch bereits unter erheblichen Schluck- und Atembeschwerden.



Abb. 1.3: Darstellung eines Patienten mit einer ausgeprägten Dysgnathie vor (links) und nach (rechts) der Operation. Bildquelle: H.-F. Zeilhofer, Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie, TU München

Um eine Korrektur der Dysgnathie vorzunehmen, war sowohl eine Vorverlagerung des Oberkiefers als auch eine Rückverlagerung des Unterkiefers notwendig. Dazu müssen beide Kieferteile zunächst vom Schädel gelöst (bimaxilliäre Osteotomie) und in ihrer neuen Position mit Metallplatten fixiert werden. Abbildung 1.4 zeigt die am Rechner vor der Operation simulierten Kieferverlagerungen.

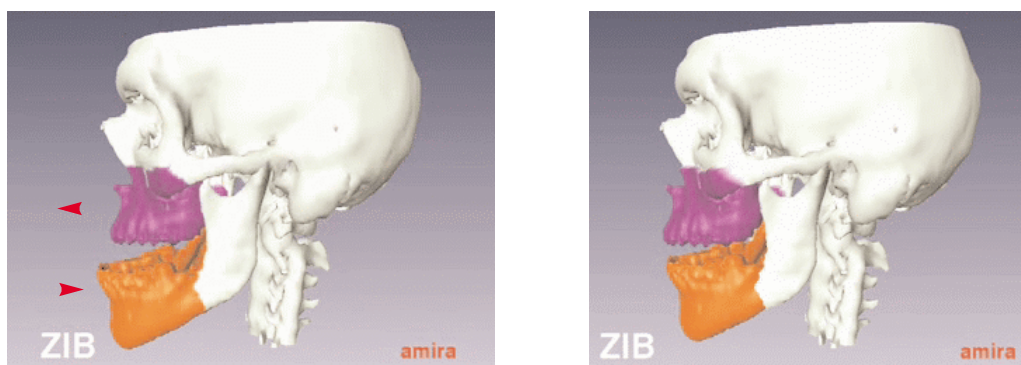


Abb. 1.4: Simulation der Verlagerung des Ober- und Unterkiefers zur Korrektur der Dysgnathie des Patienten aus Abbildung 1.3. Die Pfeile in der linken Abbildung deuten die Richtungen der Kieferverlagerungen an. Bildquelle: Konrad Zuse Institut Berlin.

Die Neupositionierung der beiden Kiefer hat eine erhebliche Auswirkung auf das darüberliegende Weichgewebe und damit auf das Gesichtspröfil des Patienten. Abbildung 1.3 zeigt auf der rechten Seite das hervorragende Ergebnis der Operation.

1.2.2 Weichgewebesimulation

Ziel der aktuellen Forschung ist es, nicht nur die Positionierung der knöchernen Schädelstruktur exakt zu planen, sondern auch die Verformung des darüberliegenden Weichgewebes am Computer zu simulieren, um das spätere Aussehen des Patienten vorherzusagen [3].

Für diese Aufgabe benötigt man zusätzlich zu dem Schädelmodell auch Informationen über das Weichgewebe. Neben den spezifischen physikalischen und mechanischen Parametern des Gewebes bedarf es auch eines sehr genauen dreidimensionalen Oberflächenmodells des Gesichtes, das exakt zeigt, wie die knöcherne Struktur das Weichgewebe lokal beeinflusst. Dabei strebt man, um möglichst exakte Simulationsergebnisse zu erzielen, eine hohe Auflösung der ermittelten Oberflächendaten an. Es wird versucht, eine Meßauflösung von 1 mm oder besser zu erreichen.

Für die Weichgewebesimulation müssen Datensätze aus verschiedenen Bildgebungsverfahren zusammengeführt werden. Dies sind u.a. die Knochenstruktur, die ein Computertomograph liefert und die Gesichtsoberfläche, die durch ein 3D-Formerfassungsverfahren ermittelt wird. Solche kombinierten Datensätze nennt man multimodal.

Weitere sinnvolle Bildgebungsverfahren, die für die Weichgewebesimulation genutzt werden können, sind die Magnetresonanz-Tomographie (MRT) und die Sonographie (Ultraschall), die Informationen über die innere Struktur des Weichgewebes liefern.

1.3 Dreidimensionale Erfassung der Gesichtsoberfläche

Die dreidimensionale Erfassung der Gesichtsoberfläche ist nicht nur für die Weichgewebesimulation wichtig. Die gewonnenen Daten können zusätzlich auch zu Dokumentationszwecken sowie zur Kontrolle der Wundheilung genutzt werden.

Vornehmlich stammen die bisher verfügbaren Methoden zur optischen Formerfassung aus der Industrie und dabei vor allem aus dem Bereich des Maschinenbaus. Sie wurden damit für einen Anwendungsbereich konzipiert, der teilweise deutlich von den Anforderungen in der Medizin abweicht.

Der wohl größte Unterschied beider Anwendungsgebiete liegt in der Bedeutung der Meßzeit. Bei Messungen an Patienten ist die erreichbare Auflösung direkt von der Meßzeit abhängig. Durch unwillkürliche Bewegungen während der Aufnahme, wie z.B. Lidschluss, Atmung oder mimische Muskulatur, wird die Auflösung drastisch reduziert. Um Verwacklungen auszuschließen, wird für die Meßdauer der aus der Photographie bekannte Wert von 1/60 Sekunde vorausgesetzt.

Bei unbelebten Objekten, wie z.B. Werkstücke im Maschinenbau, treten selbstverständlich keine Eigenbewegungen während der Messung auf. Damit ist hier die Meßzeit vollkommen unabhängig von der Meßauflösung. Folglich sind die meisten 3D-Formerfassungsmethoden nicht auf eine kurze Meßzeit optimiert. Aufgrund fehlender Alternativen haben trotzdem viele dieser Meßverfahren Einzug in den medizinischen Bereich gefunden. Zwei solche, auf konventionellen Techniken beruhende Systeme, werden im Folgenden vorgestellt.

1.3.1 Eingesetzte 3D-Meßmethoden in der Medizin

Die meisten bekannten optischen 3D-Formerfassungsmethoden beruhen auf dem mathematischen Prinzip der Triangulation [7]. Dies besagt, dass zur vollständigen Konstruktion eines Dreiecks die Kenntnis einer Seite und der beiden daran anliegenden Winkel ausreicht. Die beiden abgehenden Seitenschenkel treffen eindeutig im dritten Dreieckspunkt zusammen.

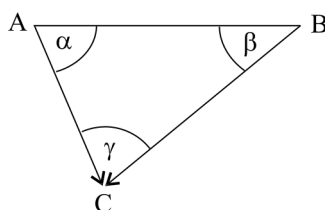


Abb. 1.5: Grundprinzip der Triangulation. Kennt man die Strecke AB sowie die Winkel α und β , so ist die relative Lage des Punktes C zu A und B eindeutig bestimmt.

Es soll in Abbildung 1.5 angenommen werden, dass die Punkte A und B und damit auch die Strecke AB bekannt sind. Um die Lage des Punktes C zu ermitteln, misst man von Punkt A und B jeweils die Winkel zu C und erhält α und β . Damit ist auch sofort $\gamma = 180^\circ - (\alpha + \beta)$ gegeben. Mit Hilfe des Sinussatzes ergeben sich für die Strecken AC und BC :

$$AC = \frac{AB \sin \beta}{\sin \gamma} \quad \text{und} \quad BC = \frac{AB \sin \alpha}{\sin \gamma} \quad (1.1)$$

Stellt man die Strecken AC und BC in Vektorschreibweise dar, so kann ihr Schnittpunkt berechnet werden, der dem Punkt C entspricht.

1.3.1.1 Linienprojektion

Bei der Linienprojektions-Methode befindet sich im Punkt A des Dreiecks ein schwenkbarer Linienprojektor und im Punkt B eine Kamera, wie es in Abbildung 1.6 skizziert ist.

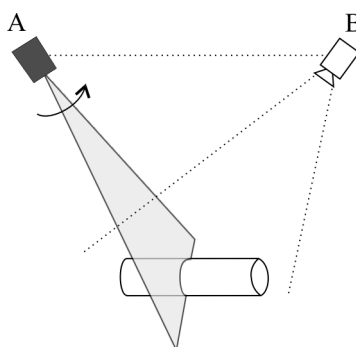


Abb. 1.6: Anordnung zur Linienprojektion. Im Punkt A befindet sich ein schwenkbarer Linienprojektor und im Punkt B eine Kamera.

Bei einer festen Position kann jedem Bildpunkt der Kamera ein Blickwinkel zugeordnet werden. Identifiziert man im Kamerabild die von der Objektoberfläche verformte Laserlinie, so kann bei bekannter Winkellage des Projektors jeder Linienpunkt per Triangulation räumlich

zugeordnet werden. Durch eine Serie von Bildern mit jeweils unterschiedlichen Winkelstellungen des Projektors kann die gesamte Objektfläche abgetastet werden.

Abbildung 1.7 zeigt ein kommerzielles Aufnahmesystem, das auf dem Prinzip der Linienprojektion beruht (Minolta Vivid 900). Als Linienprojektor wird ein Laserzeilenscanner verwendet. Nach Herstellerangaben besitzt dieses System eine Auflösung von mehr als 300.000 Bildpunkten und eine Aufnahmezeit im hochauflösenden Modus von 2,5 s.



Abb. 1.7: Kommerzielles Aufnahmesystem Vivid 900 der Firma Minolta, das auf dem Prinzip der Linienprojektion beruht.

Abbildung 1.8 zeigt das dreidimensionale Modell der in Abbildung 1.7 vermessenen Person.

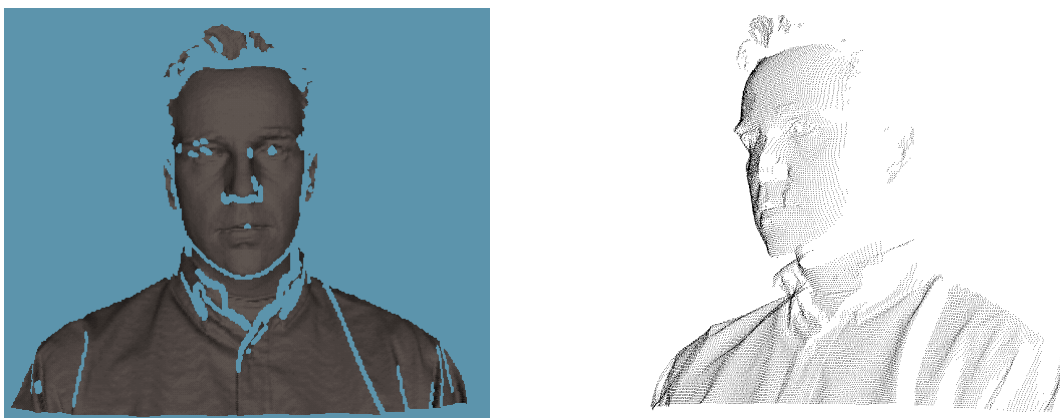


Abb. 1.8: Dreidimensionales Modell der in Abbildung 1.7 gezeigten Aufnahme. Auf der linken Seite ist eine geglättete Oberflächendarstellung gewählt und auf der rechten Seite werden die einzelnen Meßpunkte gezeigt.

Das Resultat der Aufnahme besitzt eine relativ gute Ortsauflösung. Allerdings treten aufgrund des eingeschränkten Blickwinkels der Kamera sehr schnell Abschattungen auf, so dass man üblicherweise eine Person mehrfach unter verschiedenen Winkeln aufzeichnet und die entsprechenden Ergebnisse überlagert. Dies hat allerdings eine starke Einschränkung der Ortsauflösung zur Folge, da zwischen den Einzelaufnahmen Bewegungsartefakte unvermeidlich sind. Selbst während der Meßzeit von 2,5 Sekunden für eine Einzelaufnahme können Verwacklungen, durch z.B. Lidschluss oder Atmung, nicht ausgeschlossen werden.

Des Weiteren besitzt die Linienprojektion eine Einschränkung bei diffus reflektierenden Oberflächen. Bei der Reflexion an Haaren kann die Laserlinie mitunter nicht eindeutig lokalisiert werden, wodurch diese Bereiche teilweise nicht dargestellt werden können.

1.3.1.2 Photogrammetrie

Die Photogrammetrie [8] betrachtet eine Szene aus verschiedenen Perspektiven und versucht gleiche Objektpunkte in allen Ansichten zu finden. Mit Kenntnis der verschiedenen Blickwinkel kann dabei wieder per Triangulation die Raumposition des Objektpunktes berechnet werden. Für zwei Kameras ist dieses Prinzip in Abbildung 1.9 dargestellt.

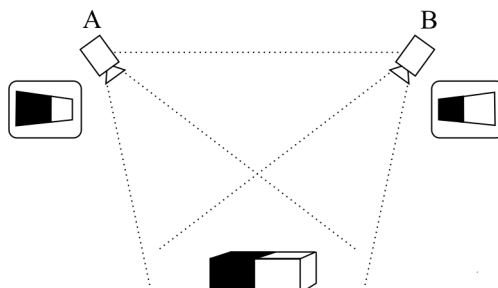


Abb. 1.9: Anordnung zur Photogrammetrie. Die beiden Kameras sehen das Objekt unter verschiedenen Perspektiven. Bei der Identifikation von gleichen Objektpunkten in den beiden Kamerabildern kann deren Raumposition bestimmt werden.

Man erkennt, dass die beiden Kameras das zu vermessende dreidimensionale Objekt in verschiedenen Perspektiven sehen. Da bei bekannten Kamerapositionen jedem Bildpunkt einer Kamera ein Blickwinkel zugeordnet werden kann, können Bildpunkte, die bei beiden Kameras einen identischen Objektpunkt zeigen, zur Triangulation des Objektpunktes benutzt werden. Mit der Anzahl der Blickwinkel steigt bei diesem Verfahren die Genauigkeit der Rekonstruktion.

Abbildung 1.10 zeigt ein System, das auf diesem Aufnahmeprinzip beruht (DSP 400 der Firma 3Q). Dieses System arbeitet mit 6 Kameras und projiziert zusätzlich ein statistisches Muster auf die Haut, um das Auffinden von gleichen Objektbereichen zu erleichtern.

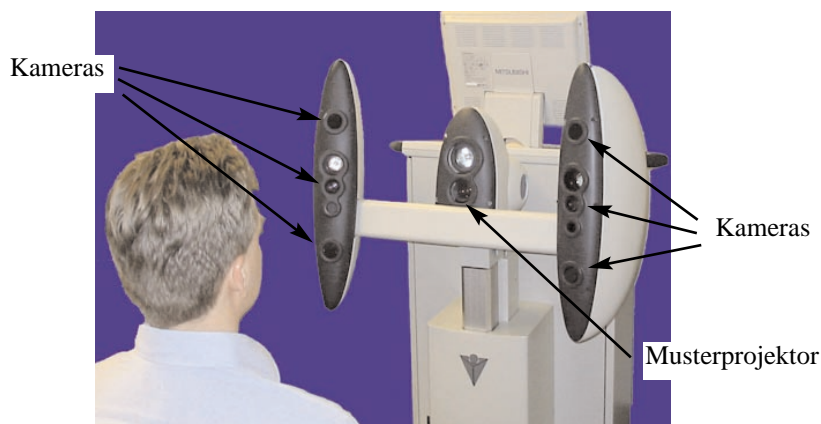


Abb. 1.10: Kommerzielles Aufnahmesystem DSP 400 der Firma 3Q, das auf dem Prinzip der Photogrammetrie beruht.

Ein Vorteil dieses System besteht darin, dass es jeweils nur ein Bild pro Kamera benötigt und somit die Anforderung an die Aufnahmedauer von ca. 1/60 Sekunde erfüllt.

Grundsätzlich ist es jedoch ein nicht-triviales Problem, gleiche Objektbereiche unter verschiedenen Perspektiven zu identifizieren. Das betrachtete System findet in der Regel lediglich zwischen 4.000 und 6.000 Punkte im Gesichtsbereich. Dies entspricht einer relativ geringen Auflösung von ca. 70 x 70 Objektpunkten und erreicht damit nicht die angestrebte Auflösung im Millimeterbereich.

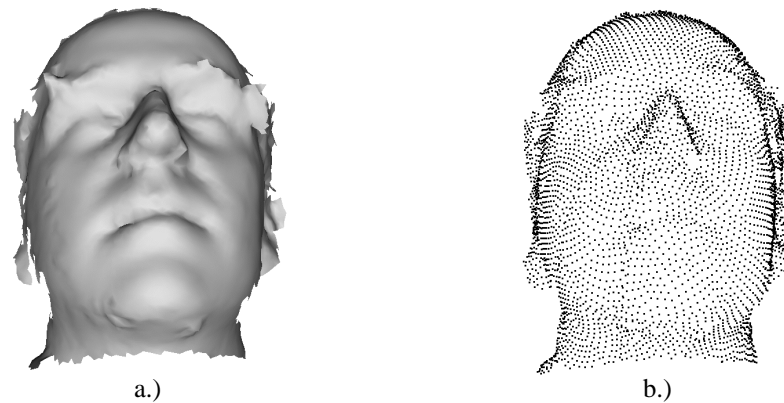


Abb. 1.11: Dreidimensionales Modell, der in Abbildung 1.10 gezeigten Aufnahme in zwei Darstellungen.:
a.) geglättete Oberfläche b.) Punktdarstellung

Abbildung 1.11 zeigt das bei der Messung aus Abbildung 1.10 erstellte Computermodell. Auf der linken Seite ist die geglättete Oberflächendarstellung des Gesichtes zu sehen. In der rechten Punktdarstellung ist die relativ geringe Dichte der real ermittelten Datenpunkte zu erkennen.

1.3.2 Die holographische Gesichtsprofilvermessung

Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelte Meßmethode zur dreidimensionalen Formerfassung beruht nicht auf der Triangulation von Objektpunkten, sondern basiert auf dem holographischen Aufnahmeprinzip. Diese Aufnahmetechnik, die die Kohärenzeigenschaften von Laserlicht durch eine spezielle Anordnung des Strahlengangs ausnutzt, erlaubt es, Objekte mit nur einem einzigen Laserpuls (Pulsdauer ca. 20 ns) in seiner dreidimensionalen Gestalt auf einer Photoplatte zu speichern (siehe Kapitel 2).

In einem zweiten Schritt kann das aufgezeichnete Objekt wieder dreidimensional in den Raum projiziert werden, indem die entwickelte Photoplatte - das sogenannte Hologramm - mit einem geeigneten Laser beleuchtet wird. Diese Projektion wird als das reelle Bild des Hologramms bezeichnet. Abbildung 1.12 skizziert das gesamte Aufnahme- und Wiedergabeprinzip.

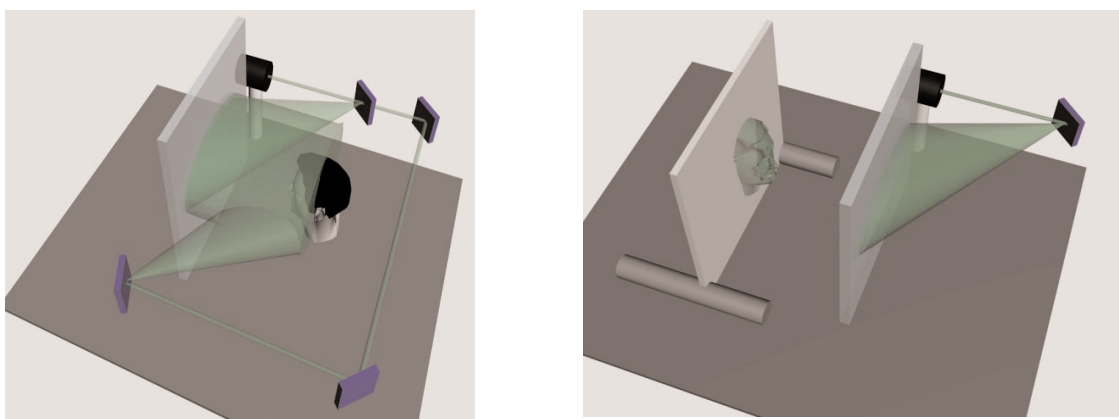


Abb. 1.12: Durch eine spezielle Anordnung des Laserstrahlengangs ist es möglich, die dreidimensionale Form des Gesichtes auf der Photoplatte zu speichern. Durch Beleuchten des entwickelten Hologramms wird die gespeicherte dreidimensionale Information wieder in den Raum projiziert.

Durch die Holographie wird es möglich, mit einer extrem kurzen Belichtungszeit ein dreidimensionales Bild des zur Photoplatte gewandten Teil des Kopfes anzufertigen. Dieser Kopf kann anschliessend zeitunkritisch und verwacklungsfrei vermessen werden, ohne dass der Patient weiterhin anwesend sein muss.

Zur Auswertung und Vermessung wird eine Streuscheibe durch das reelle Bild verfahren, wodurch eine Serie von Schnittbildern entsteht, die jeweils die entsprechenden Konturinformationen des Gesichtes enthalten. Aus der Schnittbildserie kann ein dreidimensionales Modell des aufgezeichneten Gesichtes erstellt werden. Aufgrund der Zerlegung des Hologramms in Schnittbilder wird dieses Verfahren auch als Hologramm-Tomographie bezeichnet (griechisch: tomo = Schnitt).

1.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurden die Anwendungen und Anforderungen für 3D-Meßverfahren im Bereich der Gesichtschirurgie vorgestellt. Hochauflösende Oberflächendaten benötigt man vorrangig als Eingangsdaten zur Simulation von Weichgewebe im Gesichtsbereich. Die erstellten 3D-Gesichtsmodelle können aber zusätzlich auch zur Dokumentation und zur Kontrolle des Heilungsprozesses verwendet werden. Als Anforderung an ein geeignetes Meßverfahren wird dabei eine Auflösung von mindestens 1 mm bei einer Meßzeit von maximal 1/60 Sekunde angestrebt.

Es wurden zwei bereits im Einsatz befindliche Meßverfahren untersucht: Ein nach dem Prinzip der Linienprojektion arbeitendes System zeigte eine prinzipiell gute Ortsauflösung, die jedoch durch eine relativ lange Meßzeit eingeschränkt wird. Die zusätzliche Notwendigkeit von Aufnahmen unter verschiedenen Blickwinkeln schließt einen hochauflösenden Einsatz aus. Das zweite Meßverfahren basierte auf dem Meßprinzip der Photogrammetrie. Dies erlaubt eine sehr kurze Aufnahmedauer, zeigt aber in der Praxis mit durchschnittlich 5.000 gefundenen Oberflächenpunkten des Gesichtes eine relativ geringe Ortsauflösung.

Abschließend wurde der Meßvorgang der holographischen Gesichtprofilvermessung kurz skizziert. Eine nähere Erläuterung des zugrundeliegenden Meßprinzips wird im nächsten Kapitel gegeben.

Kapitel 2

Grundlagen der Holographie

In diesem Kapitel werden die physikalischen und mathematischen Grundlagen der Holographie am Beispiel einer Portraitaufnahme erläutert. Dabei werden besonders die Rekonstruktion und die Eigenschaften des reellen Bildes berücksichtigt. Zusätzlich zum Amplitudenhologramm wird auch das in dieser Arbeit vornehmlich benutzte Phasenhologramm beschrieben.

2.1 Das holographische Prinzip

Das Gesicht reflektiert einfallendes Licht diffus in alle Richtungen. Dabei kann jeder Punkt der Gesichtsoberfläche als Ausgangspunkt einer Kugelwelle angesehen werden. In Abbildung 2.1 sind Kugelwellen für drei beliebige Gesichtsoberflächenpunkte eingezeichnet. Bringt man in das reflektierte Lichtwellenfeld eine Photoplatte, so überlagern sich die Kugelwellen aller Oberflächenpunkte und schwärzen die Photoplatte gleichmäßig.

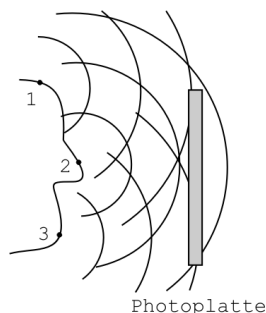


Abb. 2.1: Das diffus vom Gesicht reflektierte Licht überlagert sich auf der Photoplatte und führt somit zu einer verschwommenen und unscharfen Aufnahme.

In der Photographie löst man das Problem der Kugelwellenüberlagerung durch das Einfügen einer Linse. Die Linse bildet die Gesichtsoberflächenpunkte überlagerungsfrei jedoch auf dem Kopf stehend auf der Photoplatte ab. Abbildung 2.2 skizziert diese photographische Anordnung. Bei der Photographie erhält man eine zweidimensionale Abbildung des Portraits. Die Tiefeninformation geht allerdings vollständig verloren.

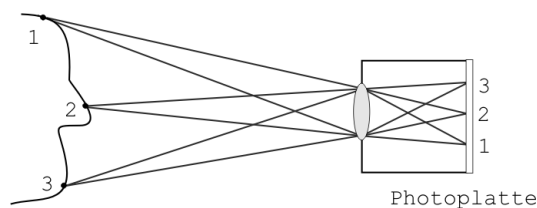


Abb. 2.2: Durch die Benutzung einer Linse werden die Gesichtsoberflächenpunkte überlagerungsfrei auf der Photoplatte abgebildet.

Beleuchtet man das Gesicht mit kohärentem Licht, das monofrequent ist und eine feste Phasenbeziehung besitzt, so können in Abbildung 2.1 die Kugelwellen in der Photoplattenebene miteinander interferieren und es entsteht das Beugungsbild des Gesichtes. Aufgrund der Kohärenz ist das reflektierte Wellenfeld durch die Amplituden- und Phasenverteilung innerhalb des Beugungsbildes vollständig beschrieben.

Aufgrund der extrem hohen Schwingungsfrequenz von Licht im Bereich von Petahertz (10^{15} Hz) kann man den zeitabhängigen wellenförmigen Verlauf und damit die Phase des Beugungsbildes nicht direkt messen, da eine solche gleichzeitige Messung von Energie und Zeit die Heisenbergsche Unschärferelation verletzen würde [9]. Es ist nur möglich, mit der Photoplatte die zeitgemittelte Intensität des Lichtwellenfeldes aufzuzeichnen.

Im Jahre 1948 erdachte der in England lebende ungarische Ingenieur Dennis Gabor eine Methode, auch die Phaseninformation eines Beugungsbildes [10, 11] photographisch zu speichern. Dabei überlagerte er dem Beugungsbild auf der Photoplatte eine weitere kohärente Welle, die er Referenzwelle nannte. Es entsteht dadurch ein Interferenzmuster mit einer konstanten Intensitätsverteilung, das aufgezeichnet werden kann. Abbildung 2.3 zeigt das Aufnahmeprinzip.

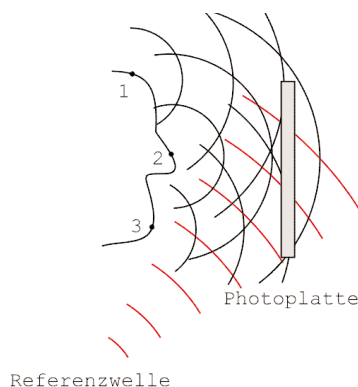


Abb. 2.3: Dem reflektierten Lichtwellenfeld wird eine kohärente Referenzwelle (rot) überlagert. Dabei entsteht auf der Photoplatte ein Interferenzmuster mit einer festen Intensitätsverteilung, das aufgezeichnet werden kann.

Die belichtete und entwickelte Photoplatte bezeichnete Gabor als Hologramm, da sie kodiert sowohl die Phase als auch die Amplitude des Beugungsbildes enthält. Ist die Phasenverteilung der Referenzwelle bekannt, so kann aus dem Interferenzmuster auf dem Hologramm auf die Phase des Beugungsbildes geschlossen werden. Dieser Zusammenhang wird genutzt, wenn das Hologramm erneut mit der Referenzwelle beleuchtet wird. Dabei rekonstruiert sich neben

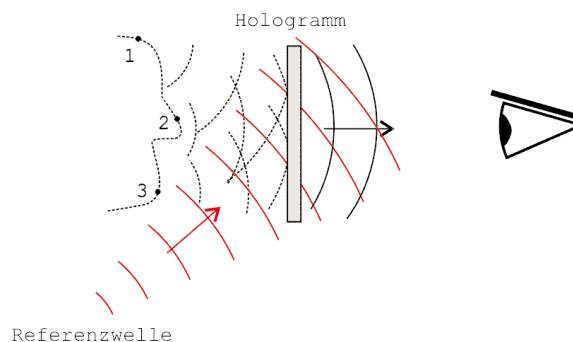


Abb. 2.4: Beleuchtet man das Hologramm wieder mit der Referenzwelle, so rekonstruiert sich das aufgezeichnete Lichtwellenfeld.

der transmittierten Referenzwelle wieder das Beugungsbild und damit das aufgezeichnete Lichtwellenfeld. Betrachtet man dieses Lichtwellenfeld, wie in Abbildung 2.4 skizziert, so sieht man das Gesicht an seiner ursprünglichen Position, ohne dass es dort vorhanden sein muss. Das rekonstruierte Wellenfeld, das vom Hologramm in Richtung des Betrachters läuft, zeigt ein sogenanntes virtuelles Bild.

Das Hologramm speichert und rekonstruiert das gesamte vom Gesicht gestreute Lichtwellenfeld. Dadurch ist es möglich, bei der Betrachtung den Beobachtungspunkt innerhalb der Grenzen des Wellenfeldes zu verändern, so dass ein räumlicher Eindruck entsteht. Bei der Hologrammaufnahme sollte eine möglichst einfache Referenzwelle benutzt werden, da diese auch wieder zur Rekonstruktion erzeugt werden muss.

Da sich die Kugelwellen der einzelnen Punkte der Gesichtsoberfläche über die gesamte Photoplatte verteilen, enthält jeder kleine Ausschnitt des Hologramms die Information des gesamten Gesichtes. Lediglich die Perspektiven, aus denen das virtuelle Bild betrachtet werden kann, sind bei der Rekonstruktion eines solchen Ausschnitts eingeschränkt.

Neben dem virtuellen Bild ist es auch möglich, ein reelles Bild des Gesichtes in den Raum zu projizieren. Dazu muss das Hologramm mit der sogenannten Phasenkonjugierten der Referenzwelle beleuchtet werden. Die Phasenkonjugation bedeutet die Umkehrung der Phasenfront einer Welle [12]. Mathematisch entspricht dies einer Zeitumkehrung der Referenzwelle, d.h. der rückwärtslaufenden Referenzwelle. Bezogen auf Abbildung 2.4 wird aus der von links unten auf das Hologramm treffenden divergenten Referenzwelle eine von rechts oben einfallende konvergente Welle, wie es in Abbildung 2.5 dargestellt ist.

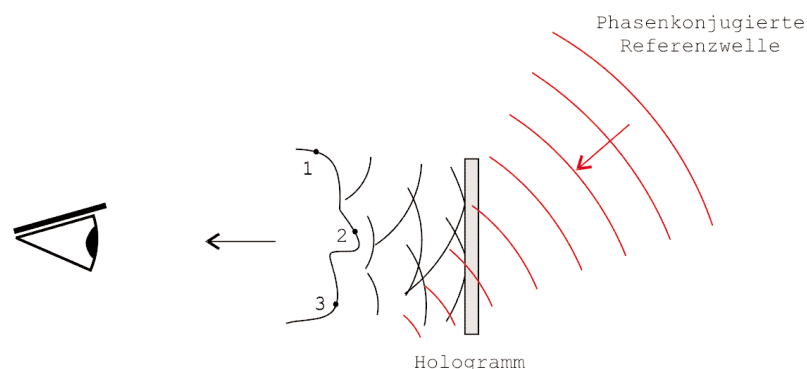


Abb. 2.5: Beleuchtet man das Hologramm mit der phasenkonjugierten Referenzwelle, so wird das reelle Bild des aufgezeichneten Gesichtes in den Raum projiziert.

Das reelle Bild wird im Gegensatz zum virtuellen Bild vom Hologramm in den Raum projiziert und ist damit z.B. auf einem Schirm abbildbar. Aufgrund der Rekonstruktionsgeometrie scheint das reelle Bild beim Betrachten umgestülpt zu sein (die Nase ist der vom Betrachter am weitesten entfernte Punkt). Man spricht deshalb auch von einem pseudoskopischen Bild.

Für die Entwicklung des holographischen Prinzips erhielt Dennis Gabor im Jahre 1971 den Physik-Nobelpreis. Wesentlich zur Weiterentwicklung der Holographie haben allerdings auch die Arbeiten von Emmeth Leith und Yuris Upatnieks [13, 14, 15] sowie von G. L. Rogers [16, 17] beigetragen.

2.2 Holographischer Aufbau

Die experimentellen Umsetzungen der im vorigen Kapitel erläuterten optischen Anordnungen werden anhand der Abbildungen 2.6 und 2.7 aufgezeigt.

Als kohärente Lichtquelle dient bei der Aufnahme ein Laser. Der Laserstrahl wird zunächst vom Strahlteiler St in zwei Strahlengänge aufgeteilt. Der eine Strahlengang wird über den Spiegel Sp1 geführt und von der Linse L1 aufgeweitet. Er bildet die Beleuchtungswelle O, die vom Gesicht in Richtung der Photoplatte diffus reflektiert wird. Der zweite Strahlengang wird über den Spiegel Sp2 und die Linse L2 geführt und bildet die Referenzwelle R, die in der Photoplattenebene der Objektwelle O überlagert wird. Die Kohärenzlänge des Lasers muss dabei größer sein als die Weglängendifferenz der Strahlengänge O und R, damit die beiden Wellen in der Photoplattenebene miteinander interferieren können.

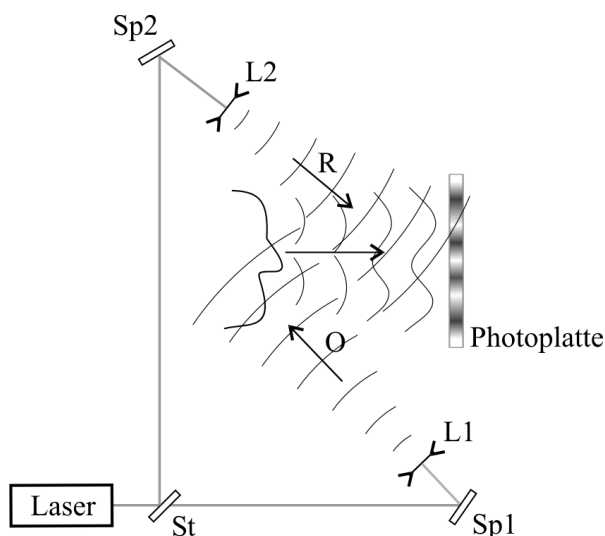


Abb. 2.6: Experimenteller Aufbau zur Hologrammaufnahme.

