Aus dem Universitätsklinikum Münster

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

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

Optische Erfassung und numerische Analyse von Kontakten in der dynamischen Okklusion mittels digitalisierter Situationsmodelle

Einflussgrößen bei der numerischen Kontaktbestimmung am Beispiel des ATOS-3D-Oberflächenerfassungssystems und des String-Condylocomp LR3

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des doctor rerum medicinalium

der Medizinischen Fakultät der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von

Zoltán Kálmán Böröcz

aus Münster

2004

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät

der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. H. Jürgens

- 1. Referent: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. F. Bollmann
- 2. Referent: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. habil. D. Dirksen

Tag der mündlichen Prüfung: 10.11.2004

Aus dem Universitätsklinikum Münster Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

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

Referent: Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. F. Bollmann Koreferent: Priv.-Doz. Dr. rer. nat. habil. D. Dirksen

ZUSAMMENFASSUNG

Optische Erfassung und numerische Analyse von Kontakten in der dynamischen Okklusion mittels digitalisierter Situationsmodelle

Zoltán Kálmán Böröcz

In dieser Arbeit wird ein Verfahren zur numerischen Analyse von Okklusionskontakten anhand optisch vermessener Kiefermodelle vorgestellt. Die Grundlage bilden digitalisierte, schädelorientierte Situationsmodelle sowie mit dem String-Condylocomp LR3 aufgezeichnete Bewegungsbahnen der Kondylen. Die Situationsmodelle werden mittels des ATOS-3D-Erfassungssystems der Firma GOM auf der Basis der Streifenprojektionstechnik dreidimensional erfasst und durch ein hier entwickeltes Verfahren in das Koordinatensystem eines sogenannten virtuellen Artikulators überführt.

Ein Schwerpunkt der Untersuchungen liegt auf der Quantifizierung der bei der Digitalisierung von Situationsmodellen auftretenden Messunsicherheiten. Desweiteren werden die entwickelten Programme zur Darstellung der Okklusion und zur Berechnung von Öffnungswinkelkurven vorgestellt. Die Ergebnisse werden im Zusammenhang mit den zuvor bestimmten Messunsicherheiten der digitalisierten Situationsmodelle diskutiert.

Ergebnisse:

Mit den hier entwickelten Verfahren können digitale Datensätze für einen virtuellen Artikulator erzeugt werden. Die Untersuchungen zur Messunsicherheit bei der Digitalisierung von Situationsmodellen zeigen, dass die 3D-Koordinaten mit Unsicherheiten in der Größenordnung von 60-70 μ m behaftet sein können.

Der realisierte virtuelle Artikulator ist dazu geeignet, anhand der digitalisierten Situationsmodelle die Okklusion sowie die Öffnungswinkelkurven zu berechnen und in einer geeigneten Form darzustellen. Der Vergleich zwischen der Okklusion bei Verwendung eines mechanischen Artikulators und der mit dem virtuellen Artikulator berechneten Okklusion zeigt, dass sich zum Teil gute Übereinstimmungen erzielen lassen, dass aber auch Abweichungen zu beobachten sind. Diese Abweichungen lassen sich darauf zurückführen, dass mit teiladjustierbaren mechanischen Artikulatoren die komplexen Bewegungen des Unterkiefers nicht genau nachvollzogen werden können. Daneben haben die zuvor bestimmten Messunsicherheiten in Verbindung mit der Anatomie des Kauapparates einen großen Einfluss auf das Ergebnis der Simulation mit einem virtuellen Artikulator.

Inhaltsverzeichnis

1	Ein	Einleitung		
2	\mathbf{The}	eorie		
	2.1	Theore	etische Grundlagen der 3D-Messtechnik	4
		2.1.1	Das Prinzip der Triangulation	4
		2.1.2	Zentralprojektion	5
		2.1.3	Kamerakali bration eines fotogrammmetrischen Systems $\ . \ . \ .$	10
		2.1.4	Automatisierte fotogrammmetrische Bildauswertung	11
		2.1.5	Anpassung des lateralen Auflösungsvermögens $\ .\ .\ .\ .$.	16
	2.2	Grund	lagen der Messunsicherheiten	17
	2.3	Transf	ormation von Einzelmessungen in ein globales Koordinatensystem	23
	2.4	Fläche	nrückführung aus 3D-Koordinaten	25
3	Gru	ndlage	en der Analyse von Kontakten und Öffnungswinkelkurven	28
	3.1	Mecha	nische Artikulatoren	28
		3.1.1	Der SAM-2 Artikulator und sein Koordinatensystem	29
		3.1.2	Instrumentelle Okklusionsanalyse	30
	3.2	2 Der "virtuelle Artikulator"		31
		3.2.1	Numerische Bestimmung von Kontakten	32
		3.2.2	Funktionsumfang des virtuellen Artikulators	38
	3.3	Einflüs	sse auf das Simulations ergebnis bei virtuellen Artikulatoren $\ $.	40
	3.4	Ausge	wählte Verfahren zur instrumentellen Funktionsanalyse	44
4	Mat	terial u	and Methode	47
	4.1 Situationsmodelle und elektronisch aufgezeichnete Kondylenbahne		ionsmodelle und elektronisch aufgezeichnete Kondylenbahnen $\ .$	47
		4.1.1	Abdrucknahme und Situationsmodelle	48

		4.1.2	Elektronische Aufzeichnung der Kondylenbahnen mittels String Condylocomp LR3	48
		4.1.3	Gesichtsbogenübertragung und Artikulatormontage	49
	4.2	Messa	ufbau zur Digitalisierung von Situationsmodellen	51
		4.2.1	3D-Oberflächenerfassung	51
		4.2.2	Automatisierte 3D-Vermessung von Situationsmodellen $\ . \ .$.	56
		4.2.3	Anpassung der 3D-Datensätze an einen virtuellen Artikulator	58
	4.3	Bestimmung der Messunsicherheit bei der Digitalisierung von Situati- onsmodellen		
		4.3.1	Maßstab	63
		4.3.2	Schärfentiefenbereich und Formtreue	63
		4.3.3	Rauschen	64
		4.3.4	Zusammenfügen von Einzelmessungen in einem gemeinsamen Koordinatensystem	65
5	Erg	ebnisse	e und Diskussion	67
	5.1	Unters sätze	suchung der Messunsicherheit digitaler dreidimensionaler Daten-	67
		5.1.1	Maßstab	68
		5.1.2	Schärfentiefenbereich und Formtreue	72
		5.1.3	Rauschen	74
		5.1.4	Zusammenfügen von Einzelmessungen in einem gemeinsamen Koordinatensystem	77
	5.2	Diskussion der bei Digitalisierungsprozessen auftretenden Messunsi- cherheiten		81
	5.3	Nume	rische Bestimmung von Kontakten und Öffnungswinkeln	85
		5.3.1	Visualisierung von simulierten Kontakten	85
		5.3.2	Untersuchungen zum Öffnungswinkel	90
		5.3.3	Untersuchungen zu Kontakten der Okklusion	101
	5.4	Diskus	ssion	104
		5.4.1	Diskussion der Untersuchungen zur numerisch bestimmten Ok- klusion mittels digitalisierter Situationsmodelle	104
		5.4.2	Kriterien für die Entwicklung eines virtuellen Artikulators	107

6 Zusammenfassung und Ausblick

111

Anhang					
A.1	Koordinatentransformationen				
	A.1.1 Koordinatent ransformation in der Ebene \hdots	115			
	A.1.2 Koordinatentransformation im Raum	116			
A.2	2 Phasenschiebealgorithmen				
A.3	3 Mathematische Funktionen zur Oberflächenanpassung				
A.4	4 Benutzeroberfläche OSCAN				
-		105			
Literaturverzeichnis 12					

Kapitel 1

Einleitung

Grundlage für viele zahnärztliche Maßnahmen ist die Analyse der Kaufunktion. Ein dabei wichtiger Teilbereich ist die Überprüfung der Okklusion mittels instrumenteller Funktionsanalyse im Artikulator.

Ein Artikulator ist ein Gerät, mit dem die Modelle von den Zahnreihen eines Patienten schädel- bzw. gelenkorientiert einander zugeordnet werden können, so dass es möglich ist, die Okklusion, die antagonistischen Kontakte der Zähne, außerhalb des Mundes zu reproduzieren. Einstellungen am Artikulator erlauben näherungsweise die Simulation der Unterkieferbewegungen.

Leider ist kein Artikulator in der Lage, die komplexen Bewegungen der Unterkiefers genau zu simulieren. Aufgrund erforderlicher Standardisierungen ist deshalb die im Artikulator dargestellte Okklusion mit Unsicherheiten behaftet (*Reiber* [67]).

Seit einiger Zeit wird daher das Ziel verfolgt, einen Artikulator digital nachzubilden (*Luthardt* et al. [49]). Ein solcher "virtueller Artikulator" wird in der Arbeit vorgestellt. Dazu werden nach *Bollmann* et al. [8] mittels 3D-Oberflächenerfassungssystemen auf der Basis aktiver Projektionsmethoden die Situationsmodelle von Ober- und Unterkiefern präzise und schnell erfasst. Für die schädelgerechte Ausrichtung des digitalisierten Unterkiefersituationsmodells zu dem des Oberkiefers wurde ein optisches Verfahren entwickelt.

Mit einem virtuellen Artikulator können wesentliche Beschränkungen mechanischer Artikulatoren aufgehoben werden, um z.B. eine zeitaufgelöste Darstellung der Okklusion mit detaillierten quantitativen Angaben über Abstände zwischen den Zahnflächen des Ober- und Unterkiefers zu ermöglichen. Über das Einbeziehen von achsiografisch aufgezeichneten Bewegungsbahnen (*Naeije* et al. [56], *Hugger* et al. [27], *Klett* [36]) der Kondylen kann zudem in einem virtuellen Artikulator eine wesentlich realitätsnähere Darstellung der Bewegungsabläufe als in einem mechanischen Artikulator erreicht werden.

Mit dem hier entwickelten virtuellen Artikulator werden drei Schwerpunkte bearbeitet:

- Die Charakterisierung der Messunsicherheiten von 3D-Koordinatenerfassungssystemen bei der Digitalisierung von Situationsmodellen;
- Die Entwicklung eines Verfahrens zur numerischen Bestimmung und Darstellung von Kontakten anhand digitalisierter Situationsmodelle;
- Die Analyse und Quantifizierung der Messunsicherheiten bei Auswertungen von Okklusion und Öffnungswinkelkurven mit dem entwickelten virtuellen Artikulator.

Die vorgestellten Untersuchungen erlauben, die im medizinischen Bereich eingesetzten 3D-Koordinatenmessgeräte hinsichtlich ihrer Messunsicherheit, bezogen auf die zu untersuchende Fragestellung, zu überprüfen.

Das hier entwickelte System ermöglicht die Simulation von Kaubewegungen, die Berechnung und Visualisierung der dabei auftretenden antagonistischen Kontakte und die Berechnung von Öffnungswinkelkurven. Die bei den simulierten Kaubewegungen auftretenden Kontakte zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers können dann mit den Kondylenbahndaten in Bezug gesetzt werden.

Die Simulation beinhaltet desweiteren Funktionen, die eine Untersuchung der Auswirkungen der zuvor quantifizierten Messunsicherheiten auf das Ergebnis der Simulation von Kontakten und Öffnungswinkelkurven erlauben.

Die Abweichungen der Ergebnisse zwischen mechanischem und virtuellem Artikulator werden anhand einer Modellvorstellung analysiert und diskutiert.

Kapitel 2

Theorie

Mit der Technik der Fotogrammmetrie kann aus Fotografien eine quantitative dreidimensionale Rekonstruktion der Lage und Form von Objekten durchgeführt werden.

Die Fotogrammmetrie geht historisch auf die Fernerkundung zur Anfertigung topografischer Karten sowie der Vermessung von Gebäuden zurück (*Kraus* [39, 40], *Luhmann* [48]). Mit der Entwicklung moderner Rechnersysteme und aktiver Projektionssysteme konnte diese Technik durch die Automatisierung bei der Bildauswertung auf die Vermessung von komplexen unstrukturierten Objekten im Nahbereich erweitert werden. Damit steht heute eine schnelle und präzise Methode zur Verfügung, um eine große Bandbreite von Objekten effizient räumlich vermessen zu können. Das Ergebnis der Auswertung ist ein digitales Modell aus einer hohen Anzahl einzelner 3D-Koordinaten. Da das System auf der Auswertung von Fotografien basiert, können sehr empfindliche Objekte berührungslos und zerstörungsfrei untersucht werden. Anwendungsbeispiele finden sich in der Medizin (*Keese* et al. [31], *Dirksen* et al. [20], *Thomas* [73]), in der Archäologie (*Böröcz* et al. [10]) und in der Industrie (*Breuckmann* et al. [12, 11], *Schwarz* und *Tölg* [68]).

Für die moderne Fotogrammmetrie waren historisch zwei Entwicklungen bedeutsam: Die Erfindung der Fotografie durch Niépce, Daguerre, Arago zu Beginn des 19. Jahrhunderts sowie, auf den Grundlagen von J.H. Lambert aufbauend, die Entwicklung einer Methode von A. Laussedat im Jahre 1859, um aus zwei Fotografien mittels "räumlichen Vorwärtseinschnitts" die Objektkoordinaten zu ermitteln. Von A. Meydenbauer wurde um die gleiche Zeit die Fotogrammmetrie angewendet, um Gebäude zu vermessen.

Weitere Fortschritte sind die Entwicklung stereoskopischer Auswertesysteme durch C. Pulfrich (1901) und die Erfindung des Stereoautografen von E. von Orels (1909). In diesem Kapitel werden wesentliche Aspekte der Fotogrammmetrie und der Bearbeitung von digitalen 3D-Datensätzen behandelt.

2.1 Theoretische Grundlagen der 3D-Messtechnik

2.1.1 Das Prinzip der Triangulation

Dem Menschen ist die Fähigkeit wohl vertraut, eine Aussage darüber zu gewinnen, ob ein Gegenstand, bezogen auf seine Betrachtungsposition, nah oder fern ist. Ein wichtiges technisches Verfahren für Abstandsbestimmungen beruht auf dem Triangulationsprinzip¹.

In Abbildung 2.1 ist das Verfahren für einen Gegenstandspunkt skizziert. Der Objektpunkt P wird aus zwei unterschiedlichen Positionen O_1 und O_2 in der Beobachtungsebene BE mit der Basislänge B betrachtet. Gegenüber einer Projektionsebene PE erscheint der Objektpunkt P bei der Betrachtung aus unterschiedlichen Perspektiven um die Parallaxe $\xi_{1,2}$ verschoben. Zwischen der Projektionsebene PE und der Beobachtungsebene BE liegt ein Abstand c.

Über den Strahlensatz können nun die Koordinaten des Objektpunktes abgeleitet werden.

$$X = Z \frac{\xi_1}{-c}$$

$$X = B + Z \frac{\xi_2}{-c}$$

Daraus folgt für den Abstand:

$$-Z = \frac{c \cdot B}{\xi_1 - \xi_2} = \frac{c \cdot B}{\xi}$$

Fazit:

Aus der scheinbaren Verschiebung des anvisierten Objektpunktes gegenüber einer Projektionsebene kann mittels des Strahlensatzes und bekannter Beobachtungsbasis auf den Abstand des Objektpunktes zu dieser Beobachtungsbasis geschlossen werden.

 $^{^1\}mathrm{Der}$ Begriff der Triangulation wird häufig auch in einem anderen Zusammenhang verwendet. S. dazu Abschnitt 2.4.



Abbildung 2.1: Prinzip der Triangulation (Tiefenbestimmung) auf Basis der Betrachtung der scheinbaren Verschiebung ξ_1, ξ_2 eines Objektpunktes P aus unterschiedlichen Positionen O_1, O_2 gegenüber einer Projektionsebene PE, die sich im Abstand c von der Beobachtungsebene BE mit der Basislänge B befindet. Der Abstand z kann über den Strahlensatz berechnet werden.

Das hier vorgestellte Triangulationsprinzip bezieht sich auf die Entfernungsbestimmung von punktförmigen Objekten. Die Abbildung von Objekten auf eine zweidimensionale Fläche bildet die Grundlage für die Beschreibung der Erfassung ausgedehnter Oberflächenstrukturen realer Objekte. Daher wird im folgenden Abschnitt die Zentralprojektion beschrieben.

2.1.2 Zentralprojektion

Bei fotogrammmetrischen Verfahren erfolgt die Projektion der Objekte auf eine fotografische Fläche. Daher wird im Folgenden die Zentralprojektion vorgestellt, die die Abbildung der Objekte durch eine Kamera auf zweidimensionale Messaufnahmen beschreibt.

In Abbildung 2.2 ist das Prinzip der Zentralprojektion dargestellt: Dies ist die Abbildung eines Objektpunktes im Weltkoordinatensystem über ein Projektionszentrum auf einen Bildpunkt im Bildkoordinatensystem. Zunächst werden anhand der Abbildung folgende Begriffe eingeführt. Der Abbildung 2.2 a) ist zu entnehmen:

- X, Y, Z bilden das Weltkoordinatensystem. Das Bildkoordinatensystem ist dazu gedreht und verschoben.
- X', Y', Z' bezeichnen die Koordinaten eines gegenüber dem Weltkoordinatensystem gedrehten und geschobenen Koordinatensystems, dessen x'-y'-Ebene parallel zur Bildebene liegt.
- $\xi,\,\eta$ bilden das Bildkoordinatensystem.
- • ${\cal P}$ ist der Objektpunkt im jeweiligen Koordinatensystem.
- O ist das Projektionszentrum.
- *H* ist der Bildhauptpunkt, mit den Koordinaten ξ_0 und η_0 .
- c ist die Kamerakonstante, die den Abstand des Projektionszentrums vom Bildhauptpunkt beschreibt.