Zur Rekonstruktion des reellen Bildes wird das Hologramm mit der phasenkonjugierten Referenzwelle beleuchtet. Dazu muss der Laserstrahl im Vergleich zu Abbildung 2.6 von der entgegengesetzten Seite auf das Hologramm treffen und einen konvergenten Strahlverlauf aufweisen. Der von der Linse L1 aufgeweitete Strahlengang wird von der Linse L2 konvergent fokussiert. Um eine flächige Ausleuchtung des Hologramms mit der konvergenten Welle zu gewährleisten, muss die Linse L2 eine größere Abmessung aufweisen als das Hologramm.

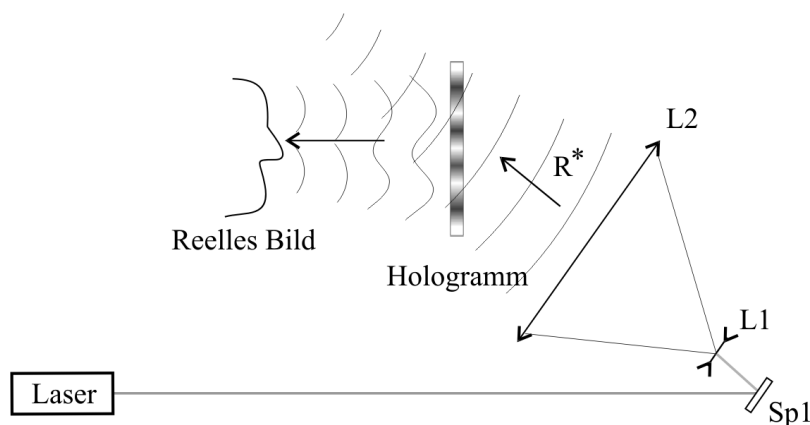


Abb. 2.7: Experimenteller Aufbau zur Rekonstruktion des reellen Bildes.

2.3 Mathematische Beschreibung der Holographie

Zur quantitativen Untersuchung des zuvor qualitativ beschriebenen holographischen Prinzips soll nachstehend eine mathematische Betrachtung erfolgen [12]. Dazu wird angenommen, dass die Photoplatte in der x/y-Ebene liegt, wie es in Abbildung 2.8 gezeigt ist.

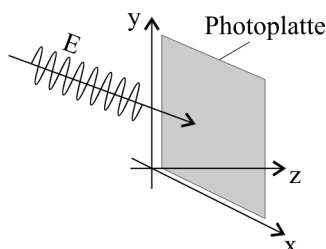


Abb. 2.8: Die Photoplatte soll in der x/y-Ebene liegen. Man betrachtet weiterhin eine nicht parallel zu dieser Ebene verlaufende monochromatische Lichtwelle E .

Eine monochromatische Lichtwelle E , die nicht parallel zu dieser Ebene in beliebiger Richtung verläuft, kann mathematisch vollständig durch ihre elektrische Feldverteilung in der Photoplatteebene beschrieben werden.

$$E(x, y, t) = \underline{E}(x, y) \cdot e^{-i\omega t} \quad (2.1)$$

Die zeitunabhängige komplexe Amplitude

$$\underline{E}(x, y) = E_0(x, y) \cdot e^{i\varphi(x, y)} \quad (2.2)$$

setzt sich aus der reellen Amplitude E_0 und dem Phasenwinkel φ zusammen. Der zeitabhängige Teil $e^{-i\omega t}$ beschreibt die periodische Schwingung der Lichtwelle.

Bei der Hologrammaufnahme entsteht durch die Überlagerung der Objektwelle $O(x, y, t)$ mit der Referenzwelle $R(x, y, t)$ ein Interferenzmuster, dessen Intensitätsverteilung I auf der Photoplatte aufgezeichnet wird. Für die Schwärzung bzw. Transmission T des Hologramms gilt mit $|e^{-i\omega t}| = 1$:

$$T(x, y) \propto I(x, y) = \left| \underline{R}(x, y) \cdot e^{-i\omega t} + \underline{O}(x, y) \cdot e^{-i\omega t} \right|^2 = \left| \underline{R}(x, y) + \underline{O}(x, y) \right|^2 \quad (2.3)$$

Da die Amplituden komplexwertig sind, folgt:

$$T(x, y) \propto \left| \underline{R}(x, y) + \underline{O}(x, y) \right|^2 = (\underline{R} + \underline{O}) \cdot (\underline{R} + \underline{O})^* = \underline{R}\underline{R}^* + \underline{O}\underline{O}^* + \underline{R}^*\underline{O} + \underline{R}\underline{O}^* \quad (2.4)$$

Diese Amplitudenverteilung ist in dem Hologramm nach der Aufnahme gespeichert.

Beleuchtet man das entwickelte Hologramm mit der Referenzwelle R , so entsteht eine Summe aus vier Termen bzw. Wellen :

$$T(x, y) \cdot \underline{R}(x, y) \cdot e^{-i\omega t} \propto |\underline{R}|^2 \underline{R} \cdot e^{-i\omega t} + |\underline{O}|^2 \underline{R} \cdot e^{-i\omega t} + |\underline{R}|^2 \underline{O} \cdot e^{-i\omega t} + \underline{R}^2 \underline{O}^* \cdot e^{-i\omega t} \quad (2.5)$$

Für die weiteren Betrachtungen ist zu beachten, dass der Betrag einer komplexen Amplitude reellwertig ist und somit das Quadrat des Betrages lediglich die Amplitude der entstehenden Welle verändert. Das Quadrat einer komplexwertigen Amplitude besitzt hingegen weiterhin einen Phasenanteil und beeinflusst somit die entstehende Welle sowohl in ihrer Amplitude als auch in ihrer Phase und führt deshalb zu einer Beeinflussung der gesamten Welle.

Die vier rekonstruierten Terme bzw. Wellen aus Gleichung (2.5) können folgendermaßen gedeutet werden:

- $|\underline{R}|^2 \underline{R} \cdot e^{-i\omega t}$: die nullte Beugungsordnung der Rekonstruktionswelle, lediglich verändert in ihrer Amplitude.
- $|\underline{O}|^2 \underline{R} \cdot e^{-i\omega t}$: ebenfalls die nullte Beugungsordnung der Rekonstruktionswelle, diesmal durch $|\underline{O}|^2$ in ihrer Amplitude beeinflusst.
- $|\underline{R}|^2 \underline{O} \cdot e^{-i\omega t}$: die ursprüngliche Objektwelle mit veränderter Amplitude. Sie zeigt weiterhin die volle Bildinformation und liefert das virtuelle Bild des Objektes.
- $\underline{R}^2 \underline{O}^* \cdot e^{-i\omega t}$: die konjugierte Objektwelle wird durch die komplexe Amplitude \underline{R}^2 sowohl in ihrer Amplitude als auch in ihrer Phase beeinflusst. Dies führt zu einem verzerrt rekonstruierten reellen Bild.

Soll das reelle Bild unverzerrt rekonstruiert werden, muss das Hologramm mit der phasenkonjugierten Referenzwelle beleuchtet werden.

$$\text{phasenkonjugierte Referenzwelle : } \underline{R}^* = \underline{R}^*(x, y) \cdot e^{-i\omega t} \quad (2.6)$$

Damit ergibt sich für das Rekonstruktionsergebnis :

$$T(x, y) \cdot \underline{R}^* \cdot e^{-i\omega t} \propto |\underline{R}|^2 \underline{R}^* \cdot e^{-i\omega t} + |\underline{O}|^2 \underline{R}^* \cdot e^{-i\omega t} + \underline{R}^{*2} \underline{O} \cdot e^{-i\omega t} + |\underline{R}|^2 \underline{O}^* \cdot e^{-i\omega t} \quad (2.7)$$

- $|\underline{R}|^2 \underline{O}^* \cdot e^{-i\omega t}$: Die konjugierte Objektwelle wird nur in ihrer Amplitude moduliert und zeigt ein unverzerrtes reelles Bild des aufgezeichneten Objektes.
- $\underline{R}^{*2} \underline{O} \cdot e^{-i\omega t}$: Die ursprüngliche Objektwelle wird durch die komplexe Amplitude auch in ihrer Phase beeinflusst und zeigt dadurch ein verzerrtes virtuelles Bild.

2.4 Das holographische Interferenzmuster

Die Auflösung des bei der holographischen Aufnahme entstehenden Interferenzmusters hängt von den Winkeln ab, unter denen die Objekt- und Referenzwelle auf die Photoplatte treffen. In Abbildung 2.9 überlagern sich der Objektstrahl O, der unter dem Winkel γ_1 auf die Photoplatte trifft und der Referenzstrahl R mit Auftreffwinkel γ_2 .

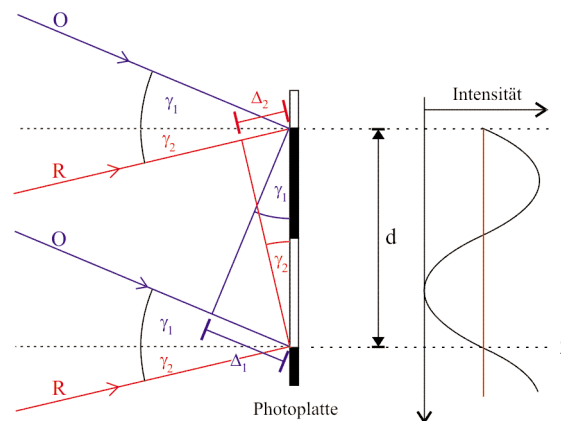


Abb. 2.9: Die Auflösung des entstehenden Interferenzmusters ist abhängig von den Einfallswinkeln γ_1 und γ_2 der Objekt- und Referenzwelle. Die Punkte 1 und 2 besitzen genau dann den gleichen Intensitätsverlauf, wenn die Summe der Gangunterschiede der beiden Wellen $\Delta_1 + \Delta_2$ exakt der Wellenlänge λ entspricht.

Die benachbarten Punkte 1 und 2 im Abstand d besitzen genau dann die gleiche Intensität, wenn in diesen Punkten ein Gangunterschied von λ zwischen der Objektwelle und der Referenzwelle vorliegt.

$$\Delta_1 + \Delta_2 = \lambda \tag{2.8}$$

Nach Abbildung 2.9 gilt für die einzelnen Gangunterschiede der beiden Wellen :

$$\begin{aligned} \Delta_1 &= d \cdot \sin \gamma_1 \\ \Delta_2 &= d \cdot \sin \gamma_2 \end{aligned} \tag{2.9}$$

Setzt man die beiden Gleichungen aus (2.9) in Gleichung (2.8) ein, ergibt sich für den Linienabstand d des Interferenzmusters :

$$d = \frac{\lambda}{\sin \gamma_1 + \sin \gamma_2} \tag{2.10}$$

Entsprechend gilt für die Linienauflösung v des Interferenzmusters :

$$v = \frac{\sin \gamma_1 + \sin \gamma_2}{\lambda} \tag{2.11}$$

Betrachtet man in Abbildung 2.10 bei der Aufnahme den Lichtkegel eines einzelnen Punktes auf der Gesichtsoberfläche, so trifft dieser unter verschiedenen Winkeln auf die Photoplatte. Die eingezeichnete ebene Referenzwelle besitzt einen konstanten Einfallswinkel.

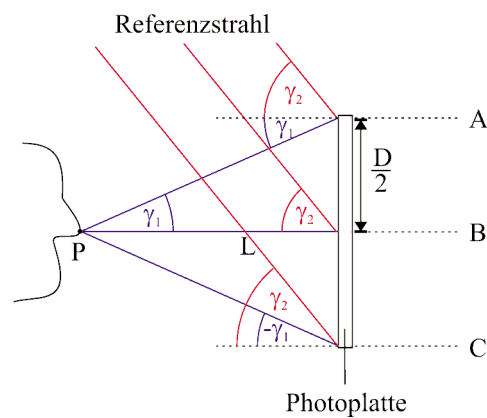


Abb. 2.10: Betrachtet man den Lichtkegel eines einzelnen Punktes der Gesichtsoberfläche, so trifft dieser unter verschiedenen Winkeln auf die Photoplatte. Der Einfallswinkel einer ebenen Referenzwelle bleibt hingegen konstant.

Setzt man für die eingezeichneten Größen in Abbildung 2.10 typische Werte für die in dieser Arbeit verwendete Aufnahmeanordnung ein, so ergibt sich:

- D : Abmessung des Hologramms = 40 cm
- L : Abstand des Punktes P vom Hologramm = 60 cm
- γ_1 : $\arctan(D / 2L) = 18,5^\circ$
- γ_2 : Einfallswinkel des Referenzstrahls = 55°
- λ : Wellenlänge = $0,5 \mu\text{m}$

Für das Interferenzmuster an den Punkten A, B, C erhält man damit :

$$\text{A: } \gamma_1 = 18,5^\circ ; \gamma_2 = 55^\circ \rightarrow d = 0,5 \mu\text{m} \rightarrow v = 2100 \text{ Zeilen / mm}$$

$$\text{B: } \gamma_1 = 0^\circ ; \gamma_2 = 55^\circ \rightarrow d = 0,7 \mu\text{m} \rightarrow v = 1430 \text{ Zeilen / mm}$$

$$\text{C: } \gamma_1 = -18,5^\circ ; \gamma_2 = 55^\circ \rightarrow d = 1,1 \mu\text{m} \rightarrow v = 910 \text{ Zeilen / mm}$$

Man erkennt, dass ein äußerst feinstrukturiertes Interferenzmuster entsteht, dessen Abmessungen bis in den Bereich der verwendeten Wellenlänge reichen. Die bei der photographischen Aufnahme des Interferenzmusters notwendigen Anforderungen an die Photoemulsion werden in Kapitel 5 diskutiert.

2.5 Die Fesnelsche Zonenplatte

In 2.1 wurde jeder Punkt der Gesichtsoberfläche als Ausgangspunkt einer Kugelwelle betrachtet. Das Hologramm einer solchen Kugelwelle bzw. eines einzelnen Punktes soll im Folgenden hergeleitet werden [16]. Dazu betrachtet man Abbildung 2.11 :

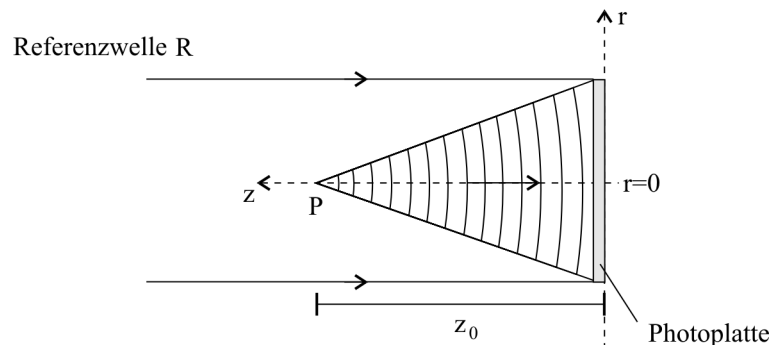


Abb. 2.11: Aufzeichnung des Hologramms eines Punktes P, der sich im Abstand z_0 von der Photoplatte entfernt auf der z-Achse befindet. Es sei eine ebene Referenzwelle R angenommen, die der von P ausgehenden Kugelwelle überlagert wird.

Die vom Punkt P ausgehende Kugelwelle besitzt eine zur z-Achse rotationssymmetrische Wellenfront. Dieser Objektwelle wird eine ebene Referenzwelle R überlagert, die senkrecht auf die Photoplatte trifft. Damit ist das entstehende Interferenzmuster vollständig durch die Phasenbeziehung innerhalb der Objektwellenfront bestimmt und somit ebenfalls rotationssymmetrisch.

Der kürzeste Weg von P zur Photoplatte verläuft entlang der z-Achse und hat die Länge z_0 . Er trifft im Punkt $r=0$ auf die Photoplatte. In diesem Punkt sei die Phasendifferenz zwischen Objekt- und Referenzwelle null, so dass konstruktive Interferenz auftritt. Die Phasenbeziehung in allen anderen Punkten der Photoplatte hängt vom Gangunterschied Δd des betreffenden Lichtweges zum Weg z_0 ab.

$$\Delta d = \sqrt{z_0^2 + r^2} - z_0 \quad (2.12)$$

Ist dieser Gangunterschied ein Vielfaches der Wellenlänge, tritt ebenfalls konstruktive Interferenz auf. Damit ergibt sich als Interferenzmuster ein konzentrisches Ringsystem mit den Radien r_n :

$$\begin{aligned} n \cdot \lambda &= \sqrt{z_0^2 + r^2} - z_0 \\ \Leftrightarrow r_n^2 &= (z_0 + n\lambda)^2 - z_0^2 = 2z_0n\lambda + n^2\lambda^2 \\ \text{mit } z_0 \gg n\lambda &\Rightarrow r_n = \sqrt{2z_0n\lambda} \end{aligned} \quad (2.13)$$

Für die Differenz der Radien benachbarter Ringe konstruktiver Interferenz gilt:

$$\Delta r_n = r_{n+1} - r_n = \sqrt{2z_0\lambda} \cdot (\sqrt{n+1} - \sqrt{n}) \quad (2.14)$$

Mit zunehmendem Abstand r_n wird das Ringsystem immer dichter. In Abbildung 2.12 ist das entstehende holographische Interferenzmuster eines Punktes abgebildet.

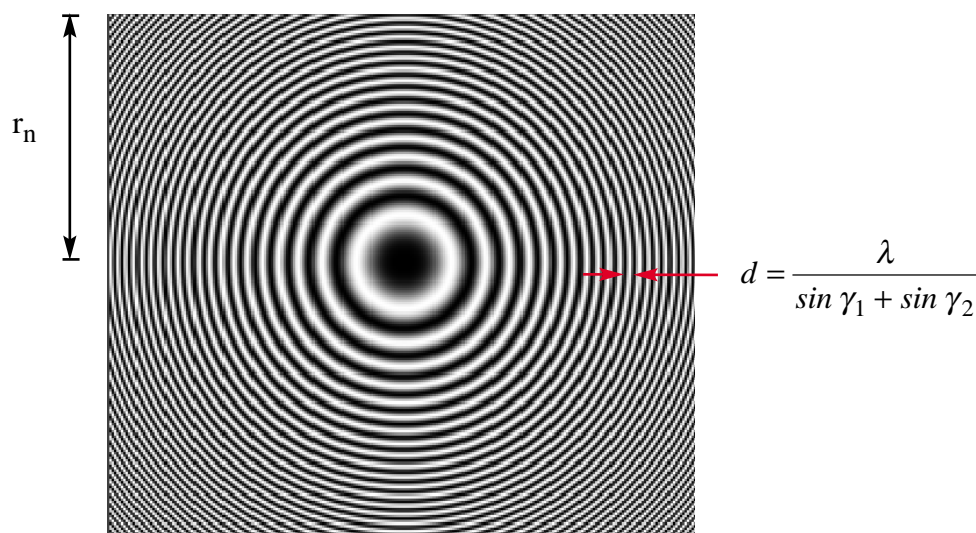


Abb. 2.12: Das Hologramm eines Punktes entspricht der Fresnelschen Zonenplatte mit kontinuierlichen Hell-Dunkel Übergängen. Der Abstand benachbarter Interferenzringe hängt vom Winkel zwischen Objekt- und Referenzwelle ab und kann bis in den Bereich der verwendeten Wellenlänge reichen ($\lambda = 0,5 \mu\text{m}$).

Dieses Interferenzmuster entspricht einer sogenannten Fresnelschen Zonenplatte. Eine solche Zonenplatte besitzt eine auf Beugung beruhende Linsenwirkung. Beleuchtet man die Zonenplatte bei der Rekonstruktion wieder mit der Referenzwelle, so wird das Licht im Abstand z_0 fokussiert. Bei der Aufnahme werden somit die lateralen Koordinaten des Punktes P durch die Lage des Mittelpunktes der Zonenplatte und die Abstandskoordinate z_0 in der Brennweite der Zonenplatte gespeichert.

Da die Linsenwirkung der Fresnelschen Zonenplatte auf Beugung beruht, wirkt sie zugleich als Sammellinse (+1. Beugungsordnung) und als Zerstreuungslinse (-1. Beugungsordnung) und rekonstruiert damit sowohl einen reellen Bildpunkt P als auch einen virtuellen Bildpunkt P'. Ein Teil der Referenzwelle wird ungebeugt (0. Beugungsordnung) transmittiert. Abbildung 2.13 verdeutlicht diesen Zusammenhang.

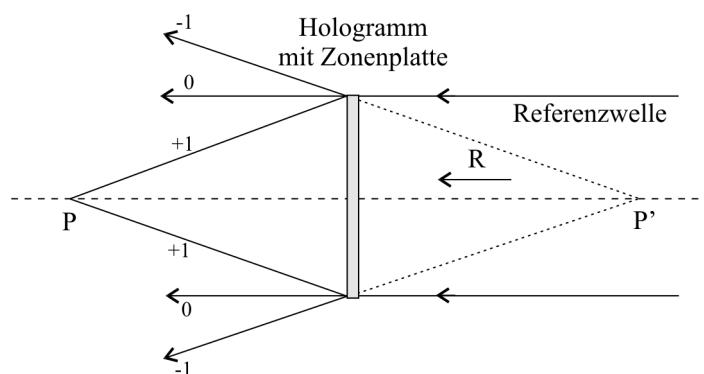


Abb. 2.13: Bei der Rekonstruktion wirkt die Fresnelsche Zonenplatte in der +1. Beugungsordnung als Sammellinse und in der -1. Beugungsordnung als Zerstreuungslinse. Dadurch erzeugt sie sowohl einen reellen Bildpunkt P als auch einen virtuellen Bildpunkt P'. Ein Teil der Welle wird ungebeugt (0. Ordnung) transmittiert.

Bei der Portraitaufnahme überlagern sich die einzelnen Fresnelschen Zonenplatten aller Gesichtsoberflächenpunkte in der Photoplattenebene zu einem komplexen holographischen Interferenzmuster. Bei der Rekonstruktion des reellen Bildes fokussiert jede einzelne Zonenplatte einen Teil der phasenkonjugierten Referenzwelle in ihren Brennpunkt, so dass die Gesamtheit aller Brennpunkte das reelle Bild ergibt.

2.6 Schnittbilder des reellen Bildes

Um das reelle Bild eines Hologramms zu betrachten, verwendet man vorzugsweise eine Streuscheibe. Dabei wird das reelle Bildvolumen allerdings nur schichtweise sichtbar gemacht. Die auf der Streuscheibe entstehenden Schnittbilder lassen sich durch die Interpretation des Hologramms als Überlagerung von Fresnelschen Zonenplatten erklären. Abbildung 2.14 zeigt die fokussierende Wirkung des Hologramms bei der Rekonstruktion eines einzelnen reellen Bildpunktes. Befindet sich die Streuscheibe an der Position A, wird der Bildpunkt scharf abgebildet. An allen anderen Positionen entlang der Strahlachse, wie z. B. den eingezeichneten Positionen B oder C, wird der Bildpunkt aufgrund der kegelförmigen Lichtausbreitung entsprechend defokussiert wiedergegeben.

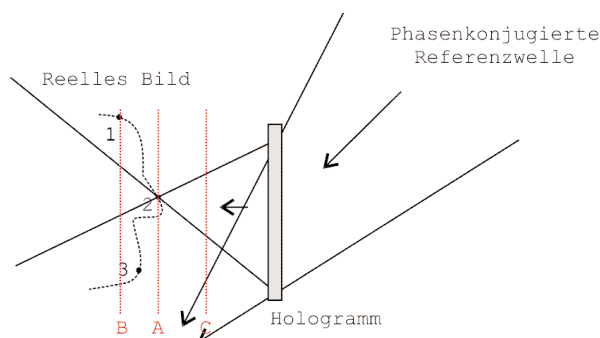


Abb. 2.14: Bei der Rekonstruktion des reellen Bildes wird die phasenkonjugierte Referenzwelle durch das Hologramm fokussiert und in der Ebene A scharf abgebildet. Aufgrund der kegelförmigen Lichtausbreitung ist der Bildpunkt in den Ebenen B und C defokussiert.

Betrachtet man in Abbildung 2.15 mehrere reelle Bildpunkte, so überlagern sich deren Strahlkegel bei der Rekonstruktion. Die an der Position A befindliche Streuscheibe zeigt demnach nicht nur den scharf abgebildeten reellen Bildpunkt 2, sondern auch die defokussierten Bildpunkte 1 und 3. Entsprechend ist an der Position B der Bildpunkt 1 fokussiert und die Punkte 2 und 3 unscharf wiedergegeben.

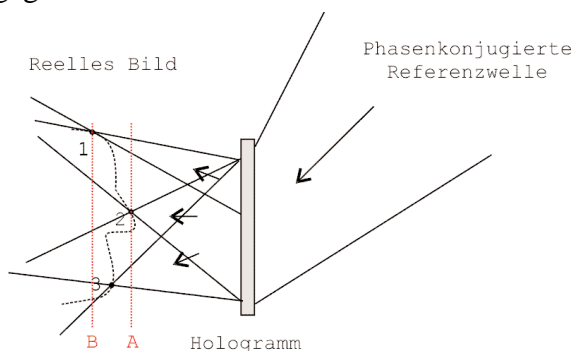


Abb. 2.15: Bei der Rekonstruktion überlagern sich die Strahlkegel der einzelnen reellen Bildpunkte. In der Ebene A wird der Bildpunkt 2 fokussiert und die Bildpunkte 1 und 3 defokussiert abgebildet. Entsprechend gilt für die Ebene B, dass Punkt 1 scharf und die Punkte 2 und 3 unscharf sind.

Insgesamt ist auf der Streuscheibe die jeweilige Gesichtskontur scharf abgebildet. Allerdings zeigt das Streuscheibenbild zusätzlich auch alle übrigen defokussierten Gesichtsbildpunkte, die sich nicht in der Streuscheibenebene befinden. Die eigentliche Konturinformation ist damit durch die unscharfe Überlagerung gestört. Mathematisch betrachtet, entspricht das Streuscheibenbild einer Projektion des gesamten dreidimensionalen reellen Bildes in die zweidimensionale Streuscheibenebene.

2.7 Ortsauflösung des reellen Bildes

Nach Abschnitt 2.5 und 2.6 entspricht der Fokus des Strahlenganges einer Fresnelschen Zonenplatte jeweils einem reellen Bildpunkt. Deshalb muss zur Bestimmung der Ortsauflösung des reellen Bildes die Raumausdehnung eines solchen Fokus betrachtet werden. Im Gegensatz zur Photographie liegt somit in der Holographie eine dreidimensionale Ortsauflösung vor.

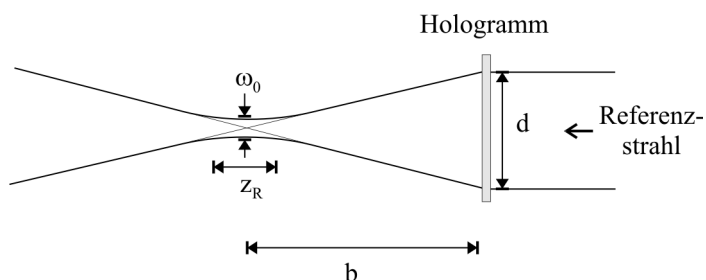


Abb. 2.16: In Fokuspnähe weicht der konvergente Strahlengang von der Kegelgeometrie ab und bildet eine Strahltaille aus.

Abbildung 2.16 zeigt einen von einer Fresnelschen Zonenplatte des Hologramms erzeugten konvergenten Strahlengang. In Fokuspnähe weicht der Strahlverlauf aufgrund von Beugungseffekten von der Kegelgeometrie ab und bildet eine Strahltaille mit dem Durchmesser ω_0 . Wird ein gaussförmiger Laserstrahl zur Rekonstruktion benutzt, so ist die Strahltaille ω_0 von dem Durchmesser d und der Brennweite b der Fresnelschen Zonenplatte und der verwendeten Laserwellenlänge λ abhängig [18]. Es gilt:

$$w_0 \approx \frac{2 \cdot b \cdot \lambda}{\pi \cdot d} \quad (2.15)$$

Die Ausdehnung der Strahltaille in Strahlrichtung wird als Rayleighlänge bzw. Fokusp länge bezeichnet. Die Rayleighlänge gibt den Abstand von der Strahltaille an, bei dem sich der Durchmesser des Strahls verdoppelt hat. Sie berechnet sich wie folgt:

$$z_R = \frac{\pi \cdot \omega_0^2}{\lambda} \approx \frac{4\lambda \cdot b^2}{\pi \cdot d^2} \quad (2.16)$$

Mit den Größen ω_0 und z_R lässt sich die laterale bzw. axiale Größe eines reellen Bildpunktes definieren. Die maximale Ortsauflösung erhält man bei vorgegebener Hologrammgröße, wenn die Fresnelsche Zonenplatte eines Bildpunktes auf die gesamte Hologrammfläche verteilt ist, da damit b maximal wird.

Setzt man in Gleichung 2.15 und 2.16 typische im Rahmen dieser Arbeit benutzte Werte ein (Hologrammdurchmesser $d = 20$ cm, Abstand des reellen Bildes vom Hologramm $b = 60$ cm, Laserwellenlänge $\lambda = 0,5$ μm), so erhält man für die maximale transversale und longitudinale Bildauflösung :

$$w_0 \approx \frac{2 \cdot 60 \text{ cm} \cdot 0,5 \mu\text{m}}{\pi \cdot 20 \text{ cm}} \approx 1 \mu\text{m}$$

$$z_R \approx \frac{4 \cdot 0,5 \mu\text{m} \cdot (60 \text{ cm})^2}{\pi \cdot (20 \text{ cm})^2} \approx 6 \mu\text{m}$$

Die maximale Auflösung des reellen Bildes kann bei entsprechender Hologrammgröße bis in den Mikrometerbereich herunterreichen.

2.7.1 Auflösungsreduzierung durch Abschattungen

Die Fresnelsche Zonenplatte eines Gesichtspunktes entsteht bei der Hologrammaufnahme in den Bereichen der Photoplatte, in denen sich die Kugelwelle des Punktes und die Referenzwelle überlagern. Die Kugelwellen können allerdings nicht aus allen Teilen des Gesichtes die gesamte Hologrammfläche erreichen. Aufgrund von Abschattungen treffen manche Kugelwellen bei der Aufnahme nur auf einen Teil der Photoplatte. Abbildung 2.17 soll dies verdeutlichen, wobei die Aufnahmeanordnung in diesem Fall von oben betrachtet wird.

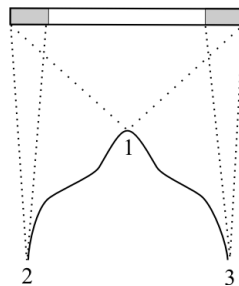


Abb. 2.17: Bei der Aufnahme wird das Licht von manchen Punkten des Gesichtes teilweise abgeschattet, so dass es nur auf einen Teil der Photoplatte treffen kann.

Das von der Nasenspitze reflektierte Licht kann ungehindert auf die gesamte Fläche der Photoplatte treffen, so dass sich für den Punkt 1 eine maximal große Fresnelsche Zonenplatte abbilden kann. Die Kugelwellen der Punkte 2 und 3, die im seitlichen Kopfbereich liegen, können hingegen nur einen eingeschränkten Teil der Photoplatte erreichen. Entsprechend kleiner sind auch die Fresnelschen Zonenplatten bei der Rekonstruktion. Nach Gleichung 2.15 und 2.16 erreichen diese Punkte, aufgrund des geringeren Durchmessers der Zonenplatten, bei der Rekonstruktion des reellen Bildes eine schlechtere Ortsauflösung.

Der Graph in Abbildung 2.18 zeigt die Abhängigkeit der Tiefenauflösung z_R des reellen Bildes eines Punktes vom Durchmesser der auf der Photoplatte abgebildeten Zonenplatte. Dazu wurden in Gleichung 2.16 typische Werte des in dieser Arbeit verwendeten holographischen Aufbaus eingesetzt (Abstand des reellen Bildes vom Hologramm $b = 60 \text{ cm}$, Laserwellenlänge $\lambda = 0,5 \mu\text{m}$). Man erkennt, dass die Tiefenauflösung bei einem Zonenplatten-Durchmesser unterhalb von $2,5 \text{ cm}$ sehr stark abnimmt. Gleichung 2.16 setzt einen gaußförmigen Rekonstruktionsstrahl und eine optimale Fokussierung voraus. Abweichungen von diesen Voraussetzungen reduzieren zusätzlich die Tiefenauflösung.

Bei sehr kleinen Durchmessern geht die Tiefenauflösung vollständig verloren und das reelle Bild wird tiefenscharf über die gesamte Objektausdehnung abgebildet. Alle Bildpunkte erscheinen fokussiert und man kann nicht mehr fokussierte von unfokussierten Bildbereichen unterscheiden.

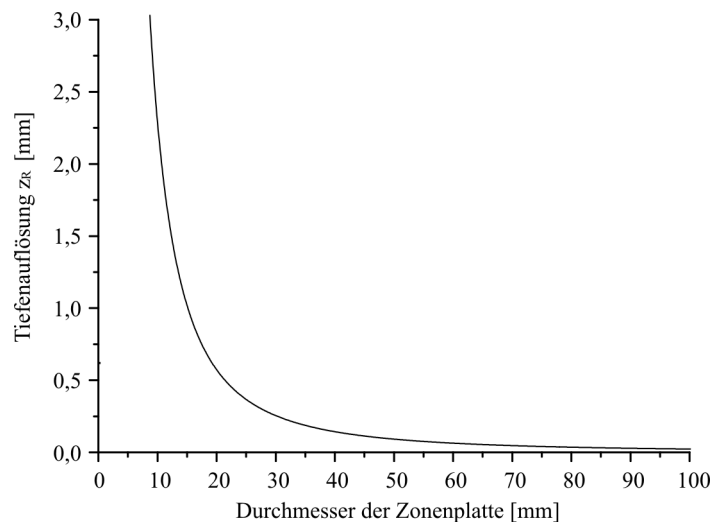


Abb. 2.18: Abhängigkeit der Tiefenauflösung z_R des reellen Bildes eines Punktes vom Durchmesser der entstehenden Fresnelschen Zonenplatte nach Gleichung 2.16. Als Parameter wurden für den Abstand des Punktes zum Hologramm $b = 60$ cm und als Laserwellenlänge $\lambda = 0,5$ μm eingesetzt.

Gesichtsbereiche von besonderem Interesse sollten deshalb immer zur Photoplatte ausgerichtet werden, da seitlich abgewandte Bereiche nur mit einer eingeschränkten Auflösung abgebildet werden. Zudem sollte immer eine möglichst großflächige Photoplatte benutzt werden, deren Abmessung mindestens der Größe des aufzuzeichnenden Objektes entspricht.

2.8 Die Hologrammtypen

Das bei der Aufnahme entstehende holographische Interferenzmuster wird als Schwärzung auf einer Photoplatte aufgezeichnet. Nach der Entwicklung und Fixierung der Photoplatte kann die Rekonstruktion des aufgezeichneten Wellenfeldes als Beugung der Referenzwelle an den geschwärmten Bereichen des Hologramms erklärt werden. Da dabei eine Amplitudenmodulation der Referenzwelle erfolgt, spricht man von einem Amplitudenhologramm. Aufgrund der Absorption eines Großteils der Lichtintensität der Referenzwelle ist die Beugungseffizienz eines solchen Amplitudenhologramms sehr gering. Die Beugungseffizienz η ist definiert als das Verhältnis der Intensität des gebeugten rekonstruierten Bildes I_B zur Intensität der einfallenden Referenzwelle I_0 .

$$\eta = \frac{I_B}{I_0} \quad (2.17)$$

Es kann theoretisch gezeigt werden [19], dass für zweidimensionale Amplitudenhologramme die maximale Beugungseffizienz bei $\eta = 6,25$ % liegt. Im Allgemeinen werden allerdings nur 1-2 % erreicht.

Neben der Amplitude kann aber auch die Phase der Referenzwelle moduliert werden, um den gewünschten Beugungseffekt zu erzielen. Dabei darf das holographische Interferenzmuster nicht als absorbierende Schwärzung, sondern als Variation des Brechungsindex der Hologrammplatte vorliegen. Man kann ein aufgezeichnetes Amplitudenhologramm in ein Phasenhologramm umwandeln, indem man die entwickelte Photoplatte nicht fixiert, sondern in ein spezielles Bleichbad gibt, wie es in Kapitel 5.5 beschrieben wird. Phasenhologramme können eine Beugungseffizienz von annähernd 40 % erreichen.

2.9 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde das Grundprinzip der holographischen Aufnahmetechnik vorgestellt. In einem Hologramm ist sowohl die Amplitudeninformation als auch die Phaseninformation des vom Gesicht zurückgestreuten Wellenfeldes gespeichert. Bei der Rekonstruktion kann dieses gesamte Wellenfeld wieder sichtbar gemacht werden, was die räumliche Darstellung des Gesichtes ermöglicht.

Es wurde gezeigt, dass man zur Rekonstruktion des unverzerrten reellen Bildes des Gesichtes, das Hologramm mit der Phasenkonjugierten der Referenzwelle beleuchten muss. Bei Schnittbildern durch das reelle Bild wird die Gesichtskontur an der betreffenden Streuscheibenposition scharf abgebildet. Diese Bildinformationen sind allerdings alle weiteren Bildpunkte des Gesichtes, die nicht in der Streuscheibenebene liegen, defokussiert und damit unscharf überlagert.

Durch die Benutzung von Phasenhologrammen anstelle von Amplitudenhologrammen ist es möglich, eine erheblich höhere Beugungseffizienz bei der Rekonstruktion der Hologramme zu erzielen.

Kapitel 3

Optische Eigenschaften der Haut

Bei der Portrait-Holographie wird der vom Gesicht reflektierte Anteil des kohärenten Lichtes holographisch aufgezeichnet. Die bei der Reflexion auftretende Wechselwirkung zwischen Laserlicht und Hautgewebe soll in diesem Kapitel untersucht werden.

Für die Portrait-Holographie werden Blitzlampen-gepumpte Festkörperlaser verwendet, wobei dies fast ausschließlich Rubinlaser (694 nm) und frequenzverdoppelte Nd:YLF-Laser (526,5 nm) sind (Kapitel 4). Aus diesem Grund wird in diesem Kapitel auch ein Vergleich der Wellenlängen dieser beiden Lasertypen vorgenommen.

3.1 Anatomie und Reflexionseigenschaften der Haut

Der anatomische Aufbau der menschlichen Haut ist in Abb. 3.1 dargestellt. Die Haut lässt sich demnach grob in drei Schichten unterteilen. Die oberste Hautschicht (Epidermis) ist im Gesichtsbereich ca. 20-100 μm dick und ihrerseits in fünf Schichten unterteilt. Sie enthält unter anderem die Melanozyten (Pigmentzellen), die für die Farbe der Haut verantwortlich sind. Diese produzieren das Pigment Melanin, welches einfallende Lichtstrahlen vom UV bis in den infraroten Spektralbereich stark absorbiert. Das Melanin schützt den Organismus vor UV-Strahlung. Die mittlere Schicht (Dermis) besteht hauptsächlich aus Bindegewebe und ist im Gesicht zwischen 0,6 und 2 mm dick. Sie ist mit Nerven und einem feinen Geflecht von Blutgefäßen durchzogen. Unterhalb der Dermis schliesst sich das Unterhautfettgewebe (Subcutis) an. In dieser Schicht befinden sich unter anderem die Haarwurzeln und Schweissdrüsen. Sie ist ebenfalls reich an Nerven [20].

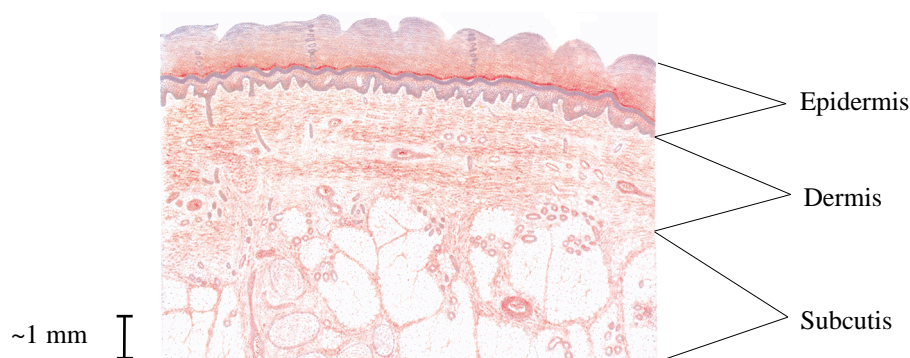


Abb. 3.1: Anatomisches Schnittbild durch das Hautgewebe. Bildquelle : [20]

Trifft Licht auf die Haut, so wird nur ein geringer Teil von ca. 4 % der Strahlung direkt an der Oberfläche reflektiert (Fresnel-Reflexion). Der Rest dringt in das Hautgewebe ein und unterliegt dort Absorptions- und Streuprozessen. Die freie Weglänge eines eingestrahnten Photons beträgt lediglich 0,05 bis 0,2 mm, d.h. im Mittel wird nach dieser Weglänge das Photon gestreut bzw. absorbiert. Der größte Photonenanteil von bis zu 65 % kann die Haut infolge multipler Streueignisse als sogenannte Remissionsstrahlung wieder verlassen [21]. Diese

diffuse Rückstreuung und die oberflächlich reflektierte Strahlung werden auf der Photoplatte holographisch aufgezeichnet.

3.2 Optische Eigenschaften der Haut

Allgemein kann die Lichtausbreitung in streuendem Gewebe durch die Strahlungstransportgleichung beschrieben werden. Dazu müssen die spezifischen optischen Parameter des Gewebes bekannt sein. Dies ist zunächst der Brechungsindex n , der typische Werte von $n=1,45$ für die Epidermis und $n=1,40$ für die Dermis annimmt. Der Absorptionskoeffizient μ_a und der Streukoeffizient μ_s geben die durchschnittliche Anzahl von Absorptions- bzw. Streuprozessen pro optischer Weglänge im Gewebe an. Die räumliche Verteilung der Streuvorgänge wird durch den Anisotropiefaktor g beschrieben. In den meisten Fällen ist die Strahlungstransportgleichung nicht analytisch lösbar. Sie kann allerdings numerisch mit Hilfe der Monte Carlo Methode oder wie im Folgenden näherungsweise durch die Diffusionsgleichung gelöst werden.

Nach [22] gilt in der Diffusionsapproximation für die Eindringtiefe δ der Strahlung in das Gewebe folgende Beziehung für die optischen Parameter :

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{3 \mu_a (\mu_a + \mu_s (1-g))}} \quad (3.1)$$

Definiert man den effektiven Streukoeffizienten $\mu_s' = \mu_s (1-g)$, so folgt :

$$\delta = \frac{1}{\sqrt{3 \mu_a (\mu_a + \mu_s')}} \quad (3.2)$$

Die Eindringtiefe δ gibt an, in welchem Abstand zur Hautoberfläche die Intensität der Strahlung auf das 1/e-fache abgefallen ist. Aus der Eindringtiefe lässt sich auch der Anteil der vom Gewebe diffus zurückgestreuten Strahlung bestimmen. Dabei gilt nach [23]:

$$R_d = e^{-A\delta\mu_a} \quad (3.3)$$

Diese Formel entspricht praktisch dem Lambert-Beer-Gesetz, das die Abschwächung durch Absorption beschreibt, wobei $A\delta$ der durchschnittlichen Weglänge entspricht, die ein Photon im Gewebe zurücklegt. Als grobe Näherung für Weichgewebe kann empirisch für A ein Wert von 7-8 angenommen werden.

Zur Anwendung der Gleichungen (3.2) und (3.3) benötigt man die entsprechenden Gewebeparameter μ_a und μ_s' . Die in Tabelle 1 verwendeten Daten stammen aus [22]. Dabei handelt es sich um helle, leicht pigmentierte Haut.

λ [nm]	μ_a [cm ⁻¹]	μ_s' [cm ⁻¹]	λ [nm]	μ_a [cm ⁻¹]	μ_s' [cm ⁻¹]
355	0.73	12	700	0.02	1.9
400	0.32	11.6	750	0.03	1.7
450	0.13	6.7	810	0.02	1.3
500	0.05	4.5	850	0.02	1.2
550	0.05	3.3	900	0.02	1.1
600	0.03	2.5	950	0.03	1.1
650	0.02	2.1	1000	0.04	1

Tab 3.1: Optische Gewebeparameter heller, leicht pigmentierter menschlicher Haut. Quelle: [20].

Setzt man diese Gewebeparameter in Gleichung (3.3) ein, so zeigt sich die in Abbildung 3.2 dargestellte Wellenlängen-Abhängigkeit der Reflektivität der Haut :

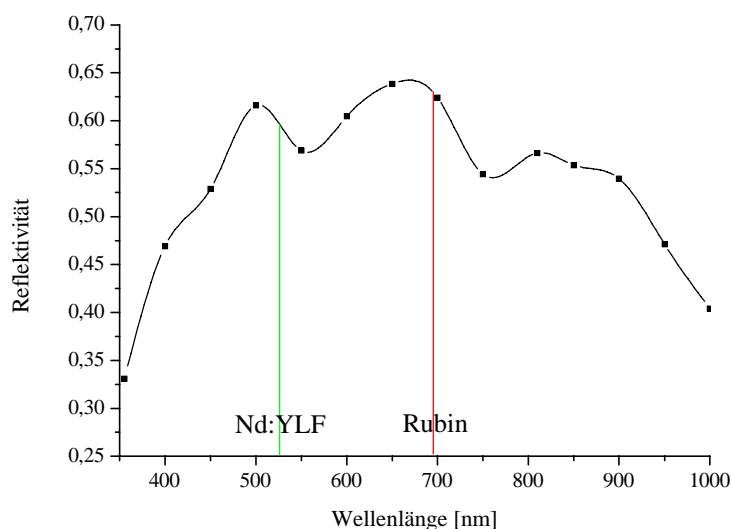


Abb. 3.2: Abhängigkeit der Reflektivität heller Haut von der Wellenlänge. Eingezeichnet sind die Wellenlängen des Rubin- und des frequenzverdoppelten Nd:YLF-Lasers.

Die eingezeichneten Wellenlängen des Rubin- und des frequenzverdoppelten Nd:YLF-Lasers zeigen, dass beide Laser eine ähnlich hohe Reflektivität von ca. 60 % besitzen.

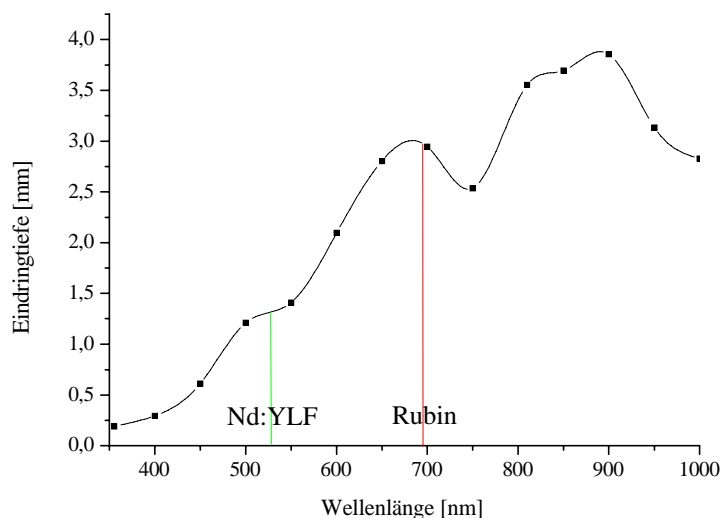


Abb. 3.3: Wellenlängenabhängigkeit der Gewebe-Eindringtiefe von Licht. Eingezeichnet sind die Wellenlängen des Rubin- und des frequenzverdoppelten Nd:YLF-Lasers.

In Abbildung 3.3 ist die Gewebe-Eindringtiefe nach Gleichung (3.2) für die Gewebeparameter aus Tabelle 1 gegen die Wellenlänge aufgetragen. Hier zeigt sich anhand der eingezeichneten Laserwellenlängen, dass der Rubinlaser mehr als doppelt so tief ins Gewebe eindringt wie der frequenzverdoppelte Nd:YLF-Laser. Das Licht des Rubinlasers kann bis in den Bereich der Subcutis vordringen. Dadurch besitzt ein mit dem Rubinlaser aufgezeichnetes Hologramm eine deutlich geringere Ortsauflösung der Hautoberfläche gegenüber einem Nd:YLF-Laser - Hologramm. Rubinlaser-Hologramme zeigen meist ein stark geglättetes, wachsähnliches Hautbild. Der Nd:YLF Laser hingegen entspricht etwa der durchschnittlichen Eindringtiefe von spektral breitbandigem Weisslicht und zeigt damit ein gewohntes Hautbild.

3.3 Kohärente Gewebereflexion

Das Licht wird im Gewebe an zellulären und subzellulären Strukturen zurückgestreut, die sich, aufgrund der thermischen Molekularbewegung, in einer ständigen und regellosen Bewegung befinden. Damit die Kohärenz der Strahlung bei der Reflexion an der Haut erhalten bleibt, dürfen sich die Streuzentren während der Hologrammaufnahme nicht um mehr als $\lambda/8$ der verwendeten Wellenlänge bewegen.

Ein Teilchen besitzt bei der Temperatur T die mittlere kinetische Energie [24]:

$$E_{kin} = \frac{3}{2} kT = \frac{1}{2} mv^2 \quad (3.4)$$

Für ein typisches zelluläres Teilchen von 1 μm Durchmesser und etwa 10^{-15} kg Masse folgt bei Zimmertemperatur eine thermische Diffusionsgeschwindigkeit von :

$$v_{th} = \sqrt{\frac{3kT}{m}} \approx 3 \frac{mm}{s} \quad (3.5)$$

Bei dieser Geschwindigkeit benötigt das Teilchen für die Strecke von $\lambda/8$ ungefähr eine Zeit:

$$\Delta t = \frac{\lambda/8}{v_{th}} \approx 20 \mu s \quad (3.6)$$

Die Pulsdauer des Lasers muss also kürzer als 20 μs sein, damit das vom Hautgewebe reflektierte Licht in der Photoplattenebene interferenzfähig bleibt. Diese Bedingung wird sowohl vom Rubinlaser als auch vom frequenzverdoppelten Nd:YLF-Laser um drei Größenordnungen übertroffen, die beide Pulsdauern im Bereich 10-30 ns besitzen. Hingegen sind Portraitaufnahmen mit einem cw-Lasersystem demzufolge ausgeschlossen.

3.4 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde die Reflektivität und die Eindringtiefe von Licht in die Haut mit Hilfe der Diffusionsapproximation untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass die Strahlung des Rubinlasers und des frequenzverdoppelten Nd:YLF-Lasers eine ähnliche Reflektivität von ca. 60 % besitzen. Die Untersuchung der Eindringtiefe verdeutlichte allerdings, dass die

Rubinlaserstrahlung fast doppelt so tief in das Hautgewebe eindringt wie die Strahlung des frequenzverdoppelten Nd:YLF-Lasers. Aus diesem Grund zeigen Portrait-Hologramme eines Rubinlasers ein stark geglättetes Hautbild.

Abschließend wurde der Einfluss der zellulären Molekularbewegung auf die Kohärenz der reflektierten Strahlung betrachtet. Im Ergebnis darf die Pulsdauer des Lasers $20 \mu\text{s}$ nicht überschreiten. Diese Voraussetzung ist allerdings bei den betrachteten Lasersystemen gegeben, da sie gütegeschaltet betrieben werden und Pulsdauern im Bereich von 10-30 ns aufweisen.

Kapitel 4

Aufnahme des Portrait-Hologramms

Zu Beginn der Entwicklung der Holographie Anfang der sechziger Jahre wurden für holographische Anwendungen fast ausschließlich kontinuierliche Gaslaser, wie z. B. der HeNe-Laser eingesetzt [14, 15]. Nur diese Laser gewährleisteten die benötigte Kohärenz. CW-Laser sind jedoch für die holographische Aufnahme von Personen nicht geeignet. Wie in Kapitel 3.4 beschrieben, zerstören schon mikroskopische Bewegungen auf zellulärer Basis die Kohärenz der von der Haut reflektierten Strahlung.

Erst durch die Entwicklung von gepulsten Lasersystemen, die sehr kurze Pulse bei gleichzeitig hoher Kohärenz erzeugen können, wurde es möglich, diese Effekte auszuschliessen. Während der kurzen Belichtungszeit findet keine signifikante Molekularbewegung statt und die Zelle kann als statisch angesehen werden. Im Jahre 1967 konnte L.D. Siebert [25, 26] erstmals ein Portrait-Hologramm mit einem modifizierten gütegeschalteten Rubinlaser anfertigen. Dabei handelte es sich um ein Selbstportrait. Streuscheiben, die in den Strahlengang des Lasers eingebracht wurden, sorgten für eine diffuse Verteilung der Pulsenergie und ermöglichten so die gefahrlose Aufnahme selbst mit offenen Augen.

Im Rahmen dieser Arbeit wird ein holographisches Aufnahmesystem GP-2J der Firma Geola (Litauen) benutzt. In diesem Kapitel wird der benutzte Laser und der verwendete optische Aufbau zur Aufnahme des Portrait-Hologramms beschrieben.

Um die nachträgliche Auswertung des reellen Bildes zu verbessern, wurde ein neuer Ansatz verfolgt, indem das Aufnahmesystem mit der Option versehen wurde, den Objektstrahl räumlich zu modulieren. Damit ist es möglich, während der Hologrammaufnahme ein Muster mit hohem Kontrast auf das Gesicht zu projizieren. Die für die Realisierung der Objektstrahlmodulation notwendigen Modellierungen und Simulationen werden vorgestellt.

4.1 Der Aufnahmelaser

An einen Laser zur Aufnahme von Portrait-Hologrammen werden hohe Anforderungen gestellt. Der Laser muss Pulse hoher Kohärenz bei gleichzeitig kurzer Pulsdauer emittieren. Des Weiteren ist eine hohe Pulsenergie notwendig, um den gesamten Gesichtsbereich gleichmäßig auszuleuchten.

Das Schema des verwendeten Lasers ist in Abbildung 4.1 dargestellt. Dabei handelt es sich um einen Blitzlampen-gepumpten Nd:YLF/Nd:Glas Festkörperlaser [27, 28].

Die Spiegel Sp1 - Sp3 bilden einen dreieckigen Ringresonator, in dem sich die Pumpkammer mit dem Nd:YLF Kristallstab (5 x 80 mm) und der Xenon-Blitzlampe befindet. Die Pumpkammer ist diffus reflektierend und sorgt damit für ein gleichmäßiges Pumpen des Lasermediums. Durch die Blende A wird eine transversale Modenselektion vorgenommen und der Durchmesser der TEM₀₀ Mode bestimmt. Das ebenfalls im Resonator befindliche Dove-Prisma sorgt bei jedem Durchgang für eine Bildrotation des Strahlquerschnitts, wodurch Inhomogenitäten im Resonator und im Kristallstab ausgeglichen werden können. Daraus resultiert auch eine geringere Empfindlichkeit des Resonators gegen Dejustagen [29].

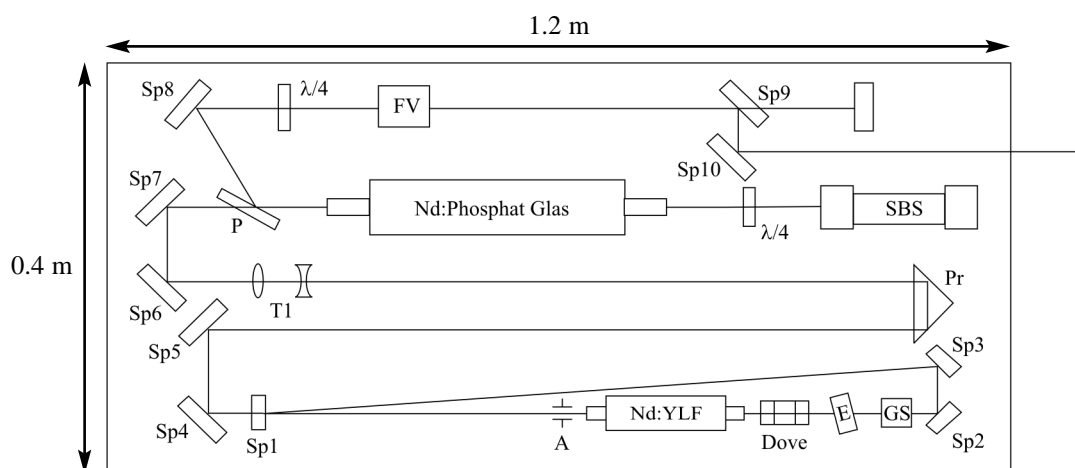


Abb. 4.1: Schematischer Aufbau des zur Hologramm-Aufnahme verwendeten Festkörperlasers.

Abkürzungen: P: Polarisator; GS: Güteschalter, Sp: Spiegel, E: Etalon, FV: Frequenzverdoppler, Dove-Prisma, T: Teleskop, SBS: auf stimulierter Brillouin Streuung basierender Spiegel, Pr: Prisma, $\lambda/4$: $\lambda/4$ -Verzögerungsplättchen, A: Aperturblende

Zur longitudinalen Modenselektion werden ein Etalon (E) und ein passiver Güteschalter (GS) eingesetzt. Bei dem passiven Güteschalter handelt es sich um ein LiF:F_2^- Kristall, der als sättigbarer Absorber mit einer inhomogen verbreiterten Absorptionslinie bei der Laserwellenlänge (1053 nm) wirkt. Dieses Konzept der Modenselektion soll durch Abbildung 4.2 verdeutlicht werden [30].

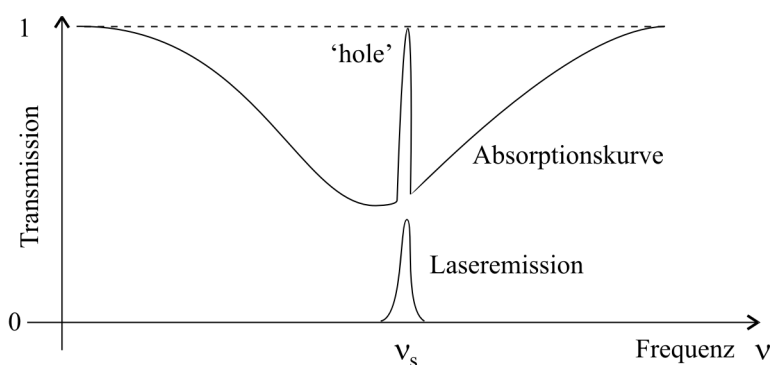


Abb. 4.2: Die auf der Frequenz ν_s schwingende Mode hat die Absorption des Absorbers gesättigt, so dass der Absorber für diese Frequenz transparent wird (Transmission = 1).

Die bei der Frequenz ν_s oszillierende Mode hat die Absorption des Absorbers gesättigt, d.h. dessen Transmission T in einem engen Frequenzband auf $T = 1$ erhöht („hole burning“). Falls die Breite dieses spektralen Fensters schmal ist und die oszillierende Mode der Frequenz ν_s die Absorption sättigt, bevor andere Moden anschwingen, verläuft der Laserprozess monomode auf dieser Frequenz. Der Laserresonator erreicht bei einer Emissionswellenlänge von 1053 nm eine Pulsenergie von bis 120 mJ bei einer Pulsdauer (FWHM) von ca. 35 ns im kohärenten Single-Frequency Betrieb.

Der ausgekoppelte Laserpuls wird über ein Umlenkprisma und mehrere Spiegel zur Verstärker-Pumpkammer geführt, in der sich ein Nd:Glas Kristallstab und eine Blitzlampe befinden. Das Teleskope T1 dient dazu, eine optimale Ausleuchtung des Verstärker-Kristalls zu erreichen. Aus Kostengründen wird statt eines Nd:YLF ein Nd:Glas Kristall verwendet. Ein

dabei in Kauf genommener Nachteil besteht darin, dass Nd:Glas eine relativ geringe thermische Leitfähigkeit besitzt und deshalb nach jedem Aufnahmepuls eine Abkühlphase von ca. 2 Minuten bedarf. Dies ist allerdings ein Umstand, der im Alltag der Portraitaufnahme praktisch unbedeutend ist, da pro Patient auch nur ein Laserpuls notwendig ist.

Zu Kalibrier- und Justagezwecken kann der Laser im sogenannten Pilot-Mode ohne Verstärker betrieben werden. Dabei emittiert der Laser den unverstärkten Oszillatorpuls mit einer Repetitionsrate zwischen 0,5 und 2 Hz.

Der Verstärkerkristall wird zur Erhöhung der Effizienz zweimal durchlaufen. Der Einsatz eines Phasen-konjugierenden Spiegels, der auf stimulierter Brillouin Streuung (SBS) beruht, bringt dabei zwei wesentliche Vorteile. Erstens bleibt die Strahlqualität erhalten, da Deformationen der Wellenfront durch Inhomogenitäten im heißen Kristallstab beim phasenkonjugierten Rücklauf des Pulses wieder kompensiert werden. Zweitens wirkt der Brillouin-Spiegel selektiv, da nur der kohärente Signalanteil reflektiert wird. Rauschanteile, die durch Verstärkung von spontaner Emission entstanden sind, werden unterdrückt. Rund 50 % der im Nd:Glas Kristall gespeicherten Energie können genutzt werden.

Die $\lambda/4$ Platte vor dem SBS sorgt dafür, dass die Polarisationssebene des durch den Verstärker laufenden Pulses beim zweimaligen Durchlauf um 90° gedreht wird und somit vom Polarisator P in Richtung des Frequenzverdopplers ausgespiegelt wird und nicht zurück in den Laserresonator gelangt.

Als Frequenzverdoppler kommt ein DKDP-Kristall zum Einsatz, wobei eine Phasenanpassung vom Type II vorgenommen wird. Dazu benötigt man im doppelbrechenden Kristall einen ordentlichen und einen außerordentlichen Strahl. Um dies zu erreichen, passiert der linear polarisierte Laserpuls eine $\lambda/4$ Platte, die diesen zirkular polarisiert.

Das frequenzverdoppelte Licht ist hinter dem Kristall wieder linear polarisiert. Es wird eine Konversionseffizienz von bis zu 60 % erreicht. Durch den dichroitischen Spiegel Sp9 wird die frequenzverdoppelte Strahlung von der nicht konvertierten Strahlung getrennt, so dass nur Licht der Wellenlänge 526,5 nm über Sp10 den Laser verlässt.

Der Laser erreicht bei der Wellenlänge von 526,5 nm eine Pulsenergie von bis zu 2 Joule. Die Pulsdauer beträgt ungefähr 30 ns. Dabei ist der Puls linear polarisiert und besitzt sowohl transversal (TEM_{00}) als auch longitudinal nur eine Schwingungsmode, wodurch eine Kohärenzlänge von mehr als 3 m erreicht wird. Abbildung 4.3 zeigt eine typische zeitliche Pulsform und ein aufgezeichnetes Strahlprofil des Lasers bei 526,5 nm.

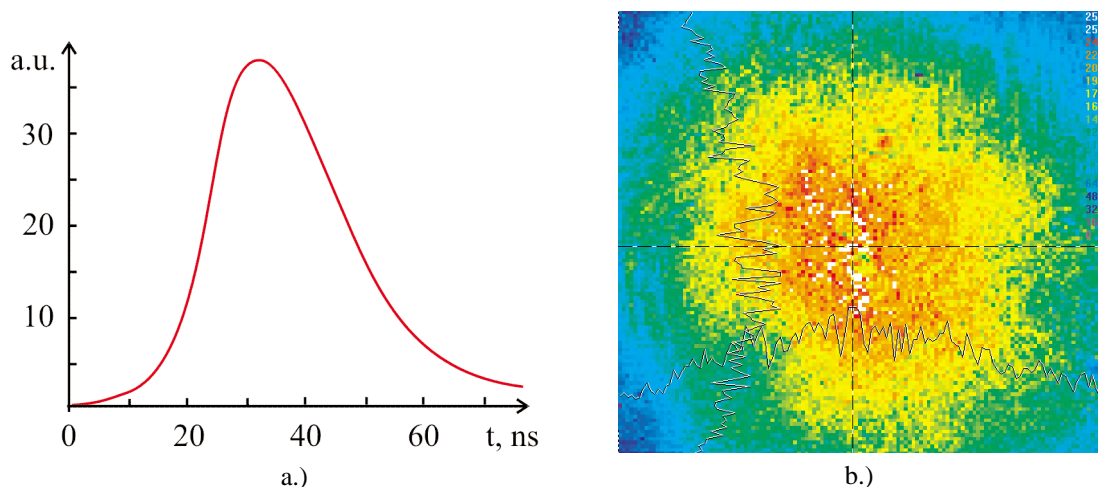


Abb. 4.3: Darstellung des a.) zeitlichen Profils und des b.) räumlichen Strahlprofils eines Pulses des verwendeten Aufnahmelasers.

4.2 Optischer Aufbau des Aufnahmesystems

Der Laser befindet sich bei dem eingesetzten holographischen Aufnahmesystem GP-2J gemeinsam mit den übrigen optischen Komponenten auf einem optischen Tisch. Die optischen Komponenten sind direkt auf die Tischplatte fixiert, wohingegen der Laser durch Ständer erhöht über diesem Aufbau platziert ist. Abbildung 4.4 zeigt eine Darstellung des optischen Aufbaus, der darüberliegende Laser ist gestrichelt eingezeichnet.

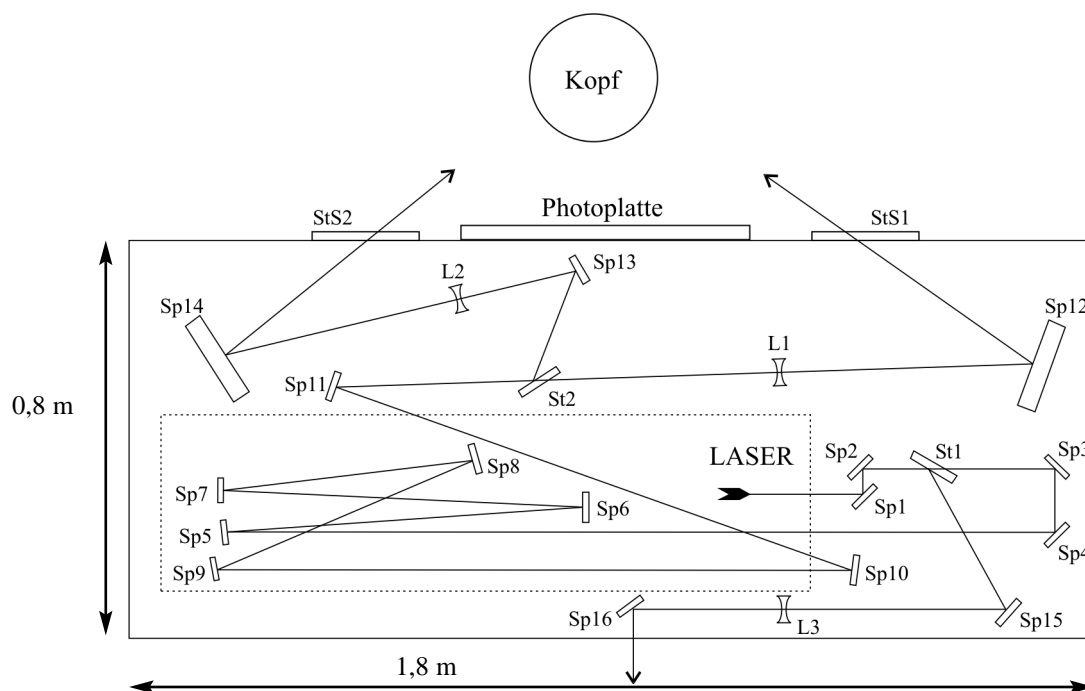


Abb. 4.4: Anordnung der optischen Komponenten für die Aufnahme des Portrait-Hologramms. Der gestrichelt eingezeichnete Laser ist auf Ständern über den optischen Bauteilen angeordnet.
Abkürzungen: Sp: Spiegel, L: Linse, StS: Streuscheibe

Der vom Laser emittierte Strahl wird über die Spiegel Sp1 und Sp2 auf die Tischplattenebene herangeführt. Der Strahlteiler St1 teilt den Laserpuls in den Objekt- und den Referenzstrahl auf. Das Teilungsverhältnis ist einstellbar und beträgt in der Regel 90:10 zugunsten des Objektstrahls. Der Referenzstrahl wird von der Linse L3 aufgeweitet und verlässt über den Spiegel Sp16 den optischen Tisch. Dieser Strahl wird extern über weitere Spiegel geführt und auf die Photoplatte gerichtet (s. Kapitel 4.3).

Der Objektstrahl verläuft über die Spiegel Sp3 - Sp11. Dieser mehrfach gefaltete Strahlengang dient dazu, den optischen Weglängenunterschied zum extern geführten Referenzstrahlengang auszugleichen. Der Strahlteiler St2 teilt den Objektstrahl nochmals auf, so dass der aufzuzeichnende Kopf aus zwei unterschiedlichen Richtungen über die Spiegel Sp12 und Sp14 beleuchtet wird. In jedem der beiden Beleuchtungsarme ist jeweils eine konkave Linse platziert, die den Strahlengang aufweitet. Die zwei Objektstrahlen verlassen das Aufnahmesystem durch die beiden Streuscheiben StS1 und StS2. Diese streuen den austretenden Laserpuls diffus, so dass eine gleichmäßige Ausleuchtung erfolgt.

Durch die Streuscheiben wird die Energiedichte stark herabgesetzt. Dies gewährleistet, dass der Laserstrahl nicht mehr durch die Augenlinse fokussiert werden kann und damit Aufnahmen mit geöffnetem Auge möglich sind.

Das vom Kopf zurückgestreute Licht trifft abschliessend auf die Photoplatte und wird dort mit der Referenzwelle überlagert.