Ferner sind in der Darstellung folgende wichtige Eigenschaften eines realen Abbildungssystems berücksichtigt:

- In der Bildebene liegt das Projektionszentrum im allgemeinen nicht in der Bildmitte, sondern im Bildhauptpunkt H (Abbildung 2.2b).
- Das Bildkoordinatensystem ist gegenüber dem Weltkoordinatensystem gedreht (Abbildung 2.2c). Eine Beschreibung der Drehung erfolgt mit der Rotationsmatrix r_{ik} .
- Das Bildkoordinatensystem ist um den Translationsvektor $\vec{T}(X_0, Y_0, Z_0)$ gegenüber dem Weltkoordinatensystem verschoben (Abbildung 2.2c).

Im allgemeinen gibt es in realen optischen Abbildungssystemen Verzeichnungen wie beispielsweise die radiale Verzeichnung δ_r und die dezentrische Verzeichnung P(r), deren Abweichungen von der Zentralprojektion durch Korrekturterme beschrieben werden (s. Abschnitt 2.2).



Abbildung 2.2: Prinzip der Zentralprojektion, bei der über ein Projektionszentrum O jedem Objektpunkt P(X, Y, Z) bzw. $P(X'_0, Y'_0, Z'_0)$ ein Bildpunkt $P'(\xi, \eta)$ in der Bildebene zugeordnet wird.

Die Zeichnung führt folgende Begriffe ein: Bildkoordinatensystem (ξ, η) , Weltkoordinatensystem (X, Y, Z), ein zum Weltkoordinatensystem gedrehtes Koordinatensystem (X', Y', Z'), dessen x-y-Ebene parallel zur Bildebene liegt.

Nach (b) liegt das Projektionszentrum im Bildkoordinatensystem in einem Bildhauptpunkt H und ist um ξ_0 und η_0 gegenüber der Bildmitte verschoben. Die Bild- und Weltkoordinatensysteme sind gegeneinander verschoben und gedreht (c). Die Ableitung des Zusammenhanges zwischen den Abständen in der Projektion auf die Bildebene und den Abständen zu den Objektpunkten kann wiederum mit dem Strahlensatz erfolgen:

$$\frac{\xi - \xi_0}{c} = \frac{X' - X'_0}{Z'_0 - Z'}$$

$$\frac{\eta - \eta_0}{c} = \frac{Y' - Y'_0}{Z'_0 - Z'}$$

Die Auflösung nach Bildkoordinaten ergibt:

$$\xi = \xi_0 - c \frac{X' - X'_0}{Z' - Z'_0}$$

$$\eta = \eta_0 - c \frac{Y' - Y'_0}{Z' - Z'_0}$$
(2.1)

Die in Abbildung 2.2 dargestellte Drehung lässt sich beschreiben mittels:

$$\begin{pmatrix} X - X_0 \\ Y - Y_0 \\ Z - Z_0 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{pmatrix} \begin{pmatrix} X' - X'_0 \\ Y' - Y'_0 \\ Z' - Z'_0 \end{pmatrix}$$
(2.2)

Die Gleichung kann durch die linksseitige Multiplikation mit $R^T = R^{-1}$ nach den gestrichenen Koordinaten aufgelöst werden. Dann kann Gleichung 2.2 in 2.1 eingesetzt werden:

$$\xi = \xi_0 - c \frac{r_{11}(X - X_0) + r_{21}(Y - Y_0) + r_{31}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} = \xi_0 - c \frac{Z_x}{N}$$

$$\eta = \eta_0 - c \frac{r_{12}(X - X_0) + r_{22}(Y - Y_0) + r_{32}(Z - Z_0)}{r_{13}(X - X_0) + r_{23}(Y - Y_0) + r_{33}(Z - Z_0)} = \eta_0 - c \frac{Z_y}{N}$$
(2.3)

Das Gleichungssystem 2.3 besagt, dass jedem Objektpunkt ein Bildpunkt eindeutig zugeordnet werden kann.

Das vorangehende Gleichungssystem 2.3 kann nach den Objektkoordinaten aufgelöst werden:

$$X = X_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{11}(\xi - \xi_0) + r_{12}(\eta - \eta_0) - r_{13}c}{r_{31}(\xi - \xi_0) + r_{32}(\eta - \eta_0) - r_{33}c}$$

$$Y = Y_0 + (Z - Z_0) \frac{r_{21}(\xi - \xi_0) + r_{22}(\eta - \eta_0) - r_{23}c}{r_{31}(\xi - \xi_0) + r_{32}(\eta - \eta_0) - r_{33}c}$$
(2.4)

Dieses Gleichungssystem ist infolge der Z-Koordinate auf der rechten Seite unterbestimmt. Zu jedem Bildpunkt können unendlich viele Objektpunkte gefunden werden. Die eindeutige Abbildung von Objektpunkten eines dreidimensionalen Objekts auf die Punkte eines zweidimensionalen Bildes gilt somit in der Umkehrung nicht. Eine einzelne Fotografie ist für eine eindeutige Objektrekonstuktion nicht ausreichend. Mit zwei Aufnahmen aus unterschiedlichen Perspektiven erhält man dann vier Gleichungen mit drei Unbekannten, so dass das Gleichungssystem lösbar wird.

Das Koordinatensystem X', Y', Z' ist parallel zu dem Bildkoordinatensystem ξ, η ausgerichtet. Die Matrixelemente r_{ik} lassen sich interpretieren als (s. Anhang A.1.2):

- Kosinuswerte der Winkel zwischen den Achsen des Bild- und Weltkoordinatensystems;
- Trigonometrische Funktionen der Winkel ω, ϕ, ψ zwischen den Achsen des Bildund Weltkoordinatensystems bei nacheinander durchgeführten Rotationen um diese Achsen.

Fazit:

Objektpunkte werden durch eine Zentralprojektion eindeutig auf einer zweidimensionalen Fläche abgebildet. Die Umkehrung gilt nicht, da aufgrund des Parameters Z zu jedem Bildpunkt unendlich viele Objektpunkte zugeordnet werden können. Aus einer einzelnen Aufnahme kann daher keine dreidimensionale Objektoberfläche rekonstruiert werden.

Im folgenden Abschnitt wird darauf eingegangen, wie sich die Parameter der Kamerakonstanten, des Bildhauptpunktes etc. bestimmen lassen. Anschließend wird die Auswertung mehrerer Aufnahmen aus unterschiedlichen Positionen beschrieben, um die 3D-Oberflächenstruktur von Objekten bestimmen zu können.

2.1.3 Kamerakalibration eines fotogrammmetrischen Systems

Im vorangehenden Abschnitt wurde gezeigt, dass insgesamt 9 Parameter sowie Verzeichnungsparameter mit hinreichender Genauigkeit bekannt sein müssen, um eine eindeutige Beziehung zwischen den dreidimensionalen Objektkoordinaten und den Bildkoordinaten von Messaufnahmen herstellen zu können. Diese Parameter gliedern sich in zwei Gruppen:

Parameter der inneren Orientierung:

ξ_0, η_0	Koordinaten des Bildhauptpunktes H
С	Kamerakonstante
$\delta_r, P(r)$	Verzeichnungsparameter

Parameter der äußeren Orientierung:

X_0, Y_0, Z_0	Ursprung des Projektionszentrums im Weltkoordinatensystem
$_{\omega,\phi,\psi}$	Winkel zwischen den Achsen des Bild- und Weltkoordinaten-
	system

Diese Parameter können über externe Messgeräte nicht hinreichend genau bestimmt werden. Daher werden sie anhand der mehrfachen Vermessung eines Kalibrationsobjekts numerisch mittels Ausgleichsrechnung bestimmt. Parameter, die die Abweichungen von einer Zentralprojektion beschreiben (s. Abschnitt 2.2), werden ebenfalls durch den Prozess der Kalibration bestimmt.

Das Kalibrationsobjekt (s. Abbildung 4.6) besteht aus mehreren Passpunkten, deren Koordinaten zueinander bekannt sind. Es wird mehrmals aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommen. Mittels einer Ausgleichsrechnung werden dann die Parameter iterativ bestimmt, da sich die Gleichungen 2.3 nicht analytisch lösen lassen. Da über die Rotationsmatrix trigonometrische Funktionen in die Gleichungen eingehen, kann aufgrund des periodischen Verhaltens dieser Funktionen die Ausgleichsrechnung divergieren. Um dies zu verhindern, werden dem System grobe Annahmen, z.B. über die Kamerakonstante, übergeben, um einen Konvergenzbereich zu definieren.

Fazit:

Durch die Vermessung von Kalibrationsobjekten können die unbekannten Parameter der inneren und äußeren Orientierung ermittelt werden.



Abbildung 2.3: Bestimmung gleicher Objektpunkte (homologe Punkte) in Aufnahmen, die aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommen werden.

2.1.4 Automatisierte fotogrammetrische Bildauswertung

In den vorangegangenen Abschnitten wurde gezeigt, dass die Raumkoordinaten eines Objekts bestimmt werden können, wenn dieses Objekt aus unterschiedlichen Perspektiven betrachtet wird, weiterhin, dass die Abbildung eines dreidimensionalen Objekts durch die Zentralprojektion auf eine zweidimensionale fotografische Fläche eindeutig ist. Werden beide Erkenntnisse miteinander verknüpft, kann die dreidimensionale Oberflächenstruktur eines Objekts bei dem Vorliegen von Fotografien aus unterschiedlichen Perspektiven berechnet werden.

Mathematisch kann dies folgendermaßen ausgedrückt werden: Die Gleichungen 2.4 stellen einen Zusammenhang zwischen den Objektkoordinaten und den Bildpunkten in einer Abbildungsebene her. Das Gleichungssystem ist allerdings unterbestimmt, d.h. es können auch bei bekannten Parametern der inneren und äußeren Orientierung aus einer einzelnen Aufnahme nicht gleichzeitig die drei Koordinaten eines Objektpunktes berechnet werden. Es sind mindestens zwei Aufnahmen notwendig, um die Unterbestimmtheit des Gleichungssystems aufzulösen.

Identifikation homologer Bildpunkte

Liegen von einem Objekt zwei Aufnahmen aus unterschiedlichen Perspektiven vor, dann müssen in den beiden Bildern diejenigen Bildpunkte herausgefunden werden, die jeweils den identischen Objektpunkt abbilden (s. Abbildung 2.3). Diese Bildpunkte werden als homologe Punkte bezeichnet.

Bei strukturierten Objektoberflächen kann vielfach auf natürliche Merkmale zurückgegriffen werden, um diese in den Aufnahmen zu identifizieren, wie beispielsweise bei der Erstellung topometrischer Karten aus Luftbildaufnahmen. Bei Objekten, die nur geringfügige texturelle Unterschiede aufweisen, können künstliche Signalmarken auf die Objektoberfläche aufgebracht werden, die leicht in den Aufnahmen zu identifizieren sind [39, 48].

Zur detaillierten Vermessung eines Objekts im Nahbereich werden andere Verfahren, die Lichtschnittverfahren, eingesetzt. Hierbei werden aktive Projektionsverfahren angewendet, bei denen mit einem Projektionssystem Lichtmuster auf die Oberfläche des zu vermessenden Objekts projiziert werden, um homologe Punkte identifizieren zu können. Jedem Oberflächenpunkt des Objekts wird ein eindeutiges Muster aufgeprägt, das sich von den Mustern der übrigen Objektpunkte unterscheidet und in den Aufnahmen identifiziert werden kann. Diese Verfahren sind insbesondere von Bedeutung, wenn das Objekt durch eine sehr große Anzahl von einigen hunderttausend 3D-Koordinaten wiedergegeben werden soll.

Epipolargeometrie

Das Auffinden homologer Punkte wird durch die mit der Zentralprojektion verbundene Epipolargeometrie vereinfacht. In Abbildung 2.4 ist die Epipolargeometrie dargestellt: Ein Objektpunkt P wird über die beiden Projektionszentren O_r und O_l auf einen Punkt P_r bzw. P_l in den jeweiligen Bildebenen BE_r und BE_l abgebildet. Die Punkte PO_1O_2 bilden eine Fläche, die jeweils von den zueinander geneigten Flächen der Bildebenen BE_r und BE_l geschnitten werden. Die Schnittgeraden werden als Epipolarlinien bezeichnet.

Damit wird jeder Punkt, der sich in dieser Epipolarebene befindet, auf die Schnittgerade zwischen der Epipolarebene und der jeweiligen Bildebene abgebildet. Wird umgekehrt ein Bildpunkt in einer der beiden Bildebenen ausgewählt, so kann dieser Punkt sich nur auf der Epipolarlinie in der anderen Aufnahme befinden. Bei realen Objektiven werden die Epipolarlinien aufgrund der Verzeichnungen durch die abbildende Optik zu Kurven.

Unter Berücksichtigung der Epipolargeometrie kann jedem ausgewählten Punkt in einer Aufnahme ein auf einer Kurve liegendes Intervall von Punkten der anderen Aufnahme zugeordnet werden. Zur eindeutigen Identifikation wird also eine Einschränkung dieses Freiheitsgrades entlang der Epipolarlinie benötigt. Dazu werden Lichtmuster aus parallelen Streifen senkrecht zu der Epipolarebene auf das Objekt projiziert.



Abbildung 2.4: In der Abbildung ist die Epipolargeometrie veranschaulicht. Alle Punkte P in einer epipolaren Ebenen werden durch die Projektionszentren O_l bzw. O_r auf epipolare Linien in den Abbildungsebenen BE_l bzw. BE_r abgebildet.

Strukturierte Beleuchtung mit flächig kodierten Mustern

Bei den sogenannten Lichtschnittverfahren werden die Schnittlinien sequenziell projizierter Lichtebenen mit dem Objekt durch die Kameras aufgenommen. Entlang der epipolaren Linien wird dann in den beiden Bildebenen nach denjenigen Bildpunkten gesucht, die identische Muster aufweisen. Die auf diese Weise aufgefundenen Bildpunkte in den unterschiedlichen Aufnahmen sind dann jeweils homologe Punkte.

Bei der Projektion eines "einfachen" Binärcodes (Abbildung 2.5a) befinden sich die Schnittlinien der Lichtebenen, an denen ein Übergang von hell zu dunkel vorliegt, entlang der Objektoberfläche immer an der selben Stelle. Daher kann es bei der mehrfachen Projektion von Mustern auch mehrfach zu einer fehlerhaften Auswertung des Lichtschnittes kommen. Wird die n-te Zeile fehlerhaft interpretiert, so bedeutet dies, dass die zugeordnete Kodierung um 2^n von dem wahren Wert abweicht. Die fehlerhafte Zuordnung einer Kodierung zu einem Bildpunkt bedeutet, dass bei der sich anschließenden Berechnung der 3D-Koordinaten aus unterschiedlichen Aufnahmen Bildpunkte miteinander korreliert werden, die keine homologen Punkte sind. Daraus resultieren ungenaue und fehlerhafte 3D-Punkte.

Diese unzureichende Zuordnung kann insbesondere dann auftreten, wenn beispielsweise das Glasdia, auf dem die Transmissionsmuster aufgebracht sind, nicht ausreichend präzise entlang dieser parallelen Streifen geführt wird, oder ein LCD-Projektor verwendet wird, bei dem es z.B. aufgrund der Elektronik zur Ansteuerung der Pi-



Abbildung 2.5: Vergleich zwischen einem Streifenmuster auf der Basis eines einfachen Binärcodes (a) und nach dem Prinzip des Gray-Codes (b). Bei dem Gray-Code liegen bei der sequentiellen Projektion der unterschiedlichen Muster die Grenzen zwischen hellen und dunklen Streifen an jeweils einer anderen Position.

xel ein scharfer Übergang von hellen zu dunklen Streifen nur schwer erzeugt werden kann.

Es ist daher eine andere Kodierung der Lichtschnitte notwendig, bei der sich fehlerhaft interpretierte Lichtschnitte weniger gravierend auswirken. Dazu kann eine Kodierung nach dem sogenannten Gray-Code² herangezogen werden (Abbildung 2.5b). Die Kodierung ist so aufgebaut, dass beim Übergang von einem Kodierungsmuster mit der Nummer n zum nächsten höheren Muster (n + 1) sich das kodierte Wort lediglich um den Betrag 1 ändert.

Wird dieses Verfahren auf die nacheinander zu projizierenden Lichtmuster angewendet, bedeutet dies, dass die Übergänge von hell zu dunkel nicht an der gleichen Stelle liegen. Wird daher der Übergang von hell zu dunkel in dem höchstwertigen Bit fehlerhaft ausgewertet, bedeutet dies nach dem Gray-Code, dass sich die Kodierung des Lichtschnittes durch die Abfolge projizierter Muster lediglich um den Wert 1 von dem korrekten Wert unterscheidet.

Eine deutliche Reduzierung der Messunsicherheit lässt sich darüberhinaus durch eine Subpixelinterpolation erreichen. Dazu werden neben den Mustern auf der Basis des Gray-Codes noch weitere sinus-modulierte Grauwertbänder auf die Objektoberfläche projiziert (s. Abbildung 2.6). Über das sinusförmige Intensitätsprofil wird den Bildpixeln innerhalb eines Grauwert-Lichtschnittes ein unterschiedlicher Helligkeitswert

 $^{^{2}\}mathrm{Von}$ Frank Gray wurde der Code 1953 zum Patent angemeldet.



Abbildung 2.6: Zur subpixelgenauen Auswertung der Lichtschnitte dient die zusätzliche Projektion phasenverschobener Sinus-Intensitätsprofile. Durch die Abbildungsvorschrift zwischen Pixeln und Helligkeitswerten kann zwischen benachbarten Pixeln interpoliert werden, um die Zuordnung der homologen Punkte zu präzisieren.

zugeordnet. Bei der Auswertung können dann über den Funktionsverlauf des Sinus über die Bildbreite subpixelgenau die homologen Bildpixel aufgefunden werden.

Da die Sinusfunktion über eine Periode von 2π nicht eindeutig ist und insbesondere bei Oberflächen mit inhomogenen Reflexionseigenschaften das Intensitätsprofil modifiziert wird, wird das sinusförmige Intensitätsprofil mehrfach phasenverschoben projiziert, um den Phasenverlauf berechnen zu können. Zur Rekonstruktion bieten sich 3-, 4-, oder Mehrschrittalgorithmen an (*Creath* [14], *Kreis* [41]) (s. Anhang A.2).