4.3 Das Aufnahmesystem

In Abbildung 4.5 ist eine Seitenansicht des holographischen Aufnahmesystems zu sehen. Der gesamte optische Aufbau inklusive des Lasers befindet sich unter einer Abdeckung, so dass dieser vor Staub und sonstigen äußeren Einflüssen geschützt ist.

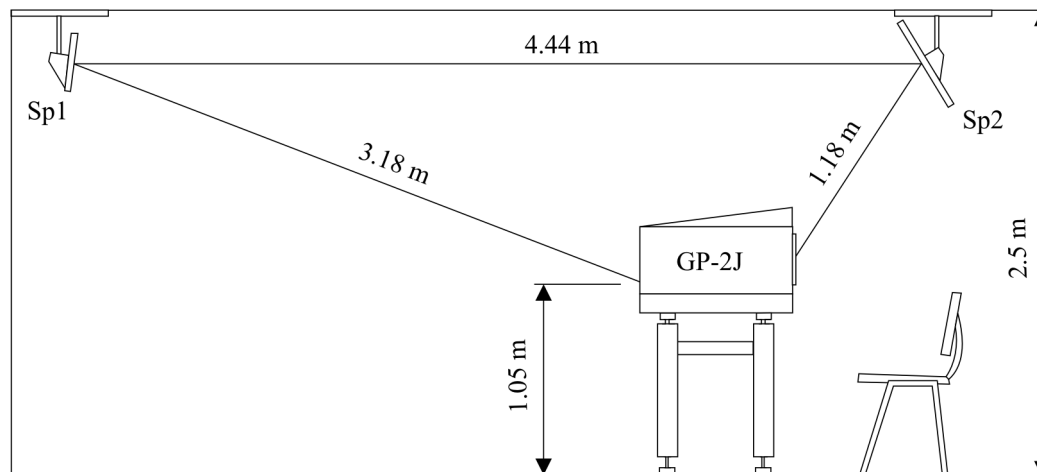


Abb. 4.5: Seitenansicht des Aufnahmesystems. Der Referenzstrahl wird über zwei Deckenspiegel geführt.

Der aufgeweitete Referenzstrahl wird über Deckenspiegel geführt. Dies ist aufgrund der sehr kurzen Pulsdauer möglich, da im Gegensatz zur konventionellen Holographie dieses Aufnahmesystem keine besonders hohe mechanische Stabilität aufweisen muss. Der Patient nimmt während der Portraitaufnahme auf dem abgebildeten Stuhl Platz. Der Referenzstrahl verläuft über dem Kopf des Patienten und darf nicht von diesem abgeschattet werden.

Abbildung 4.6 zeigt ein Photo des gleichen Aufnahmesystems. Man erkennt die beiden milchig-weißen Diffusoren zwischen denen der Photoplattenhalter angebracht ist. Im Vordergrund befinden sich die Energieversorgung und die Kühlung des Lasers, an deren Frontbedienelementen die Laserparameter eingestellt werden können.

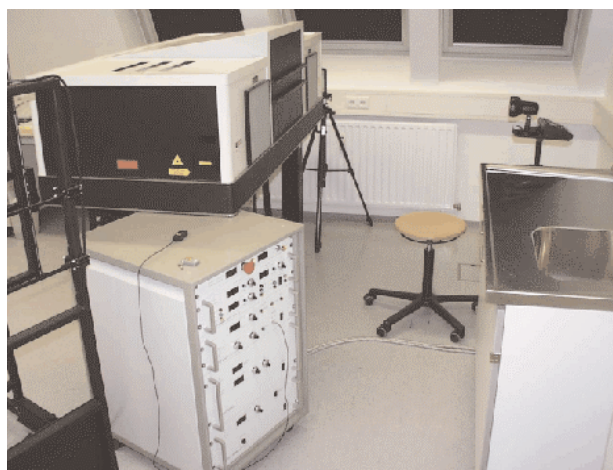


Abb. 4.6: Photo des holographischen Aufnahmesystems. Im Vordergrund ist die Lasersteuerung zu erkennen.

Aufgrund der Lichtempfindlichkeit der Photoplatten erfolgt die Aufnahme bei Rotlicht. Der Aufnahme-Laserpuls kann über eine Fernsteuerung vom Bediener ausgelöst werden, so dass dieser sich im entsprechenden Abstand aufhalten kann.

4.4 Räumlich modulierter Objektstrahl

Ziel der holographischen Gesichtsprüfung ist es, aus dem rekonstruierten reellen Bild des Portrait-Hologramms die Gesichtsoberfläche zu bestimmen. Ein Großteil des Gesichtes besteht jedoch aus sehr gleichmäßigen Hautpartien mit wenig Struktur, wie z. B. die Stirn oder die Wangen. Diese Bereiche stellen sich im reellen Bild teilweise recht kontrastarm dar und sind deshalb schwierig zu identifizieren.

Um den Oberflächenkontrast des Gesichtes bei der Aufnahme zu erhöhen, wurde eine Modifikation des Aufnahmesystems vorgenommen, die es ermöglicht, den Objektstrahl räumlich zu modulieren. Dazu wird ein Projektionsmuster in den Objektstrahlengang des holographischen Aufnahmesystems eingefügt. Das vom Objektstrahl bei der Aufnahme auf das Gesicht projizierte Muster wird im rekonstruierten Hologramm sichtbar. Damit wird der Gesichtsoberfläche eine kontrastreiche Zusatzinformation hinzugefügt, die die Auswertung des reellen Bildes erleichtert. Abbildung 4.7 zeigt das reelle Bild eines Hologramms, bei dessen Aufnahme der Objektstrahl mit einem Linienmuster moduliert wurde. Die normalerweise glatte Haut des Wangenbereichs stellt sich kontrastreich dar. Der Linienabstand ist in dieser Aufnahme etwas größer gewählt worden, um die Sichtbarkeit des Musters zu erhöhen.



Abb. 4.7: Reelles Bild eines Portrait-Hologramms, bei dessen Aufnahme der Objektstrahl mittels eines Linien-gitters räumlich moduliert wurde.

4.4.1 Modifikation des Aufnahmesystems

Abbildung 4.8 zeigt den Aufbau des holographischen Aufnahmesystems aus Abbildung 4.4, wobei die für die Modulation des Objektstrahls notwendigen Modifikationen rot eingezeichnet sind. Im Rahmen dieser Arbeit wurden als Projektionsmuster ausschliesslich Liniengitter verwendet, die in der Abbildung als G1 und G2 bezeichnet sind und sich jeweils in einem der beiden divergenten Objektstrahlgänge befinden. Die Liniengitter besitzen eine Gitterkonstante von $g=200\ \mu\text{m}$ und eine Spaltbreite von $b=100\ \mu\text{m}$.

Bei der Modulation des Objektstrahls müssen die Streuscheiben aus dem Strahlengang entfernt werden, da ansonsten durch die diffuse Streuung das Projektionsmuster auf der Gesichtsoberfläche zerstört werden würde. Aus diesem Grund sind die Streuscheiben StS1 und StS2 gestrichelt eingezeichnet.

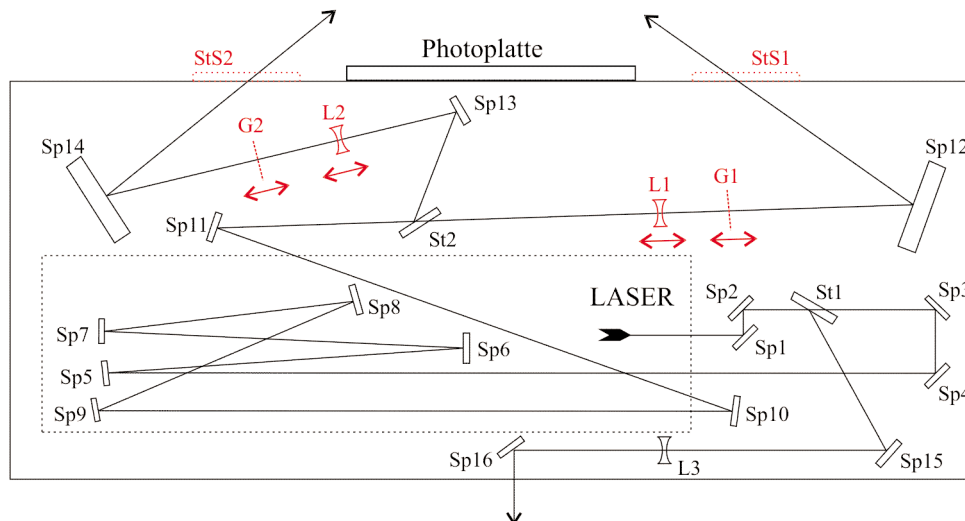


Abb. 4.8: Anordnung der optischen Komponenten für die Aufnahme des Portrait-Hologramms mit rot eingezeichneten Modifikationen zur räumlichen Modulation des Objektstrahls.
 Abkürzungen: Sp: Spiegel, L: Linse, StS: Streuscheibe, G: Gitter

Um trotz fehlender Streuscheiben eine großflächige Ausleuchtung des aufzuzeichnenden Portraits zu gewährleisten, müssen die Linsen L1 und L2 gegenüber der normalen Anordnung gegen stärker divergente Linsen ausgetauscht werden.

Die Gitter G1 und G2 befinden sich jeweils mit den Linsen L1 und L2 gemeinsam auf einem Schienensystem und sind gegeneinander verschiebbar. Der Abstand zwischen Liniengitter und aufzuzeichnendem Gesicht beträgt ungefähr 1 m und soll nachfolgend mit z_L bezeichnet werden.

Bei dem Projektionsmuster auf dem Gesicht handelt es sich um das Interferenzmuster des Liniengitters im Strahlengang. Es muss also das Beugungsbild des Liniengitters betrachtet werden. Für die Aufweitung des Lichtes durch Beugung an einem einzelnen Spalt der Breite b des Liniengitters gilt nach [31] für $b \gg \lambda$:

$$\Delta\theta = \frac{2\lambda}{b} \tag{4.1}$$

Im Abstand z_L hat sich damit das Licht des Spaltes b auf die Breite $b' = b + z_L \Delta\theta$ verbreitert. Mit $z_L = 1\text{m}$, $\lambda = 0,5\ \mu\text{m}$ und $b = 100\ \mu\text{m}$ folgt $b' = 1\ \text{cm}$, so dass sich bei einer Gitterkonstanten von $g = 200\ \mu\text{m}$ jeweils 50 Spalte in jedem Punkt des Interferenzmusters auf dem Gesicht überlagern.

Nimmt man eine parallele Beleuchtung des Liniengitters mit der Gitterkonstanten g an (Fraunhofer-Beugung), so folgt nach [31] für den Abstand Δs benachbarter Intensitätsmaxima bei $z_L \gg g$:

$$\Delta s = \frac{z_L \cdot \lambda}{g} \tag{4.2}$$

Mit den genannten Werten $z_L = 1\ \text{m}$ und $g = 200\ \mu\text{m}$ würde man einen Linienabstand von 2 mm auf der Gesichtsoberfläche erwarten. Da sich jedoch das Liniengitter in einem divergenten Objektstrahlengang befindet, muss die Fresnelbeugung einer sphärischen Wellenfront am Gitter betrachtet werden.

Dies wird auch durch die Tatsache belegt, dass man je nach Abstand zwischen Liniengitter $G1/G2$ und Aufweitungslinse $L1/L2$ einen unterschiedlich guten Kontrast des Beugungsbildes erhält, wie es die beiden Aufnahmen in Abbildung 4.9 zeigen. Ein typisches Phänomen bei Fresnelbeugung.

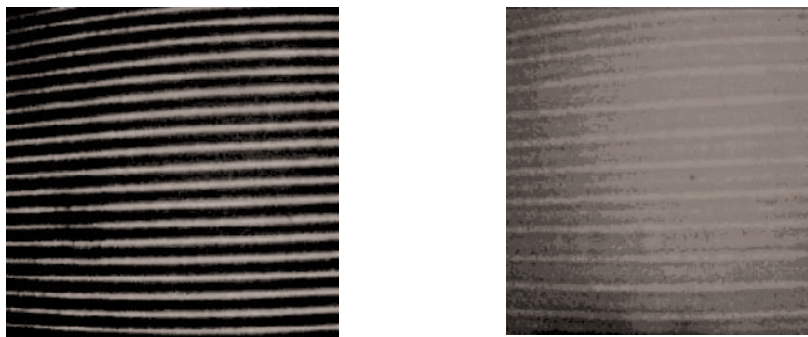


Abb. 4.9: Je nach Abstand zwischen der Aufweitungslinse und dem Liniengitter im Objektstrahlengang erhält man einen unterschiedlich guten Kontrast im Beugungsbild.

4.4.2 Fresnelbeugung am Liniengitter

Im Folgenden wird die Fresnelbeugung am Liniengitter im Objektstrahlengang hergeleitet. Dazu soll der in Abbildung 4.10 dargestellte vereinfachte Objektstrahlengang angenommen werden. Die divergente Linse erzeugt in ihrem Brennpunkt eine virtuelle Punktlichtquelle S , die sich im Abstand z_s vom Gitter entfernt befindet. Das entstehende Interferenzmuster wird auf einen Schirm, der im Abstand z_L hinter dem Gitter steht, betrachtet. Sowohl das Gitter als auch der Schirm sollen verschiebbar sein, so dass die Abstände z_s und z_L variabel sind. Durch Verschieben der Linse ist es möglich, die Position der virtuellen Punktlichtquelle zu verändern.

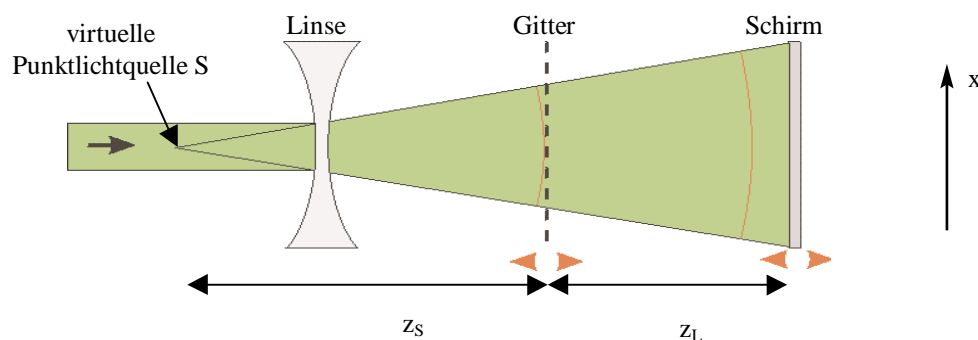


Abb. 4.10: Vereinfachte Darstellung des Objektstrahlenganges. Die divergente Linse erzeugt eine virtuelle Punktlichtquelle, deren sphärische Wellenfront vom Gitter gebeugt und auf den Schirm abgebildet wird. Die x -Achse verläuft parallel zur Schirmebene, so dass mit dieser Koordinate Positionen auf dem Schirm beschrieben werden können.

Die Intensitätsverteilung des Beugungsbildes des Gitters soll entlang der eingezeichneten x -Achse auf dem Schirm untersucht werden. Dazu wird zunächst die Fresnelbeugung an einem beliebigen Einzelspalt des Gitters untersucht, der sich zwischen den Punkten x_1 und x_2 des Gitters befindet. Abbildung 4.11 skizziert den Strahlverlauf.

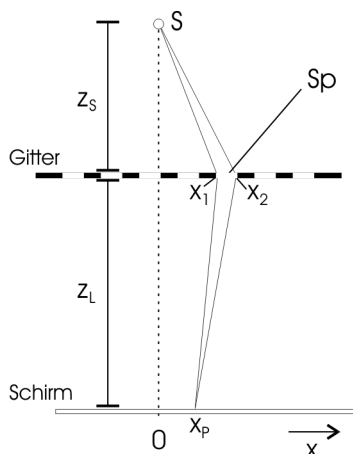


Abb. 4.11: Beugung der Punktlichtquelle S an einem einzelnen Spalt des Gitters. Alle möglichen Wege durch die Spaltöffnung überlagern sich im Punkt x_p auf dem Schirm.

Für den zurückgelegten Weg d von der Lichtquelle S ($x=0, y=0, z=z_s$) über die Spaltöffnung ($Sp: \{ x = [x_1, \dots, x_2] \}$) zum Punkt x_p auf dem Schirm gilt:

$$d = \sqrt{z_s^2 + x^2} + \sqrt{z_L^2 + (x - x_p)^2} \quad (4.3)$$

Für Gleichung (4.3) gilt in der Fresnelnäherung nach [32]:

$$d = z_s + z_L + \frac{x^2}{2 z_s} + \frac{(x - x_p)^2}{2 z_L} \quad (4.4)$$

Um die Feldstärke E im Punkt x_p zu ermitteln, muss über alle Wege von S nach x_p integriert werden, die durch die Spaltöffnung führen. Nach [33] ergibt sich damit als Gesamtfeldstärke im Punkt x_p :

$$E(x_p, z_L) = const \cdot \int_{x_1}^{x_2} e^{ik \left(\frac{x^2}{2R} - px \right)} dx \quad (4.5)$$

$$\text{mit } p = \frac{x_p}{z_s} \text{ und } R = \frac{z_s + z_L}{z_s \cdot z_L}$$

Wegen $ik \left(\frac{x^2}{2R} - px \right) = \frac{ik}{2R} (x - Rp)^2 - \frac{ikRp^2}{2}$ und $\int_{x_1}^{x_2} e^{-\frac{ikRp^2}{2}} dx = const$ kann man

Gleichung (4.5) umschreiben :

$$E(x_p, z_L) = const \cdot \int_{x_1}^{x_2} e^{ik(x-Rp)^2} dx \quad (4.6)$$

In [34] ist für Gleichung (4.6) folgende Lösung angegeben :

$$E(x_P, z_L) = \text{const} \cdot \left(\frac{-i}{2} \right) [F(s_1) - F(s_2)] \quad (4.7)$$

$$\text{mit } s_{1,2} = \sqrt{\frac{k}{\pi R}} (x_{1,2} - R \cdot p)$$

$$\text{und } F(s) = \int_0^s \cos\left(\frac{\pi}{2} u^2\right) du + i \int_0^s \sin\left(\frac{\pi}{2} u^2\right) du$$

F nennt man das komplexwertige Fresnelintegral. Um Gleichung (4.7) zu lösen, wird in [34] eine numerische Näherung für das Fresnel-Integral angegeben :

$$\left. \begin{aligned} &F(s) = C(s) + i S(s) \\ \text{mit } &C(s) = \frac{1}{2} + f(s) \sin\left(\frac{\pi s^2}{2}\right) - g(s) \cos\left(\frac{\pi s^2}{2}\right) \\ &S(s) = \frac{1}{2} - f(s) \sin\left(\frac{\pi s^2}{2}\right) - g(s) \cos\left(\frac{\pi s^2}{2}\right) \\ \text{und } &f(s) = \frac{1 + 0.926 s}{2 + 1.792 s + 3.104 s^2} \\ &g(s) = \frac{1}{2 + 4.142 s + 3.492 s^2 + 6.67 s^3} \end{aligned} \right\} \quad (4.8)$$

Mit Hilfe von (4.8) kann man aus (4.7) die E-Feldstärke am Schirmpunkt x_P numerisch berechnen, die durch den Spalt Sp gegeben ist. Um den Effekt des gesamten Gitters zu bestimmen, muss über alle Spalten des Gitters summiert werden, die zum Punkt x_P beitragen können. Nach (4.1) sind dies bei einer Spaltbreite von $100 \mu\text{m}$ und einem Schirmabstand von 1 m ungefähr 50 benachbarte Spalten. Der Beitrag der Einzelspalten ergibt sich durch das Einsetzen der Spaltkoordinaten in die Integrationsgrenzen x_1 und x_2 von Gleichung (4.6).

Zur Bestimmung der Gesamtfeldstärke am Schirmpunkt x_P , muss über alle benachbarten i Einzelspalten summiert werden.

$$E_{ges}(x_P, z_L) = \sum_i E_i(x_P, z_L) \quad (4.9)$$

Die Intensität am Schirmpunkt x_P ergibt sich durch eine abschließende Quadrierung der ermittelten Feldstärke, so dass das Ergebnis rein reellwertig wird.

$$I(x_P, z_L) = (E_{ges}(x_P, z_L))^2 \quad (4.10)$$

Auf Basis der hergeleiteten Gleichungen (4.7) bis (4.10) wurde ein Computerprogramm in der Programmiersprache Borland Delphi 5 entwickelt, das das resultierende Beugungsmuster auf dem Schirm berechnet. Als Eingangsparameter werden dafür die Spaltbreite b , die Gitterkonstante g , der Abstand der Punktlichtquelle zum Gitter z_S und der Abstand des Projektionsschirms zum Gitter z_L benötigt.

Abbildung 4.12 zeigt berechnete Beugungsbilder des Gitters auf dem Projektionsschirm für unterschiedliche Abstände z_S zwischen Gitter und Lichtquelle.

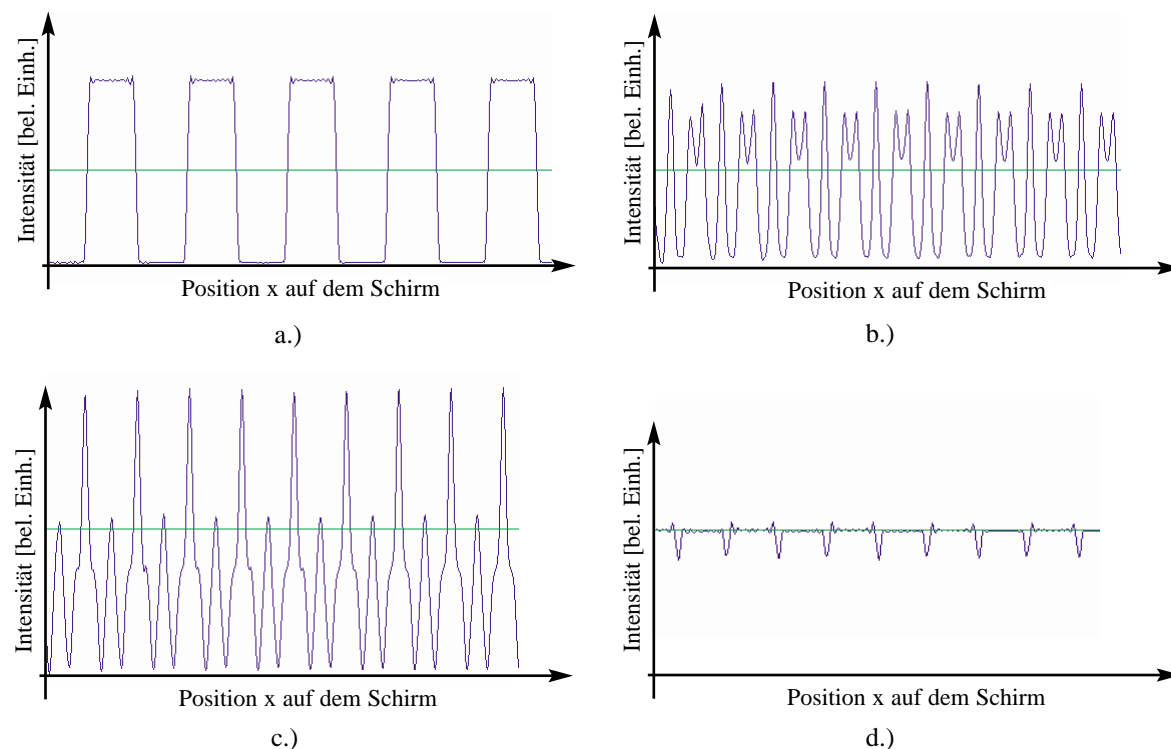


Abb. 4.12: Berechnete Beugungsbilder des Gitters für unterschiedliche Abstände z_S zwischen Gitter und Lichtquelle.

Man erkennt das in Abbildung 4.12 gezeigte Verhalten, dass der Kontrast des Interferenzmusters variiert. Ist in 4.12 a.) der Kontrast optimal, so nimmt er in 4.12 b.) und 4.12 c.) durch entstehende Zwischenmaxima deutlich ab. Abbildung 4.12 d.) zeigt ein annähernd kontrastloses fast homogenes Beugungsbild.

Mit Hilfe der Computersimulation ist es nur möglich, qualitative Aussagen über das Beugungsverhalten des Gitters zu treffen, da in der Simulation eine perfekt sphärische Wellenfront angenommen wird, was im realen Aufbau nicht gewährleistet werden kann. Es konnte aber auf jeden Fall die beobachtete Abhängigkeit des Linienkontrastes vom Abstand zwischen Liniengitter $G1/G2$ und Aufweitungslinse $L1/L2$ auf Basis der Fresnelbeugung erklärt werden.

4.4.3 Tiefenschärfe des Beugungsbildes

Bei der numerischen Berechnung der Fresnelbeugung am Gitter ist zu beobachten, dass der Kontrast des Interferenzmusters nicht nur vom Abstand z_S zwischen der Punktlichtquelle und dem Beugungsgitter, sondern auch vom Abstand z_L zwischen Gitter und Projektionsschirm abhängig ist.

Bei der Portraithologramm-Aufnahme sollte eine kontrastreiche Abbildung des Linienmusters über die gesamte Tiefe des Gesichtes gewährleistet sein. Um dies zu überprüfen, wurde für feste Abstände zwischen Lichtquelle und Gitter, das Beugungsmuster in einem Tiefenbereich von 700 bis 1.200 mm Entfernung vom Gitter (z_L) berechnet. Zur Bewertung des Kontrastes der resultierenden Linienmuster wird ein Linienkontrast-Maß $M(f)$ für die berechneten Intensitätsverteilungen $f(x)$ definiert, das anhand von Abbildung 4.13 erläutert werden soll.

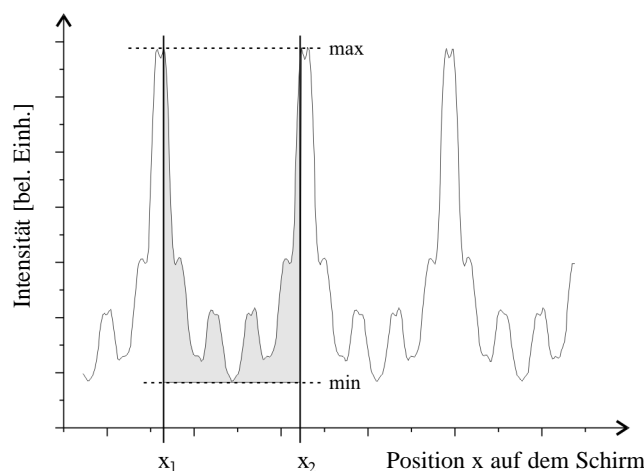


Abb. 4.13: Graphische Erläuterung zur Bewertung des Linienkontrastes. Es wird die Intensität zwischen zwei Beugungsmaxima bestimmt und nach Gleichung (4.11) normiert.

Es wird der Bereich zwischen zwei Beugungsmaxima $[x_1, \dots, x_2]$ ausgewertet. Dabei wird die Intensitätsverteilung $f(x)$ zwischen den Beugungsmaxima bestimmt und von der eingeschlossenen Gesamtfläche subtrahiert und auf diese normiert.

$$M(f) = \frac{(x_2 - x_1) \cdot (max - min) - \int_{x_1}^{x_2} f(x) - min \, dx}{(x_2 - x_1) \cdot (max - min)} \quad (4.11)$$

Mit dieser Definition erhält man für den optimalen Kontrast in Abbildung 4.12 a.) einen Wert von $M=1$ und für die extrem kontrastarme Intensitätsverteilung aus Abbildung 4.12 d.) einen Wert von annähernd $M=0$.

Abbildung 4.14 zeigt den Linienkontrast der berechneten Beugungsmuster bei verschiedenen Abständen z_S zwischen Punktlichtquelle und Gitter. Als Gitterparameter wurden die Werte des verwendeten Gitters eingesetzt ($g=200 \mu m$, $b=100 \mu m$).

Man erkennt, dass bei einem Abstand $z_S=365$ mm der Kontrast für $z_L=700$ mm maximal ist,

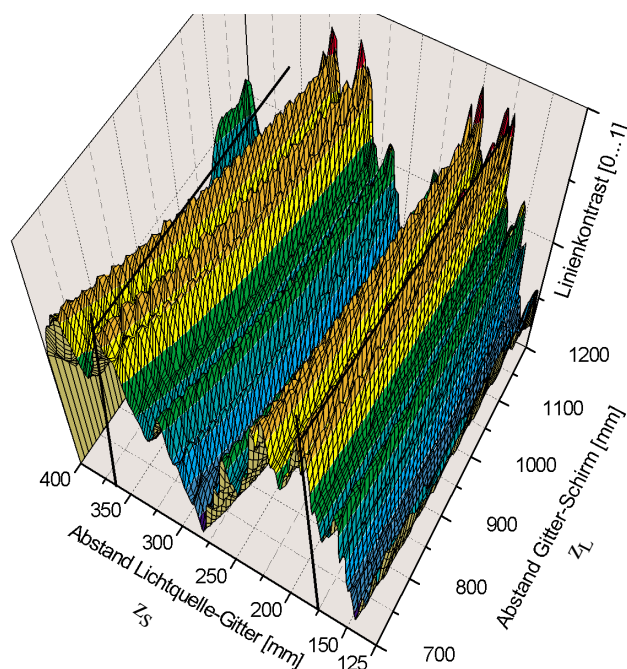


Abb. 4.14: Auftragung des Linienkontrastes des berechneten Beugungsbildes in Abhängigkeit vom Abstand zwischen Lichtquelle und Gitter z_S bzw. Gitter und Projektionsschirm z_L .

aber mit zunehmender Abbildungstiefe z_L kleiner wird. Das Kontrastmaximum verschiebt sich zu kleineren Abständen zwischen Lichtquelle und Gitter. Bei einem Abstand $z_S=175$ mm ist der Kontrast ebenfalls für $z_L=700$ mm maximal, bleibt aber in diesem Fall bei zunehmender Abbildungstiefe z_L konstant. Bei dieser Einstellung des Gitters ist eine kontrastreiche Abbildung des Linienmusters über die gesamte Abbildungstiefe des Gesichtes zu erwarten.

Aufgrund der bereits erwähnten Unterschiede der Wellenfront zwischen Computersimulation und realem Aufbau sind die berechneten Abstände nicht absolut auf das Aufnahmesystem zu übertragen. Ziel dieser Untersuchung ist, vielmehr zu zeigen, dass mit der beschriebenen Anordnung tiefenscharfe Linienprojektionen möglich sind.

Beim holographischen Aufnahmesystem bleibt es zunächst notwendig, die optimale Position des Liniengitters im Objektstrahlengang experimentell zu ermitteln. Dazu betrachtet man im Pilot-Mode des Lasers das Beugungsbild des Liniengitters in verschiedenen Abständen mit Hilfe eines geeigneten Projektionsschirms. Durch Variation der Linsenposition kann man dabei empirisch eine geeignete Gitterposition einstellen.

4.4.4 Laserschutz

Beim Umgang mit Lasern ist stets ein hohes Maß an Vorsicht geboten, da die emittierte Strahlung meist sehr gut fokussierbar ist und damit besonders für die Augen eine Gefahr darstellt. Bei gepulsten Lasersystemen muss zusätzlich beachtet werden, dass aufgrund der kurzen Lichtpulse hohe Leistungsdichten erzeugt werden und der Lidschlussreflex keinen Schutz bieten kann. Bei einem 30 ns dauernden Laserpuls reicht bereits eine Energiedichte von 70 mJ/cm^2 auf der Netzhaut (Retina) aus, um irreversible Schädigungen zu verursachen [58, 59].

Das durch die Pupille ins Auge fallende Licht wird von der Augenlinse stark fokussiert. Dabei kann die Energiedichte der Strahlung bis auf das 500.000-fache ansteigen [60]. Um bei einem Laserpuls von 30 ns nicht die Schädigungsschwelle der Retina zu erreichen, muss daher die Energiedichte des benutzten Laserpulses im Augenbereich unterhalb von 140 nJ/cm^2 liegen.

Bei der Erstellung konventioneller Portraithologramme mit dem beschriebenen Aufnahmesystem wird der Objektstrahl stark aufgeweitet und auf großflächige Streuscheiben gerichtet, die eine gleichmäßige diffuse Verteilung der Pulsenergie bewirken. Die dabei im Gesichtsbereich auftretenden Energiedichten erlauben Aufnahmen mit geöffneten Augen. Zusätzlich reduziert die diffuse Streuung der Strahlung die Fokussierbarkeit des Laserlichtes.

Bei holographischen Portraitaufnahmen mit räumlich moduliertem Objektstrahl hingegen können in den Beugungsmaxima des Linienmusters auf der Gesichtsoberfläche Energiedichten von mehreren mJ/cm^2 auftreten. Für die Haut stellen diese Werte keine Gefahr dar, aber die Augen müssen unbedingt geschützt werden. Es gilt:

Holographische Portraitaufnahmen mit räumlich moduliertem Objektstrahl dürfen auf keinen Fall mit geöffneten Augen der aufzunehmenden Person durchgeführt werden !

Die geringe Transmission und die starke diffuse Streuung des Augenlides kann bei geschlossenen Augen genügend Schutz bieten. Aus Sicherheitsgründen werden jedoch die in Abbildung 4.15 gezeigten Augenschutzkappen verwendet, die man auf die geschlossenen Augenlider aufsetzt. Damit ist eine Gefährdung durch zufälliges Öffnen der Augen während der Aufnahme ausgeschlossen.

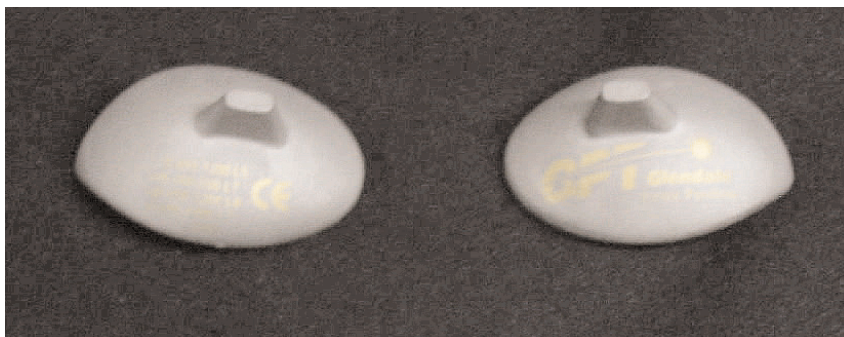


Abb. 4.15: Augenschutzkappen, die bei Aufnahmen mit räumlich moduliertem Objektstrahl auf die geschlossenen Augenlider aufgesetzt werden. (EyeCare Shield™, GPT Glendale Inc., USA)

4.5 Zusammenfassung

Für die holographische Portraitaufnahme wird ein Blitzlampen-gepumpter Nd:YLF/Nd:Glas-Laser benutzt. Die emittierten Pulse besitzen bei einer Pulsdauer von 30 ns, eine Pulsenergie von bis zu 2 Joule und weisen eine Kohärenzlänge von mehr als 3 m auf. Durch eine starke Aufweitung des Laserstrahls und durch den Einsatz von Streuscheiben ist im Normalbetrieb eine Aufnahme mit geöffneten Augen möglich.

Zur Erhöhung des Kontrastes der Gesichtsoberfläche wurde eine neuartige Modifikation des holographischen Aufnahmesystems vorgenommen. Durch ein im Objektstrahlengang befindliches Liniengitter wird der Objektstrahl während der Aufnahme räumlich moduliert, wodurch

ein kontrastreiches Linienmuster auf die Gesichtsoberfläche projiziert wird.

Aufgrund eines divergenten Objektstrahlenganges findet an dem Liniengitter Fresnelbeugung statt, so dass der Kontrast des Linienmusters von der Position des Gitters im Objektstrahlengang abhängig ist. Mit Hilfe eines entwickelten Computerprogrammes ist eine qualitative Berechnung des entstehenden Linienmusters möglich. Dabei konnte gezeigt werden, dass Gitteranordnungen existieren, die sowohl einen guten Kontrast als auch eine hohe Tiefenschärfe der Linienprojektion auf das Gesicht ermöglichen.

Da für die Modulation des Objektstrahls die Streuscheiben aus dem holographischen Aufnahmesystem entfernt werden müssen, ist eine Aufnahme mit geöffneten Augen nicht mehr möglich. Obwohl die geschlossenen Augenlider ausreichend Schutz bieten würden, werden aus Sicherheitsgründen bei der Aufnahme Augenschutzklappen verwendet.

Kapitel 5

Photomaterial

Die Aufzeichnung der Portrait-Hologramme in Kapitel 4 erfolgt auf Glasplatten, die mit einer Silberhalogenid-Photoemulsion beschichtet sind. Bei dieser Emulsion handelt es sich um den Typ VRP-M der Firma Slavich (Russland). Zu Beginn des Kapitels werden die notwendigen Anforderungen untersucht, die diese Photoplatten erfüllen müssen. Es werden anschließend die photochemischen Prozesse während der Belichtung sowie die bei sehr kurzen Belichtungspulsen auftretenden Probleme erläutert. Den Abschluss des Kapitels bildet die Vorstellung der erforderlichen naßchemischen Entwicklungs- und Bleichprozesse.

5.1 Anforderungen an das Photomaterial

Die verwendeten Photoplatten müssen eine Vielzahl von Eigenschaften erfüllen. Diese sollen im Folgenden einzeln erläutert werden:

5.1.1 Größe

Um bei der holographischen Aufnahme eine gute räumliche Darstellung zu erreichen, sollte das reflektierte Wellenfeld in einem möglichst großen Raumwinkel aufgezeichnet werden. Es ist empfehlenswert, eine Photoplatte zu benutzen, die mindestens die Größe des aufzuzeichnenden Objektes aufweist. Zur Portrait-Holographie wurden im Rahmen dieser Arbeit Photoplatten mit einer Kantenlänge von 30 cm x 40 cm verwendet. Glasplatten als Trägermaterial gewährleisten zusätzlich eine optimale Planarität der Photoemulsion bei der Aufnahme und Rekonstruktion.

5.1.2 Auflösung

Abhängig von den auftretenden Winkeln zwischen Objekt- und Referenzwelle entstehen bei der Aufnahme holographische Interferenzmuster bis in den Submikrometerbereich, die sehr hoch auflösende Photoemulsionen erfordern.

Zur Ermittlung der benötigten Emulsionsauflösung für das verwendete Aufnahmesystem aus Kapitel 4 wird das Hologramm eines Punktes betrachtet. Abbildung 5.1 zeigt schematisch diese Anordnung. Der Objektpunkt P befindet sich im Abstand $L = 0,6$ m von der Photoplatte entfernt, die eine Abmessung von $D = 0,4$ m besitzt. Der Referenzstrahl trifft in einem Winkel von $\gamma_2 = 55^\circ$ auf die Photoplatte. Für den halben Öffnungswinkel γ_1 des vom Punkt P auf die Photoplatte auftreffenden Lichtkegels gilt :

$$\tan \gamma_1 = \frac{D}{2L} \quad (5.1)$$

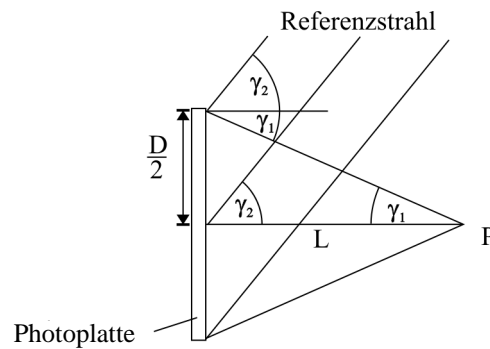


Abb. 5.1: Bei der Aufnahme befindet sich der Objektpunkt P im Abstand $L = 0,6$ m von der Photoplatte der Dimension $D = 0,4$ m entfernt, auf die der Referenzstrahl unter einem Winkel von $\gamma_2 = 55^\circ$ trifft.

Aus der Zeichnung ist zu erkennen, dass der größte Winkel, der zwischen Referenz- und Objektwelle auftreten kann, $\gamma_1 + \gamma_2$ entspricht. Für die Auflösung ν des dabei auftretenden Interferenzmusters gilt nach Gleichung (2.11):

$$\nu = \frac{\sin \gamma_1 + \sin \gamma_2}{\lambda} \quad (5.2)$$

Setzt man die Gleichung (5.1) in (5.2) ein, so ergibt sich:

$$\nu_{\max} = \frac{\sin\left(\arctan\left(\frac{D}{2L}\right)\right) + \sin(\gamma_2)}{\lambda} \quad (5.3)$$

Mit den für den Aufbau typischen Werten $D=0,4$ m, $L=0,6$ m, $\lambda=0,5$ μm , $\gamma_2=55^\circ$ folgt aus Gleichung (5.3) eine maximale Auflösung der auftretenden Interferenzmuster von ca. 2.300 Linien pro Millimeter. Dies kann von der verwendeten VRP-M Emulsion erfüllt werden, die eine Auflösung von 3.000 Linien pro Millimeter aufweist [35]. Im Vergleich dazu besitzen Emulsionen für die konventionelle Photographie deutlich geringere Auflösungen von maximal 200 Linien pro Millimeter bei Feinstkornfilmen (z.B. Agfapan APX 25). CCD-Chips für die digitale Photographie erreichen Auflösungen von ca. 100 Linien pro Millimeter.

5.1.3 Lichtempfindlichkeit

Die Photoemulsion muss im Wellenlängenbereich des verwendeten Aufnahmelasers von

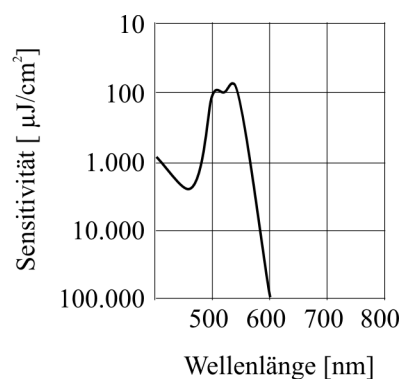


Abb. 5.2: Spektrale Empfindlichkeit der verwendeten VRP-M Photoemulsion. Man beachte die logarithmische Auftragung. Quelle: [33]

526,5 nm eine hohe Empfindlichkeit besitzen. Abbildung 5.2 zeigt die spektrale Empfindlichkeitskurve der VRP-M Emulsion. Die Emulsion besitzt im Bereich der Emissionswellenlänge des Lasers ihr Empfindlichkeitsmaximum von ca. $75 \mu\text{J}/\text{cm}^2$.

5.1.4 Dynamikbereich

Um das entstehende holographische Interferenzmuster kontrastreich aufzeichnen zu können, sollte sich die Schwärzung der Photoemulsion linear zur auftreffenden Energie verhalten. Abbildung 5.3 zeigt die sogenannte Schwärzungskurve der VRP-M Emulsion. Die Schwärzung ist als Logarithmus der inversen Transmission definiert.

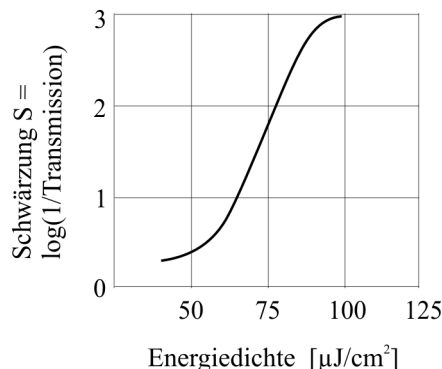


Abb. 5.3: Schwärzungskurve der verwendeten VRP-M Photoemulsion. Quelle: [33]

Man erkennt den typischen S-förmigen Verlauf mit einem linearen Bereich zwischen 60 und $90 \mu\text{J}/\text{cm}^2$. Um diesen linearen Bereich nicht zu verlassen, wird die Intensität des Referenzstrahls etwa 5 bis 10 mal größer gewählt als die vom Gesicht reflektierte Intensität. Dadurch ist die Belichtung praktisch vollständig durch die Intensität des Referenzstrahls bestimmt und ein Arbeitspunkt auf der Schwärzungskurve festgelegt.

Der Kontrast des resultierenden Interferenzmusters verringert sich dabei zwar etwas im Vergleich zum maximalen Kontrast, der dann entsteht, wenn die Intensität beider Strahlen gleich groß ist. Schwankungen der Intensität des vom Gesicht reflektierten Lichts führen jedoch in diesem Falle nicht so leicht zum Verlassen des linearen Bereiches der Schwärzungskurve.

Der Kontrast des Interferenzmusters ist gegeben durch die Amplituden A_1 und A_2 der beiden interferierenden Wellen [9].

$$K = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}} = \frac{(A_1^2 + A_2^2) - (A_1^2 - A_2^2)}{(A_1^2 + A_2^2) + (A_1^2 - A_2^2)} \quad (5.4)$$

Eine Umrechnung von Gleichung (5.4) liefert:

$$K = \frac{2 \cdot \sqrt{I_v}}{1 + I_v} \quad \text{mit} \quad I_v = \frac{I_{\text{ref}}}{I_{\text{obj}}} \quad (5.5)$$

In Abbildung 5.4 ist die Abhängigkeit des Kontrastes vom Intensitätsverhältnis I_v graphisch aufgetragen. Für $I_v = 1$ ist der Kontrast maximal. Bei einer 5-fach höheren Referenzstrahlintensität beträgt der Kontrast 75 Prozent des Maximalwerts, bei 10-facher Referenzintensität noch ca. 60 Prozent.

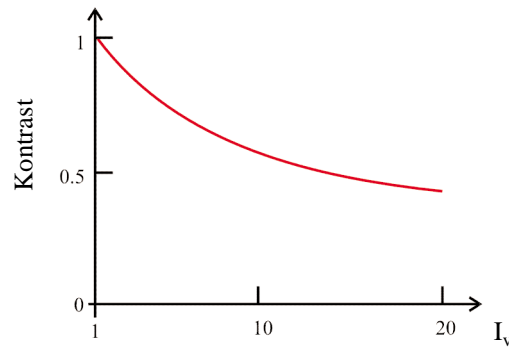


Abb. 5.4: Kontrast des resultierenden Interferenzmusters in Abhängigkeit vom Verhältnis $I_v = I_{ref}/I_{obj}$ der interferierenden Wellen.

Ungefähr proportional zum Kontrast verringert sich auch die Beugungseffizienz des Hologramms.

5.2 Aufnahmeprinzip einer Silberhalogenid-Photoemulsion

Die Photoemulsion ist mit einer Dicke von ca. $10\ \mu\text{m}$ auf dem Glaträger aufgebracht. Dabei handelt es sich um eine Gelatineemulsion, in der Silberhalogenidkristalle mit einer Korngröße von ca. $30\ \text{nm}$ gleichmäßig verteilt sind [35]. Die Silberhalogenidkristalle bilden die photoempfindlichen Partikel.

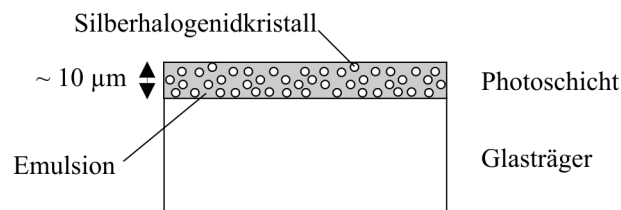
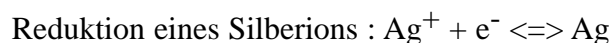
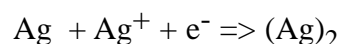


Abb. 5.5: Die Photoemulsion ist in einer Dicke von ca. $10\ \mu\text{m}$ auf dem Glaträger aufgetragen. In der Emulsion sind gleichmäßig Silberhalogenidkristalle verteilt.

Werden während der Belichtung Photonen ausreichender Energie von einem Kristallkorn absorbiert, so wird im Kristall ein freies Elektron erzeugt, das ein Silberion zu einem Silberatom reduziert ($X=\text{Halogen}$):



Dieses einzelne Silberatom besitzt eine durchschnittliche Lebensdauer von ca. 1 Sekunde. Wird jedoch während dieser Zeit ein weiteres Silberatom im Korn gebildet und lagern sich die beiden Silberatome zusammen, so entsteht ein stabiler Komplex:



Es reicht aus, wenn bei der Belichtung 4 bis 10 Silberatome pro Kristall gebildet werden. Das Silberhalogenidkorn ist dann ein Entwicklungskeim und die Photoemulsion enthält das sogenannte latente Bild [36].

Während der nachträglichen naßchemischen Entwicklung werden alle weiteren 10^7 Silberionen eines Entwicklungskeims reduziert und die Halogenanteile gehen in die Entwicklerlösung über. Der Entwicklungskeim wird zu einem reinen Silberkorn und das latente Bild wandelt sich damit in ein sichtbares Bild um.

5.3 Latensifikation

In der Photographie gilt das sogenannte Reziprozitätsgesetz, das besagt, dass bei der Aufnahme mit unterschiedlichen Lichtintensitäten (I) und Belichtungszeiten (t) immer die gleiche Schwärzung (S) hervorgerufen wird, solange das Produkt aus beiden gleichbleibt:

$$S = I \cdot t \quad (5.6)$$

Bei sehr kurzen Belichtungszeiten, wie sie bei der Portraitholographie mit gepulsten Lasern auftreten, gilt dieses Gesetz nicht mehr [37]. Durch die auftretenden sehr hohen und kurzzeitigen Spitzenintensitäten werden sehr viele freie Elektronen gleichzeitig im Kristallkorn erzeugt. Aufgrund der gegenseitigen elektrostatischen Abstoßung verteilen sich die Elektronen relativ gleichmäßig auf den Kristall und reduzieren isolierte Silberatome. Diese schaffen es während ihrer Lebensdauer nicht, zu stabilen Komplexen zueinander zu wandern und oxidieren stattdessen wieder zu Silberionen. Die Entstehung des latenten Bildes wird hierdurch gehemmt.

Um dem beschriebenen Effekt entgegenzuwirken, wird eine sogenannte Latensifikation (latent-image intensification) der belichteten Photoplatte vorgenommen. Dabei wird die Photoplatte unmittelbar nach der eigentlichen Aufnahme mit einer Lichtquelle von geringer Intensität nachbelichtet. Dazu verwendet man eine 25 Watt Glühbirne, die die Photoplatte für einige Sekunden beleuchtet. In der Nähe einzelner Silberatome können so durch freie Elektronen weitere Silberatome reduziert werden, die mit dem vorhandenen zu einem stabilen Komplex kombinieren können.

Allgemein ist bei Hologrammaufnahmen ein sogenanntes Latent-image-fading zu beobachten, d.h. die Information des latenten Bildes nimmt über die Zeit ab. Bei gepulsten Aufnahmen ist dieser Prozess in den ersten Minuten am stärksten, so dass es unbedingt notwendig ist, die belichteten Photoplatten schnellstmöglich zu entwickeln.

5.4 Entwicklung

Nach der Belichtung muss das latente Bild der Photoplatte naßchemisch zu einem sichtbaren Bild entwickelt werden. Dabei werden die Silberhalogenidkristalle durch den Entwickler reduziert. Die in den Kristallen entstandenen Silberatome wirken als Katalysatoren bzw. Trigger, so dass nur Kristalle, die zum latenten Bild gehören, bevorzugt reduziert werden. Die Silberatome wirken wie Mikroelektroden, die die Entwicklermoleküle mit den Silberionen in elektrischen Kontakt bringen [36].

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der sogenannte SM-6 Entwickler benutzt, dessen Rezeptur im Folgenden aufgelistet ist [35] :

SM-6:

Ascorbinsäure (Vitamin C)	18 g
1-Phenyl-3-Pyrazolidinon (Phenidone)	6 g
Natriumhydroxid	12 g
Natriumhydrogenphosphat	28,4 g
Destilliertes Wasser	1 Liter

Die belichtete Photoplatte wird für 2 Minuten in das Entwicklerbad gegeben und danach mit klarem Wasser gewaschen. Nach der Entwicklung kann die Photoemulsion entweder fixiert oder gebleicht werden. Beim Fixieren werden alle unbelichteten und damit auch nicht entwickelten Silberhalogenidkristalle gelöst und aus der Emulsion ausgewaschen. Damit befinden sich nur noch stabile entwickelte Silberkörner in der Photoemulsion und man hat ein langzeitstabiles Amplitudenhologramm vorliegen. Aufgrund der in Kapitel 2.8 beschriebenen geringen Beugungseffizienz finden solche Hologramme im Rahmen dieser Arbeit keine Anwendung.

5.5 Bleichen

Durch einen Bleichungsprozess kann eine entwickelte Photoplatte in ein Phasenhologramm umgewandelt werden. Dazu wird das metallische Silber in der Photoemulsion wieder oxidiert. Die dabei entstehenden Silberionen können sich wieder mit Halogeniden zu farblosen Silberhalogeniden zusammenschließen. Man spricht dabei von einer Re-Halogenierung des Silbers. Bei diesem Schritt handelt es sich praktisch um einen umgekehrten Entwicklungsprozess. Während der Entwicklung wird ein Silberion zu Silber reduziert, während beim Bleichen Silberatome wieder zu Silberionen oxidiert werden. Diese Reaktion des Silbers ist pH-abhängig: Im sauren Milieu wird metallisches Silber zu Silberionen oxidiert (Bleichen), im alkalischen Milieu werden Silberionen zu metallischem Silber reduziert (Entwickeln) [38].

Die bei der Re-Halogenierung entstehenden Silberhalogenidkristallkeime sind deutlich kleiner und beweglicher als die unbelichteten Silberhalogenidkristalle der Photoemulsion. Es erfolgt eine Diffusion der kleinen Kristallkeime in unbelichtete Bereiche der Emulsion, wo die Keime sich an die größeren Kristalle der Emulsion anlagern und diese vergrößern. Die holographi-

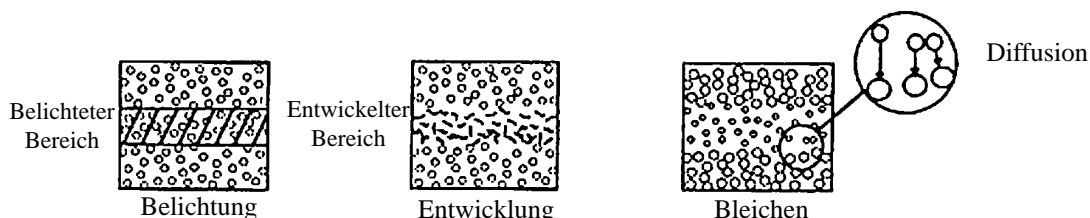


Abb. 5.6: Die belichteten Silberhalogenidkristalle werden bei der Entwicklung zu Silber reduziert. Beim Belichten wird das Silber wieder oxidiert und bildet Silberhalogenidkristalle, die jedoch deutlich kleiner als die unbelichteten Kristalle der Emulsion sind. Dadurch können neu gebildete Kristalle zwischen die Emulsionskristalle diffundieren und es entsteht ein Dichteunterschied in der Photoemulsion, der einen Brechungsindexunterschied bewirkt. Bildquelle : [38]

sche Interferenzstruktur ist nun statt in einer Transmissionsmodulation in Dichteunterschiede der Silberhalogenidkristalle in der Emulsion gespeichert. Diese Dichteunterschiede bewirken eine Brechungsindexmodulation, die bei der Rekonstruktion die Referenzwelle entsprechend beeinflusst. Der gesamte Aufnahmeprozess wird in Abbildung 5.6 nochmals verdeutlicht.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde der Bleicher PBU-Amidol eingesetzt. Das Präfix PBU steht dabei für die Namen der beiden Forscher, die diesen Bleicher entwickelt haben: PBU = Phillips-Bjelkhagen Ultimate [38]. Die dem Namen angehängte Substanz repräsentiert das verwendete Oxidationsmittel, hierbei Amdiol = 2,4-Diaminophenol dihydrochloride $(\text{NH}_2)_2\text{C}_6\text{H}_3\text{OH}\cdot 2\text{HCl}$. Das Rezept des Bleichers lautet [35]:

PBU-Amidol:

Kaliumperoxodisulfat	10g
Zitronensäure	50g
Kupfer(II)-Bromid	1g
Kaliumbromid	20g
Amidol: 2,4-Diamino-Phenol-Dihydrochlorid	1g
Destilliertes Wasser	1 Liter

Die entwickelte Photoplatte wird für 2 Minuten in das Bleichbad gegeben und anschließend gründlich mit klarem Wasser gewaschen. Abschließend wird sie kurzzeitig in ein Ageponbad gegeben. Dieses Netzmittel gewährleistet ein gleichmäßiges Abfließen des Wassers von der Filmoberfläche ohne Tropfen- oder Streifenbildung. Das AGEPON-Schlußbad verkürzt dadurch die Trocknungszeit. Die Photoplatte trocknet in einem entsprechendem Halter langsam an der Luft (ca. 25 Minuten). Die empfohlene Temperatur der einzelnen Bäder liegt bei 20°C [35].

5.6 Zusammenfassung

An die bei der Portraitholographie benutzten Photoplaten werden hohe Anforderungen gestellt. Sie müssen möglichst groß sein, eine Auflösung von mehr als 2.300 Linien pro Millimeter aufweisen und eine hohe Empfindlichkeit im grünen Wellenlängenbereich besitzen. Im Rahmen dieser Arbeit werden 30 cm x 40 cm große Glasplatten benutzt, die mit der Photoemulsion VRP-M des Herstellers Slavich beschichtet sind.

Bei der Aufnahme mit kurzgepulsten Lasern wird das Entstehen des latenten Bildes gehemmt. Um diesen Effekt zu vermindern, muss die Photoplatte nachbelichtet werden. Diesen Schritt nennt man Latensifikation. Durch geeignete Entwicklungs- und Bleichbäder wird die belichtete Photoplatte abschliessend in ein Phasenhologramm umgewandelt.

Kapitel 6

Hologramm-Tomographie

Die Holographie wurde bereits in vielen Bereichen erfolgreich für dreidimensionale Meßaufgaben eingesetzt. Harigel et. al. [39, 40, 41] nutzten die gepulste Holographie bei Blaskammer-Experimenten am Fermilab. In den rekonstruierten reellen Bildern der Hologramme wurden die aufgezeichneten Teilchenspuren ausgewertet. Lauterborn et. al. [42, 43, 44] untersuchten die Blasendynamik in Flüssigkeiten. Dabei wurde 1980 auch erstmals ein Digitalrechner zur automatischen Untersuchung des reellen Bildes benutzt. Dies war die weltweit erste Arbeit, die die dreidimensionale Bildverarbeitung bei Hologrammen einführt. Ebenfalls wird die Holographie häufig für die Untersuchung von Partikelverteilungen und Partikelströmungen in Flüssigkeiten eingesetzt (HPIV=Holographic particle image velocimetry) [45, 46].

Das Gemeinsame an diesen Anwendungen ist, dass sehr kleine Objekte in transparenten bzw. semitransparenten Medien untersucht werden. Soweit bekannt, wird in der vorliegenden Arbeit das erste Mal das reelle holographische Bild eines ausgedehnten undurchsichtigen Objektes meßtechnisch erfasst.

Dieses Kapitel beschreibt die Auswertung der im Hologramm gespeicherten dreidimensionalen Information. Zunächst wird der experimentelle Aufbau zur Rekonstruktion des reellen Bildes vorgestellt, anschließend werden die Abbildungseigenschaften des reellen Bildes untersucht.

Zur Digitalisierung der im Hologramm gespeicherten Information wird das reelle Bild schrittweise mit einer Streuscheibe durchfahren. Die auf die Streuscheibe projizierten Bilder werden von einer Digitalkamera aufgezeichnet und an einen Computer zur Auswertung übertragen. Da das reelle Bild in eine Sequenz von Schnittbildern zerlegt wird, bezeichnet man dieses Verfahren auch als Hologramm-Tomographie.

Bei den aufgezeichneten Bildern handelt es sich um zweidimensionale Projektionen des gesamten reellen Bildes in die Streuscheibenebene. Die Kontur des Gesichtes an der jeweiligen Position der Streuscheibe im reellen Bild ist durch die übrigen defokussierten Gesichtsbildpunkte unscharf überlagert. Mit Hilfe von Methoden aus der Bildverarbeitung werden die einzelnen Schnittbilder der Sequenz ausgewertet, um die unscharfen Bildbereiche zu eliminieren. Die dabei extrahierten Konturinformationen werden zu einem 3D-Oberflächenmodell zusammengefügt und am Computer visualisiert.

Zum Abschluss des Kapitels wird mit Hilfe eines Referenzkörpers bekannter Dimensionen die Meßgenauigkeit der Hologramm-Tomographie untersucht.

6.1 Experimenteller Aufbau

Abbildung 6.1 zeigt den experimentellen Aufbau zur Rekonstruktion und Auswertung des reellen Bildes des aufgezeichneten Gesichtes:

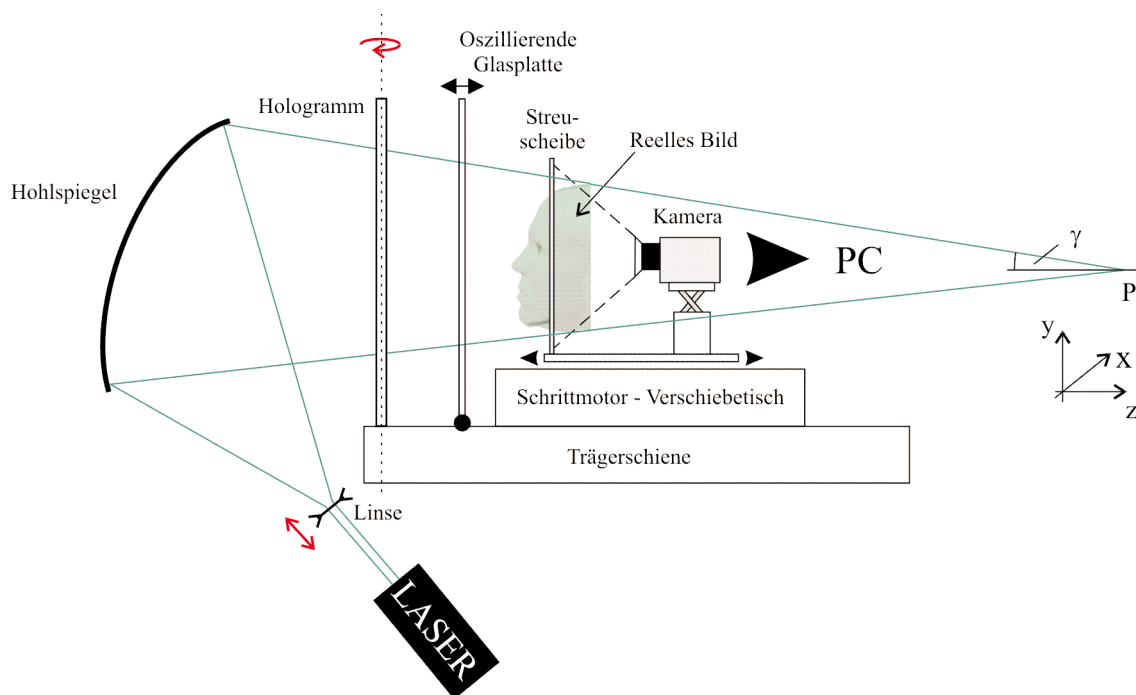


Abb. 6.1: Darstellung des experimentellen Aufbaus zur Rekonstruktion und Auswertung des reellen Bildes. Mit einem Hohlspiegel großen Durchmessers wird die phasenkonjugierte, konvergente Referenzwelle erzeugt.

Als Lichtquelle kommt ein frequenzverdoppelter Nd:YAG Laser vom Typ Coherent Verdi-V2 zum Einsatz. Dieser diodengepumpte Dauerstrichlaser emittiert bei einer Wellenlänge von 532 nm und liefert eine einstellbare Ausgangsleistung zwischen 0,01 und 2 Watt. Durch einen stabilisierten Ringoszillator arbeitet der Laser im Monomode-Betrieb und gewährleistet dadurch eine sehr hohe Kohärenzlänge. Die Wellenlänge des Rekonstruktionslasers ist etwas gegenüber der Wellenlänge des Aufnahmesystems von 526,5 nm verschoben, was zu einer Skalierung des reellen Bildes führt. Dieser Effekt wird in Abschnitt 6.2.2 näher untersucht.

Wie in Kapitel 2 erläutert, wird das Hologramm mit dem phasenkonjugierten Referenzstrahl beleuchtet, um das reelle Bild des Gesichtes unverzerrt zu rekonstruieren. Voraussetzung hierfür ist ein konvergenter Strahlengang, dessen Konvergenzwinkel γ dem Divergenzwinkel des Referenzstrahls bei der Aufnahme entspricht. Um das Hologramm möglichst großflächig auszuleuchten, wird ein Hohlspiegel mit einem Durchmesser von 0,5 m und einer Brennweite von 2 m benutzt, der zusammen mit der vor dem Laser positionierten Zerstreuungslinse den benötigten Strahlverlauf erzeugt. Die Zerstreuungslinse ist verschiebbar, so dass der Abstand zwischen Linse und Hohlspiegel variiert werden kann. Damit ist es möglich, den Konvergenzwinkel des Rekonstruktionsstrahls einzustellen. Der Fokuspunkt des konvergenten Rekonstruktionsstrahlverlaufs kann quasi als Punktlichtquelle der phasenkonjugierten Referenzwelle angesehen werden.

Um den Auftreffwinkel des Rekonstruktionsstrahls auf das Hologramm möglichst exakt einzustellen, ist die Trägerschiene mit den gesamten Aufbauten um die eingezeichnete Hochachse im Strahlengang drehbar angeordnet.

In dem Raumbereich hinter dem Hologramm, in dem das reelle Bild des Gesichtes entsteht, ist auf einem Schrittmotor-Verschiebetisch eine Streuscheibe mit einem Durchmesser von 38 cm montiert. Der Verschiebetisch M-531.DD der Firma Physik Instrumente besitzt eine Schrittauflösung von $10\ \mu\text{m}$ und wird über einen PC gesteuert. Damit ist es möglich, die Streuscheibe sehr exakt und reproduzierbar durch das reelle Bild zu bewegen.

Die Schnittbilder auf der Streuscheibe werden von einer Digitalkamera aufgezeichnet und an einen PC zur Weiterverarbeitung übertragen. Die Kamera ist ebenfalls auf den Verschiebetisch montiert, damit ein konstanter Abstand zwischen Streuscheibe und Kamera besteht. Bei der Digitalkamera handelt es sich um das Modell Kodak Megaplus ES 40 mit einer maximalen Auflösung von 2048×2048 Bildpunkten und einer Graustufenauflösung von 12 Bit.

Vor der Streuscheibe ist eine Glasplatte auf die Trägerschiene montiert, die um ihren festen Fusspunkt mit kleiner Auslenkung ($<1\ \text{mm}$) schwingt. Wie in Kapitel 6.3.1 beschrieben wird, wird dadurch das Auftreten von Speckles auf der Streuscheibe deutlich verringert.

Der gesamte experimentelle Aufbau wird von einem PC gesteuert. Eine speziell entwickelte Software sorgt für einen präzisen Vorschub des Verschiebetisches und einer dazu koordinierten Aufnahme und Speicherung der Bilder. Damit kann man eine vollständig automatisierte Tomographie des realen Hologrammbildes durchführen.

6.2 Die Rekonstruktion des realen Bildes

Zur verzerrungsfreien Rekonstruktion des realen Bildes muss das Hologramm mit der phasenkonjugierten Referenzwelle beleuchtet werden. Um den konvergenten Strahlengang zu erzeugen, wird eine Kombination aus einer Zerstreuungslinse und einem Hohlspiegel benutzt, deren Zusammenwirken im Folgenden erläutert wird.

6.2.1 Der Rekonstruktionsstrahlengang

Der vom Rekonstruktionslaser emittierte Parallelstrahl wird mit einer Zerstreuungslinse aufgeweitet. Mit dem Hohlspiegel wird dieser Strahlverlauf in einen konvergenten Strahl umgewandelt. Die dazu notwendige Anordnung der Linsen soll anhand von Abbildung 6.2 verdeutlicht werden.

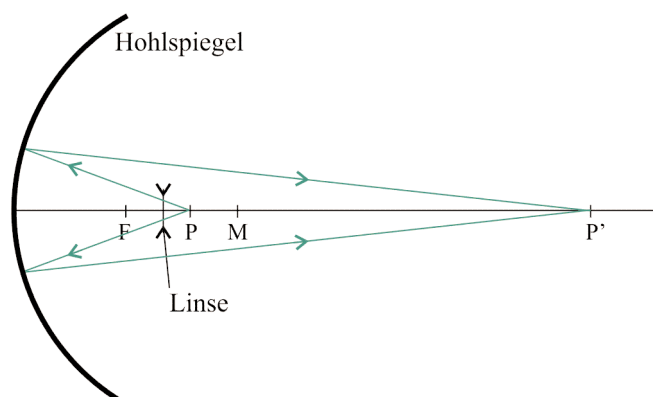


Abb. 6.2: Der virtuelle Brennpunkt P der Zerstreuungslinse wird asymmetrisch zum Krümmungsmittelpunkt M des Hohlspiegels in den Punkt P' abgebildet, wenn P zwischen dem Brennpunkt F und M liegt.