Zu beachten ist, dass die Anzahl der zu kodierenden Pixel innerhalb eines Intervalls von $[0,\pi/4]$ kleiner ist als der dynamische Umfang der CCD-Kameras, mit dem die Helligkeitswerte diskretisiert werden können. Ansonsten würde mehreren benachbarten Pixeln der gleiche Grauwert zugeordnet.

Fazit:

Zur präzisen Auswertung von Stereobildern mittels der Projektion von Streifenmustern muss die Sequenz der Muster folgende Kriterien erfüllen:

- Zur Minimierung einer fehlerhaften Zuordnung einer Kodierung zu einem Kamerapixel an den hell-dunkel-Übergängen der projizierten Lichtschnitte wird eine Kodierung nach dem Gray-Code verwendet.
- Zur subpixelgenauen Auswertung wird zusätzlich ein sinusförmiges Intensitätsmuster (Phasengitter) auf die Objektoberfläche projiziert.

 Aufgrund der nicht eindeutigen Funktionswerte eines Sinus über einer Periode von 2π und der Modifikation des Phasengitters durch die Oberflächentextur des Objekts wird das Phasengitter mehrfach phasenverschoben projiziert.

Das Ergebnis der Auswertung ist eine Ansammlung von 3D-Koordinaten, die die Oberfläche des Objekts wiedergibt, soweit sie von beiden Aufnahmeperspektiven gleichzeitig einzusehen ist.

2.1.5 Anpassung des lateralen Auflösungsvermögens

Eine optimale Erfassung von Objekten erfordert ein sorgfältiges Abstimmen der zu verwendenden Objektive, deren Blende, des Schärfentiefenbereichs, des Triangulationswinkels sowie der Beleuchtungsstärke.

Ein Objekt kann dabei unter zwei verschiedenen Aspekten vermessen werden:

- Auflösung (Punktedichte). Damit verbunden sind gegebenenfalls viele Aufnahmen von Teilbereichen des Objekts, um eine möglichst detaillgetreue Wiedergabe der Oberfläche zu erzielen.
- Zeit. Der Bildausschnitt wird so groß gewählt, dass das Objekt jeweils in einer Aufnahme in seiner vollen Ausdehnung erfasst wird.

Nach Formel 2.5 kann in Abhängigkeit der CCD-Pixel-Auflösung und der geforderten Punktedichte der digitalisierten Objektoberfläche ein Messfeld berechnet werden.

$$\rho_{x,y} = \frac{d_{x,y}}{N_{x,y}} \tag{2.5}$$

mit:

- $\rho_{x,y}$: Auflösung bzw. der Abstand zwischen zwei Punkten in der x- bzw. y-Richtung
- $d_{x,y}$: Ausdehnung des Messfeldes in x- bzw. y-Richtung
- $N_{x,y}$: Anzahl der Pixel in x- bzw. y-Richtung des CCD-Sensors.

Die so bestimmte Auflösung ist als Richtwert anzusehen, denn die Oberflächenstruktur des Objekts kann dazu führen, dass nicht zu jedem Bildpunkt eine 3D-Koordinate berechnet werden kann.

Bei der Auswahl des Triangulationswinkel ist zu beachten, dass ein spitzer Winkel auf der einen Seite eine einfachere Oberflächenerfassung ermöglicht, da Vertiefungen besser einzusehen sind. Die Verringerung des Triangulationswinkels geht allerdings mit einer Zunahme der Messunsicherheit einher. Umgekehrt kann bei der Vermessung eines Objekts mit relativ schwacher Oberflächenkrümmung ein großer Triangulationswinkel ausgenutzt werden, mit dementsprechend geringeren Messunsicherheiten.

Nach der Einstellung der Messgeometrie erfolgt die Anpassung des Schärfentiefenbereichs durch die Auswahl einer entsprechenden Blende an das Messvolumen. Dabei muss der Dynamikbereich der Kameras bei der Ausleuchtung des Objekts beachtet werden. Reicht die Beleuchtungsstärke nicht aus, muss zu Lasten des Schärfentiefenbereichs die Blendeöffnung vergrößert werden, also die Blendenzahl verkleinert werden.

2.2 Grundlagen der Messunsicherheiten

Verzeichnungen durch das Objektiv

Für die Beschreibung realer Abbildungssysteme ist der Formalismus einer einfachen Zentralprojektion nicht ausreichend, da sie Verzeichnungen des optischen Systems nicht berücksichtigt. Die beiden wesentlichen Komponenten der Verzeichnung eines optischen Systems sind die radiale Verzeichnung³ δ_r sowie die dezentrische Verzeichnung P(r).

Die radiale Verzeichnung beschreibt eine mit dem Abstand r zum Hauptpunkt H steigende Verzeichnung der Abbildung aufgrund sphärischer Linsen.

Da der Bildhauptpunkt i.a. nicht mit dem Bildmittelpunkt übereinstimmt, gilt:

$$r^{2} = \xi'^{2} + \eta'^{2} = (\xi - \xi_{0})^{2} + (\eta - \eta_{0})^{2}$$

mit:
$$\xi' = \xi - \xi_{0}$$

$$\eta' = \eta - \eta_{0}$$

³Auch als Gauß'sche Verzeichnung bezeichnet.

Die radiale Verzeichnung kann mittels eines Polynoms angenähert werden.

$$\delta_r = \sum_{i=1} k_i r^{i+2} \tag{2.6}$$

Die Parameter k_i kompensieren dabei als Funktion ihres Vorzeichens und des Abstandes von Bildhauptpunkt die Verzeichnung [39].

Herstellungsbedingt kann nicht sichergestellt werden, dass alle optischen Komponenten eines komplexen Objektivs exakt um die optische Achse zentriert und senkrecht zu dieser Achse ausgerichtet sind. Zwar können diese Effekte mit modernen Fertigungsmethoden relativ gering gehalten werden, andererseits kann sich diese Verzeichnung auf die Messergebnisse auswirken. Nach Atkinson [1] kann die dezentrische Verzeichnung ebenfalls als radialsymmetrisch angenommen werden:

$$P(r) = r^2 \cdot \sqrt{P_1^2 + P_2^2} \tag{2.7}$$

Die Parameter P_i bezeichnen dabei die Verzeichnungen der Abbildung, die dadurch entsteht, dass Komponenten des optischen Systems gegenüber der optischen Achse verkippt sind.

Bei einer Kalibration des Systems werden zusätzlich zu den Parametern der inneren und äußeren Orientierung auch Korrekturterme in der Form k_i und P_i bestimmt. Diese können dann in den Gleichungssystemen 2.3 und 2.4 berücksichtigt werden.

Schärfentiefe

Reale Linsensysteme bilden nur eine Objekt*ebene* scharf auf eine Bild*ebene* ab. Alle Objektpunkte, die sich vor oder hinter dieser Objektebene befinden, werden vor bzw. hinter der Bildebene scharf abgebildet. In der fest eingestellten Bildebene werden diese Objektpunkte unscharf in einer sogenannten Zerstreuungsscheibe u abgebildet (s. Abbildung 2.7).

Für Oberflächenerfassungssysteme muss damit ein Maß angegeben werden, in welchem Bereich sich die Abbildungsunschärfe bewegt. Bei der Auswahl eines Messvolumens ist diese Abbildungsunschärfe zu berücksichtigen.



Abbildung 2.7: Veranschaulichung der Schärfentiefe. Die Objektebene im Abstand g zur Hauptebene H_1 wird durch eine Linse mit dem Durchmesser d in der Bildebene BE mit dem Abstand b zur Hauptebene H_2 scharf abgebildet. Befindet sich ein Gegenstand vor (g_v) bzw. hinter (g_h) der Objektebenen OE, so wird der Gegenstand in einer Bildebene scharf abgebildet, die sich hinter (b_h) bzw. vor (b_v) BE befindet. Das räumlich ausgedehnte Objekt wird somit in einer Zerstreuungsscheibe mit dem Durchmesser u in der Bildebenen BE abgebildet.

Zwei Größen sind von Bedeutung:

- Welcher Abstand muss eingestellt werden, um einen Bereich vor und hinter diesem Abstand mit ausreichend kleiner Unschärfe abbilden zu können?
- Wie groß ist die Unschärfe, wenn Teile des Objekts nicht im Abstand der maximalen Schärfe sind?

Das strahlenoptische Grundgesetz setzt die Größen der Gegenstandsweite g und Bildweite b mit der Brennweite f der Optik in einen Zusammenhang [39]:

$$\frac{1}{g} + \frac{1}{b} = \frac{1}{f} \tag{2.8}$$

Alle Objektstrahlen eines Punktes in der Gegenstandsweite g werden demnach in einem Punkt in der Bildweite b abgebildet.

Gleichung 2.8 kann nach der Bildweite aufgelöst werden:

$$b_{v,h} = \frac{g_{v,h}f}{g_{v,h} - f}$$
(2.9)

wobei sich die Indizierung v und h auf eine Auswahl von Gegenstands- und Bildebenen beziehen, die vor bzw. hinter dem ausgewählten Objektpunkt angeordnet sind.

Aus der Abbildung 2.7 kann der Zusammenhang zwischen den unterschiedlichen Bildweiten $b, b_{v,h}$, dem Blendendurchmesser d und dem Durchmesser der Zerstreuungsscheibe u abgeleitet werden:

$$\frac{d}{b_{v,h}} = \frac{u}{b_{v,h} - b} \tag{2.10}$$

Wird die Gleichung 2.10 in 2.9 eingesetzt, ergibt sich nach einigen Umformungen:

$$g_{v,h} = \frac{gf^2}{f^2 + \frac{f}{d}u(g-f)}$$
(2.11)

Sind die Ausdehnungen des Objekts bekannt, so kann eine Gegenstandsweite berechnet werden, für die die Zerstreuungsscheibe u minimiert wird.

$$g = \frac{2g_v g_h}{g_v + g_h} \tag{2.12}$$

Aus Gleichung 2.11 kann auch der Durchmesser der Zerstreuungsscheibe u_e abgeleitet werden, wenn eine Gegenstandsweite g vorgegeben ist, sich das Objekt aber in der effektiven Gegenstandsweite $g_e \neq g$ befindet:

$$u_e = \frac{(\frac{g}{g_e} - 1)f^2}{(g - f)\frac{f}{d}}$$
(2.13)

Dabei bezeichnet $\frac{f}{d} = k$ die Blendenzahl.

Rauschen

Mit Rauschen werden Veränderungen von Signalen bezeichnet, die statistischen Einflüssen unterliegen und nicht vorhersagbar sind.

Wird die Oberfläche eines Objekts mehrfach hintereinander aus derselben Messposition vermessen, so würde ein idealer 3D-Messkopf bei jeder Messung exakt die gleichen Koordinaten für jeden Messpunkt bestimmen. Ein reales Messsystem wird dagegen Abweichungen des Ergebnisses der Messungen untereinander zeigen. Für diese Abweichungen können unterschiedliche Faktoren die Grundlage sein:

- Das Rauschen des Kamerasensors sowie deren Aussteuerungs- und Verarbeitungselektronik kann zu einer Verfälschung des Signals führen.
- Das Videosignal, das die Bildinformationen der Kamera zu der Bildverarbeitungskarte im PC transportiert, kann Störungen aufgrund einer nicht stabilisierten Signalübertragung beinhalten.
- Temperaturschwankungen in dem Kameragehäuse können sich auf den CCD-Sensor auswirken.
- Bei der Vermessung von dunklen Objektoberflächen kann das Kontrastverhältnis zwischen hellen und dunklen vertikalen Streifen sehr gering ausfallen. Dann kann die Umwandlung der Lichtintensität in digitale Helligkeitsstufen in der Größenordnung des sogenannten Quantisierungsrauschens liegen, so dass die hellen und dunklen Steifen nicht mehr eindeutig voneinander unterschieden werden können. Nach Abschnitt 2.1.4 hat dieses Auswirkungen auf die präzise Kodierung einzelner Bildspalten.

Einflüsse aufgrund der endlichen Auflösung von CCD-Kameras

Die bei dem verwendeten ATOS-Messsystem eingesetzten CCD-Kameras haben mit 768 x 572 Bildpunkten im Vergleich zu fotografischen Filmmaterialien nur eine verhältnismäßig geringe Auflösung. Jedes Objekt oder jedes Detail wird entsprechend dem verwendeten Objektiv somit auf einer Matrix von Bildpunkten abgebildet.

Insbesondere bei der Bestimmung von Raumtransformationen, um einzelne Teilpunktewolken zu einer Gesamtpunktewolke zusammenfügen, ist zu beachten, dass bei der Abbildung auf ein Raster von Bildpunkten der Rand der Kreismarken nur näherungsweise wiedergegeben wird. Die Kreismarken können dann mit mathematischen



Abbildung 2.8: Einfluss einer unterbrochenen Randlinie auf die Lage des Schwerpunktes bei Kreismarken.

Funktionen angepasst werden, um, von dem gerasterten Abbild der Kreismarke ausgehend, den Kreisrand zu approximieren und somit eine geringe Messunsicherheit zu erzielen.

Desweiteren können die abgebildeten Ränder der Kreismarken Störungen enthalten, wie es in Abbildung 2.8 dargestellt ist. Ein fehlerhafter Rand kann insbesondere bei den aus den Bilddaten berechneten 3D-Punktewolken vorliegen. Im allgemeinem sind die Störungen des Randes nicht symmetrisch. Daher kommt es ebenfalls zu einer Verlagerung des Mittelpunktes bzw. Schwerpunktes der Kreismarke. Auch in diesem Fall können die Kreismarken durch mathematische Funktionen angepasst werden, um diesen Effekt zu minimieren.

Geometrische Einflüsse

Physikalisch und geometrisch bedingt gibt es Einschränkungen für den Einsatz derartiger 3D-Scanner. So verhindert der Triangulationswinkel zwischen den beiden Kameras, der notwendigerweise von Null verschieden sein muss, das Vermessen beliebiger Vertiefungen und Hohlräume. Unterschnitte und Abschattungen stellen ebenfalls Bereiche dar, die unter Umständen für bestimmte Fragestellungen nur unzureichend erfasst werden können. Zwar lassen sich mit einem spitzeren Triangulationswinkel Vertiefungen und Spalten in der Objektoberfläche besser erfassen, allerdings erschwert eine kürzere Basis zwischen den Beobachtungspunkten nach Abbildung 2.1 die präzise Bestimmung der Parallaxen und resultiert somit in einer größeren Messunsicherheit.

Objekteigenschaften

Die Oberflächenbeschaffenheit und Struktur kann ebenfalls das Ergebnis einer 3D-Erfassung beeinflussen. So stellen stark reflektierende metallische Oberflächen ein großes messtechnisches Problem dar, da die CCD-Sensoren der Kameras leicht übersteuern.

Die automatisierte Identifikation der auf eine Oberfläche projizierten Lichtmuster kann stark gestört sein, wenn aufgrund der dunklen Objektoberfläche der Helligkeitsunterschied zwischen den projizierten hellen und dunklen Streifen nur noch sehr gering ausfällt.

Falls das Licht in die Oberfläche des Objekts teilweise eindringen kann, wie beispielsweise bei der menschlichen Haut, führt dies ebenfalls zu Messunsicherheiten (*Thomas* [73]).

Für die hier den Untersuchungen zugrundeliegenden Gipsmodelle treffen diese Einschränkungen aufgrund der für dieses Messsystem günstigen Eigenschaften des Gipses nicht zu.

2.3 Transformation von Einzelmessungen in ein globales Koordinatensystem

Für eine weitgehend vollständige Erfassung der Oberfläche eines komplexen Körpers ist eine Vielzahl von Messungen aus unterschiedlichen Perspektiven notwendig. Die aus den Einzelmessungen berechneten Punktewolken müssen vom lokalen Koordinatensystem des Messsystems in ein gemeinsames (globales) Koordinatensystem überführt werden (s. Abbildung 2.9).

Mathematisch können die Punktewolken vom Messkoordinatensystem (gestrichelt in der Abbildung 2.9) in das globale Koordinatensystem transformiert werden über die Beziehung:

$$\begin{array}{rcl} x & = & Rx' + \overrightarrow{T} \\ mit & R & = & \left(\begin{array}{ccc} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{array} \right) \end{array}$$



Abbildung 2.9: Transformation einzelner Messungen vom jeweiligen lokalen Koordinatensystem in ein gemeinsames globales Koordinatensystem.

Die Koeffizienten der Matrix r_{ij} bestimmen dabei die Rotationen um die Achsen der Koordinatensysteme, um die Punktewolke von Messkoordinatensystem in das globale Koordinatensystem zu transformieren. \vec{T} bezeichnet den Translationsvektor, um den die Koordinatensysteme des Messsystems und des globalen Koordinatensystems gegeneinander verschoben sind. Die Matrixelemente lassen sich wie folgt bestimmen:

Die Transformation wird anhand der Koordinaten von Zielmarken bestimmt, die am Objekt befestigt sind und bei der Messung aufgezeichnet werden. Zur Bestimmung der Lage im Raum sind dazu mindestens drei Zielmarken notwendig.

Nach Abbildung 2.10 werden die Differenzvektoren $\vec{a} = \overrightarrow{P_1P_2}$ und $\vec{b} = \overrightarrow{P_1P_3}$ gebildet, die eine Fläche aufspannen. Mittels des Vektorproduktes

$$\vec{s} = \vec{a} \times \vec{b}$$

kann ein Vektor \vec{s} bestimmt werden, der senkrecht auf dieser Fläche steht. Da die Vektoren \vec{a} und \vec{b} nicht notwendigerweise zueinander senkrecht stehen müssen, wird ein Vektor \vec{c} bestimmt, der in der von \vec{a} und \vec{b} aufgespannten Fläche liegt und zu \vec{a} senkrecht steht:

$$ec{c} = \eta ec{a} + \zeta ec{b}$$

 $ec{a} \cdot ec{c} = 0$



Abbildung 2.10: Zur Bestimmung der Transformation einzelner Messungen anhand von Zielmarken.