Die Gleichungen (6.3) bis (6.5) beschreiben, wie ein Objektpunkt $(x_{Obj}, y_{Obj}, z_{Obj})$ des Gesichtes, abhängig von der Position der Referenz- zur Rekonstruktionslichtquelle, in den Bildpunkt $(x_{Bild}, y_{Bild}, z_{Bild})$ des reellen Bildes abgebildet wird.

$$x_{Bild} = \frac{\mu \cdot z_{Ref} \cdot z_{Reko} \cdot x_{Obj} + (x_{Reko} \cdot z_{Ref} - \mu \cdot x_{Ref} \cdot z_{Reko}) \cdot z_{Obj}}{z_{Ref} \cdot z_{Obj} - \mu \cdot z_{Reko} \cdot z_{Obj} + \mu \cdot z_{Ref} \cdot z_{Reko}} \quad (6.3)$$

$$y_{Bild} = \frac{\mu \cdot z_{Ref} \cdot z_{Reko} \cdot y_{Obj} + (y_{Reko} \cdot z_{Ref} - \mu \cdot y_{Ref} \cdot z_{Reko}) \cdot z_{Obj}}{z_{Ref} \cdot z_{Obj} - \mu \cdot z_{Reko} \cdot z_{Obj} + \mu \cdot z_{Ref} \cdot z_{Reko}} \quad (6.4)$$

$$z_{Bild} = \frac{z_{Ref} \cdot z_{Reko} \cdot z_{Obj}}{z_{Ref} \cdot z_{Obj} - \mu \cdot z_{Reko} \cdot z_{Obj} + \mu \cdot z_{Ref} \cdot z_{Reko}} \quad (6.5)$$

Bei gleicher Wellenlänge und Position der Referenz- und der Rekonstruktionslichtquellen, d.h. $\mu=1$ und $(x_{Reko}, y_{Reko}, z_{Reko}) = (x_{Ref}, y_{Ref}, z_{Ref})$, gilt:

$$x_{Bild} = x_{Obj} ; y_{Bild} = y_{Obj} ; z_{Bild} = z_{Obj} \quad (6.6)$$

Dies bedeutet, dass das Gesicht vollkommen verzerrungsfrei rekonstruiert wird.

Sind die Positionen von Referenz- und Rekonstruktionslichtquellen verschieden oder μ ungleich 1, so führt dies zu einer Verzerrung des reellen Bildes. Für die Skalierung M_x , M_y und M_z in die drei Raumrichtungen gilt:

$$M_x = \frac{\partial x_{Bild}}{\partial x_{Obj}} = \frac{1}{1 + \frac{1}{\mu} \frac{z_{Obj}}{z_{Reko}} - \frac{z_{Obj}}{z_{Ref}}} \quad (6.7)$$

$$M_y = \frac{\partial y_{Bild}}{\partial y_{Obj}} = \frac{1}{1 + \frac{1}{\mu} \frac{z_{Obj}}{z_{Reko}} - \frac{z_{Obj}}{z_{Ref}}} \quad (6.8)$$

$$M_z = \frac{\partial z_{Bild}}{\partial z_{Obj}} = \frac{1}{\mu \cdot \left(1 + \frac{1}{\mu} \frac{z_{Obj}}{z_{Reko}} - \frac{z_{Obj}}{z_{Ref}} \right)^2} \quad (6.9)$$

Da M_x gleich M_y ist, kann man diese zur lateralen Skalierung zusammenfassen:

$$M_{lat} = M_x = M_y \quad (6.10)$$

Für die longitudinale Vergrößerung in z-Richtung gilt damit:

$$M_{long} = M_z = \frac{M_{lat}^2}{\mu} \quad (6.11)$$

Man sieht, dass das reelle Bild in lateraler und longitudinaler Richtung unterschiedlich stark verzerrt wird. Die räumlichen Skalierungen des reellen Bildes sind bei der Rekonstruktion nur von der z -Koordinate der Rekonstruktionslichtquelle abhängig, die sich bekanntlich über den Konvergenzwinkel einstellen lässt.

Für die quantitative Auswertung der Gleichungen (6.7) bis (6.9) für den benutzten Rekonstruktionsaufbau werden für z_{Ref} die Werte der Hologramm-Aufnahmeanordnung aus Kapitel 4 eingesetzt. Bei der Aufnahme betrug der Abstand der Referenzlichtquelle $z_{Ref} = 9$ m. In Abbildung 6.4 sind die laterale und longitudinale Skalierung des reellen Bildes für Referenzlichtquellenabstände zwischen $0,5 \cdot z_{Ref}$ und $1,5 \cdot z_{Ref}$ aufgetragen, die durch eine Variation des Konvergenzwinkels des Rekonstruktionsstrahls erreicht werden können. Für das Wellenlängenverhältnis wurde der ermittelte Wert von $\mu = 1,01$ verwendet.

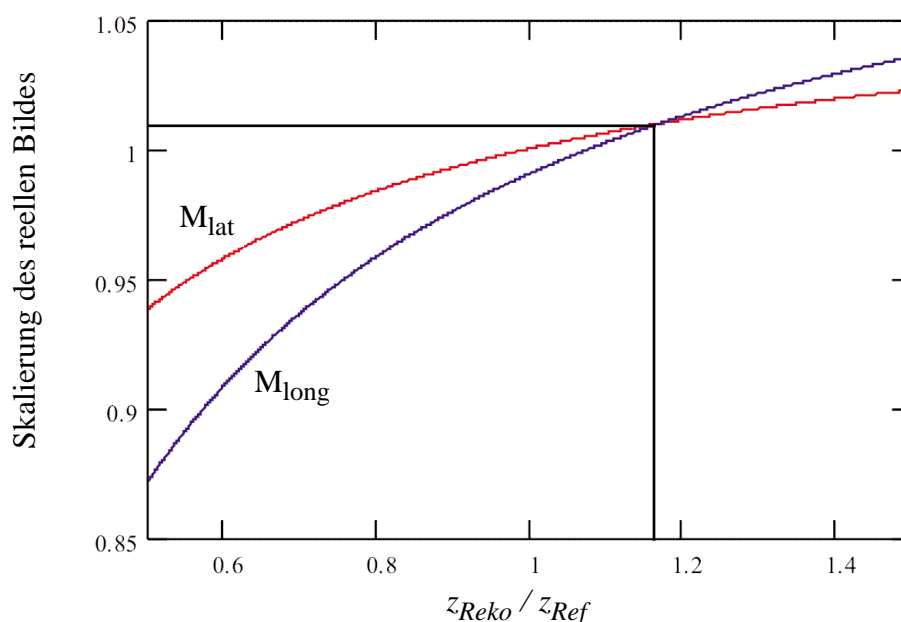


Abb. 6.4: Abhängigkeit der räumlichen Skalierung des reellen Bildes vom Abstand der Rekonstruktionslichtquelle vom Hologramm.

Die laterale Vergrößerung ist rot und die longitudinale Vergrößerung blau eingezeichnet. Aufgrund der zur Aufnahmewellenlänge veränderten Rekonstruktionswellenlänge ($\mu=1,01$) ist die Skalierung bei exakter Einhaltung der Aufnahmeanordnung ($z_{Reko}/z_{Ref}=1$) nicht isotrop. Nur bei $z_{Reko}=1,18 \cdot z_{Ref}$ erhält man eine gleichmäßige Skalierung in alle drei Raumrichtungen. Dabei ist das reelle Bild allerdings absolut um 1,1 % gegenüber dem Original vergrößert.

Die bei der Rekonstruktion auftretenden Skalierungsfehler sind systematischer Natur. Daher können sie nachträglich mathematisch rückgängig gemacht werden. Zudem ist es möglich, mit Hilfe eines Hologramms von einem Objekt bekannter Dimensionen den Rekonstruktionsaufbau zu kalibrieren. Durch direktes Vermessen von Längen im reellen Bild ist es möglich, den Skalierungsfehler zu ermitteln bzw. durch Veränderung der Geometrie des Rekonstruktionsstrahlenganges den Fehler zu minimieren.

6.3 Digitalisierung des reellen Bildes

Zur Auswertung des reellen Bildes wird dieses zunächst digitalisiert. Dazu wird eine Streuscheibe schrittweise durch das reelle Bildvolumen gefahren, wodurch das reelle Bild in eine Sequenz von 200 bis 500 Schnittbilder umgewandelt wird. Die einzelnen Schnittbilder werden mit einer Digitalkamera aufgezeichnet und an einen PC zur Speicherung übertragen. Dazu werden die Schnittbilder mit einer Schnittbildnummer versehen, die Auskunft über die Position in longitudinaler Richtung gibt.

Die übliche Schrittweite der Streuscheibe und damit die longitudinale Auflösung der Digitalisierung liegt zwischen 0,5 und 1 mm. Der ca. 20 cm x 20 cm große Bildbereich auf der Streuscheibe wird mit 1.024 x 1.024 oder 2.048 x 2.048 Bildpunkten (Pixel) bei einer Graustufenauflösung von 12 Bit (= 4.096 Graustufen) aufgezeichnet. Damit beträgt die laterale Auflösung der Digitalisierung ca. 0,1 mm bzw. 0,2 mm.

Die einzelnen Schnittbilder zeigen die Gesichtskontur an der jeweiligen Position der Streuscheibe im reellen Bild. Wie bereits beschrieben, sind allerdings dieser Bildinformation alle nicht in der Streuscheibenebene liegenden defokussierten Bildpunkte des Gesichtes unscharf überlagert.

Abbildung 6.5 zeigt exemplarisch eine Serie von Schnittprojektionen durch das reelle Bild eines Portraithologramms. Das erste Bild befindet sich vollständig vor dem Gesicht, alle Punkte werden unscharf abgebildet. Bei dem zweiten Bild werden die Nase, bei dem dritten die Augen scharf abgebildet. Bei den beiden letzten Bildern befindet sich die Streuscheibe auf Höhe der Ohren.

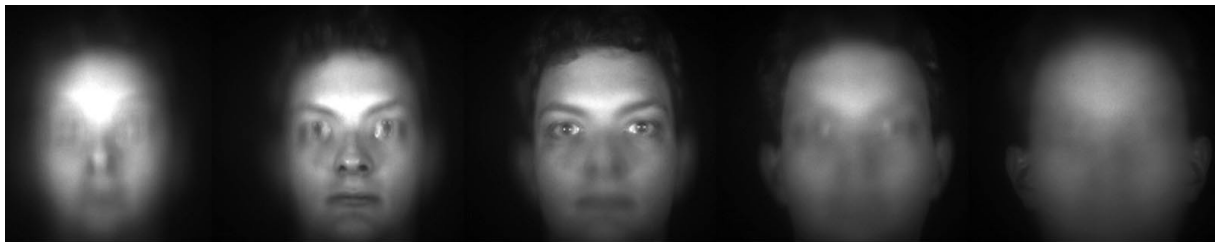


Abb. 6.5: Exemplarische Serie von Schnittprojektionen durch das reelle Bild eines Portraithologramms. Die Streuscheibe bildet verschiedene Bereiche des Gesichtes scharf ab.

6.3.1 Reduktion von Speckle

Bei der Aufnahme der Schnittbilder des reellen Bildes entsteht, aufgrund der hohen Kohärenz des cw-Rekonstruktionslasers, ein deutliches Specklemuster auf der Streuscheibe. Dies entsteht u. a. durch die Lichtstreuung an der Oberflächenrauigkeit der Hologrammplatte. Dieses Streulicht baut wegen der hohen Kohärenz ein kompliziertes stehendes Wellenfeld im Raum auf. Es besitzt durch Interferenz von Lichtwellen, die von verschiedenen Streuzentren kommen, statistisch verteilte Feldstärken bzw. Intensitäten. Die Specklegranulation ist damit ein Phänomen der statistischen Vielstrahlinterferenz [48].

Um diesen Effekt zu vermindern, wird die im experimentellen Aufbau (Abbildung 6.1) erwähnte oszillierende Glasplatte verwendet. Diese Glasplatte befindet sich hinter dem Hologramm, so dass die Rekonstruktionswelle vollkommen unbeeinflusst bleibt und nur das vom Hologramm gebeugte Licht durch die Glasplatte hindurchtritt.

Die Glasplatte schwingt mit kleiner Amplitude (< 1 mm) um ihren festen Fußpunkt, so dass sich der Auftreffwinkel der vom Hologramm gebeugten Lichtstrahlen auf der Glasplatte periodisch ändert. Mit dem Auftreffwinkel variiert die optische Weglänge, die das Licht durch die

Glasplatte zurücklegt, womit sich die Phase der Lichtwelle im reellen Bildpunkt ebenfalls periodisch ändert. Die kleinen Translationen der Glasplatte beeinflussen praktisch nicht die Lage des reellen Bildes. Sie verändern aber die Struktur des Specklewellenfeldes und damit das Specklemuster auf der Streuscheibe während einer Oszillation vollständig. Ist die Schwingungsperiode der Glasplatte kleiner als die Belichtungszeit der Kamera, kommt es zu einem Mittelungseffekt und der Specklekontrast wird bei der Aufnahme signifikant reduziert. Abbildungen 6.6a und 6.6b zeigen jeweils ein Schnittbild des reellen Bildes. Abbildung 6.6a wurde ohne, Abbildung 6.6b mit oszillierender Glasplatte aufgenommen. Man erkennt deutlich den Unterschied in der Specklestruktur.



Abb. 6.6a: Aufgezeichnete Schnittbilder des reellen Bildes ohne oszillierende Glasplatte zur Reduktion von Speckleeffekten.

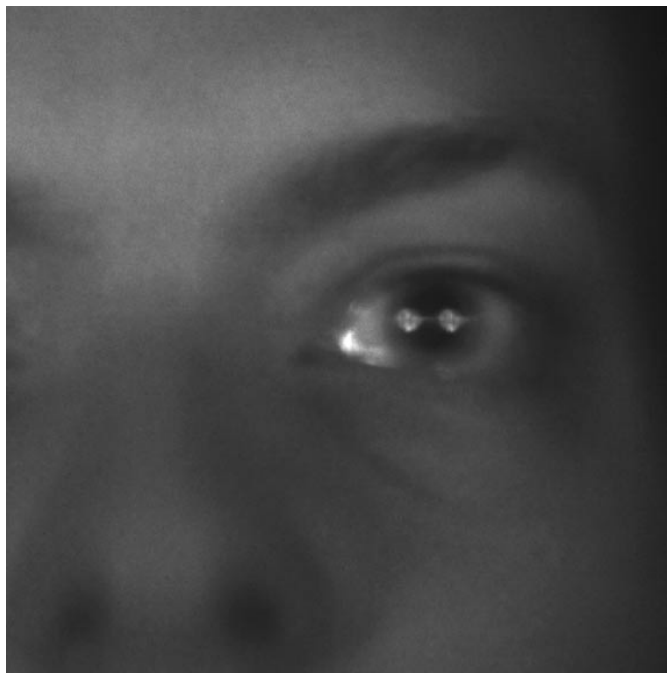


Abb. 6.6b: Aufgezeichnete Schnittbilder des reellen Bildes mit eingeschalteter oszillierender Glasplatte zur Reduktion von Speckleeffekten.

6.4 Auswertung der digitalisierten Schnittbilder

Ziel der Hologramm-Tomographie ist es, ein dreidimensionales Computermodell der holographisch aufgezeichneten Gesichtsoberfläche zu erstellen. Wären die einzelnen digitalisierten Schnittbilder idealerweise überlagerungsfrei und würden diese nur die Gesichtskontur der jeweiligen Schnittebene zeigen, so wäre die Modellerstellung sehr einfach, wie es in Abbildung 6.7 gezeigt ist.

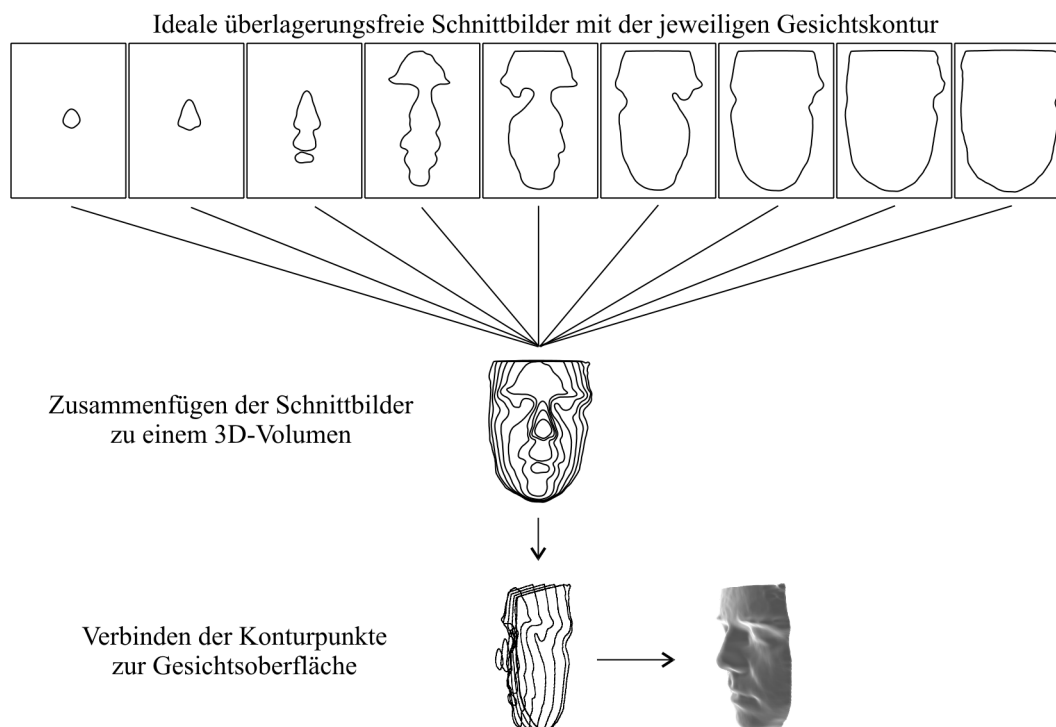


Abb. 6.7: Wären die digitalisierten Schnittbilder idealerweise überlagerungsfrei, müssten zur Erstellung des 3D-Modells lediglich im Computer die Schnittebenen wieder zu einem 3D-Volumen zusammengefügt werden. Durch Verbinden der Konturpunkte erhält man das Oberflächenmodell des Gesichtes.

Die einzelnen Schnittbilder könnten entsprechend ihrer Schnittebene im Computer wieder zu einem dreidimensionalen Volumen zusammengefügt werden, so dass lediglich die Konturpunkte der Schnittebenen zur Gesichtsoberfläche verbunden werden müssen.

Mit realen digitalisierten Schnittbildern ist dies nicht möglich. Die Konturinformation in den einzelnen Ebenen ist in diesem Fall, wie bereits dargelegt, von den defokussierten Gesichtspunkten unscharf überlagert. Es ist deshalb ein Auswertungsschritt notwendig, der die Gesichtskontur in den Schnittbildern vom defokussierten Hintergrund trennt.

6.4.1 Dekonvolution

Das Problem der Überlagerung defokussierter Bildanteile tritt auch in der Mikroskopie auf. Bei der Untersuchung transparenter Objekte, wie z. B. biologischer Zellen, ist das Bild der Fokusebene von davor- und dahinterliegenden Objektebenen ebenfalls unscharf überlagert. Speziell in der Fluoreszenz-Mikroskopie hat sich dabei die sogenannte Dekonvolution bewährt [49, 50]. Bei einer exakten Kenntnis der Punktabbildungsfunktion des Mikroskops kann aus einer Serie von Schichtbildern der Abbildungsvorgang umgekehrt und damit die Überlagerungen entfernt werden. Dies ist dann eindeutig möglich, wenn die Punktabbildungsfunktion für

alle Objektpunkte identisch ist.

Auf die Holographie ist dieses Prinzip nicht übertragbar. Wie in Kapitel 2 beschrieben wurde, zeigen bei der Rekonstruktion des reellen Bildes die Fresnelschen Zonenplatten der einzelnen Gesichtsbildpunkte aufgrund von Abschattungen in der Regel einen unterschiedlichen Strahlverlauf und damit auch verschiedene Punktabbildungsfunktionen. Eine eindeutige Umkehrbarkeit des Abbildungsprozesses ist daher per Dekonvolution nicht möglich.

6.4.2 Einzelbildauswertung

In dieser Arbeit wird zur Auswertung der Schnittbildsequenz ein weitgehend heuristischer Ansatz gewählt. Dabei wird versucht, in den einzelnen Schnittbildern die fokussiert abgebildete Gesichtskontur direkt mit Methoden der Bildverarbeitung von der defokussierten Bildinformation zu trennen.

Diesem Ansatz liegt die Beobachtung zugrunde, dass die fokussiert abgebildete Gesichtskontur einen hohen lokalen Bildkontrast im Schnittbild aufweist, den die defokussiert abgebildeten Gesichtsbereiche nicht zeigen. Dies ist besonders deutlich bei Portrait hologrammen, bei deren Aufnahme ein räumlich modulierter Objektstrahl benutzt wurde (Kapitel 4.4). Ein Schnittbild eines solchen Hologramms ist in Abbildung 6.8 dargestellt.

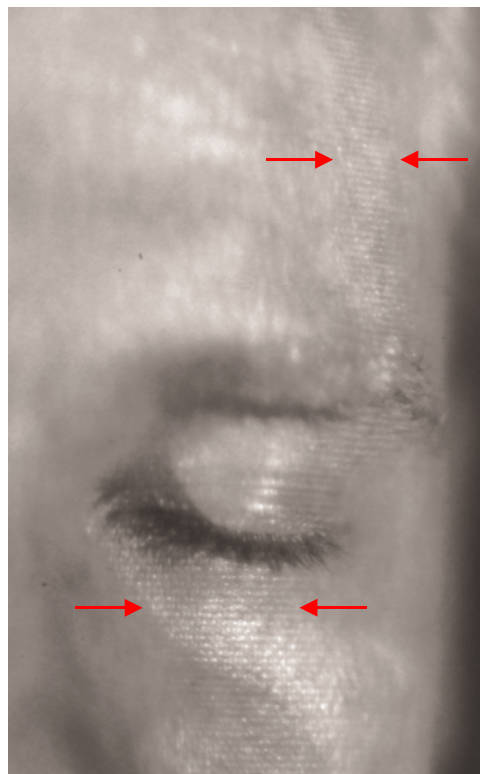


Abb. 6.8: Schnittbild durch das reelle Bild eines mit strukturierter Beleuchtung aufgenommenen Portrait-Hologramms. Das Muster der strukturierten Beleuchtung ist in der Fokusebene scharf abgebildet. Es verschwindet jedoch in den defokussierten Bildbereichen.

Die scharf abgebildete Gesichtskontur ist durch Pfeile gekennzeichnet. Man erkennt den Kontrast des Musters, das durch den modulierten Objektstrahl bei der Aufnahme auf die Gesichtsoberfläche projiziert wurde. Dieser Kontrast verschwindet in den defokussierten Bildbereichen, die eine relativ gleichmäßige Bildhelligkeit aufweisen. Es wird deshalb im folgenden versucht, die Gesichtskontur anhand ihres Bildkontrastes zu detektieren.

6.4.2.1 Lokaler Bildkontrast

Zur Beurteilung des lokalen Bildkontrastes kann nicht ein einzelner Bildpunkt eines Schnittbildes S isoliert ausgewertet werden. Vielmehr muss man für einen gegebenen Bildpunkt $S(x,y)$ eine Nachbarschaft um diesen Bildpunkt betrachten [51].

In Abbildung 6.9 sind die 3×3 und 5×5 Nachbarschaften des Punktes $S(x,y)$ eingezeichnet, die entsprechend aus 9 bzw. 25 Bildpunkten bestehen. Es sind selbstverständlich auch größere Nachbarschaften um den Bildpunkt möglich. Im Folgenden wird allgemein eine $n \times n$ Umgebung betrachtet.

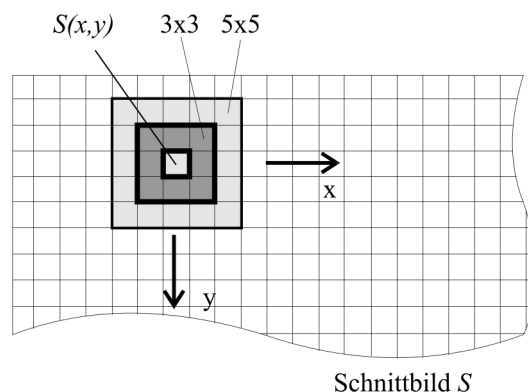


Abb. 6.9: Darstellung der Nachbarschaft des Bildpunktes $S(x,y)$. Eingezeichnet sind die 3×3 und die 5×5 Nachbarschaften. Die 3×3 Nachbarschaft ist vollständig in der 5×5 Nachbarschaft enthalten.

Durch die Graustufenverteilung der benachbarten Bildpunkte kann eine Aussage über den lokalen Bildkontrast im Punkt $S(x,y)$ gemacht werden. Die $n \times n$ Bildpunkte ergeben eine Menge von n^2 Graustufen $G_n = \{g_1, g_2, \dots, g_{m=n^2}\}$, die ausgewertet werden.

Als Maß zur Bewertung des Kontrastes der Graustufenverteilung kann die statistische Varianz σ benutzt werden, die die quadratische Abweichung der Grauwerte von der mittleren Graustufe angibt [51].

$$\sigma(G_n) = \frac{1}{m-1} \sum_{i=1}^m (g_i - \bar{g})^2 \quad (6.12)$$

\bar{g} : arithmetische Mittel der Elemente von G_n

Um den Kontrast Intensitäts-unabhängig zu formulieren, wird im Rahmen dieser Arbeit der lokale Bildkontrast κ als Varianz der Graustufenverteilung dividiert durch den Mittelwert der Graustufenverteilung definiert:

$$\kappa(G_n) = \frac{1}{\bar{g}} \cdot \frac{1}{m-1} \sum_{i=1}^m (g_i - \bar{g})^2 \quad (6.13)$$

Mit Gleichung (6.13) ist es möglich, den lokalen Bildkontrast für alle Bildpunkte eines Schnittbildes zu ermitteln. Zur besseren Dokumentation sollte immer die betrachtete

Nachbarschaftsumgebung $n \times n$ als Index mitangegeben werden: $\kappa_n(S(x,y))$.

In den Randbereichen eines Schnittbildes ist die Nachbarschaft nicht immer vollständig definiert, da diese teilweise über das Schnittbild hinausreicht. Diese Bildpunkte werden bei der Auswertung nicht berücksichtigt.

Stellt man die in einem Schnittbild ermittelten lokalen Bildkontraste wieder als Graustufen dar, so erhält man eine Kontrast-gefilterte Darstellung des ursprünglichen Bildes. Abbildung 6.10 zeigt das Kontrast-gefilterte Schnittbild aus Abbildung 6.8.



Abb. 6.10: Kontrast-gefilterte Darstellung des Schnittbildes aus Abbildung 6.8. In der Fokusebene ist ein hoher Kontrast erkannt worden. Die übrigen dunklen Bildbereiche entsprechen einem relativ geringen Kontrast.

Bei der Kontrastfilterung wurde eine 5×5 Umgebung betrachtet. Helle Bildpunkte entsprechen einem hohen Kontrast, dunkle Bildpunkte einem niedrigen Kontrast. Man erkennt, dass die fokussierte Gesichtskontur lokalisiert und vom defokussierten Hintergrund getrennt wurde. Fokussierte Bildbereiche sind in dieser Abbildung anhand ihrer Graustufenintensität klassifiziert und damit deutlicher erkennbar.

Bei der Auswertung des Bildkontrastes erweisen sich auch Haare als gut detektierbar. Durch ihre sehr feine Struktur zeigen sie einen hohen Kontrast, wie man in Abbildung 6.11 erkennt. Aus diesem Grund erlaubt die vorgestellte Methode eine Darstellung von Haaren und behaarten Hautbereichen (Bart, Augenbrauen) im resultierenden 3D-Modell. Eine Möglichkeit, die viele andere 3D-Formerfassungssysteme nicht bieten, da die diffuse Reflexion von Haaren eine Vermessung mittels Triangulationsverfahren stark erschwert.

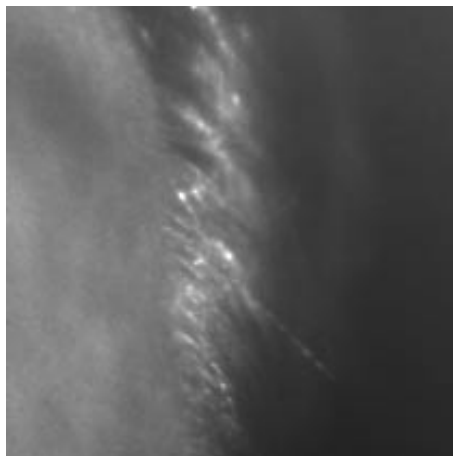


Abb. 6.11: Haare zeigen im reellen Bild einen hohen Kontrast und sind deshalb gut detektierbar.

6.4.2.2 Bildsequenz-Auswertung

Zur Auswertung der gesamten digitalisierten Schnittbildsequenz S werden alle Einzelbilder S_i einer Kontrastfilterung unterzogen, so dass man eine gefilterte Schnittbildsequenz S' erhält.

$$S = \{S_1, S_2, \dots, S_m\} \rightarrow S' = \{S'_1, S'_2, \dots, S'_m\} \text{ mit } S'_i = \kappa(S_i)$$

Die gefilterten Schnittbilder werden analog zu Abbildung 6.7 zu einem 3D-Volumen zusammengestellt. Dabei werden die Schnittbilder entlang der z -Achse eines rechtwinkligen Koordinatensystems angeordnet, so dass die Bildflächen in der x/y -Ebene liegen. Abbildung 6.12 zeigt schematisch diese Anordnung.

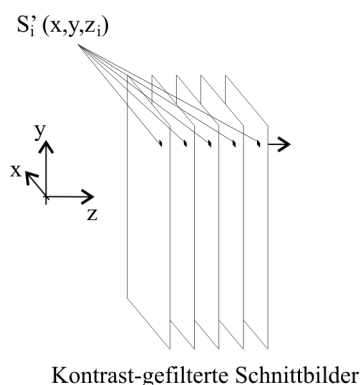


Abb. 6.12: Zur Ermittlung der Gesichtsoberfläche wird die Kontrastbildsequenz für jeden Bildpunkt sequentiell durchlaufen.

Entgegen Abbildung 6.7 können Konturpunkte in diesem Bildvolumen noch nicht direkt zur Gesichtsoberfläche verbunden werden, da die gefundenen Gesichtskonturen noch eine gewisse Unschärfe zeigen. Zusätzlich weisen die gefilterten Schnittbilder ein nicht unerhebliches Rauschen auf.

Aus diesem Grund sucht man für jeden Bildpunkt (x, y) entlang der z -Achse die

Schnittbildebene mit der höchsten Intensität bzw. dem höchsten lokalen Bildkontrast. Damit erhält man die Fläche S'_{\max} des höchsten Bildkontrastes senkrecht zur z-Achse.

$$S'_{\max}(x, y) = z_k \quad \text{mit} \quad S'_k(x, y, z_k) = \max \{S'_i(x, y, z_i)\} \quad (6.14)$$

Nach den bisherigen Überlegungen gilt aber, dass gerade die Gesichtsoberfläche den höchsten Bildkontrast in der Schnittbildsequenz aufweisen sollte, so dass S'_{\max} als die gesuchte Gesichtsoberfläche identifiziert werden kann.

Diese Auswertungsmethode setzt voraus, dass die Gesichtsoberfläche keine Hinterschnidungen aufweist, da S'_{\max} jedem Koordinatenpaar (x, y) eindeutig einen z-Wert zuordnet. Bei einer Hinterschneidung würde jedoch zu einem (x, y) -Paar mindestens zwei z-Koordinaten gehören. Das Gesicht ist aber in der Regel vollkommen konkav und besitzt keine Hinterschnidungen. Allenfalls an den Nasenflügeln könnten diese auftreten.

6.4.3 Visualisierung des Gesichtsprofils

Zur Visualisierung der ermittelten Gesichtsoberfläche kann S'_{\max} in Form einer Höhenkarte dargestellt werden. Dazu wird die entsprechende z-Koordinate durch Graustufen kodiert wiedergegeben. Abbildung 6.13 zeigt eine Höhenkarte des Gesichtsprofils der Schnittbildsequenz aus den Abbildungen 6.8 und 6.10.



Abb. 6.13: Gefilterte Graustufen-kodierte Höhenkarte eines aufgezeichneten Gesichtsprofils.

In dieser Darstellung wurde bereits eine in der 3D-Meßtechnik übliche Filterung der Rohmeßdaten vorgenommen, um das Meßrauschen zu minimieren und eine glattere Oberflächendarstellung zu gewährleisten. Dazu wurden die Meßdaten der Höhenkarte nacheinander jeweils mit einem Medianfilter und einem Mittelwertfilter bearbeitet.

Diese beiden Filter arbeiten ebenfalls wie der lokale Bildkontrastfilter auf einer $n \times n$ Nachbarschaftsumgebung eines betrachteten Bildpunktes $S'_{\max}(x,y)$. Im Fall des Medianfilters werden die Graustufen der Umgebung in aufsteigender Reihenfolge sortiert und das mittlere Element dieser Reihe als Filterergebnis in das gefilterte Bild eingesetzt [51]. Durch diesen Filter werden isolierte Spikes aus der Höhenkarte entfernt. Der Mittelwertfilter bildet danach das arithmetische Mittel der betrachteten Bildpunktnachbarschaft.

Die Darstellung in Form einer Graustufen-Höhenkarte bietet gute Möglichkeiten zur Bearbeitung der Meßdaten mit Methoden der Bildverarbeitung.

Aus S'_{\max} bzw. aus der Graustufen-Höhenkarte kann ein dreidimensionales Computermodell generiert werden. Dazu wird im Rahmen dieser Arbeit die Geometrie Beschreibungssprache VRML (Virtual Reality Markup Language) gewählt [52]. VRML hat sich in den letzten Jahren zum 3D-Standard im Internet entwickelt und besitzt aus diesem Grund eine sehr hohe Verbreitung. Für praktisch alle Computerplattformen sind entsprechende Programme zur Darstellung der Modelle verfügbar. Im Anhang wird die Erstellung des 3D-Modells in VRML erläutert und das Dateiformat anhand einer Beispieldatei aufgezeigt.

Abbildung 6.14 zeigt die 3D-Oberflächendarstellung des Gesichtshöhenprofils aus Abbildung 6.13.



Abb. 6.14: Dreidimensionales VRML-Modell des Gesichtshöhenprofils der Höhenkarte aus Abbildung 6.13.

Abbildung 6.15 zeigt ein weiteres Gesichtshöhenprofil anhand dessen die gute Eignung des vorgestellten Verfahrens zur Erkennung von Haaren demonstriert werden soll. Sowohl der Oberlippenbart und die Augenbrauen als auch das Kopfhaar werden gut wiedergegeben.

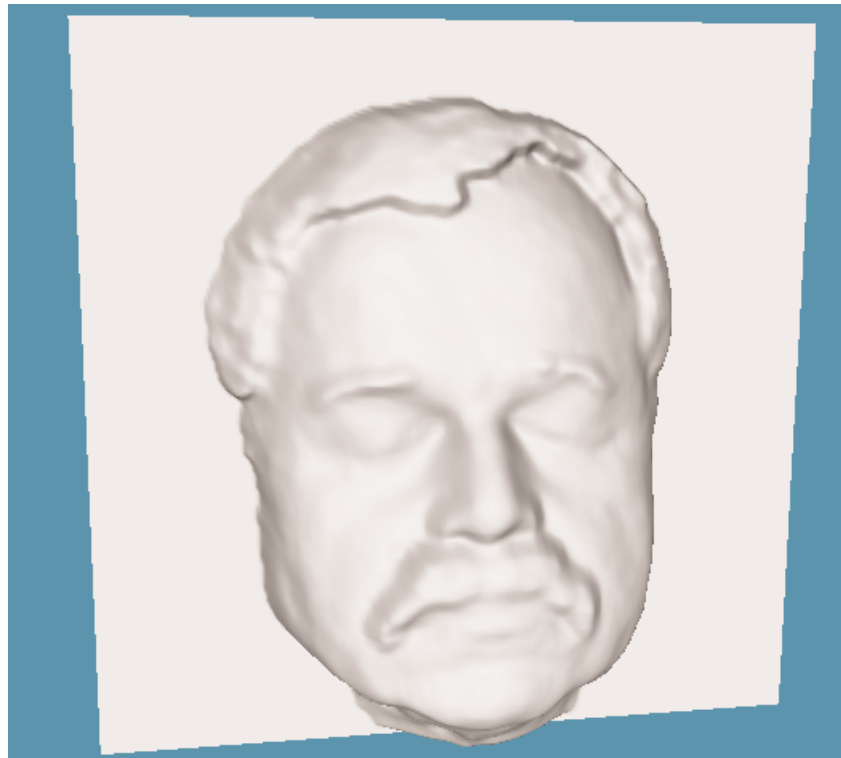


Abb. 6.15: Darstellung eines Gesichtsprofils anhand dessen die gute Eignung des vorgestellten Verfahrens zur Erkennung von Haaren demonstriert werden kann. Sowohl der Oberlippenbart und Augenbrauen als auch das Kopfhaar werden gut wiedergegeben.

6.4.4 Vergleich mit konventionellen 3D-Scannern

In Abbildung 6.16 wird das Ergebnis einer holographischen Gesichtsprofilvermessung mit Meßergebnissen konventioneller Scanner verglichen. Es ist jeweils die Seitenansicht eines frontal aufgenommenen Gesichtsprofils des gleichen Probanden gezeigt. Alle drei Modelle sind in Punktdarstellung wiedergegeben, um die Zahl der real ermittelten Meßpunkte besser wiederzugeben.

Abbildung 6.16 a.) zeigt das Ergebnis des auf dem Prinzip der Photogrammetrie beruhenden Scanners aus Kapitel 1.3.1.2. Man erkennt die recht geringe Meßauflösung dieses Verfahrens von lediglich 6.000 Meßpunkten. Das Ergebnis des Linienprojektions-Scanners (Kapitel 1.3.1.1) in Abbildung 6.16 b.) besitzt eine deutlich höhere Ortsauflösung von rund 50.000 - 100.000 Meßpunkten auf der Gesichtsoberfläche. Allerdings erkennt man auch den Nachteil dieser Methode, dass Meßpunkte nur in einem relativ schmalen Blickwinkel ermittelt werden konnten. Etwas abgewandte Gesichtsbereiche können mit einer einzelnen Aufnahme nicht erfasst werden.

In Abbildung 6.16 c.) ist das holographisch erfasste Gesichtsprofil dargestellt. Die tomographische Auswertung des reellen Bildes gewährleistet ein sehr dichtes Gitter äquidistanter Meßpunkte. Als Rohdaten stehen zwischen einer und vier Millionen Meßpunkte zur Verfügung, die jedoch zur besseren Handhabung der resultierenden 3D-Modelle auf ca. 250.000 Punkte reduziert werden.

Die holographische Methode ist zudem das einzige Verfahren, das eine realistische Darstellung der Haare erlaubt. Durch die stark diffuse Reflexion an den Haaren wird das direkt zurückkre-

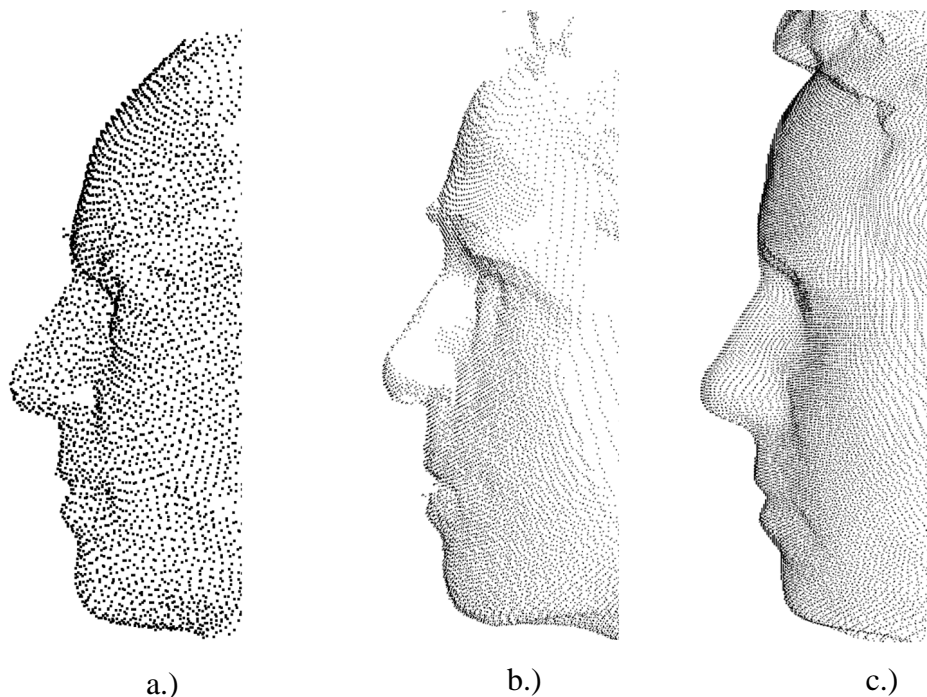


Abb. 6.16: Vergleich verschiedener Methoden zur dreidimensionalen Gesichtsprofilvermessung. a.) Aufnahme mit Photogrammetrie-Scanner (Kap. 1.3.1.2) b.) Aufnahme mit Linienprojektions-Scanner (Kapitel 1.3.1.1) c.) Holographische Gesichtsprofilvermessung.

flektierte Licht stark geschwächt. Bei der Linienprojektion und der Photogrammetrie kann dies zu erheblichen Problemen bei der Messung führen, so dass in diesen Bereichen teilweise keine Meßpunkte ermittelt werden können. Bei der Holographie hingegen wird auch das diffus gestreute Licht von der Photoplatte aufgezeichnet und trägt bei der Rekonstruktion des realen Bildes wieder zur Gesamtintensität bei. Dadurch stellen sich Haare kontrastreich im realen Bild dar und können sehr gut bei der Auswertung identifiziert werden.

6.4.5 Auswertungs-Computerprogramme

Alle in diesem Kapitel beschriebenen Auswertungs- und Visualisierungsschritte sind in Form von zwei selbstentwickelten Programmen realisiert worden. Das erste Programm führt die Kontrastfilterung der Schnittbildsequenz durch und erstellt durch punktwisen sequentiellen Vergleich der erhaltenen Kontrastbilder eine Höhenkarte der Rohmeßdaten.

Das zweite Programm führt eine Nachbearbeitung der Höhenkarte durch, indem diese Median- und Mittelwert-gefiltert wird. Zur besseren Handhabung des Datenvolumens wird die Höhenkarte auf eine Größe von 512 x 512 Bildpunkte verkleinert. Aus der Höhenkarte wird abschließend ein 3D-Oberflächenmodell in der Beschreibungssprache VRML erstellt und abgespeichert. Beide Programme wurden in der Programmiersprache Borland Delphi 5 entwickelt.

6.5 Meßgenauigkeit der Hologramm-Tomographie

Um die Meßgenauigkeit der Hologramm-Tomographie zu überprüfen, wurde ein Probekörper mit bekannten Abmessungen erstellt und holographisch vermessen. Dabei handelt es sich um einen 150 mm langen quadratischen Aluminiumstab mit einer Kantenlänge von 20 mm, der zur Hälfte schräg abgefräht wurde. Abbildung 6.17 zeigt ein Photo dieses Probekörpers.



Abb. 6.17: Photo des Probekörpers mit dem die Meßgenauigkeit der Hologramm-Tomographie ermittelt wird.

Der Probekörper wurde auf einem Stativ befestigt und in einem Abstand von 40 cm von der Photoplatte entfernt aufgestellt. Die abgeschrägte Kante war dabei zur Photoplatte ausgerichtet. Die Hologrammaufnahme erfolgte mit strukturierter Objektbeleuchtung, wobei die Linienmuster der beiden Beleuchtungsarme senkrecht zueinander ausgerichtet waren. Abbildung 6.18 zeigt das rekonstruierte reelle Bild des Probekörpers.

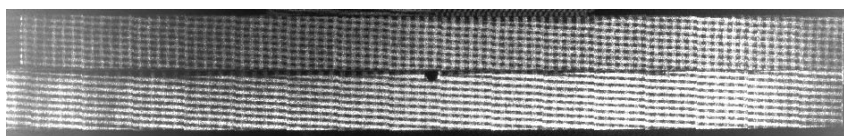


Abb. 6.18: Rekonstruiertes reelles Bild des Probekörpers. Die strukturierte Objektbeleuchtung erzeugt ein kontrastreiches Muster auf der ansonsten homogenen Oberfläche.

Bei der Hologramm-Tomographie wurde das reelle Bild bei einem Schnittbildabstand von $115 \mu\text{m}$ in 256 Schnittbilder zerlegt. Die Kameraauflösung entsprach dabei 1.024×1.024 Bildpunkten bei einer Graustufenauflösung von 12 Bit. Umgerechnet auf das Blickfeld der Kamera entsprach dies einer lateralen Auflösung von $152 \mu\text{m}$.

6.5.1 Verlauf des lokalen Bildkontrastes

Zunächst wurde der Verlauf des lokalen Bildkontrastes κ_n entlang der Kontrast-gefilterten Schnittbildsequenz S' untersucht, der zur Bestimmung von S'_{max} bzw. der Oberfläche des Probekörpers dient (s. Kapitel 6.4.2.2). Der lokale Bildkontrast ist nach Gleichung (6.13) für eine 7×7 Nachbarschaft ermittelt worden. Abbildung 6.19 zeigt den Verlauf des lokalen Bildkontrastes für einen festen Bildpunkt $\kappa_7(x_0, y_0)$ entlang der Bildsequenz in z-Richtung. In Abbildung 6.19 ist auf der x-Achse die Schnittbildnummer aufgetragen.

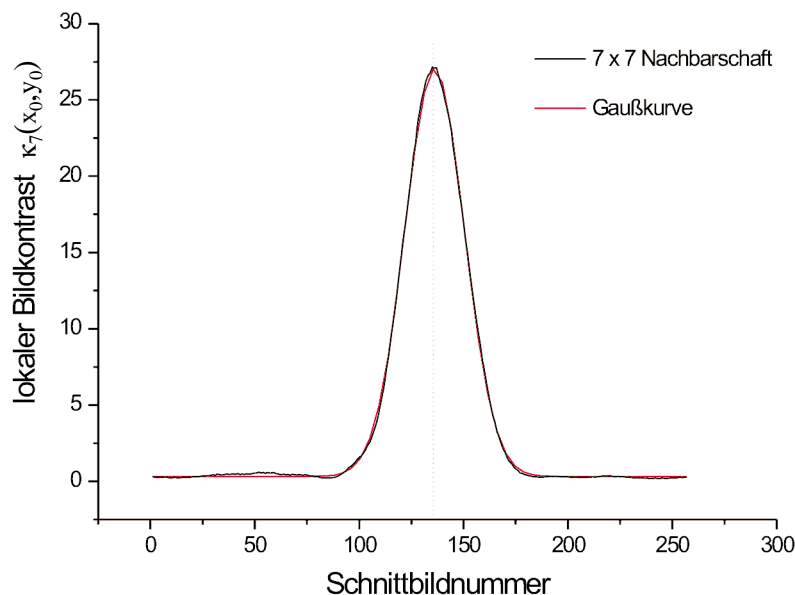


Abb. 6.19: Die Abhängigkeit des lokalen Bildkontrastes eines festen Bildpunktes (x,y) von der Schnittbildnummer ist in rot aufgetragen. In blau ist eine Gauss-Verteilung an den Kurvenverlauf angenähert.

Man erkennt einen stetigen Verlauf des lokalen Kontrastes $\kappa_7(x_0, y_0)$, der ein absolutes Maximum bei der Schnittbildnummer 135 besitzt. In dieser Schnittbildebene wird die Probekörperoberfläche am kontrastreichsten abgebildet, so dass diese Ebene im reellen Bild der Körperoberfläche an der untersuchten Stelle (x_0, y_0) entspricht.

Außerhalb des Maximums nimmt der Bildkontrast aufgrund der Defokussierung des Oberflächenpunktes wieder ab und sinkt bis auf null ab, was einer vollkommen homogenen Abbildung entspricht. Der Kurvenverlauf zeigt einen nahezu gaussförmigen Verlauf. Eine angenäherte Gaussverteilung liefert eine Halbwertsbreite von 28,5 Schnittbildern.

Variiert man die lokale Nachbarschaft in der man den lokalen Bildkontrast bestimmt, so erhält man für die Größen 5×5 , 7×7 und 9×9 Bildpunkte die in Abbildung 6.20 gezeigten Abhängigkeiten:

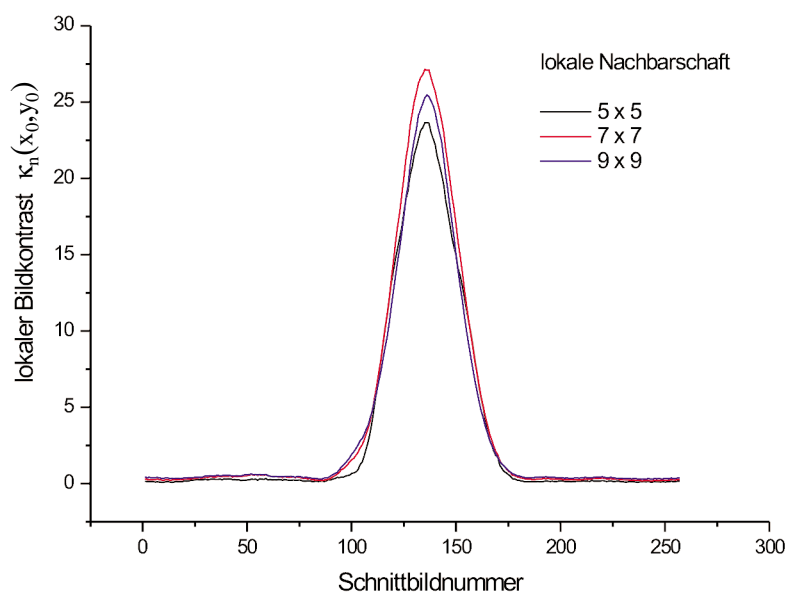


Abb. 6.20: Abhängigkeit des lokalen Bildkontrastes eines festen Bildpunktes (x,y) von der Schnittbildnummer für verschiedene Größen der betrachteten lokalen Nachbarschaften.

Die Halbwertsbreite der Verteilung bleibt nahezu konstant. Das Maximum variiert leicht, zeigt aber keine direkte Abhängigkeit von der Grösse der betrachteten lokalen Nachbarschaft, da das Maximum bei 7 x 7 Bildpunkten größer ist als bei 9 x 9 Bildpunkten. Die Auflösung der Auswertung entlang der Schnittbildserie scheint sich für die untersuchten Umgebungsgrößen nicht zu ändern. Noch größere Bereiche zu betrachten, erscheint allerdings nicht sinnvoll, da dies die transversale Auflösung zu sehr verringern würde.

6.5.2 Meßunsicherheit

Um die Meßunsicherheit der Hologramm-Tomographie zu untersuchen, wird die ermittelte Höhenkarte des Probekörpers betrachtet, die in Abbildung 6.21 gezeigt ist.

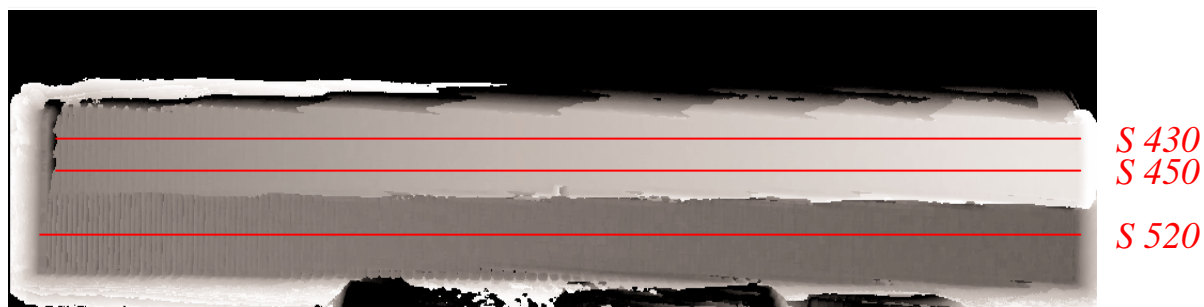


Abb. 6.21: Höhenkarte des Probekörpers. Eingezeichnet sind die Geraden, an denen entlang die Meßunsicherheit untersucht werden soll. Die Kontrast-Auswertung erfolgte über eine 7 x 7 Nachbarschaft.

Die gemessenen Höhenwerte werden entlang dreier Schnittgeraden ausgewertet. Zwei Geraden liegen auf dem angeschrägten Teil des Probekörpers, die dritte liegt zur Referenz auf der geraden Fläche. Die entsprechenden Höhenwerte werden in absoluten metrischen Koordinaten in den Diagrammen der Abbildungen 6.22 bis 6.24 dargestellt. Aufgrund der Form des Probekörpers müssen alle Punkte eines Diagramms auf einer Geraden liegen. Die Standardabweichung der gemessenen Koordinaten von den durch lineare Regression ermittelten Ausgleichsgeraden kann als Maß für die Meßunsicherheit interpretiert werden.

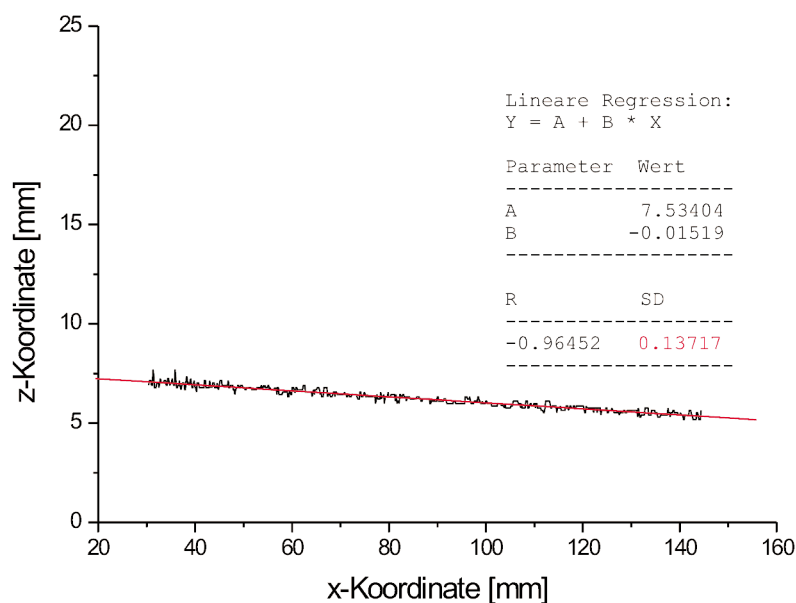


Abb. 6.22: Die gemessenen Höhenwerte entlang der Geraden S520 aus Abbildung 6.21 sind schwarz eingezeichnet. Die Ausgleichsgerade ist rot eingezeichnet. Die bei der linearen Regression ermittelten Parameter sind in der Tabelle angegeben (R = Korrelationskoeffizient, SD = Standardabweichung der Regression).

Die Gerade S 520 zeigt eine Standardabweichung (SD) von 0,14 mm, dies entspricht etwa einer Schrittweite der Streuscheibe. Ebenfalls ist die Steigung dieser Geraden nicht null, was bedeutet, dass der Probekörper nicht parallel, sondern etwas schräg zur Photoplatte bei der Aufnahme ausgerichtet war.

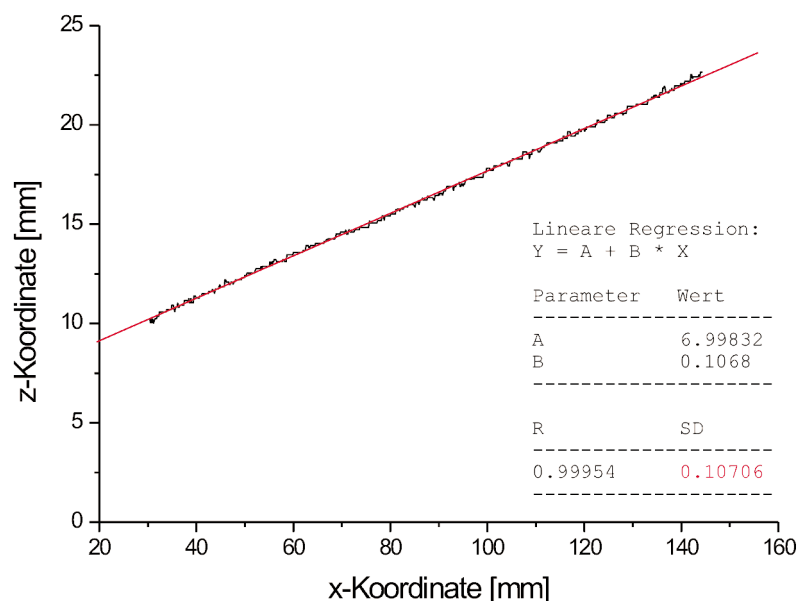


Abb. 6.23: Die gemessenen Höhenwerte entlang der Geraden S430 aus Abbildung 6.21 sind schwarz eingezeichnet. Die Ausgleichsgerade ist rot eingezeichnet. Die bei der linearen Regression ermittelten Parameter sind in der Tabelle angegeben (R = Korrelationskoeffizient, SD = Standardabweichung der Regression).

Die Gerade S 430 zeigt erwartungsgemäß eine größere Steigung, da sie auf dem angeschrägten Teil des Probekörpers liegt. Die ermittelte Standardabweichung ist mit 0,11 mm etwas geringer als bei der Geraden S 520, jedoch in der gleichen Größenordnung.

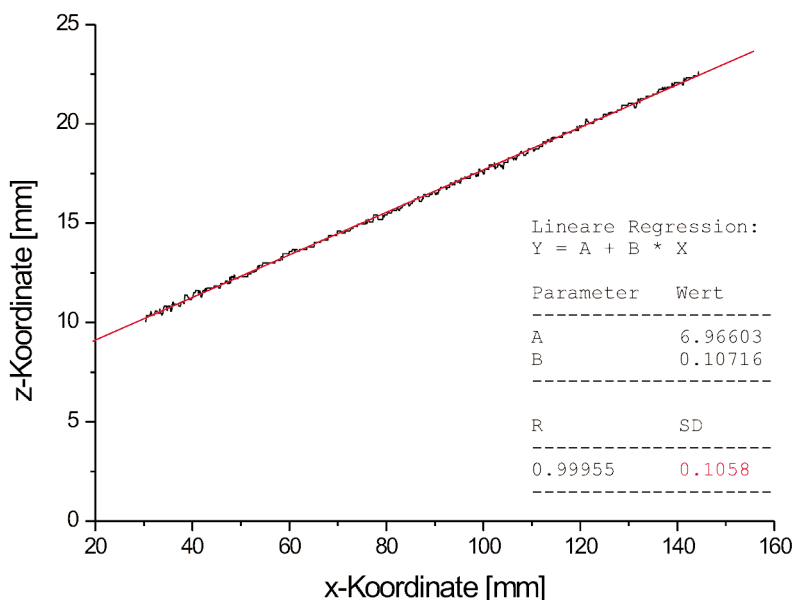


Abb. 6.24: Die gemessenen Höhenwerte entlang der Geraden S450 aus Abbildung 6.21 sind schwarz eingezeichnet. Die Ausgleichsgerade ist rot eingezeichnet. Die bei der linearen Regression ermittelten Parameter sind in der Tabelle angegeben (R = Korrelationskoeffizient, SD = Standardabweichung der Regression).

Die Steigung der Geraden S 450 ist erwartungsgemäß nahezu identisch zur Geraden S 430. Die Abweichung liegt bei gerade einmal 0,3 Prozent gegenüber der zuvor ermittelten Steigung.

Die Standardabweichung der linearen Regression liegt in der gleichen Größenordnung wie die anderen beiden Auswertungen.

Bei diesem vergleichsweise einfachen Probekörper konnte eine geringe Meßunsicherheit von ungefähr einer Schrittweite der Streuscheibe ermittelt werden, was im vorliegenden Fall einer absoluten Größe von ca 0,12 mm entspricht. Bei komplizierteren Objekten, wie z. B. einem Gesichtsprofil, kann das Rauschen etwas zunehmen, falls sich die Oberfläche bei der Rekonstruktion nicht so gut darstellt wie im vorliegenden Fall. Es ist aber auf jeden Fall zu beachten, dass die Streuscheiben-Schrittweite bei der Digitalisierung eine untere Grenze für die Meßauflösung darstellt. Eine höhere Auflösung als die benutzte Schrittweite bei der Digitalisierung ist nicht möglich.

6.6 Zusammenfassung

In diesem Kapitel wurde zunächst die optische Rekonstruktion des reellen Hologrammbildes erläutert. Um einen phasenkonjugierten Referenzstrahl zu erzeugen, wird eine Kombination aus einer Zerstreulinse und einem großflächigen Hohlspiegel benutzt. Damit ist es möglich, die Hologrammplatte vollständig mit einem konvergenten Rekonstruktionsstrahl auszu-leuchten. Die Abhängigkeit des rekonstruierten reellen Bildes vom Konvergenzwinkel des Rekonstruktionsstrahls wurde anhand der Abbildungsgleichungen aufgezeigt.

Um das reelle Bild des aufgezeichneten Gesichtes auswerten zu können, wird dieses zunächst mittels einer Streuscheibe in Schnittbilder zerlegt, die mit einer Kamera aufgezeichnet und digitalisiert werden.

In den einzelnen Schnittbildern sind der fokussiert abgebildeten Gesichtskontur alle nicht in der Streuscheibenebene liegenden Gesichtspunkte unscharf überlagert. Aus diesem Grund kann aus den digitalisierten Schnittbildern nicht direkt ein dreidimensionales Modell erstellt werden. Stattdessen muss in einem weiteren Bearbeitungsschritt die unscharfe Überlagerung entfernt werden. Dazu wird in den Schnittbildern für jeden Bildpunkt der lokale Bildkontrast ermittelt. Gerade bei Aufnahmen, die mit einem räumlich modulierten Objektstrahl aufgenommen wurden, zeigt die fokussiert abgebildete Gesichtskontur einen hohen Kontrast, den defokussiert abgebildete Gesichtspunkte nicht aufweisen.

Mit Hilfe der Kontrastfilterung wird es möglich, anhand der Punkte höchsten Kontrastes im reellen Bild ein dreidimensionales Oberflächenmodell der Gesichtskontur zu erstellen.

Es werden zwei Darstellungsformen des Gesichtsprofils benutzt. Zum einen als Graustufen-kodierte Höhenkarte oder als dreidimensionales VRML-Computermodell. Eine nachträgliche Filterung der Meßdaten mit einem Median- und einem Mittelwertfilter führt zu einer Glättung der erhaltenen Modelloberfläche.

Mit Hilfe eines Probekörpers bekannter Dimensionen wurde abschliessend der Verlauf des lokalen Kontrastes untersucht und die Meßunsicherheit des Verfahrens ermittelt. Dabei zeigte sich, dass die Tiefenauflösung hauptsächlich durch die Schrittweite der Streuscheibe bei der Digitalisierung des reellen Bildes bestimmt ist.

Kapitel 7

Ausblick

In dieser Arbeit konnte die Eignung der Holographie für die dreidimensionale Gesichtprofilvermessung gezeigt werden. Diese Methode besitzt in einigen Bereichen deutliche Vorteile gegenüber bisher benutzten Verfahren. Trotzdem befindet sich die holographische Gesichtprofilvermessung noch am Anfang ihrer Entwicklung. Es soll im Folgenden ein kurzer Ausblick über einige ausgewählte weitere Entwicklungsschritte und zukünftige Verbesserungen gegeben werden.

7.1 Klinische Erprobung

Eine besonders hohe Priorität besitzt neben den rein technischen Anforderungen bei der Entwicklung der neuen Meßmethode vor allem auch die Eignung für den klinischen Alltag. Es müssen dabei zwei Aspekte berücksichtigt werden.

Dies ist zum einen die einfache Bedienbarkeit des Gerätes. Das Aufnahmesystem sollte von eingewiesenem Krankenhauspersonal betrieben werden können, ohne dass ein Physiker oder Ingenieur erforderlich ist. Dies ist vor allem aus betriebswirtschaftlichen Gründen sinnvoll. Zusätzlich wird damit aber auch die kurzfristige Einsatzmöglichkeit des Systems in Notfallsituationen gewährleistet, wie es beispielsweise bei der Einlieferung von Unfallpatienten notwendig ist.

Zum zweiten muss die klinische Relevanz des Meßverfahrens evaluiert werden. Dies bedeutet, dass untersucht werden muss, ob durch die holographische Gesichtprofilvermessung eine verbesserte Diagnose und Therapieplanung möglich ist, so dass ein Nutzen für den Patienten entsteht. In der vorliegenden Anwendung der MKG-Chirurgie liegt der Nutzen für den Patienten vornehmlich in besser vorhersagbaren und damit planbaren ästhetischen Resultaten der chirurgischen Eingriffe.

Zu diesem Zweck ist eine Studie geplant, in der Patienten aus der MKG-Chirurgie holographisch vermessen werden. Die gewonnenen Daten werden bei der Operationsplanung berücksichtigt. Durch Vergleich mit früheren Fällen, in denen die holographische Gesichtprofilvermessung noch nicht zur Verfügung stand, ist eine Beurteilung möglich, ob verbesserte Resultate in der Vorhersagegenauigkeit erzielt werden können. Diese Untersuchungen sollen vorrangig am Klinikum rechts der Isar der TU München und an der Universitätsklinik Düsseldorf vorgenommen werden.

7.1.1 Mobiles Aufnahmesystem

Bisher steht der einzige Prototyp für die holographische Gesichtprofilvermessung in den Laboren der Stiftung caesar in Bonn, so dass zurzeit nur dort Aufnahmen möglich sind. In vielen Fällen ist es aber den Patienten nicht möglich, für eine einzelne Aufnahme nach Bonn zu reisen.

Aus diesem Grund befindet sich ein mobiles Aufnahmesystem in der Planung. Dieses System ist zerlegbar, so dass es in einem Kleintransporter befördert und am Zielort wieder aufgebaut werden kann. Die Aufbauzeit soll dabei unter einer Stunde liegen. Dies bietet die Möglichkeit, das Aufnahmesystem in die Krankenhäuser zu bringen und den Patienten lange Wege zu ersparen. Gerade während der Evaluationsstudie wird dies eine enorme Erleichterung bringen, eine größere Patientenzahl gewinnen zu können. Abbildung 7.1 zeigt einen ersten technischen Entwurf des mobilen Aufnahmesystems, das bei der Firma GEOLA in Litauen entsteht.

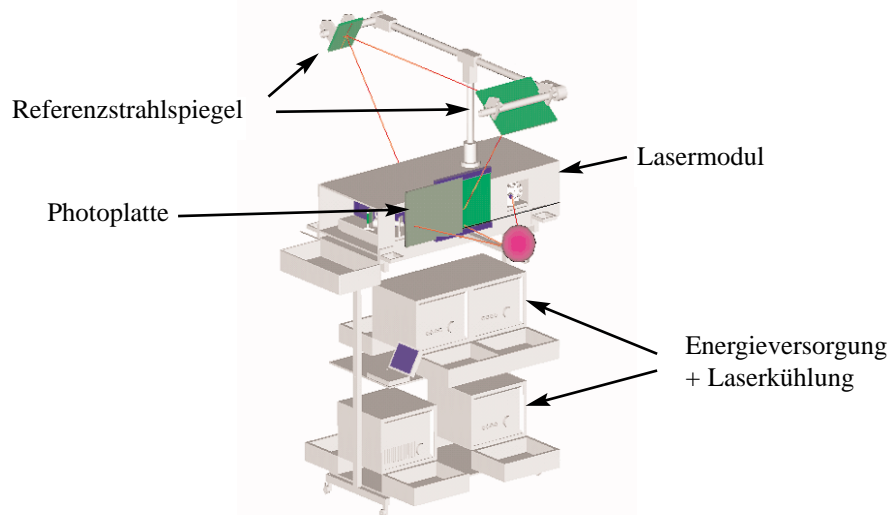


Abb. 7.1: Technischer Entwurf eines zerlegbaren und damit mobilen Aufnahmesystems für die holographische Gesichtsprüfung. Bildquelle: GEOLA (Litauen).

Bei dem geplanten Einsatz sollen zunächst nur die Portrait-Hologrammaufnahmen vor Ort in den Krankenhäusern vorgenommen werden. Die tomographische Auswertung der Hologramme soll weiterhin in den Laboren in Bonn stattfinden. Es ist allerdings bereits geplant, auch für die Hologramm-Tomographie eine mobile Einheit zu entwickeln, die an das mobile Aufnahmesystem angekoppelt werden kann.

7.2 3D-Modelle mit photorealistischer Oberflächentextur

Neben der dreidimensionalen Kopfform spielt vor allem auch das Aussehen der Hautoberfläche eine wesentliche Rolle bei der Wiedererkennung von Personen.

In der Computergrafik wurden in den letzten Jahren große Fortschritte erzielt, dreidimensionale Objekte zur realistischeren Darstellung mit einer zusätzlichen Bildinformation zu überziehen. Diese Bildinformation nennt man Textur und die Projektion auf das jeweilige Objekt Textur-Mapping.

Es wurden bereits erste Versuche unternommen, die erstellten dreidimensionalen Gesichtsmodelle mit einer photorealistischen Oberflächentextur zu versehen. Das dazu notwendige Vorgehen wird anhand von Abbildung 7.2 schematisch dargestellt. Zusätzlich zum 3D-Modell des Gesichtsprüfungs muss ein Photo der betreffenden Person vorliegen, das auf geeignete Weise auf das Computermodell projiziert wird. Das Ergebnis liefert eine nochmals verbesserte Wiedererkennbarkeit des dreidimensionalen Gesichtsmodells.



Abb. 7.2: Durch Überlagerung des dreidimensionalen Gesichtsmodells mit einer photorealistischen Textur wird die Wiedererkennbarkeit der Person nochmals deutlich erhöht.