Die drei Vektoren \vec{a} , \vec{c} und \vec{s} werden nun auf eins normiert:

$$\vec{e_x} = \frac{1}{\sqrt{x^2 + y^2 + z^2}} \vec{x}$$

Mit $\vec{x} = \vec{a}, \vec{c}, \vec{s}$

Damit liegen drei orthogonale Einheitsvektoren $\vec{e_a, e_c, e_s}$ der n-ten Messung vor.

Nach Anhang A.1.2 bilden dann die Komponenten der Einheitsvektoren die Elemente der Transformationsmatrix.

2.4 Flächenrückführung aus 3D-Koordinaten

Für die visuelle Darstellung und die Berechnung von Kontaktpunkten sind die einfachen 3D-Koordinaten nicht ausreichend, vielmehr wird eine *Beschreibung* der Ober*fläche* benötigt. Die Grundlage bildet dabei die Triangulation⁴: Einzelne benachbarte 3D-Koordinaten werden zu einer Fläche zusammengefasst. Die einfachste Fläche zwischen den Koordinaten ist dabei ein Dreieck.

Bei der Triangulation wird zwischen organisierten und unorganisierten Punktewolken unterschieden. Bei unorganisierten Punktewolken sind lediglich die 3D-Koordinaten der einzelnen Oberflächenpunkte bekannt.

 $^{^4\}mathrm{Der}$ Begriff der Triangulation wird auch bei der Berechnung von 3D-Koordinaten aus Abbildungen verwendet (s. Abschnitt 2.1.1).



Abbildung 2.11: Dargestellt ist das Prinzip der Triangulation über einem Bildraster. In den Teilbildern ist jeweils ein Gitter eingezeichnet, das einen Ausschnitt aus dem CCD-Bildraster symbolisiert. Die Punkte stellen einen 3D-Punkt dar, der dem jeweiligen CCD-Pixel zugeordnet ist. Das hervorgehobene Quadrat um jeweils vier Pixel ist die Suchmaske. Befinden sich genau drei Punkte in der Maske (a), so ist exakt ein Dreieck definiert. Wenn sich vier Punkte innerhalb der Maske befinden (b), ist die Zuordnung zweier Dreiecke zu diesen Punkten nicht eindeutig: Es gibt zwei Möglichkeiten, eine Diagonale d einzuzeichnen. Bei dem hier entwickelten Algorithmus wird die Richtung so gewählt, dass die kürzere der beiden möglichen Diagonalen verwendet wird.

- Suche nach benachbarten Punkten: Bei unorganisierten Punktewolken besteht ein einfacher Ansatz der Triangulation darin, nach einem Abstands- und Winkelkriterium benachbarte Punkte zu suchen, die dann zu einem Dreieck oder Polygon verbunden werden können. Dieses Verfahren der Triangulation ist allerdings nur für eine erste Näherung schwach gekrümmter Oberflächen geeignet.
- Alphashapes: Ein von *Edelsbrunner* und *Mücke* [21] entwickelter Ansatz besteht darin, um die Punktewolke eines Objekts eine geschlossene mathematische Oberfläche zu legen. Dies kann in der ersten Näherung eine Kugeloberfläche sein. In den weiteren Iterationsschritten wird diese Oberfläche dann immer weiter verkleinert, bis sie an die Punkte des digitalen Objekts gerät. Es bilden sich Einschnürungen heraus. Bei komplexen Objekten mit vielen Unterschnitten wird dieser Algorithmus diese Bereiche nur approximieren können.

Da bei den hier zugrundeliegenden Messungen eine Zuordnung zwischen den Bildpixeln einer Messaufnahme und den berechneten 3D-Koordinaten besteht, wird hier folgendes Verfahren verwendet:

Bildrasterbasierte Triangulation

Bei dem hier eingesetzten 3D-Messsystem werden CCD-Kameras verwendet. Dabei sind die lichtempfindlichen Zellen (Pixel) des CCD-Sensors in einer rechteckigen Matrix organisiert. Jeder Bildpunkt lässt sich durch die Angabe zweier Zahlen in einem Koordinatensystem der CCD-Bilder charakterisieren. Bei der Berechnung der 3D-Koordinaten wird in einer Datenbank jeder der 3D-Koordinaten die Koordinaten des Pixels einer Kamera zugeordnet. Der berechnete Datensatz enthält somit eine organisierte Punktewolke. Den 3D-Punkten sind die Bildinformationen des Rasters zugeordnet.

Das Raster erlaubt die Bestimmung von benachbarten 3D-Punkten. Wenn eine Situation gegeben ist, in der mindestens drei benachbarte Bildpunkte vorliegen, denen 3D-Punkte zugeordnet sind und die nicht alle auf der selben Bildzeile liegen, kann diesen 3D-Punkten ein Dreieck zugeordnet werden.

In Abbildung 2.11 sind die verschiedenen Möglichkeiten dargestellt, wie die Punkte zueinander angeordnet sein können, um trianguliert zu werden. Naturgemäß werden einzelne isolierte Punkte sowie Ansammlungen aus nur zwei Punkten bei der Triangulation nicht berücksichtigt. Liegen drei benachbarte Punkte vor, so können diese in trivialer Weise durch ein Dreieck beschrieben werden. Erstrecken sich mehrere Punkte über zwei Zeilen, so lassen sich bei jeweils vier Punkten untereinander zwei Dreiecke einzeichnen. Die Auswahl der Richtung der Diagonalen d zwischen jeweils vier Punkten wird abwechselnd oder statistisch verteilt vorgenommen, um bei der Betrachtung der Oberfläche mit Visualisierungsprogrammen ein gleichmäßigeres Erscheinungsbild zu erzielen (vergleiche Formeln 2.14 - 2.16).

$$d_r = \left| \vec{P_1} - \vec{P_4} \right| \tag{2.14}$$

$$d_l = \left| \vec{P_2} - \vec{P_3} \right| \tag{2.15}$$

$$d = \min\left\{d_r, d_l\right\} \tag{2.16}$$

Kapitel 3

Grundlagen der Analyse von Kontakten und Öffnungswinkelkurven

Das Wissen um die Kontakte zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers ist für das Verständnis des funktionellen Zusammenhangs zwischen den Strukturen des Kauorgans, i.e. Zähne, Kiefergelenke und Muskeln, von großer Bedeutung *(Lotzmann* [45]).

In diesem Kapitel wird zunächst auf die Visualisierung der Okklusion an Situationsmodellen mit mechanischen Artikulatoren eingegangen. Das Konzept des hier realisierten "virtuellen Artikulators" wird in den folgenden Abschnitten vorgestellt. Die notwendigen Grundlagen für das Verständnis der numerischen Kontaktbestimmung beim virtuellen Artikulator und deren Auswertung werden in diesem Zusammenhang behandelt. Es folgt ein Überblick über andere Arbeiten zu diesem Thema.

3.1 Mechanische Artikulatoren

Der Artikulator ist ein Gerät, das mit Hilfe eingesetzter Kiefermodelle eines Patienten außerhalb des Mundes eine Nachahmung der natürlichen Kaubewegungen ermöglicht. Artikulatoren sind zwecks Analyse von Funktionsstörungen des Kauapparates und zum Anfertigen von Zahnersatz vielfach im Einsatz.

Nach Lotzmann [46] wird zwischen volljustierbaren und teiladjustierbaren Artikulatoren unterschieden. Volljustierbare Artikulatoren können mit den individuellen am Patienten aufgezeichneten Gelenkbahnen programmiert werden, um die Bewegungen des Unterkiefers gegenüber dem Oberkiefer möglichst naturgetreu wiedergeben zu



Abbildung 3.1: SAM-2-Artikulator mit Koordinatensystem.

können. Bei den teiladjustierbaren Artikulatoren werden für die Gelenkbahnen standardisierte Nachbildungen der Kiefergelenke verwendet, die allerdings nur eine grobe Näherung der Bewegungsbahnen der Kondylen ermöglichen. Für den klinischen Einsatz ist die Verwendung volljustierbarer Artikulatoren oftmals zu aufwendig. Daher wird meistens auf teiladjustierbare Artikulatoren zurückgegriffen.

3.1.1 Der SAM-2 Artikulator¹ und sein Koordinatensystem

Bei den hier vorliegenden Untersuchungen wurde der teiladjustierbare SAM-2 Artikulator verwendet. Der Artikulator besteht aus zwei Teilen, die jeweils eine Magnet-Schnellentnahme des Axiosplit-Systems für ein Ober- bzw. Unterkiefersituationsmodell besitzen. Beide Teile des Artikulators können gegeneinander in anteriorer und lateraler Richtung bewegt werden. Entsprechend den Patientendaten können standardisierte Gelenkpfannen eingesetzt werden, die unterschiedliche Krümmungsbahnen der Kondylen berücksichtigen. Die Werte der horizontalen Kondylenbahnneigung sowie des Benettwinkels können ebenfalls den Patientendaten entsprechend angepasst werden.

Das schädelbezügliche Koordinatensystem ist in Abbildung 3.1 zusammen mit dem hier verwendeten Artikulator dargestellt. In Abbildung 3.2 ist eine Schemazeichnung des Artikulators zusammen mit wichtigen Bemaßungen dargestellt.

 $^{^1{\}rm Firma}$ SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting bei München


Abbildung 3.2: Artikulator-Schema mit wichtigen Bemaßungen.

3.1.2 Instrumentelle Okklusionsanalyse

Mittels schädelbezüglich in einem justierbaren Artikulator montierter Situationsmodelle ist das indirekte Überprüfen der okklusalen Relation zwischen Ober- und Unterkiefer möglich. Die Kontaktbeziehung zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers kann dabei anhand von Okklusionsfolie sichtbar gemacht werden (s. Abbildung 3.3).

Bei statischer Okklusion, i.e. Zahnkontakte ohne Bewegung des Unterkiefers, liegen aufgrund der konvexen Zahnflächenwölbung punktförmige Kontakte vor. Durch Abrasion kann es allerdings dazu kommen, dass die Kontakte nicht mehr punktförmig sind, sondern Flächen bilden.

Die dynamische Okklusion, i.e. Zahnkontakte bei Bewegung des Unterkiefers, beschreibt das Aufeinandergleiten antagonistischer Zähne. Durch die Okklusionsfolie werden an den Zahnflächen linienförmige oder flächige Kontaktbereiche dargestellt.

Bei der Verwendung unterschiedlich gefärbter Folien werden die verschiedenen Kontaktbeziehungen miteinander verglichen.

Die Auswertung dieser angezeichneten Kontakte erfordert nicht nur viel Erfahrung und beinhaltet eine subjektive Komponente, sie ist auch mit einigen Einschränkungen verbunden:

• Ein Nachteil mechanischer Artikulatoren besteht darin, dass der zeitliche Ablauf der dynamischen Okklusion an den einzelnen Zähnen nicht durch die An-



Abbildung 3.3: Markieren von Kontakten mittels Okklusionsfolie in einem programmierbaren mechanischen Artikulator (links). Angefärbte Kontakte an einem Situationsmodell (rechts).

färbung aufgezeichnet werden kann. Es liegt lediglich die Summation aller Kontakte des gesamten Bewegungsablaufs vor.

• Artikulatoren können die Bewegungsbahnen nur approximieren. Dies führt dazu, dass Abweichungen zwischen der klinischen Okklusion und der Modellokklusion auftreten, wie von *Reiber* und *Trbola* [67] 1993 gezeigt wurde.

3.2 Der "virtuelle Artikulator"

Die im vorangehenden Abschnitt erläuterten Einschränkungen sind im Prinzip lösbar, wenn anstelle eines mechanischen Artikulators eine digitale Simulation ("virtueller Artikulator") eingesetzt wird, die auf digitalisierten Situationsmodellen und am Patienten aufgezeichneten Kondylenbewegungen basiert.

Das hier entwickelte System basiert auf schädelgerecht einartikulierten Situationsmodellen, die mittels der Streifenprojektionstechnik dreidimensional vermessen werden (s. Abschnitt 4.2.2), sowie Kondylenbahnen, die mittels der elektronischen Achsiografie aufgezeichnet werden (s. Abschnitt 4.1.2).

In den folgenden Abschnitten werden die Grundlagen der numerischen Algorithmen des virtuellen Artikulators zur zeitaufgelösten Berechnung von Kontakten sowie von Öffnungswinkelkurven wiedergegeben.

3.2.1 Numerische Bestimmung von Kontakten

Das Prinzip einer numerischen Kontaktsuche besteht darin, bei schädelgerecht orientierten digitalen Ober- und Unterkiefersituationsmodellen jeden Oberflächenpunkt eines digitalen Oberkiefersmodells mit jedem Oberflächenpunkt des Unterkiefermodells zu kombinieren und jeweils den Abstand zwischen diesen Punkten zu berechnen. Alle Abstände, die ein bestimmtes vorgegebenes Maß unterschreiten, werden als Kontakt akzeptiert.

$$P_{kontakt} = \left\{ \left| \vec{P_{OK,i}} - \vec{P_{UK,j}} \right| < d_{max}; i = 1...n_{OK}, j = 1...n_{UK} \right\}$$

Mit:

$P_{kontakt}$	Menge der Kontaktpunkte
$\vec{P_{OK}}$	Ein Punkt des digitalen Oberkiefersituationsmodelles
$\vec{P_{UK}}$	Ein Punkt des digitalen Unterkiefersituationsmodelles
d_{max}	Abstand zwischen dem Ober- und Unterkiefersituationsmodell
n_{OK}	Anzahl der Punkte des Oberkiefersituationsmodelles
n_{UK}	Anzahl der Punkte des Unterkiefersituationsmodelles

Gegenüber einem mechanischem Artikulator ist bei der digitalen Kontaktanalyse Folgendes zu beachten:

- Digitale Situationsmodelle zeichnen sich durch eine Oberfläche aus, die von einer *endlichen* Anzahl von 3D-Koordinaten gebildet wird. Diese liegt beim hier verwendeten Versuchsaufbau in der Größenordnung von 10⁵ Punkten.
- Die digitalen Situationsmodelle werden aufgrund einer *endlichen* Anzahl von Messpunkten bei der Aufzeichnung der Kondylenbahnen in diskreten Schritten relativ zueinander bewegt.



Abbildung 3.4: Schemazeichnung zum "Punkt zu Punkt"-Abstandskriterium für die Kontaktpunktberechnung. In der Abbildung sind Schnitte durch die Punktewolken eines digitalisierten Ober- und eines Unterkieferfrontzahnes dargestellt. Die Abbildungen b) - c) sind Vergrößerungen des in Abbildung a) dargestellten Schnittes. Die Beispiele zeigen für unterschiedliche Orientierungen der 3D-Koordinaten des Oberkiefers zu denen des Unterkiefers, bei denen jeweils die Bedingung des Abstandskriterium (s. Text) erfüllt ist: b) die Punktwolken von Ober- und Unterkieferfrontzahn berühren sich, c) die Punktewolken befinden sich im Abstand d voneinander und d) durchdringen sich.

Hier werden zwei Lösungsansätze als Grundlagen für die numerische Kontaktanalyse vorgestellt:

Definition eines "Punkt zu Punkt"-Abstandskriteriums

Bei dieser Methode werden die Abstände d zwischen allen gemessenen 3D-Koordinaten des Oberkiefers und Unterkiefers bestimmt. Die Anzahl der 3D-Punkte pro Fläche δ_f der 3D-Koordinaten muss so hoch sein, dass der Abstand Δ_{OK}, Δ_{UK} der Punkte jeweils eines digitalen Ober- bzw. Unterkiefermodells untereinander sehr viel kleiner ist als das Abstandskriterium d, das eine Kontaktstelle definiert. Ist die Oberflächenpunktedichte δ_f nicht hinreichend groß, kann es bei der Abstandsbestimmung zu fehlerhaften Interpretationen kommen, wie es in der Schemazeichnung 3.4 dargestellt ist.

Ist der Abstand d der Punktewolken eines digitalisierten Ober- und Unterkieferfrontzahnes geringer als ein vorgegebenes Abstandsmaß d_{max} , so wird dies wie ein Kontaktpunkt behandelt (s. Abbildung 3.4a) und die 3D-Koordinaten der Punkte werden in einer Datenstruktur abgelegt. Das Abstandskriterium ist erfüllt, wenn sich die Punktewolken von Ober- und Unterkieferzahn nur berühren (3.4b) oder sich die Punktewolken in einem Abstand *d* zueinander befinden (3.4c). Das Kriterium ist allerdings auch dann erfüllt, wenn sich die Ober- und Unterkieferpunktewolken durchdringen (3.4d).

Der Nachteil dieses Verfahrens besteht darin, dass das Ergebnis der Abstandsberechnung auch von der Dichte der 3D-Koordinaten abhängig ist. Im folgenden Abschnitt wird daher ein Verfahren vorgestellt, das von der Punktedichte unabhängig ist.

Definition eines "Punkt zu Ebenen"-Abstandskriteriums

Eine Verbesserung des "Punkt zu Punkt"-Abstandskriteriums wird erzielt, wenn eine 3D-Punktewolke durch eine Triangulation, wie sie in Abschnitt 2.4 beschrieben ist, zu einer mathematischen Oberfläche, die aus Teilflächen besteht, ergänzt wird. Dann kann der Abstand eines Punktes zu einer Ebene bestimmt werden (s. Abbildung 3.5).

Mathematisch kann der Abstand eines Punktes zu einer Ebene wie folgt abgeleitet werden: Nach Abbildung 3.5a) spannen die Vektoren \vec{a} und \vec{b} , die aus den Ortsvektoren $\vec{r_1}, \vec{r_2}, \vec{r_3}$ gebildet werden, eine Ebene E auf. Parallel zu dieser Ebene kann eine Ebene $E_{||}$ gelegt werden, in der auch der Punkt $P_{||}$ liegt. Die beiden Ebenen haben einen definierten Abstand zueinander. Dieser Abstand ist der gleiche für alle anderen Punkte, die sich in der Ebenen $E_{||}$ befinden. Zu der Ebene E ist ein Normalenvektor \vec{n} definiert, der senkrecht auf dieser Ebene steht und die Länge 1 hat. Werden die Durchstoßungspunkte kollinearer Vektoren des Normalenvektors durch die Ebenen sowie den Ortsvektor $P_{||}$ mit Geraden verbunden, so ergibt sich die Zeichnung 3.5b).

Auf der Basis der Hesseschen Normalenform [33] kann dann der Abstand des Punktes zur Ebene berechnet werden:

$$d = \overrightarrow{n} \cdot \overrightarrow{r_x} - \overrightarrow{n} \cdot \overrightarrow{r_{||}} \tag{3.1}$$

Mit:

 $\vec{r}_{x=1,2,3}$ Vektor zu einem Punkt in der Ebene E.

 $\vec{r}_{||}$ Vektor zu einem Punkt in der zu E parallelen Ebene $E_{||}$.



Abbildung 3.5: Berechnung des Abstandes eines Punktes von einer Ebene. Wird durch den Punkt P_{\parallel} eine Ebene E_{\parallel} parallel zur Ebene E gelegt und die Schnittpunkte durch Geraden $(g, g_{\parallel} \text{ in } b))$ verbunden, kann der Abstand d mit der Gleichung 3.1 berechnet werden.

Dynamische Bewegungsabläufe

Die bisherigen Betrachtungen bezogen sich auf eine statische Orientierung der digitalisierten Ober- und Unterkiefersituationsmodelle. Dynamische Abläufe lassen sich untersuchen, wenn die relative Lage der digitalen Situationsmodelle zueinander variiert und nach jedem Variationsschritt wie im statischen Fall eine Okklusionsberechnung durchgeführt wird. Die Grundlage der Variation der räumlichen Orientierung des Unterkiefers zum Oberkiefer sind die am Patienten aufgezeichneten Kondylenbahnen (s. Abschnitt 4.1.2).

In dem hier entwickelten Simulationsprogramm wird nach Abbildung 3.6 aus der gemessenen Lage der Kondylen die Verschiebung und die Drehung einer Scharnierachse mit definierter Länge (l = 110 mm) aus einer Ruheposition bestimmt. Für jeden Messwert des String Condylocomp LR3 kann somit eine Translation und eine Rotation für den Unterkieferdatensatz bestimmt werden.

Nach Gleichung 3.2 wird aus der gemessenen Kondylenposition ein Vektor entlang der ausgelenkten Scharnierachse bestimmt.

$$\vec{w} = \vec{r_r} - \vec{r_l} \tag{3.2}$$



Abbildung 3.6: Bestimmung von Öffnungswinkeln und Translationen aus gemessenen Positionen der Kondylen. $P_{l,0}$ und $P_{r,0}$ bezeichnen die Ruhelage des linken und rechten Kondylus, P_l und P_r bezeichnen die Position der Kondylen bei ausgelenktem Unterkiefer. Zu den Positionen der Kondylen weisen die Ortsvektoren $\vec{r_l}$ und $\vec{r_r}$. \vec{w}, \vec{e} sind Vektoren entlang der Scharnierachse. Die Abbildung gilt sowohl für die Frontalebene wie für die Transversalebene. (Zur Definition des Koordinatensystems: s. Abbildung 3.1)

Mittels Gleichung 3.3 kann dann über das Skalarprodukt der Winkel errechnet werden.

$$\alpha = \arccos \frac{\vec{w} \cdot \vec{e}}{w} \tag{3.3}$$

Numerischer Algorithmus zur Berechnung von Kontaktstellen

Für die Bestimmung der Okklusion anhand digitaler Situationsmodelle wurde hier ein numerisches Lösungsverfahren entwickelt, das mit der Programmiersprache C++ umgesetzt wurde und auf den mathematischen Grundlagen der vorangegangenen Abschnitte beruht. Mit dem Programm lassen sich zwei Fragestellungen untersuchen:

Simulation von Kondylenbahnen: Anstatt die an einem Patienten vermessenen Kondylenbahnen zu verwenden, kann die Bewegung der Scharnierachse und damit auch die des Unterkiefers in dem schädelbezüglichen Koordinatensystem simuliert werden. Die Simulation berücksichtigt dazu die horizontale Kondylenbahnneigung (HCN), deren Winkel bei der elektronischen Achsiografie bestimmt wird. Der Neigungswinkel entspricht den Patientendaten, mit denen auch der SAM-2-Artikulator programmiert wird.



Abbildung 3.7: Ablaufdiagramm der Kontaktsuche unter Berücksichtigung der Berechnung des Öffnungswinkels.

Berechnung des Öffnungswinkels: Der mit einer Okklusion verbundene Öffnungswinkel kann nicht nur am Patienten gemessen werden, er kann auch vom Programm ermittelt werden.

Dazu wird zunächst die Auslenkung der Scharnierachse anhand der gemessenen Kondylenpositionen berechnet und das Unterkiefersituationsmodell entsprechend ausgerichtet. Es folgt eine Rotation der Scharnierachse um kleine Winkel α_1 , damit der Unterkiefer geöffnet wird, bis keine Okklusion mehr vorhanden ist. Das verwendete Abstandskriterium ist dabei d_1 . In einem weiteren Schritt wird der Öffnungswinkel wieder in der entgegengesetzten Richtung verändert, bis eine Okklusion auftritt. Dabei werden sehr kleine Winkel $\alpha_1 \ll \alpha_2$ und ein Abstandskriterium $d_2 \ll d_1$ berücksichtigt, damit sich die Zahnflächen des Unterkiefers möglichst nah an die des Oberkiefers annähern. Mit einem weiteren Abstandskriterium d_3 werden nun alle Kontaktpunkte bestimmt und in einer Datei abgelegt.

Das Ablaufdiagramm für diesen Algorithmus ist in Abbildung 3.7 dargestellt.

3.2.2 Funktionsumfang des virtuellen Artikulators

Die in das hier realisierte Programmpaket des virtuellen Artikulators integrierten Funktionen werden im Folgenden kurz zusammengefasst.

Visualisierung der Kontakte

Bei der dreidimensionalen Vermessung von Situationsmodellen werden aus unterschiedlichen Perspektiven digitale Fotografien der Modelle angefertigt. Durch die fotogrammmetrische Auswertung der Bilder werden die 3D-Koordinaten der Objektoberfläche bestimmt (Abschnitt 2.1.4) und zusammen mit den Bildpunkten (Pixeln) der digitalen Fotografien in einer Datenstruktur abgelegt. Ein okklusaler Kontakt wird dabei durch mindestens einen Bildpunkt dargestellt.

Das hier entwickelte Programm enthält Funktionen zur grafischen Darstellung, um die rechnerisch ermittelten Kontakte anhand dieser Datenstruktur in den digitalen Fotografien darzustellen.

Um unterschiedliche Fragestellungen zu untersuchen, können zur Darstellung der berechneten Okklusion unterschiedliche Farben ausgewählt werden, um beispielsweise die Kontakte bei einer Protrusionsbewegung mit denen einer Laterotrusionsbewegung zu vergleichen (s. Abschnitt 5.3.1).

Untersuchung der Okklusion

Nach Abschnitt 3.1.2 kommt es bei einer dynamischen Okklusion dazu, dass sich die eher punktförmigen Kontakte einer statischen Okklusion zu flächenhaft ausgedehnten Kontakten verbinden. Liegen derartige Flächen aufgrund eng beieinanderliegender Kontakte vor, werden sie in den digitalen Fotografien durch mehrere benachbarte Bildpunkte dargestellt.

Neben der Visualisierung der Kontakte können diese auch mathematisch ausgewertet werden. So lässt sich beispielsweise quantifizieren, in welchem Maße sich die berechneten Flächen einer dynamischen Okklusion unterschiedlicher Bewegungsbahnen überschneiden, um sowohl den Einfluss der Stellung von Oberkieferzähnen sowie des Kiefergelenkes als auch Messunsicherheiten bei der Digitalisierung der Situationsmodelle bzw. der Kondylenbewegungsbahnen zu untersuchen. Die Überschneidung ausgedehnter Kontakte verschiedener dynamischer Okklusionen kann bestimmt werden mittels:

$$v = \frac{K_{fA\cap B}}{K_{fA}} \tag{3.4}$$

Mit:

$$BP_{Ax,Ay}$$
 Bildpixel der Kontaktpunkte einer untersuchten Bewegung A

 $BP_{Bx,By}$ Bildpixel der Kontaktpunkte einer untersuchten Bewegung B

 K_{fA} Fläche der Kontakte in Pixeln einer untersuchten dynamischen Bewegung A mit: $K_{fA} = \sum BP_{Ax,Ay}$

 K_{fB} Fläche der Kontakte in Pixeln einer untersuchten dynamischen Bewegung B mit: $K_{fB} = \sum BP_{Bx,By}$

 $K_{fA\cap B}$ Schnittfläche aus den Kontaktflächen K_{fA} und K_{fB} mit: $K_{fA\cap B}=\sum BP_{Ax=Bx,Ay=By}$

Für detaillierte Analysen kann den Kontakten jeweils die Bezeichnung eines Zahnes zugeordnet werden, auf dessen Flächen die Okklusion auftritt.

Untersuchung von Öffnungswinkelkurven

Die Auslenkung des Unterkiefers setzt sich aus einer kombinierten Dreh- und Gleitbewegung zusammen. Bei einer Öffnung des Unterkiefers bis etwa 20 mm (gemessen im Schneidezahnbereich) rotiert der Kondylus allerdings, vom Bandapparat gehalten, um eine im Wesentlichen stationäre Achse (Scharnierachse). Erst bei einer weiteren Öffnung kommt es neben der Rotation zu einer Translation der Kondylen (s. auch Lotzmann [46] und Koolstra [37]).

Wird unter Zahnkonkakt eine Bewegung des Unterkiefers ausgeführt, so kann die Rotation um die Scharnierachse als Funktion der Auslenkung der Kondylen dargestellt werden (Öffnungswinkelkurve).

Diese Öffnungswinkelkurven können ebenfalls mit dem virtuellen Artikulator dargestellt werden. Weitere Funktionen des virtuellen Artikulators ermöglichen den Vergleich von Öffnungswinkelkurven unterschiedlicher Bewegungen.

3.3 Einflüsse auf das Simulationsergebnis bei virtuellen Artikulatoren

Sowohl die anatomischen Gegebenheiten des Kauapparates als auch die Unsicherheiten bei der Vermessung der Situationsmodelle und Kondylenbahnen nehmen Einfluss auf die Berechnung und Analyse der Kontakte.

Einfluss der Kiefergelenkanatomie auf die Rotation der Scharnierachse

Bei der dynamischen Okklusion wird der Öffnungswinkel zum einen durch die Strukturen des Kiefergelenkes und zum anderen durch die Stellung der Palatinalflächen der Oberkieferzähne zu den Schneidekanten der Unterkieferzähne bestimmt. Dies wird im Folgenden exemplarisch anhand einer Protrusionsbewegung behandelt. In der Abbildung 3.8 ist dazu schematisch ein Schnitt durch einen menschlichen Kiefer parallel zur Sagittalebene dargestellt.

Zunächst wird die Auswirkung der Stellung der Zahnflächen der führenden Oberkieferzähne auf die Rotation um die Scharnierachse bei einer Protrusionsbewegung untersucht.

In der Abbildung 3.8a ist dargestellt, dass bei sehr steil stehenden Frontzähnen α_{Zfl_steil} bei kleinen Vorschubbewegungen v bereits ein deutlicher Öffnungswinkel β_{Zfl_steil} auftritt. Stehen die Palatinalflächen der führenden Oberkieferzähne in einem vergleichsweise stumpfen Winkel α_{Zfl_stumpf} , so ist der Anstieg des Öffnungswinkels β_{Zfl_stumpf} bei gleichem Betrag v der Vorschubbewegung vergleichsweise geringer (3.8b).

Neben den Steilheitsgraden der Palatinalflächen der oberen Schneidezähne hat auch die Anatomie der Kondylen einen Einfluss auf die Rotation der Scharnierachse (Abbildung 3.8c,d). Aufgrund der Eminentia wandern die Kondylen bei einer Vorschubbewegung nach kaudal. Ist die Neigung der Eminentia γ_{Kon_steil} nur schwach ausgeprägt (Abbildung 3.8c), so kommt es bei einem Vorschub v des Kondylus zu einer Rotation β_{Kon_steil} . Der Winkel β_{Kon_stumpf} wird allerdings durch eine stärker ausgeprägte Neigung γ_{Kon_stumpf} der Eminentia geringer ausfallen als β_{Kon_steil} , da durch die Neigung der Eminentia der Öffnungsbewegung entgegengewirkt wird (Abbildung 3.8d).

Der absolute Wert, den der Öffnungswinkel in der jeweiligen Auslenkung des Unterzum Oberkiefer annimmt, wenn ein Zahnkontakt vorliegt, ist somit vom Zusammen-



Abbildung 3.8: Scharnierachsenverlagerung und -drehung als Funktion einer Vorschubbewegung des Unterkiefers nach anterior und kaudal unter Zahnkontakt. Dargestellt ist ein Schnitt parallel zur Sagittalebene. Gegenübergestellt sind unterschiedliche Neigungswinkel der Oberkieferzahnflächen (α) und der Eminentia (γ). Je steiler die Palatinalflächen der Oberkieferzähne zur vertikalen Achse (VA) und damit zu den Schneidekanten der Unterkieferzähne angeordnet sind, desto größer wird der Öffnungswinkel β bei gleicher Vorschubbewegung v (a, b). Dem entgegengesetzt wirkt sich die Neigung γ der Gelenkführung aus: je größer die Neigung γ ausfällt, desto kleiner wird der Öffnungswinkel β bei gleichem Vorschub v (c, d). (Der Neigungswinkel α der Oberkieferzahnflächen wird auf eine Parallele zur vertikalen Achse bezogen, um für eine analytische Auswertung eine feste Bezugsgröße zu haben. Zur Verdeutlichung der Winkelbeziehungen sind hier die Zahnflächenstellungen teilweise besonders ausgeprägt dargestellt.)

spiel des Steilheitsgrades der Palatinalflächen der Oberkieferzähne und der Eminentia abhängig.

Einfluss von Messunsicherheiten auf die numerische Kontakt- und Öffnungswinkelanalyse

Da nach den Ausführungen in 2.2 die Oberflächen der digitalen Situationsmodelle mit Messunsicherheiten behaftet sind, ist die Frage zu untersuchen, in welchem Maß diese Störungen einen Einfluss auf die Berechnung der Rotation um die Scharnierachse sowie die Verteilung der Kontakte ausüben.

Die Reproduktion eines gemessenen Öffnungswinkels durch eine Simulation ist auch von der relativen Ausrichtung der Zahnflächen der führenden Oberkieferzähne abhängig, wie in Abbildung 3.9 dargestellt. Treten aufgrund von Messunsicherheiten einzelne 3D-Punkte um den Betrag f aus der Oberfläche der digitalen Oberkiefersituationsmodelle hervor, so werden die Schneidekanten der Unterkieferzähne an diese Punkte stoßen. Je spitzer der Winkel α zwischen den Oberkieferzahnflächen und der vertikalen Achse ausfällt, desto größer wird die Distanz v zwischen der Schneidekante des Unterkieferzahnes und der palatinalen Konkavität des Oberkieferzahnes. Damit ist auch ein größerer Öffnungswinkel β verbunden.

Die Steigung der Tangenten wirkt sich nach

$$v = \frac{f}{\sin \alpha} \tag{3.5}$$

auf die Distanz entlang einer Vertikalen v aus, um die sich die Schneidekante eines Unterkieferzahnes aufgrund der Streuung von 3D-Punkten vor der Palatinalfläche eines Oberkieferzahnes befindet.

Die Auswirkungen der Streuung beeinflussen daher ebenfalls den Öffnungswinkel β . Dieser kann näherungsweise bestimmt werden mit:

$$\beta = \arctan\left(\frac{f}{d \cdot \sin \alpha}\right) \tag{3.6}$$

Für die Realisierung eines optimierten virtuellen Artikulators ist es daher von großer Bedeutung, die Einflüsse der Messunsicherheiten der 3D-Datensätze zu untersuchen.



Abbildung 3.9: Darstellung der Problematik bei Streuungen von 3D-Oberflächenpunkten auf die Bestimmung des Öffnungswinkels bei der Frontzahnführung: Stehen die Oberkieferzahnflächen sehr steil zur vertikalen Achse (VA), so treffen die Schneidezahnkanten der Unterkieferzähne an diejenigen 3D-Punkte, die aus der Zahnfläche des Oberkiefers herausragen (a). Die Bestimmung des Öffnungswinkels wird dadurch in einem stärkeren Maße verfälscht als wenn die Oberkieferzahnflächen in einem nicht so spitz ausgebildeten Winkel zur vertikalen Achse stehen (b).

3.4 Ausgewählte Verfahren zur instrumentellen Funktionsanalyse

Elektronische Achsiografie

Hugger [26] vermittelt einen Überblick über die derzeit genutzten Registrierverfahren. Die ersten Untersuchungen der relativen Bewegung des Unterkiefers zum Oberkiefer wurden bereits zum Ende des 19. Jahrhunderts durchgeführt. Von Gysi [24] wurden 1930 wesentliche Aspekte geleistet, um diese Art der Untersuchungen voranzubringen. Weitere Entwicklungen auf diesem Gebiet sind der Gnathograph von McCollum und Stuart [52] (1955), die Stereografie (Swanson (1966) [70] und Wipf (1982) [76]) und der "Quick Analyser" nach Lee [44] (1969). Eine Weiterenwicklung des "Quick Analysers" ist der Axiograph der Firma SAM (Mack [50], Wirth [77]).