Vor allem wegen der guten Darstellung von Haaren bei der holographischen Gesichtsprofilvermessung wirkt das texturierte Modell sehr realistisch.

Derzeit wird die photographische Aufnahme zeitlich getrennt von der holographischen Aufnahme vorgenommen. Dadurch ist eine exakt paßgenaue Überlagerung aufgrund unterschiedlicher Gesichtsmimik und Orientierung zur Kamera nicht zu gewährleisten. Deswegen wird zurzeit eine Aufnahmeanordnung entwickelt, die es ermöglicht, die holographische und die photographische Aufnahme zeitgleich vorzunehmen. Um einen größeren Gesichtsbereich aufzeichnen zu können, soll zudem die photographische Aufnahme mit mehreren Kameras aus verschiedenen Perspektiven erfolgen. Damit ist eine bessere Texturierung seitlicher Gesichtsbereiche möglich.

Abbildung 7.3 zeigt einen weiteren Probanden mit photorealistischer Oberflächentextur. Auch hier kann wieder die gute Darstellbarkeit der Haare gezeigt werden.



Abb. 7.3 : Darstellung eines Probanden mit photorealistischer Oberflächentextur.

7.3 Rapid-Prototyping Modelle

Zusätzlich zur dreidimensionalen Darstellung der Gesichtsoberfläche am Computer, ermöglichen Rapid-Prototyping Techniken die Erstellung echter dreidimensionaler Modelle. Damit wird das dreidimensionale Gesichtprofil nicht nur sichtbar, sondern auch erfühlbar und tastbar.

Abbildung 7.4 zeigt ein Modell, das mittels Stereo-Lithographie aus dem Datensatz des in Abbildung 6.14 gezeigten Gesichtsmodells von der Rapid-Prototyping Gruppe der Stiftung caesar erstellt wurde.

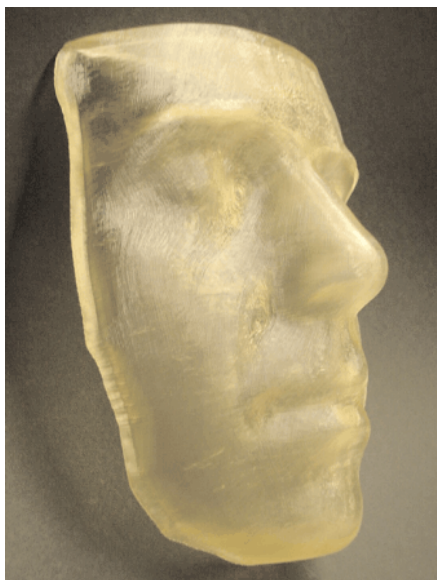


Abb. 7.4: Stereo-Lithographiemodell des dreidimensionalen Gesichtspröfils aus Abbildung 6.14.

Anhand solcher plastischer 3D-Modelle der Gesichtsoberfläche ergeben sich ganz neue Anwendungsgebiete. Es können beispielsweise an einem solchen Modell Atemmasken oder Epithesen exakt angepasst werden. Bei Epithesen handelt es sich um künstlich modellierte Gesichtsteile, die zur Bedeckung von nicht mehr korrigierbaren Gesichtdefekten dienen, wie sie z. B. bei großen Tumorsektionen auftreten können.

7.4 Photothermoplasten

Ein Nachteil der bisherigen Aufzeichnungsmethode besteht darin, dass die Silberhalogenid-Emulsion eine naßchemische Entwicklung benötigt. Dieser Arbeitsschritt könnte in Zukunft durch die Verwendung von photothermoplastischen Materialien als lichtempfindliche Schicht nicht mehr notwendig sein.

Die Funktionsweise einer thermoplastischen Photoplatte soll hier kurz skizziert werden: Die lichtempfindliche Beschichtung besteht aus drei Lagen, die auf einen Glasträger aufgebracht werden. Wie in Abbildung 7.5 dargestellt, sind dies eine leitende, eine photoleitende und eine thermoplastische Schicht [53].

Bei der Belichtung wird die elektrische Feldverteilung des holographischen Interferenzmusters in der photoleitenden Schicht gespeichert. Durch ein zusätzliches Nachbelichten kann die

Thermoplast
Photoleiter
Leiter
Glasträger

Abb. 7.5: Eine thermoplastische lichtempfindliche Schicht besteht aus drei Lagen. Eine leitende, eine photoleitende und eine thermoplastische Beschichtung werden auf den Glasträger aufgebracht.

Verteilung der freien Ladungsträger noch verstärkt werden. Diese Feldverteilung bewirkt zusätzlich eine Änderung des Oberflächenpotentials der angrenzenden thermoplastischen Schicht. Erwärmt man diese auf eine Temperatur, die eine Erweichung des thermoplastischen Materials bewirkt, indem man einen Strom durch die Leitungsschicht fließen läßt, so tritt eine dem elektrostatischen Feld proportionale Deformation der Oberfläche ein. Nach dem Abkühlen ist das Interferenzmuster im Oberflächenrelief der thermoplastischen Schicht dauerhaft gespeichert und die Photoplatte kann als Phasenhologramm wirken.

Das erzeugte Oberflächenprofil ist langzeitstabil, kann aber auch wieder gelöscht werden, indem man den Thermoplasten erneut erwärmt. Die Lichtempfindlichkeit von Photothermoplasten ist mit der von Silberhalogenid-Emulsionen vergleichbar bzw. sogar etwas besser ($10\text{-}100 \mu\text{J}/\text{cm}^2$).

Der Vorteil von Photothermoplasten besteht darin, dass sie keinen naßchemischen Entwicklungsschritt benötigen und löschar sind. Allerdings steigt auch der apparative Aufwand für eine kontrollierte Nachbelichtung und Erwärmung des Photomaterials. Zurzeit befinden sich Photothermoplasten noch in der Entwicklung und sind noch nicht kommerziell verfügbar.

7.5 Digitale Holographie

Noch einen Schritt weiter als der Einsatz von Photothermoplasten geht der Ansatz der digitalen Holographie. Hierbei wird statt einer Photoplatte ein elektronischer Bildsensor, in der Regel ein CCD-Chip, verwendet, der das entstehende holographische Interferenzmuster direkt digitalisiert und an einen Computer überträgt. Aus der Intensitätsverteilung des Interferenzmusters kann numerisch die dreidimensionale Bildinformation des aufgezeichneten Objektes rekonstruiert werden. Dadurch würde neben der Entwicklung der Photoplatte auch die optische Rekonstruktion des reellen Bildes und die anschließende Hologramm-Tomographie nicht mehr notwendig sein.

Allerdings ist die digitale Holographie durch die Größe und Auflösung des Bildsensors begrenzt. Der größte derzeit verfügbare CCD-Chip besitzt eine Kantenlänge von $3,7 \text{ cm} \times 3,7 \text{ cm}$ und eine Auflösung von ca. 100 Zeilen pro mm (Pixelgröße $9 \mu\text{m} \times 9 \mu\text{m}$). Diese Werte sind noch deutlich von den Anforderungen in der Portraitholographie entfernt, bei der Photoplatten von $30 \text{ cm} \times 40 \text{ cm}$ mit Auflösungen von mehr als 2.000 Zeilen pro mm benutzt werden. Bei Objekten mit Abmessungen von wenigen Zentimetern und einer Aufnahmeanordnung mit kleinen Winkeln zwischen Objekt- und Referenzwelle konnte aber schon die prinzipielle Funktion der digitalen Holographie erfolgreich gezeigt und technisch angewendet werden [54,55,56,57].

Es ist zu erwarten, dass in Zukunft die Pixelgröße von CCD-Chips weiter gesenkt und die Chipgröße gesteigert werden kann. Ab einer Pixelgröße von $1\ \mu\text{m} \times 1\ \mu\text{m}$ erscheint ein Einsatz in der Holographie sinnvoll. Das Bild eines $20\ \text{cm} \times 20\ \text{cm}$ großen CCD-Chip mit einer Pixelgröße von $1\ \mu\text{m} \times 1\ \mu\text{m}$ würde ein Datenvolumen von ca. 40 Gigabyte (10^9 Byte) aufweisen. Eine solche Datenmenge sollte durch zukünftige Computergenerationen verarbeitet werden können. Zudem ist die Aufgabe der numerischen Hologrammrekonstruktion sehr gut parallelisierbar, so dass die Rechenlast auf mehrere Computer in sogenannten Rechner-Clustern verteilt werden kann.

7.6 Zusammenfassung

Die Erprobung im klinischen Alltag ist sicherlich das vorrangige Ziel für die weitere Entwicklung der holographischen Gesichtsprüfung. Der Einsatz eines mobilen Aufnahmesystems könnte dabei zu einer erheblichen Erleichterung führen, da dadurch das System direkt in die Fachkrankenhäuser gebracht werden kann. Die Benutzung von thermoplastischem Aufnahmematerial könnte in Zukunft die naßchemische Entwicklung der Photoplatten überflüssig machen und zu einer weiteren Bedienungsvereinfachung führen. Der Einsatz der digitalen Holographie für die Portraitaufnahmen von Patienten ist derzeit technisch noch nicht durchführbar. Doch die Entwicklung vor allem im Bereich der Halbleiterindustrie lässt eine Realisierung in Zukunft möglich erscheinen.

Sowohl die Oberflächentexturierung der Gesichtsmodelle bei der Visualisierung auf dem Computer als auch die Erstellung von dreidimensionalen Kunststoffmodellen mit Rapid-Prototyping Verfahren sind vielversprechende Entwicklungen zu einer noch realistischeren Umsetzung der Meßdaten.

Kapitel 8

Zusammenfassung

In der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie werden chirurgische Eingriffe an der knöchernen Struktur des Gesichtsschädels vorgenommen, die die Form des darüberliegenden Weichgewebes beeinflussen und damit das individuelle Gesichtprofil verändern können. Um für den Patienten ein optimales ästhetisches Resultat zu erzielen, ist eine aufwendige Planung solcher Operationen notwendig. Neben der exakten Kenntnis der knöchernen Struktur, die ein Computertomograph liefert, ist dazu auch eine hochauflösende Messung der Gesichtsoberfläche erforderlich. Konventionelle auf Triangulation beruhende Formerfassungsmethoden sind dabei aufgrund der benötigten Meßdauer nur eingeschränkt sinnvoll nutzbar. Die Meßzeit muss berücksichtigt werden, da durch unwillkürliche Bewegungen des Patienten während der Aufnahme, wie z. B. Atmung, Lidschluss oder Bewegungen der mimischen Muskulatur, Verwacklungen auftreten können, die die erreichbare Auflösung limitieren.

Ziel dieser Arbeit war es, ein dreidimensionales Gesichtsoberflächenmeßsystem zu entwickeln, das bei extrem kurzer Aufnahmedauer eine hohe Ortsauflösung gewährleistet. Der dabei neu entwickelte Ansatz beruht darauf, mit Hilfe der Portraitholographie die Meßzeitproblematik durch einen zweistufigen Prozess zu umgehen. Zunächst wird mit einem einzigen ultrakurzen kohärenten Laserpuls ein Hologramm des Patienten erstellt. Eine Pulsdauer von 30 ns gewährleistet, dass die Aufnahme nicht durch Bewegungen des Patienten beeinflusst werden kann. In einem zweiten Schritt wird das dreidimensionale reelle Bild des Patientenhologramms mit einem cw-Laser rekonstruiert, so dass daran zeitunkritisch die dreidimensionale Vermessung vorgenommen werden kann.

Zur Auswertung wird eine Streuscheibe durch das reelle Bild gefahren. Die dabei entstehenden Schnittbilder werden von einer Kamera aufgezeichnet und zur weiteren Verarbeitung an einen Computer übertragen. Aufgrund der Zerlegung des dreidimensionalen reellen Bildes in eine Sequenz von Schnittbildern wird dieser Prozeßschritt als Hologramm-Tomographie bezeichnet.

Bei den aufgezeichneten Schnittbildern handelt es sich um Projektionen des gesamten reellen Bildes in die Streuscheibenebene. Dabei wird die Kontur des Gesichtes an der jeweiligen Position der Streuscheibe im reellen Bild fokussiert abgebildet. Diese Bildinformation ist aber durch alle nicht in der Streuscheibenebene liegenden Gesichtspunkte unscharf überlagert. Aus diesem Grund kann aus den digitalisierten Schnittbildern nicht direkt ein dreidimensionales Modell erstellt werden.

In einem weiteren Bearbeitungsschritt müssen deshalb zunächst die unscharfen Überlagerungen aus den Schnittbildern entfernt werden. Aus der Mikroskopie bekannte Dekonvolutionsmethoden sind bei näherer Untersuchung nicht auf das vorliegende Problem übertragbar. Zur Auswertung wird stattdessen die Tatsache ausgenutzt, dass fokussiert abgebildete Bildpunkte im Schnittbild einen höheren lokalen Bildkontrast besitzen als defokussierte Bildbereiche. Zu diesem Zweck wird eine geeignete Filterung der Schnittbilder durchgeführt.

Um den Oberflächenkontrast des Gesichtes zusätzlich zu erhöhen, wurde eine neuartige Modifikation der holographischen Aufnahmeanordnung vorgenommen, die den Objektstrahl räumlich moduliert. Dazu wird ein Liniengitter in den Objektstrahlengang eingefügt, so dass bei der Aufnahme ein kontrastreiches Höhenlinien-ähnliches Muster auf das Gesicht projiziert wird. Durch diese kontrastreiche Zusatzinformation auf der Gesichtsoberfläche kann die Auswertung der Schnittbilder deutlich verbessert werden.

Bei einem divergenten Objektstrahlengang findet an dem Liniengitter Fresnelbeugung statt, so dass der Kontrast des projizierten Linienmusters von der Position des Gitters im Strahlengang abhängt. Durch numerische Simulationen des Beugungsprozesses konnte gezeigt werden, dass Gitteranordnungen existieren, die sowohl einen guten Kontrast als auch eine ausreichende Tiefenschärfe der Linienprojektion auf das Gesicht ermöglichen.

Durch die Kombination des Konzeptes eines räumlich modulierten Objektstrahls und der Kontrastauswertung der Streuscheiben-Schnittbilder ist es möglich, die Gesichtsoberflächenpunkte im reellen Bild zu identifizieren und im Computer zu einer Oberfläche zu verbinden. Die Oberflächendaten werden im standardisierten 3D-Format VRML abgespeichert, so dass sie plattformunabhängig auf verschiedenen Computersystemen visualisiert und weiterverarbeitet werden können.

Es konnte gezeigt werden, dass die laterale Meßauflösung durch die Auflösung der verwendeten Kamera zur Aufzeichnung der Streuscheiben-Schnittbilder und die longitudinale Auflösung durch die Schrittweite der Streuscheibe beim Durchfahren des reellen Bildes gegeben ist. Es ist somit möglich, eine Ortsauflösung von unterhalb eines Millimeters in allen drei Raumrichtungen zu erreichen.

Ein weiterer Vorteil der entwickelten Methode besteht in der guten Erkennung von Haaren, die sich im reellen Bild sehr kontrastreich darstellen. Bei konventionellen Triangulationsmethoden sind Haare aufgrund der stark diffusen Reflexion meist nicht darstellbar.

In dieser Arbeit konnte die Eignung der Portraithologie für die dreidimensionale Gesichtsprofilvermessung gezeigt werden. Durch den erstmaligen Einsatz eines räumlich modulierten Objektstrahles und des neuartigen Verfahrens der Hologramm-Tomographie konnten dreidimensionale Gesichtsprofilmodelle von sehr hoher Auflösung erstellt werden. Der nunmehr wichtigste nächste Entwicklungsschritt besteht darin, das System an die Anforderungen im klinischen Alltagsbetrieb anzupassen sowie eine klinische Evaluation durchzuführen.

Anhang

Aufbau einer VRML-Datei

Das aus dem Hologramm gewonnene Gesichtsprofil wird mit Hilfe der Geometrie-Beschreibungssprache VRML (Virtual Reality Markup Language) in ein dreidimensionales Computermodell umgesetzt. Das Konzept von VRML beruht auf einer standardisierten Beschreibung der darzustellenden Geometrie in Form einer Textdatei. Diese Datei wird von einem VRML-Browser gelesen und als dreidimensionales Computermodell angezeigt. Anhand der Textbeschreibung und der dreidimensionalen Umsetzung erst durch den VRML-Browser wird eine hohe Portabilität ermöglicht. Für annähernd alle Hardwareumgebungen sind funktionsfähige VRML-Browser verfügbar, meist in Form von Plug-Ins für Webbrowser. Die Sprache VRML ist als ISO-Norm standardisiert [52], so dass eine hohe Sprachkompatibilität gewährleistet ist. Der derzeit gültige Standard wird als VRML97 bezeichnet.

VRML stellt Grundgeometrien zur Beschreibung von Objekten zur Verfügung. Für die Gesichtsprofilardarstellung hat sich das ElevationGrid (Höhengitter) bewährt. Dabei handelt es sich um ein gleichmäßiges, rechtwinkliges Gitter, dessen Gitterpunkte in der dritten Dimension eine Höhe zugeordnet werden kann. Zur Umsetzung einer Graustufen-kodierten Höhenkarte des Gesichtsprofils wird ein Gitter erzeugt, bei dem jeder Gitterpunkt einem Bildpunkt der Höhenkarte entspricht und dessen Wert übernimmt. So wird ein dreidimensionales Modell erzeugt, das mit einem VRML-Browser betrachtet werden kann.

In Listing A1 ist das Grundgerüst einer VRML-Textdatei abgedruckt. Durch den File-Header `#VRML V2.0 utf8` wird dem VRML-Browser angezeigt, in welchem Sprachstandard die Datei verfasst ist. Als nächstes wird das darzustellende Objekt, in diesem Falle ein Flächenobjekt (`Shape`), beschrieben. Die Grundgeometrie wird als `ElevationGrid` festgelegt. Dazu werden einige Parameter benötigt :

- `solid` gibt an, ob das Objekt vollständig geschlossen ist. Setzt man diesen Wert auf `TRUE`, so wird die Rückseite der Oberfläche nicht gerendert und das Gesichtsprofil ist von hinten nicht sichtbar.
- `Dimension / Spacing` definiert die Kantenlänge bzw. Schrittweite des Grundgitters in die Raumrichtungen `x` und `z`.
- im Feld `height []` werden die Höhenkoordinaten der Gitterpunkte angegeben. In Listing A1 besitzt das Gitter eine Kantenlänge von 5 Punkten, so dass 25 Gitterpunkte zugeordnet werden müssen. Ein typisches Gesichtsprofil besteht in der Regel aus $256 \times 256 = 65.536$ Gitterpunkten.
- ist der Winkel zwischen zwei Flächennormalen des Gittermodells kleiner als der Wert des Parameters `creaseAngle`, so wird die gemeinsame Kante der beiden Flächen geglättet. Der

in Listing A.1 angegebene Wert von $6.28 = 2\pi$ bedeutet, dass alle Kanten geglättet werden, da keine größeren Winkel zwischen Flächennormalen auftreten können.

Neben der Beschreibung der Geometrie des 3D-Objektes wird auch dessen Aussehen festgelegt. Die Oberfläche wird im Beispiel als diffus reflektierend definiert, mit einer Reflektivität von jeweils 0,8 für die drei Farbkomponenten Rot, Grün und Blau.

Um das 3D-Objekt zu betrachten, werden mit `Viewpoint` der Beobachtungspunkt und die Blickrichtung beim Laden der Textdatei festgelegt. Diese Werte sind im VRML-Browser veränderbar, so dass das Objekt aus allen Richtungen betrachtet werden kann.

Abschliessend kann noch ein Hintergrund (`Background`) für die Szene bestimmt werden.

```
#VRML V2.0 utf8

Shape { geometry DEF EG ElevationGrid {

    solid FALSE
    zDimension 5
    zSpacing 1
    xDimension 5
    xSpacing 1
    height [ 1 2 3 4 5
            1 2 3 4 5
            1 2 3 4 5
            1 2 3 4 5
            1 2 3 4 5 ]
    creaseAngle 6.28

}

    appearance Appearance {

        material Material {diffuseColor 0.8 0.8 0.8}

    }

}

Viewpoint {      position 128 500 128
                  orientation 1 0 0 -1.57 }

Background { skyColor 0 0.5 0.5 }
```

Listing A.1 : Grundstruktur einer VRML-Beispieldatei

Das Listing A.1 bildet das Grundgerüst für alle GesichtsprofilDarstellungen in dieser Arbeit. Die VRML-Dateien werden von dem entsprechenden Auswertungsprogramm selbständig erzeugt.

Literaturverzeichnis

- [1] Zeilhofer, H.-F. : "Innovative dreidimensionale Techniken zur Schädelmodellherstellung und Operationsplanung", Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie I, Praxis der Zahnheilkunde, 3. Auflage, Urban und Schwarzenberg Verlag, 1997, S. 33-52
- [2] Klaffke, O. : "Der Computer führt die Hand des Chirurgen", Zürcher Tages-Anzeiger vom 10.09.1999, www.tages-anzeiger.ch/archiv/99september/990910/92808.htm
- [3] Gladilin, E. ; Zachow, S. ; Deuflhard, P. ; Hege, H.-C. : "Validierung eines linear elastischen Modells für die Weichgewebesimulation in der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie", Bildverarbeitung für die Medizin (BVM), Proceedings des Workshops vom 4.-6. März 2001 in Lübeck, Springer Verlag, 2001, S. 57-61
- [4] Lippert, H. : "Lehrbuch der Anatomie", 3. Auflage, Urban und Schwarzenberg Verlag , 1993, Kapitel 6, Seite 458 - 470 und Kapitel 7, S. 608-616
- [5] Gebhardt, A. : "Rapid Prototyping - Werkzeuge für die schnelle Produktentstehung", 2. Auflage, Carl Hanser Verlag, 2000
- [6] Wohlers, T.T. : "Rapid Prototyping and Tooling - Weltweite Branchenübersicht 2001", Wohlers Associates, 2000
- [7] Jiang, X.; Bunke, H. : "Dreidimensionales Computersehen - Gewinnung und Analyse von Tiefenbildern", Springer-Verlag , 1996, (45MAT<I>.J61)
- [8] Siebert, P.J. ; Marshall S.J. : "Human body 3D imaging by speckle texture projection photogrammetry", Sensor Review, Vol. 20, No. 3, 2000, S. 218-226
- [9] Ostrowski, J.I. : "Holographie - Grundlagen, Experimente und Anwendungen", 3. Auflage, Verlag Harri Deutsch, Thun, Frankfurt/Main, 1989, Kapitel 1
- [10] Gabor, D. : "A new microscopic principle", Nature, Vol. 161, 1948, S. 777-778
- [11] Gabor, D. : "Microscopy by reconstructed wave-fronts", Proc. Roy. Soc. (London) A, Vol. 197, 1949, S. 454-487
- [12] Lauterborn, W. ; Kurz, T. ; Wiesenfeldt, M. : "Coherent Optics - Fundamentals and Applications", 2. Auflage, Springer-Verlag, Kapitel 7
- [13] Leith, E.N. ; Upatnieks J. : "Reconstructed Wavefronts and Communication Theory", J. Opt. Soc. Am., Vol. 52, No. 10, 1962, S. 1123-1130

- [14] Leith, E.N. ; Upatnieks J. : "Wavefront Reconstruction with Continuous-Tone Objects", J. Opt. Soc. Am., Vol. 53, No. 12, 1963, S. 1377-1381
- [15] Leith, E.N. ; Upatnieks J. : "Wavefront Reconstruction with Diffused Illumination and Three Dimensional Objects", J. Opt. Soc. Am., Vol. 54, No. 11, 1964, S. 1295-1301
- [16] Rogers, G.L. : "Gabors Diffraction Microscopy : The Hologram as a Generalized Zone-Plate", Vol. 166, 1950, S. 1027
- [17] Rogers, G.L. : "Experiments in Diffraction Microscopy", Proc. Roy. Soc. Edin. A, Vol. 63, S. 193 - 221
- [18] Siegmann, A.E. : "Lasers", University Press, Oxford, 1986, S. 664 ff.
- [19] Bjelkhagen, H.I. : "Silver-Halide Recording Materials for Holography and Their Processing", 2. Edition, Springer Verlag, 1995, S. 65 - 73
- [20] Lippert, H. : "Lehrbuch der Anatomie", 3. Auflage, Urban und Schwarzenberg Verlag, 1993, Kapitel 1, S. 83 - 90
- [21] Raulin, C. ; Greve, B. : "Laser und IPL-Technologie in der Dermatologie und Ästhetischen Medizin", Schattauer Verlag, 2001, Kapitel 1
- [22] Roggan, A. : "Dosimetrie thermischer Laseranwendungen in der Medizin - Untersuchung der optischen Gewebeeigenschaften und physikalisch - mathematische Modellentwicklung", Fortschritte in der Lasermedizin 16, ecomed Verlag, 1997
- [23] Jaques, S.L. : "Diffuse reflectance from a semiinfinite medium", NewsEtc - Monthly news and articles on Biomedical Optics and Medical Lasers, Oregon Medical Laser Center, May 1999, <http://omlc.ogi.edu/news/may99/rd/>
- [24] Gerthsen, C. ; Kneser, H.O. ; Vogel, H. : "Physik", 16. Auflage, Springer Verlag, 1989, Kapitel 5.2.8, S. 206
- [25] Siebert, L.D. : "Front-lighted pulse laser holography", Appl. Phys. Lett., Vol. 11, No. 10, 1967, S. 326 - 328
- [26] Siebert, L.D. : "Large Scene Front-Lighted Hologram of a Human Subject", Proceedings of the IEEE, Vol. 58, 1968, S.1242 - 1243
- [27] Ratcliffe, D.B. : "Pulsed Laser for Holography", Holography Marketplace 7th Edition, 1998, Ross Books, http://www.geola.com/papers/r_d_Hmp_1998.zip
- [28] Grichine, M.V. ; Ratcliffe, D.B. ; Rodin, A.M. : "Design of a Family of Advanced Nd:YLF/Phosphate Glass Lasers for Pulsed Holography", to be published in SPIE proceedings, http://www.geola.com/papers/r_d_spie_ylf_las.zip

- [29] Isyanova, Y. ; Flint, J. ; Moulton, F. : "Single-frequency, TEM₀₀-mode Nd:YLF laser with image-rotation resonator", CLEO 2000 meeting in San Francisco, CA, May 8-12, 2000, <http://www.qpeak.com/Papers/CLEO00/RIR/CLEO00RIR.htm>
- [30] Kneubühl, F.K. ; Sigrist, M.W. : "Laser", 3. Auflage, B.G. Teubner Verlag, 1991, S. 199
- [31] Demtröder, W. : "Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik", Springer Verlag, 1995, Kapitel 10
- [32] Lauterborn, W. ; Kurz, T. ; Wiesenfeldt, M.: "Coherent Optics - Fundamentals and Applications", 2. Auflage, Springer-Verlag, Kapitel 9
- [33] Römer, H. : "Theoretische Optik", VCH-Verlag, 1994, Kapitel 10.6
- [34] Mielenz, K.D. : "Algorithms for Fresnel Diffraction at Rectangular und Circular Apertures", J. Res. Natl. Inst. Stand. Technol., Vol. 103, No. 5, S. 497-509
- [35] "Emulsions for Holography", Technical Product Specification and Sales Information Brochure, Firma Slavich International, www.slavich.com / www.geola.com
- [36] Bjelkhagen, H.I. : "Silver-Halide Recording Materials for Holography and Their Processing", 2. Edition, Springer Verlag, 1995, Kapitel 2
- [37] Bjelkhagen, H.I. : "Silver-Halide Recording Materials for Holography and Their Processing", 2. Edition, Springer Verlag, 1995, Kapitel 6, S. 215 ff.
- [38] Bjelkhagen, H.I. : "Silver-Halide Recording Materials for Holography and Their Processing", 2. Edition, Springer Verlag, 1995, Kapitel 5
- [39] Harigel et al. : "Pulse stretching in a Q-switched ruby laser for bubble chamber holography", Appl. Optics, Vol. 25, No. 22, 1986, S. 4102 - 4110
- [40] Harigel, G. et al. : "A measurement of the holographic minimum-observable beam branching ratio in the FERMILAB 15-ft bubble chamber", Nucl. Instr. and Meth. in Phys. A, Vol. 421, 1999, S. 1-11
- [41] Harigel, G. : "Measurement of bubbles in a superheated liquid", Nucl. Instr. and Meth. in Phys. A, Vol. 421, 1999, S. 12-22
- [42] Haussmann, G. ; Lauterborn, W. : "Determination of size and position of fast moving gas bubbles in liquids by digital 3-D image processing of hologram reconstruction", Appl. Optics, Vol. 19, No. 20, 1980, S. 3529 - 3535

- [43] Hentschel, W. ; Zarschizky, W. ; Lauterborn, W. : "Recording and automatical analysis of pulsed off-axis holograms for determination of cavitation nuclei size spectra", Optics Communications, Vol. 53, No. 2, 1984, S. 69 - 73
- [44] Nyga, R. ; Schmitz, E. ; Lauterborn, W. : "In line holography with frequency doubled Nd:YAG laser for particle size analysis", Appl. Optics, Vol. 29, No. 23, 1990, S. 3365 - 3368
- [45] Herrmann, S. ; Hinrichs, H. ; Hinsch, K.D. ; Surmann, C. : "Coherence concepts in holographic particle image velocimetry", Experiments in Fluids [Suppl.], 2000, S. 108 - 116
- [46] Pu, Y. ; Meng, H. : "An advanced off-axis holographic particle image velocimetry (HPIV) system", Experiments in Fluids, Vol. 29, 2000, S. 184 - 197
- [47] Demtröder, W. : "Experimentalphysik 2 - Elektrizität und Optik", Springer Verlag, 1995, Kapitel 9
- [48] Lauterborn, W. ; Kurz, T. ; Wiesenfeldt, M. : "Coherent Optics - Fundamentals and Applications", 2. Auflage, Springer-Verlag, Kapitel 6
- [49] Agard, D.A. ; Hiraoka, Y. ; Shaw, P. ; Sedat, J.W. : "Fluorescence Microscopy in Three Dimensions", Methods in Cell Biology, Vol. 30, 1989, S. 353 - 377
- [50] Conchello, J.A. : "Superresolution and convergence properties of the expectation-maximization algorithm for maximum-likelihood deconvolution of incoherent images", J. Opt. Soc. Am. A, Vol. 15, No. 10, 1998, S. 2609 - 2619
- [51] Gonzalez, R.C. ; Wintz, P. : "Digital Image Processing", Second edition, Addison-Wesley Verlag, 1987
- [52] VRML-Spezifikationen (VRML 97) : ISO-Norm ISO/IEC DIS 14772-1:1997 : "Computer graphics and image processing -- The Virtual Reality Modeling Language (VRML) -- Part 1: Functional specification and UTF-8 encoding."
<http://www.web3d.org/Specifications/VRML97/>
- [53] Bjelkhagen, H.I. : "Silver-Halide Recording Materials for Holography and Their Processing", 2. Edition, Springer Verlag, 1995, Kapitel 1.2 d.)
- [54] Schnars, U. ; Jüptner, W.P.O. : "Digital recording and reconstruction of holograms in hologram interferometry and shearography", Appl. Optics, Vol. 30, No. 20, 1994, S. 4373 - 4377
- [55] Kebbel, V. ; Adams, M. ; Hartmann, H.J. ; Jüptner, W. : "Digital holography as a versatile optical diagnostic method for microgravity experiments", Meas. Sci. Technol., Vol. 10, 1999, S. 893-899

-
- [56] Wagner, C. ; Seebacher, S. ; Osten, W. ; Jüptner, W. : “Digital recording and numerical reconstruction of lensless Fourier holograms in optical metrology” , Appl. Optics, Vol. 38, No. 22, 1999, S. 4812 - 4820
- [57] Schnars, U. : “Digitale Aufzeichnung und mathematische Rekonstruktion von Hologrammen in der Interferometrie”, Dissertation, VDI-Fortschrittbericht, Reihe 8, Nr. 378, VDI-Verlag, 1994
- [58] Collier, R.J. ; Burckhardt, C.B. ; Lin, L.H. : “Optical Holography”, Academic Press, 1971, Kapitel 11.8
- [59] Ansley, D.A. : “Techniques for Pulsed Laser Holography of People”, Appl. Optics, Vol. 9, No. 4, 1970, S. 815-821
- [60] Eichler, J. ; Seiler, T. : “Lasertechnik in der Medizin”, Springer Verlag, 1991, Kapitel 3.6

Danksagung

Diese Arbeit wurde am Institut für Lasermedizin der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf und bei der Stiftung caesar in Bonn durchgeführt. Ich danke allen, die zum Gelingen der Dissertation beigetragen haben. Mein besonderer Dank gilt dabei:

Herrn Prof. Dr. P. Hering für die interessante Aufgabenstellung und die sehr gute Betreuung der Arbeit.

Herrn Prof. S. Schiller Ph.D. vom Institut für Experimentalphysik für seine Bereitschaft das Koreferat zu übernehmen.

Dem Vorstand der Stiftung caesar Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. mult. Karl-Heinz Hoffmann und Herrn Dr. Hartwig Bechte für die hervorragenden Arbeitsmöglichkeiten in Bonn.

Herrn Prof. Dr. Dr. H.-F. Zeilhofer, Klinik und Poliklinik für Mund- Kiefer- Gesichtschirurgie am Klinikum rechts der Isar der TU München, Herrn Prof. Dr. R. Bayer vom Institut für Lasermedizin und Herrn Prof. Dr. Dr. C.-U. Fritze, Klinik für Kiefer- und Plastische Gesichtschirurgie der Universitätsklinik Düsseldorf, für die Beratung der Arbeit bei medizinischen Fragestellungen und die Einbringung klinischer Aspekte.

Meinem Kollegen Dipl. Phys. Dominik Giel bei der Stiftung caesar für die sehr gute und konstruktive Zusammenarbeit sowie allen Mitarbeitern der Arbeitsgruppe "Holographie und Lasertechnologie" bei der Stiftung caesar für die freundliche Unterstützung.

Den Herren Dr. D.B. Ratcliffe, Dr. A. Rodin und Dr. S. Zacharovas von der Firma GEOLA für ihre schnelle Hilfe bei technischen Problemen und Fragen.

Herrn Dr. Dr. M. Krimmel, Klinik und Poliklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie der Universität Tübingen, und Herrn Marco Zajac von der Minolta Europe GmbH für die Demonstration ihrer 3D-Scanner.

Darüber hinaus möchte ich mich bei allen Mitarbeitern des Instituts für Lasermedizin und der Stiftung caesar für die gute Arbeitsatmosphäre und die Hilfsbereitschaft bedanken.

Mein ganz besonderer Dank gilt meinen Eltern, die mir das Physikstudium überhaupt erst ermöglicht haben und mir jederzeit volle Unterstützung gewährten.

Ebenfalls ganz besonders bedanke ich mich bei meiner Frau Annett für ihr Verständnis und ihre stete Hilfsbereitschaft während der Zeit dieser Arbeit.