Mechanische Registrierverfahren sind mit Einschränkungen und gewissen Fehlern behaftet:

- In der Regel erfolgt keine vollständige dreidimensionale Erfassung der Kondylenbewegungen.
- Die Bewegungen sind nicht zeitlich aufgelöst. Daher sind keine Aussagen über Beschleunigungen und Verzögerungen möglich.
- Die Messuhren können naturgemäß nicht unmittelbar an den Gelenken angebracht werden. Daher kann es zu geometrischen Projektionsfehlern und Verzeichnungen kommen.

Die Weiterentwicklung zu den mechanischen Achsiografiegeräten stellen die elektronischen Verfahren dar. Für die Messung der Bewegungen kommen unterschiedliche Messprinzipien wie Ultraschall, regelbare Widerstände und optische Methoden zum Einsatz (s.u.).

Die Vorteile elektronischer Achsiografiesysteme sind:

- Es kann eine vollständige dreidimensionale Aufzeichnung der Bewegungen durchgeführt werden.
- Die zeitliche Entwicklung kann gemessen werden.
- Die Daten liegen in digitaler Form vor und können direkt mit Rechnern ausgewertet werden.

• Aus den gemessenen Bewegungen kann die Bewegung am Ort der Kondylen errechnet werden.

Als Beispiel für elektronische Achsiografiesysteme auf der Basis von Drehpotentiometern sei hier das ECR-System nach *Luckenbach* [47] erwähnt. Mittels Ultraschall arbeitet das MT-1602-System von *Pröbster* und *Benzing* [66].

Viele weitere Messsystem verwenden ein optoelektronisches Prinzip zur Erfassung der Bewegungen. Hier sei das JAWS-3D-System von *Mesqui* et al. [54] erwähnt (s. auch *Swintara* et al. [71]). Eine neue Entwicklung auf diesem Gebiet sind das 1995 vorgestellte OKAS-3D-System nach *Naeije* et al. [56] sowie das opto-elektronische System von *Morea* et al. [55] (2000).

In der vorliegenden Arbeit werden Datensätze von Bewegungsbahnen verwendet, die mit dem String-Condylocomp LR3 nach *Klett* (1993) [36] aufgezeichnet wurden. Das String-Condylocomp LR3-System wird von *Hugger* et al. in [27, 30, 29] näher untersucht und mit anderen Achsiografiesystemen verglichen.

Als Auswahl für durchgeführte Untersuchungen mit elektronischen Achsiografiesystemen seien Arbeiten von *Catic* et al. [13], *Hayasaki* et al. [25], *Kiliaridis* et al. [34], *Nishijima* et. al [58] und *Diederichs* et al. [17] angeführt. Ein Vergleich zwischen optischen und konventionellen Achsiografiesystemen wird von *Wagner* et al. [75] durchgeführt.

Virtuelle Artikulatoren

Für die Erfassung der Größe und Form der Oberfläche von Zähnen waren lange Zeit mechanisch antastende Messvorrichtungen (Referenzpunkt-Messinstrumente) gebräuchlich (*Suzuki* [69], *Keß* und *Kolbowski* [32], *Piehslinger* et al. [64]). Sie haben allerdings den Nachteil, dass sie mit etwa 0,5 mm eine im Vergleich zu optischen Verfahren geringe Auflösung haben und zudem aus zeitlichen Gründen nur die Erfassung einer sehr begrenzten Zahl von Oberflächenpunkten ermöglichen. Die Verwendung der mechanischen Profilometrie zur Vermessung von Materialien wird in diesem Zusammenhang von *Pelka* et al. [62, 63] untersucht.

Ein optisches Verfahren zur Erfassung von Zahnflächen sowie von Kavitäten zur Herstellung von Inlays ist das Cerec-System (*Benz* et al. [4, 3], *Bose* et al. [9], *Denissen* et. al [16]).

Von *Mehl* et al. [53] wurde 1996 ein Verfahren auf der Basis eines Laserscanners vorgeschlagen, um Zahnflächen zu vermessen. Das System ermöglicht die Wiedergabe

der Oberflächenstruktur mit einer Unsicherheit von 10 μ m über einen Höhenbereich von 0 cm bis 1,5 cm, welcher damit wesentlich kleiner ausfällt, als der in dieser vorliegenden Arbeit verwendete Messbereich. Die Messzeit wird mit 30s angegeben. Ein weiteres Verfahren zur lasergestützten Erfassung der Zahnoberflächen wird von *Tang* [72] vorgestellt. Und von *Kuroda* et al. [42] wird ein Lasermesssystem zur Erfassung von Modellen beschrieben.

Die Erfassung von Situationsmodellen mittels optischer profilometrischer Verfahren wird 1997 von *Bollmann* et al. [8] und 1999 von *Kordaß* et al. [38] vorgeschlagen. Zusammen mit digital aufgezeichneten Kondylenbahnen bei einer elektronischen Achsiografie bildet beispielsweise diese Methode der Digitalisierung von Situationsmodellen die Grundlage für einen virtuellen Artikulator.

Virtuelle Artikulatoren eröffnen ein breites Anwendungsgebiet. So wird von *Bisler* [7, 6] ein virtueller Artikulator zur Untersuchung der Funktionstüchtigkeit künstlicher Zähne vorgeschlagen.

Neben der Vermessung von Zahnflächen und Situationsmodellen nach *Dirksen* et al. [19, 20] kann die optische 3D-Messtechnik auch für die Erfassung von menschlichem Gewebe eingesetzt werden, um beispielsweise die Verlagerung von Weichteilen bei operativen Eingriffen zu kontrollieren (*Keese* et al. [31]). Ein weiteres Anwendungsgebiet ist die berührungslose Erfassung von Gesichtskonturen nach der operativen Entfernung von Karzinomen, um anhand der digitalen Daten eine Epithese anfertigen zu können (*Thomas* [73], *Dirksen* [18]).

Kapitel 4

Material und Methode

Die Entwicklung eines virtuellen Artikulators erfordert digitalisierte Situationsmodelle sowie eine Beschreibung der Bewegungsabläufe des Unterkiefers gegenüber dem Oberkiefer.

Im ersten Teil dieses Kapitels wird auf die Vermessung von Kondylenbahnen sowie die Anfertigung von Situationsmodellen eingegangen. Es folgt die Beschreibung des experimentellen Aufbaus zur dreidimensionalen Erfassung von Situationsmodellen sowie die Aufbereitung der gemessenen Rohdaten für die Anwendung in einem virtuellen Artikulator. Im letzten Teil des Kapitels werden die experimentellen Methoden zur Quantifizierung der Messunsicherheiten bei der Digitalisierung von Situationsmodellen vorgestellt.

4.1 Situationsmodelle und elektronisch aufgezeichnete Kondylenbahnen

Für die Realisierung eines virtuellen Artikulators müssen in einem schädelbezüglichen Koordinatensystem die digitalisierten Situationsmodelle sowie digital aufgezeichnete Kondylenbahnen des Patienten vorliegen.

4.1.1 Abdrucknahme und Situationsmodelle

In der Zahnheilkunde ist zur Durchführung einer erfolgreichen Behandlung oftmals die detailgetreue extraorale Rekonstruktion der oralen Verhältnisse notwendig. Dazu werden die Ober- und Unterkieferzahnreihen abgeformt und in Gipsmodelle überführt (*Ott* [60], *Lotzmann* [45]). Für die Anfertigung von Situationsmodellen werden Alginatabformungen mit verwindungssteifen Abformlöffeln verwendet. Da Alginate nach dem Abbindeprozess an der Luft durch Wasserverlust schnell schrumpfen, ist die zügige Weiterverarbeitung notwendig (*Marxkors* und *Meiners* [51], *Lotzmann* [45]).

4.1.2 Elektronische Aufzeichnung der Kondylenbahnen mittels String Condylocomp LR3

In dieser Arbeit wird zur Aufzeichnung der Bewegungen des Unterkiefers an Probanden der String Condylocomp LR3¹ (*Klett* [36], *Baulig* und *Reiber* [2], *Diederichs* et a. [17], *Hugger* et al. [28, 27, 30, 29], *Ott* et al. [59], *Wöstmann* et al. [78]) verwendet, der eine Weiterentwicklung des von *Klett* [35] 1982 vorgestellten String-LR-Recorders ist.

Das Gerät zeichnet die Bewegungen des Unterkiefers in der Nähe der Kondylen sowie den Öffnungswinkel zwischen Ober- und Unterkiefer auf. Das Messsystem besteht aus zwei Teilen: einem Referenzbogen mit den darin integrierten Detektoren für die Bewegungen, der mittels einer Kopfhaltevorrichtung am Kopf des Probanden befestigt wird (s. Abbildung 4.1), sowie einem leichten Unterkiefermessbogen, der durch einen paraokklusalen Registrierbehelf am Unterkiefer befestigt wird.

Die Erfassung der Daten wird auf optoelektronischem Wege durchgeführt. Die Detektoren bestehen aus Fotodioden, die orthogonal zueinander im Gelenkbereich am Kopfgestell angeordnet sind. An dem starren Unterkiefermessbogen ist jeweils links und rechts ein Reflektorfeld aus weißem Kunststoff angebracht. Der Metallbogen ist über einen paraokklusalen Registrierbehelf mit dem Unterkiefer verbunden und vermittelt die relative Lage der Reflektoren gegenüber den Sensoren bei den Kaubewegungen.

Es gibt drei Hauptmessstrecken in sagittaler, vertikaler und horizontaler Richtung zur Vermessung der Translationsbewegungen sowie zwei Hilfsmessstrecken in sagittaler

¹Firma Dentron GmbH, Markt Höchberg



Abbildung 4.1: Der String-Condylocomp LR3 beim Einsatz an einer Probandin.

und vertikaler Richtung zur Erfassung von Rotationen. Das System ist so konstruiert, dass der Einfluss von Umgebungslicht auf die Sensoren kompensiert wird.

Vom Hersteller werden ein linearer Messbereich von 15 mm und für die Auflösung der Messstrecken ein Wert < 1/100 mm angegeben. Das Messzeitintervall liegt bei 10 msec, so dass in jeder Sekunde 100 Messungen durchgeführt und die Positionen der Kondylen sowie der Öffnungswinkel des Unterkiefers bestimmt werden können. Der Messbogen führt zu einer Gewichtsbelastung von 50 g bei paraokklusaler Befestigung.

4.1.3 Gesichtsbogenübertragung und Artikulatormontage

Die Modellmontage wird beim individuell einstellbaren SAM-2 Artikulator mit einem Übertragungsbogen gelenkbezüglich durchgeführt (vergleiche Abbildung 4.2).

Dazu wird nach der Durchführung einer elektronischen Achsiografie am Probanden die terminale Scharnierachse mittels der vom String Condylocomp LR3 bestimmten Parameter am Referenzbogen eingestellt, wie es im Handbuch zum String Condylocomp LR3 nach *Klett* [36] angegeben ist. Es folgt die Befestigung der mit den entspre-



Abbildung 4.2: Modellmontage mit einem Übertragungsbogen an einem Artikulatormontagetisch.

chenden Impressionen vorbereiteten Bißgabel an dem Gesichtsbogen. Nachdem der Gesichtsbogen von dem Referenzbogen abgenommen wurde, kann der Gesichtsbogen an einem Artikulatormontagetisch fixiert und an den Artikulatorgelenken ausgerichtet werden.

Das Oberkiefermodell wird nun in die Impressionen der Bißgabel eingesetzt. Anschließend wird das Modell an die Magnetschnellentnahme des Axiosplitsystems² eingegipst. Das Unterkiefermodell wird über ein zentrisches Registrat dem Oberkiefermodell zugeordnet und ebenfalls mit Gips fixiert.

 $^{^2\}mathrm{Firma}$ SAM Präzisionstechnik GmbH, Gauting bei München

4.2 Messaufbau zur Digitalisierung von Situationsmodellen

4.2.1 3D-Oberflächenerfassung

Oberflächenerfassung mit dem ATOS-Messsystem

Für diese Arbeit wurde zur Vermessung der Situationsmodelle das 3D-Oberflächenerfassungssystem ATOS³ der Firma GOM⁴ verwendet. Es handelt sich um ein 3D-Messsystem auf der Basis der strukturierten Beleuchtung nach *Bollmann* et al. [8]. Die Ansteuerung des Systems geschieht über einen PC unter dem Betriebssystem Linux mit Bibliotheken in der Sprache "C", die in eigene Programme integriert werden können.



Abbildung 4.3: Messaufbau, bestehend aus einem topometrischen Sensor und einem Positionierungsgerät zur relativen Ausrichtung des zu vermessenden Objekts zum Sensor.

 $^{^{3}\}mathrm{Advanced}$ Topometric Sensor

⁴Gesellschaft für Optische Messtechnik, Braunschweig.



Abbildung 4.4: Messaufbau bestehend aus einem topometrischen Sensor und einem Positionierungsgerät zur relativen Ausrichtung des zu vermessenden Objekts zum Sensor.

Der Aufbau des topometrischen Sensors ist in den Abbildungen 4.3, 4.4 und 4.5 dargestellt. Mittels zweier CCD-Videokameras⁵ wird das zu vermessende Objekt aus zwei unterschiedlichen Perspektiven betrachtet. Der Projektor wirft Lichtmuster aus verschiedenen parallelen Streifen auf die Objektoberfläche, die durch die Struktur der Oberfläche verzerrt werden. Wie im Abschnitt 2.1.4 beschrieben, können durch die Projektion der Streifen und mit den fotogrammmetrischen Gleichungen bei dem hier verwendeten 3D-Erfassungssystem für bis zu vierhunderttausend homologe Bildpunkte die 3D-Koordinaten der Objektoberfläche berechnet werden.

Umgebungslicht führt zu einer Verminderung des Kontrastes der auf die Oberflächen projizierten Muster (Streifen). Um einen möglichst optimierten Kontrast der Streifen zu erzielen, erfolgt die Vermessung in einem abgedunkelten Raum.

Spezifikation der Hardwarekomponenten des 3D-Sensors

Die beiden CCD-Kameras haben 768 x 572 Bildelemente (Pixel⁶). Jedes Pixel hat eine Farbtiefe von 8 Bit. Dies entspricht einer Kodierung von 256 Graustufen. Über

⁵Charge Coupled Device

⁶aus: picture element



Abbildung 4.5: Seitenansicht des Versuchsaufbaus.

eine Bildverarbeitungskarte sind die Kameras an einen PC angeschlossen. Die Steifenmuster sind auf einem Glasdia aufgebracht. Es werden vier Phasenmuster sowie sechs Muster des Gray-Codes auf die Objektoberfläche projiziert. Die Anpassung der Optik an das jeweilige Messobjekt geschieht über die Verwendung unterschiedlicher Objektive⁷ mit 6 mm, 12 mm, 25 mm, 50 mm Brennweite.

Die für eine Messung erforderliche Zeit ist bestimmt durch die Vorschubgeschwindigkeit des Glasdias sowie die Übertragung und Verarbeitung der Daten mit der Bildverarbeitungskarte im Rechner. Die Messzeit einer einzelnen Aufnahme beträgt etwa 15 Sekunden.

Kalibration des topometrischen Sensors

Die Anwendung der fotogrammmetrischen Auswertung setzt eine Kalibration des topometrischen Systems voraus, um die Parameter der inneren und äußeren Orientierung zu bestimmen (s. Abschnitt 2.1.3). Dazu wird ein dem Messvolumen angepasstes Kalibrationsobjekt verwendet, wie es in Abbildung 4.6 dargestellt ist. Das Kalibrationsobjekt ist ein Muster aus hellen Kreisen auf dunklem Hintergrund. Einige der Kreismarken sind durch ihre Größe hervorgehoben, die zur Festlegung der x- bzw. y-Achse dienen. Der zweite große Punkt auf der y-Achse dient der Definition des Vorzeichens der Achse (rechts- bzw. linkshändiges Koordinatensystem).

Das Kalibrationsmuster wird mit einem Tintenstrahldrucker⁸ auf Papier gedruckt

⁷c-mount-Objektive (Firma Pentax)

⁸EPSON Stylos 900



Abbildung 4.6: Kalibrationsobjekt mit hervorgehobenen Punkten zur Definition der Achsen und Orientierung des Koordinatensystems (a). Daneben ist das definierte rechsthändige Koordinatensystem abgebildet (b).

und mittels Sprühkleber auf einer Metall- oder Glasplatte aufgeklebt, damit das Muster möglichst plan ist.

Der Kalibrationsprozess des ATOS-Systems gliedert sich in zwei Teile:

Im ersten Schritt wird die Kalibrationstafel mehrfach von den beiden Kameras aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommen (s. Tabelle 4.1), um die Parameter der inneren Orientierung zu bestimmen.

Im zweiten Kalibrationsschritt wird durch die erneute Vermessung der Kalibrationstafel die äußere Orientierung festgelegt: Relativ zu dem Messsensor kann nun der Ursprung eines Koordinatensystems sowie dessen Ausrichtung definiert werden. Die Koordinaten aller gemessenen Oberflächenpunkte beziehen sich auf dieses Koordinatensystem.

Nr.	Rotation um z-Achse	Verkippung um x-Achse	Verkippung um y-Achse
1	0°	0°	0°
2	180°	0°	0°
3	0°	0°	20°
4	0°	0°	-20°
5	0°	30°	0°
6	0°	-30°	0°

Tabelle 4.1: Die Positionen einer Kalibrationstafel relativ zum Messkopf bei einer Kalibration. Alle Werte sind Richtwerte. Eine deutliche Abweichung von diesen Werten kann dazu führen, dass die Kalibration aufgrund einer Divergenz im Gleichungssystem abgebrochen wird.

Zusammenfügen von Einzelmessungen

Nach Abschnitt 2.3 ist es notwendig, die einzelnen Messungen in ein globales Koordinatensystem zu übertragen. Dazu bieten sich zwei Methoden an:

Rechnergesteuerte kalibrierte Positioniereinheiten: Die Verwendung von kalibrierten Translations- und Rotationseinheiten, die vorprogrammierte Positionen⁹ über einen Rechner hochpräzise ansteuern können, bieten den Vorteil, eine große Anzahl ähnlicher Objekte automatisch vermessen zu können. Dies gilt, wenn die Objektoberfläche nicht aufgrund einer sehr großen Komplexibilität durch viele Unterschnitte zerklüftet ist.

Vor dem eigentlichen Messprozess werden diejenigen Positionen bestimmt, bei denen jeweils ein großer Teil der Oberfläche des Objekttyps aufgenommen werden kann. Jede dieser Positionen wird angesteuert und eine Kalibrationstafel vermessen, die dann die Berechnung der Transformation dieser Messposition in ein globales Koordinatensystem ermöglicht.

Dabei muss die Ausrichtung des Messkopfes zu dem Positioniergerät bei der Kalibration und Vermessung von Objekten nicht identisch sein (s. Abschnitt 4.3.4 u. 5.1.4).

Orientierung durch Passpunkte: Die zweite Methode, einzelne Objektbereiche zueinander zu orientieren, besteht darin, auf der Oberfläche des Objekts Signal-(Referenz-)marken anzubringen. Für die Bestimmung der Raumtransformation sind mindestens drei derartiger Marken sowie ein Orientierungssinn notwendig, um zwischen einem links- bzw. rechtshändigem Koordinatensystem unterscheiden zu können.

Die Referenzmarken sind hier zu einer Tafel zusammengefasst und mit einem Barcode versehen worden (s. Abbildung 4.7), um eine automatische Identifikation dieser Marken durch das Programm und die Berechnung der Transformationen zu ermöglichen.

Die Größe der Referenztafel wird an das Objekt angepasst, um zu große Messunsicherheiten aufgrund zu dicht beieinanderliegender Referenzpunkte zu vermeiden.

Im Anhang A.1 werden die mathematischen Grundlagen der Raumtransformationen behandelt.

⁹Mit der Verwendung einer anderen Position am Positioniergerät ist eine andere Betrachtungsperspektive verbunden. Daher ist hier in der Regel der Begriff Position mit dem der Perspektive gleichzusetzen.



Abbildung 4.7: Darstellung einer Referenztafel. Sie besteht aus drei Referenzmarken, um die Lage der Tafel im Raum bestimmen zu können, einem kleineren Punkt zur Definition eines Orientierungssinnes sowie einem maschinenlesbaren Barcode, dessen Wertigkeit zusätzlich im Dezimalsystem angegeben ist.

4.2.2 Automatisierte 3D-Vermessung von Situationsmodellen

Der Versuchsaufbau ist in Abbildung 4.4 schematisch dargestellt. Der 3D-Messkopf ist an einem stabilen X-Profilsystem¹⁰ aus Aluminium befestigt. Für die Vermessung von Situationsmodellen befindet sich der Messkopf in einer Entfernung von ca. 23,5 cm zum Mittelpunkt des Messvolumens. An dieser Stelle befindet sich der Ursprung des Messkoordinatensystems: Eine Kalibrationstafel wird über einen Sockel derartig ausgerichtet, dass sie sich im Mittel in der Okklusionsebene zwischen den Ober- und Unterkiefersituationsmodellen verschiedener Patienten befindet. Der Winkel, den der Messkopf zu einer vertikalen Achse durch den Versuchsaufbau bildet, wurde so gewählt, dass zur Festlegung der äußeren Orientierung die Kalibrationstafel annähernd senkrecht zum Messkopf ausgerichtet ist und gleichzeitig ein optimaler Schwenkbereich des Kipptisches ausgenutzt werden kann (s. Abbildung 4.5).

Am 3D-Sensor wird ein c-mount-Objektiv (Pentax/Cosmicar) mit 6 mm Brennweite und einer Blende von 5,6 eingesetzt. Die c-mount-Objektive (Pentax/Cosmicar) der CCD-Kameras haben eine Brennweite von 12 mm, an denen eine Blende von 4 eingestellt ist.

Bei der Auswahl eines Triangulationswinkels, den die beiden Kameras zueinander bilden, sind zwei konkurrierende Prozesse zu beachten. Ein größerer Triangulationswinkel führt zu präziseren 3D-Koordinaten, wirkt sich allerdings ungünstig auf die Erfassung von komplexen Strukturen aus. Für die Vermessung der Situationsmodelle wurde hier als Kompromiss ein Winkel von ca. 36° gewählt.

Die Situationsmodelle werden beim Einartikulieren in einem SAM-2 Artikulator mit einem speziellen Gipsfuß ausgestattet, in dem eine Metallplatte eingebettet ist. Dieser Fuß ermöglicht die leichte und passgenaue Montage der Situationsmodelle auf

 $^{^{10}{\}rm Spindler}$ & Hoyer, Göttingen

Oberkiefer-Situationsmodell				
Messposition	Drehung	Kippung	sichtbarer Bereich	
0	0°	-20°	Kalibrationsposition, Aufsicht	
1	0°	0°	Schneidezähne Frontansicht	
2	0°	11°	Schneidezähne Frontansicht	
3	60°	0°	Prämolaren und Molaren bukkal links	
4	120°	0°	okklusal links, lingual rechts	
5	180°	-11°	Aufsicht, Okklusal- und Lingualflächen	
6	180°	0°	Aufsicht, Lingualflächen, hell zur Erfas-	
			sung von Anfärbungen	
7	240°	0°	okklusal rechts, lingual links	
8	300°	0°	Prämolaren und Molaren bukkal rechts	

Unterkiefer-Situationsmodell				
Messposition	Drehung	Kippung	sichtbarer Bereich	
0	0°	-10°	Kalibrationsposition	
1	0°	0°	Frontzahn, Aufsicht	
2	0°	$+17^{\circ}$	Frontzahn	
3	60°	0°	okklusal rechts	
4	120°	0°	lingual rechts, bukkal links	
5	180°	-11°	Schneidezähne lingual	
6	180°	0°	Schneidezähne lingual, hell zur Erfas-	
			sung von Anfärbungen	
7	240°	0°	lingual links, bukkal rechts	
8	300°	0°	okklusal links	

Tabelle 4.2: Rotations- und Verkippungswinkel des Positionierungsgerätes für eine automatisierte Vermessung von Ober- und Unterkiefersituationsmodellen.

die Magnetschnellentnahme im Versuchsaufbau, die auf dem rechnergesteuerten Positionierungsgerät montiert ist. Damit kann das Situationsmodell bei der Vermessung relativ zu dem topometrischen Sensor ausgerichtet werden.

Die Winkel, die für die Positionierungseinheit benutzt werden, sind in Tabelle 4.2 zusammen mit den jeweils sichtbaren Objektausschnitten aufgelistet.

Die Beleuchtung wird der jeweiligen Messposition angepasst, um eine Übersteuerung der Kamera oder einen zu geringen Kontrast zwischen den hellen und dunklen Streifen zu vermeiden. Um die in einem Artikulator durchgeführten Anzeichnungen der Okklusion mit grüner bzw. roter Okklusionsfolie an den Situationsmodellen erfassen zu können, ist es notwendig, in bestimmten Positionen die Modelle mit unterschiedlicher Beleuchtung zu vermessen.

4.2.3 Anpassung der 3D-Datensätze an einen virtuellen Artikulator

In den vorangegangenen Abschnitten wird die Digitalisierung der Situationsmodelle beschrieben. Für viele quantitative Auswertungen ist darüberhinaus noch eine Transformation der digitalisierten Situationsmodelle vom Messkoordinatensystem in das eines Artikulators notwendig.

Ausrichtung eines digitalen Oberkiefermodells im Artikulatorkoordinatensystem

Der Ansatz besteht darin, die bekannte geometrische Anordnung der Magnetschnellentnahme im Artikulator auszunutzen: Situationsmodelle werden über eine Bissgabel relativ zu einem Schädelkoordinatensystem in einem Artikulator auf einem Gipssockel fixiert (s. Abschnitt 4.1). In Abhängigkeit des verwendeten Artikulators kann der Gipssockel in einer geeigneten Aufnahme im Artikulator eingesetzt werden. Das hier verwendete SAM-2 System beinhaltet die Montage der einartikulierten Situationsmodelle über eine Magnetschnellentnahme im Artikulator.

Ist darüber hinaus die räumliche Lage der Magnetschnellentnahme im Messkoordinatensystem des 3D-Erfassungssystems bekannt, können über die Geometrie des Artikulators die Transformationen berechnet werden, um die Magnetschnellentnahme und damit auch die Situationsmodelle vom Koordinatensystem des 3D-Messsystems in das eines Artikulators zu überführen.



Abbildung 4.8: Magnetschnellentnahme mit weißen Referenzmarken.



Abbildung 4.9: Ober- und Unterkiefersituationsmodelle in der Position der maximalen Interkuspidation. Zur relativen Ausrichtung der digitalisierten Situationsmodelle sind sowohl am Ober- als auch Unterkiefermodell Referenzmarken befestigt.

Ausrichtung digitaler Ober- und Unterkiefermodelle auf optischem Wege

Das hier entwickelte optische Verfahren bietet den Vorteil einer schnellen und sehr präzisen Methode, um digitalisierte Situationsmodelle im Artikulatorkoordinatensystem auszurichten.

Bei diesem Verfahren wird die Magnetschnellentnahme ebenfalls profilometrisch vermessen. Über eine automatische Identifikation von Marken auf der Magnetschnellentnahme (s. Abbildung 4.8) kann die relative Orientierung der Schnellentnahme zum Messkoordinatensystem berechnet und eine Transformation bestimmt werden, mit der die Schnellentnahme in den Ursprung des Systems transformiert werden kann. Ist die Transformation der Magnetschnellentnahme in den Ursprung des Koordinatensystems erfolgt, kann über die bekannte Geometrie des SAM-2 Artikulators die Ausrichtung in dessen Koordinatensystem erfolgen.

Im Prinzip könnte diese Methode in gleicher Weise sowohl auf digitale Ober- als auch Unterkiefermodelle angewendet werden. Eine Kalibration des SAM-2 Artikulators beinhaltet die relative Ausrichtung der Schnellentnahmen des Ober- und Unterkiefermodells gegeneinander. Gegenüber den Kondylen bzw. dem Koordinatensystem kann es jedoch zu Abweichungen kommen. Um diesen Einfluss zu minimieren, wird die Ausrichtung eines digitalen Unterkiefers in der Position der maximalen Interkuspidation zum Oberkiefer durch einen hier entwickelten weiteren optischen Vermessungsschritt optimiert. Bei der Erfassung des Oberkiefer- als auch Unterkiefersituationsmodells werden in jeweils einer Messposition ebenfalls Referenzmarken aufgenommen. In einer zusätzlichen Messung werden dann gleichzeitig in der Position der maximalen Interkuspidation die Referenzmarken am Ober- als auch Unterkiefermodell aufgenommen (s. Abbildung 4.9).

Der Ablauf der Erzeugung und Ausrichtung von Ober- und Unterkieferpunktewolken ist in der Abbildung 4.10 schematisch dargestellt.



Abbildung 4.10: Schematische Darstellung der Arbeitsschritte bei der Vermessung von Situationsmodellen: Zur Vorbereitung einer Messserie wird die Magnetschnellentnahme, die auf dem Positioniergerät befestigt ist, optisch vermessen, um die relative Lage des Magnetsockels zum 3D-Messsystem zu bestimmen. Es folgt die dreidimensionale Erfassung von Ober- und Unterkiefersituationsmodellen. Um die digitalisierten Situationsmodelle von Ober- und Unterkiefer relativ zueinander anzuordnen, erfolgt eine zusätzliche Vermessung in der Position der maximalen Interkuspidation (v. Abbildung 4.9). Nach den Vermessungen kann im Rechner anhand der zuvor bestimmten relativen Ausrichtung der Magnetschnellentnahme zum 3D-Messsystem und unter Ausnutzung der Geometrie des Artikulators eine Raumtransformation des digitalisierten Oberkiefermodells in ein schädelbezügliches Koordinatensystem erfolgen. In einem weiteren Schritt wird dann der Unterkiefer relativ zum Oberkiefer ausgerichtet.

4.3 Bestimmung der Messunsicherheit bei der Digitalisierung von Situationsmodellen

Die Genauigkeit der gemessenen 3D-Koordinaten wird von vielen Einflüssen eingeschränkt. Hier werden folgende Messunsicherheiten der 3D-Koordinaten eines digitalisierten Situationsmodells untersucht:

- Die kalibrationsabhängige Größe des Objekts;
- Verzeichnungen und Unschärfen durch die Objektive;
- Reproduzierbarkeit einzelner 3D-Koordinaten bei wiederholter Messung (Rauschen);
- Die Genauigkeit, mit der Teilobjekte in einem globalen Koordinatensystem zusammengefügt werden können.

Auf diese Größen haben jeweils unterschiedliche Parameter einen Einfluss: Aufnahmegeometrie (z. B. Triangulationswinkel), die Qualität der Objektive, die verwendeten Kameras sowie die mechanische Stabilität des Systems gegen Erschütterungen.

Prüfkörper

Zur Untersuchung der Messunsicherheiten wird ein Prüfkörper herangezogen:

- Die Abmessung des Prüfkörpers sollte in der Größenordnung der Abmessung der zu vermessenden Objekte sein.
- Es sollte ein geometrisch einfacher Körper gewählt werden, damit die vermessene Oberfläche durch eine mathematische Funktion beschrieben und angepasst werden kann. Dadurch wird der Einfluss streuender 3D-Punkte minimiert und nur die Gesamtheit betrachtet.

Diese Kriterien werden von einer Kugel erfüllt. Zur präzisen Bestimmung des Durchmessers der Prüfkugeln kann der gemessene 3D-Datensatz mit einer mathematischen Funktion angepasst werden (s. Anhang A.3). Das Ergebnis der Berechnung sind die Koordinaten des Schwerpunktes, der Radius der Kugel sowie statistische Angaben über die Streuung der gemessenen 3D-Punkte.

4.3.1 Maßstab

Um den 3D-Punkten absolute Koordinaten zuordnen zu können, müssen bei der Kalibration die Abstände zwischen den Kalibrationsmarken bekannt sein. Bei dem hier verwendeten System dient der Abstand zwischen den beiden hervorgehobenen Punkten der Kalibrationstafel (Abbildung 4.6) auf der x-Achse dazu, einen Maßstab in das Koordinatensystem einzubeziehen. Die Punkte müssen zum einen sehr genau auf eine Kalibrationstafel gedruckt werden können. Zum anderen müssen die Marken, die diesen Abstand definieren, möglichst genau bei der Kalibration erfasst werden.

Um die Qualität der Wiedergabe der absoluten Größe eines Objekts beurteilen zu können, wird eine Prüfkugel sowohl mit dem 3D-Sensor als auch mit einer Schieblehre vermessen. Anschließend werden die Ergebnisse miteinander verglichen.

Bevor diese Methode zur quantitativen Überprüfung der Kalibration eingesetzt wird, muss das Verfahren selbst auf eine hinreichende Genauigkeit getestet werden. Dazu wird der 3D-Messkopf kalibriert. Durch die wiederholte Vermessung der selben Prüfkugel aus unterschiedlichen Perspektiven können Aussagen darüber abgeleitet werden, wie gut sich die mathematische Kugelanpassung reproduzieren lässt, bzw. ob die Oberfläche der verwendeten Prüfkugeln von einer idealen Kugeloberfläche abweicht.

Wenn der Kugelfit hinreichend genau ist, kann der 3D-Messkopf mehrfach neu kalibriert werden und jeweils eine Prüfkugel vermessen werden. Damit sind die Voraussetzungen erfüllt, um über diese Messungen den Einfluss der Kalibration auf die Größe eines Objekts abzuleiten.

4.3.2 Schärfentiefenbereich und Formtreue

Optische Messsysteme bilden Gegenstände nur in einer bestimmten Gegenstandsweite scharf in einer Bildebene ab. Objekte, die sich außerhalb der eingestellten Gegenstandsweite befinden, werden in einer Zerstreuungsscheibe abgebildet.

Wie in Abschnitt 2.2 dargestellt, ist bei realen Abbildungssystemen der Formalismus einer einfachen Zentralprojektion nicht ausreichend, da dieser Verzeichnungen durch das optische System nicht berücksichtigt. Daher ist die dreidimensionale Punktewolke gegenüber dem vermessenen Objekt in der Form verändert. Der Kalibrationsalgorithmus bestimmt Parameter höherer Ordnung, um die wesentlichen Verzeichnungen durch die Objektive zu berücksichtigen und zu korrigieren.



Abbildung 4.11: Bei einer Kugel als Prüfkörper gibt es Bereiche (A), die von beiden Kameras unter einem ähnlichen Winkel betrachtet werden, wohingegen andere Bereiche (B) von den beiden Kameras unter sehr unterschiedlichem Winkel betrachtet werden.

Hier wird die Formtreue ebenfalls durch die Vermessung eines Prüfkörpers und den Abweichungen des Messergebnisses von einer mathematischen Funktion quantifiziert. Die vorgestellte Kugelanpassung bestimmt aus einem unorganisierten Datensatz von 3D-Punkten den Radius der Prüfkugel sowie deren Lage im Raum. Darüberhinaus liefert die mathematische Funktion Angaben, wie weit der Messdatensatz von der mathematisch definierten Gestalt einer Kugel abweicht und die einzelnen Messpunkte gegenüber der Kugeloberfläche streuen.

4.3.3 Rauschen

Statistische Variationen der analogen Kamerasignale führen dazu, dass bei mehrfacher Vermessung eines Objekts aus derselben Position sich jeweils leicht unterschiedliche Koordinaten für die einzelnen 3D-Punkte ergeben, was als Rauschen bezeichnet wird (s. Abschnitt 2.2). Diese Abweichungen können ebenfalls anhand einer Kugel als Prüfkörper untersucht werden. Dazu wird der Prüfkörper wiederholt aus derselben Position vermessen und anschließend die 3D-Koordinaten, die jeweils zu demselben CCD-Pixel gehören, verglichen.

Es ist anzunehmen, dass das Rauschen auch vom Abstand des Objekts zur eingestellten Gegenstandsweite und des Betrachtungswinkels der Kameras auf die Objektoberfläche abhängt. Zur Beurteilung der Auswirkungen des Rauschens als Funktion einer Abweichung vom Fokuspunkt werden die Messungen jeweils für unterschiedliche Arbeitsabstände wiederholt.

Für die Quantifizierung der Messunsicherheit aufgrund des Rauschens wird ebenfalls eine Kugel als Prüfkörper verwendet. Wie in Abbildung 4.11 dargestellt, werden Teile der Kugeloberfläche (Bereich A) von beiden Kameras unter einem näherungsweise gleich spitzen Winkel betrachtet. Neben diesen Bereichen gibt es Teile der Kugeloberfläche, die von der einen Kamera unter einem sehr spitzen Winkel und von der anderen Kamera unter einem sehr flachen Winkel erscheinen (Bereiche B).

Diese Untersuchungen sind notwendig, da es einerseits bei einem räumlich ausgedehnten Objekt immer Bereiche gibt, die nicht im Fokus liegen. Andererseits variiert der Blickwinkel auf einzelne Teile der Oberfläche bei komplexen Objekten in einem weiten Bereich.

4.3.4 Zusammenfügen von Einzelmessungen in einem gemeinsamen Koordinatensystem

Die zuvor aufgeführten Messunsicherheiten beziehen sich auf Einzelmessungen. Komplexe Objekte erfordern die Vermessung des Objekts aus mehreren Perspektiven. Einzelne Teilmessungen müssen dann in ein gemeinsames Koordinatensystem transformiert werden. Da die notwendige Transformation über die Vermessung einer Kalibrationstafel bestimmt wird, ist diese Transformation ebenfalls mit Fehlern behaftet. Damit ist die Messunsicherheit von 3D-Datensätzen komplexer virtueller Abbilder größer als die von Objekten, die durch eine einzelne Messung erfasst werden können.

Es gibt zwei Methoden, eine Kalibration des Positioniergerätes durchzuführen:

Kalibration mit erneuter Festlegung der äußeren Orientierung

Für die Kalibration des Positioniergerätes kann eine andere relative Ausrichtung des 3D-Messkopfes gewählt werden als diejenige, unter der die eigentlichen Vermessungen des Objekts durchgeführt werden. Dies bedeutet, dass die äußere Orientierung bei der Kalibration und der Vermessung von Objekten unterschiedlich ist. Daher wird in einem weiteren Kalibrationsschritt die äußere Orientierung des Messkopfes gegenüber dem Positioniergerät für die Objektvermessung angepasst.

Der Vorteil gegenüber der im Folgenden dargestellten Methode besteht darin, unter einem günstigeren Winkel in den einzelnen Positionen die Kalibrationstafel vermessen zu können (s. Abbildung 4.12a). Nachteilig wirkt sich dagegen dieser zusätzliche Kalibrationsschritt auf die Messunsicherheit aus.


Abbildung 4.12: Bei der Kalibration kann eine symmetrische Ausrichtung des Messkopfes zu den Positionen der Kalibrationsplatte eingestellt werden (a). Dies erfordert vor der Serienvermessung von Situationsmodellen eine erneute Bestimmung der äußeren Orientierung. Wird unmittelbar in der Messposition der Situationsmodelle auch die Kalibration des Positioniergerätes vorgenommen, ist die erneute Bestimmung der äußeren Orientierung nicht notwendig, allerdings erscheint in einigen Positionen die Kalibrationsplatte unter sehr flachen Winkeln (b).

Kalibration ohne erneute Festlegung der äußeren Orientierung

Die andere Möglichkeit besteht darin, direkt die Kalibration des Positioniergerätes aus der Perspektive durchzuführen, in der auch die Vermessung der Objekte durchgeführt werden sollen. Dies führt allerdings in der Regel zu spitzeren Winkeln, unter denen die Kalibrationstafel in den jeweiligen Positionen zum Messkopf steht (s. Abbildung 4.12b).

In Abschnitt 5.1.4 werden beide Methoden der Kalibration miteinander verglichen. In den einzelnen Positionen, die zur Vermessung eines Objekts angefahren werden sollen, wird jeweils die Kalibrationstafel vermessen. Es erfolgt die Transformation in die Grundposition. Von allen Kalibrationsmarken werden die Schwerpunkte bestimmt. Dann werden die Abweichungen der Kalibrationspunkte mit den gleichen Koordinaten untereinander bestimmt.

Kapitel 5

Ergebnisse und Diskussion

Für die Entwicklung und Bewertung von "virtuellen Artikulatoren" sind detaillierte Untersuchungen zur Messunsicherheit des Systems notwendig. Die absolute Größe eines Objekts, die Reproduzierbarkeit einzelner Messpunkte, die Formtreue der Punktewolken gegenüber dem vermessenen Objekt und Unsicherheiten beim Zusammenfügen einzelner Teilmessungen sind dabei grundlegende Parameter des 3D-Erfassungssystems, die hier untersucht werden.

Im zweiten Abschnitt werden die Untersuchungen zur numerisch bestimmten Okklusion und des damit verbundenen Öffnungswinkels zwischen Ober- und Unterkiefer vorgestellt. Dabei wird neben der visuellen Darstellung die Abhängigkeit der Okklusion und des Öffnungswinkels von den Messunsicherheiten vorgestellt, die zuvor für die Digitalisierung von Situationsmodellen und der Aufzeichnung der Kondylenbahnen am Patienten quantifiziert wurden.

5.1 Untersuchung der Messunsicherheit digitaler dreidimensionaler Datensätze

In Abschnitt 2.1.5 wird die Vorgehensweise für die Anpassung des Messvolumens an das zu vermessende Objekt beschrieben. Für das hier eingestellte Messvolumen zur Erfassung von Situationsmodellen werden im Folgenden charakteristische Fehler für ein Messsystem auf der Basis der strukturierten Beleuchtung quantitativ bestimmt. Die beim Versuchaufbau eingestellten Parameter werden in Abschnitt 4.2.2 behandelt. Bei einigen der folgenden Untersuchungen werden diese Parameter des Versuchsaufbaus variiert. Die entsprechenden Angaben finden sich in den jeweiligen Abschnitten.

	bla	nk	weiß beschichtet		
	Kugel 1	Kugel 2	Kugel 1	Kugel 2	
\overline{d}	$39,99 \mathrm{~mm}$	39,99 mm	$40{,}05~\mathrm{mm}$	$40{,}05~\mathrm{mm}$	
$\overline{d}_{\sigma m}$	0,01 mm	0,01 mm	$0,01 \mathrm{~mm}$	0,01 mm	
\overline{r}	$20{,}00~\mathrm{mm}$	$20{,}00~\mathrm{mm}$	$20{,}03~\mathrm{mm}$	$20{,}03~\mathrm{mm}$	

Tabelle 5.1: Mit einer Schieblehre bestimmte und gemittelte Kugeldurchmesser \overline{d} sowie deren Standardabweichung $\overline{d}_{\sigma m}$ zweier Prüfkugeln und den daraus abgeleiteten Kugelradien \overline{r} .

5.1.1 Maßstab

Die Kalibration des 3D-Erfassungssystems legt neben der Orientierung des Messkoordinatensystems dessen Maßstab fest. Von diesem Maßstab ist die gemessene absolute Größe eines Objekts abhängig. Im Abschnitt 4.3.1 wird die Vorgehensweise zur Untersuchung der absoluten Größe eines virtuellen 3D-Objekts beschrieben.

Die Untersuchung gliedert sich in zwei Teile:

- die Bewertung der Anpassung der mathematischen Funktion einer Kugel an die 3D-Daten der vermessenen Prüfkugel,
- die Quantifizierung des Einflusses der Kalibration auf den Maßstab des Messkoordinatensystems.

Als Prüfobjekt werden Stahlkugeln mit einem Durchmesser von 40 mm verwendet. Diese Größe der Kugeln ist nur unwesentlich kleiner als die durchschnittliche Ausdehnung der Zahnreihen im Ober- und Unterkiefer im vorderen Schneide- und Eckzahnbereich. Die Kugelradien werden mit einer digitalen Schieblehre an 20 unterschiedlichen Stellen bestimmt. Es ergibt sich ein mittlerer Durchmesser von $\overline{d}_{1,2} = 39,99$ mm mit einer Standardabweichung $\overline{d}_{\sigma m1,2} = 0,01$ mm. Da die polierte Oberfläche des Stahls bei der Beleuchtung zu sehr starken Reflexionen führt und dieses eine Übersteuerung der Kamera bedeutet, werden die Kugeln mit matter weißer Sprühfarbe beschichtet. Diese Farbschicht bewirkt eine geringfügige Vergrößerung der Radien. (s. Tabelle 5.1)



Abbildung 5.1: Untersuchung der Reproduzierbarkeit einer Anpassung der 3D-Messdaten einer Prüfkugelvermessung durch eine Kugelfunktion. Zwei Prüfkugeln werden nach einmaliger Kalibration des Messsystems mehrfach vermessen. Es ist für jede Messung der durch die Anpassung einer Kugelfunktion an die 3D-Messdaten berechnete Kugelradius gegen die Nummer der Messung aufgetragen.

Reproduzierbarkeit der Bestimmung des Kugelradius

Für die Beurteilung des Einflusses der Kalibration auf die Größe eines Objekts ist zuvor die quantitative Bewertung der verwendeten Prüfmethode notwendig (s. 4.3 und 4.3.1). Die Untersuchung wird jeweils an zwei Kugeln durchgeführt (s. Abbildung 5.1).

In dem rechten Diagramm der Abbildung 5.1 ist zu sehen, dass die gemessenen Radien dieser Kugel (2) insgesamt etwas stärker streuen als bei der Vermessung der anderen Prüfkugel (1). Dies kann damit zusammenhängen, dass die Beschichtung der Prüfkugeln mit weißer Sprühfarbe bei beiden Kugeln unregelmäßig ausgefallen ist. Nach Tabelle 5.1 führt die Beschichtung der Kugeln zu einer Zunahme des Radius um etwa 30 μ m.

In Tabelle 5.2 sind die Mittelwerte der berechneten Kugelradien \overline{r} sowie deren Standardabweichung σ_m für beide Prüfkugeln aufgelistet. Die Standardabweichung beträgt $\sigma_{m1} = 5, 1 \ \mu \text{m}$ bzw. $\sigma_{m2} = 8, 3 \ \mu \text{m}$.

	weiß beschichtet			
	Kugel 1	Kugel 2		
	00.07	00.00		
T	20,07 mm	20,08 mm		

Tabelle 5.2: Mittelwerte der Kugelradien \overline{r} und deren Standardabweichung σ bei mehrfacher Vermessung weiß beschichteter Stahlkugeln bei einmaliger Kalibration des Messsystems zur Untersuchung der Genauigkeit einer Anpassung der 3D-Messdaten durch eine mathematische Kugelfunktion.

Einfluss der Kalibration auf den Maßstab des Messkoordinatensystems

Zur Bestimmung des Einflusses der Kalibration auf den Maßstab des Messkoordinatensystems wird vor jeder erneuten Vermessung der Prüfkugeln das Messsystem erneut kalibriert. Es werden wie zuvor die beiden weiß beschichteten Kugeln bei den Messungen verwendet. Das Ergebnis dieser Untersuchung ist in Abbildung 5.2 dargestellt. In Tabelle 5.3 sind die gemittelten Kugelradien \overline{r} sowie deren Standardabweichung σ_m wiedergegeben.



Abbildung 5.2: Einfluss der Kalibration auf die Größe eines digitalisierten Objekts. Das 3D-Messsystem wird vor jeder Messung erneut kalibriert. Es sind jeweils die Kugelradien gegen die Nummer der Messung aufgetragen.

Es zeigt sich, dass aufgrund der Kalibration des Messkopfes der Maßstab mit einer Streuung von $\sigma_{m1} = 36 \ \mu \text{m}$ bzw. $\sigma_{m2} = 37 \ \mu \text{m}$ behaftet ist. Der Einfluss des Kalibrationsprozesses ist somit um etwa eine Zehnerpotenz größer als die Abweichungen aufgrund des Messvorganges. Diese Abweichungen lassen sich dadurch erklären, dass

	weiß beschichtet		
	Kugel 1	Kugel 2	
\overline{r}	$20{,}02~\mathrm{mm}$	$20{,}03~\mathrm{mm}$	

Tabelle 5.3: Mittelwerte der Kugelradien \overline{r} und deren Standardabweichung σ_m bei erneuter Kalibration des Messsystems zur Untersuchung des Einflusses der Kalibration auf die Größe eines Objekts.

bei jeder Kalibration die Kalibrationspunkte nicht exakt auf die Pixel der CCD-Kameras abgebildet werden können (s. Abschnitt 2.2).

Werden die ermittelten Radien dieser Messserie (s. Tabelle 5.3) mit denen der Vermessung durch eine Schieblehre verglichen (s. Tabelle 5.1), so zeigt sich, dass sich diese um maximal ein hundertstel Millimeter unterscheiden. Dass der Radius einer einzelnen 3D-Messung (s. Abbildung 5.1) von dem mittels einer Schieblehre ermittelten Radius abweicht, hängt demnach im starken Maße mit der Kalibration zusammen.

Für die Anfertigung der Kalibrationstafeln wurde hier ein Laserdrucker (Kyocera FS 1700+) und ein Tintenstrahldrucker (EPSON Stylus 900) getestet.

Die in Tabelle 5.4 aufgelisteten Ergebnisse zeigen, dass die Wahl des Druckers für die Ausgabe der Kalibrationstafeln für die Reproduktion der Größe eines Objekts von sekundärer Bedeutung ist. Aufgrund des besseren Kontrastes zwischen den hellen Kalibrationspunkten und dem schwarzen Hintergrund wird bei den folgenden Messungen für die Erstellung der Kalibrationstafeln ein Tintenstrahldrucker verwendet. Die bei Laserdruckern verwendete Tonerfarbe kann zu starken Lichtreflexionen führen.

	Tintenstral	nldrucker (EPSON Stylus 900)	Laserdrucker (Kyocera FS 1700 $+$)		
	Kugel 1	Kugel 2	Kugel 1	Kugel 2	
\overline{r}	$20{,}02~\mathrm{mm}$	$20,03 \mathrm{~mm}$	20,04 mm	$20{,}04~\mathrm{mm}$	
σ_m	$36 \ \mu m$	$37 \ \mu { m m}$	$23 \ \mu \mathrm{m}$	$25~\mu{ m m}$	

Tabelle 5.4: Vergleich des Einflusses der zur Anfertigung von Kalibrationstafeln herangezogenen Druckertypen auf die Kalibration des 3D-Messsystems. \overline{r} bezeichnet die gemittelten Kugelradien und σ_m die Standardabweichung der Kugelradien bei wiederholter Durchführung der Messungen.

5.1.2 Schärfentiefenbereich und Formtreue

Nach Abschnitt 2.2 gibt es zu jeder Objektebene OE mit der Objektweite g eine Bildebene BE mit der Bildweite b, in der die Objektebene scharf abgebildet wird. Objekte, die sich vor bzw. hinter dieser eingestellten Objektweite befinden, werden in der dazugehörenden Bildebene unscharf abgebildet. Um den Einfluss der Abbildungseigenschaften auf das Ergebnis einer Messung zu quantifizieren, werden folgende Untersuchungen durchgeführt (vergleiche Abschnitt 4.3.2).

Schärfentiefenbereich

Nach Abschnitt 2.2 wird jeder Punkt eines Objekts, das sich räumlich aus einer eingestellten Gegenstandsweite erhebt, in einer Zerstreuungsscheibe abgebildet. Der Durchmesser dieser Scheibe ist von der Brennweite des verwendeten Objektivs, der eingestellten Blende und der Ausdehnung des Bereichs vor und hinter der eingestellten Gegenstandsweite abhängig.

In den folgenden beiden Tabellen 5.5 und 5.6 sind für ausgewählte Blenden und Gegenstandsbereiche die Zerstreuungsscheiben berechnet.

	Blende					
Schärfentiefenbereich	2,8	4	$5,\!6$	8	11	16
22,6 - 24,5 cm	$9 \ \mu m$	$7 \ \mu { m m}$	$5 \ \mu m$	$3~\mu{ m m}$	$2 \ \mu m$	$2 \ \mu m$
21,8 - 25,5 cm	$18 \ \mu m$	$12 \ \mu m$	$9~\mu{ m m}$	$6 \ \mu m$	$5 \ \mu m$	$3 \ \mu m$
21,1 - 26,5 cm	$26 \ \mu m$	$18 \ \mu m$	$13 \ \mu m$	$9~\mu{ m m}$	$7 \ \mu m$	$5 \ \mu m$
20,5 - 27,5 cm	$34 \ \mu m$	$23 \ \mu m$	$17 \ \mu m$	$12 \ \mu m$	$9 \ \mu m$	$5 \ \mu m$

Tabelle 5.5: Schärfentiefen für ausgewählte Blenden eines Objektivs mit 12 mm Brennweite in Abhängigkeit einiger Gegenstandsbereiche.

	Blende					
Schärfentiefenbereich	2,8	4	5,6	8	11	16
22,6 - 24,5 cm	$2 \ \mu m$	$2 \ \mu \mathrm{m}$	$1 \ \mu m$	$< 1 \; \mu { m m}$	$< 1 \; \mu { m m}$	$< 1 \; \mu { m m}$
21,8 - 25,5 cm	$4 \ \mu m$	$3 \ \mu { m m}$	$2 \ \mu m$	$2~\mu{ m m}$	$1~\mu{ m m}$	$< 1 \; \mu { m m}$
21,1 - 26,5 cm	$6 \ \mu m$	$4 \ \mu m$	$3 \ \mu { m m}$	$2~\mu{ m m}$	$2~\mu{ m m}$	$1~\mu{ m m}$
20,5 - 27,5 cm	$8 \ \mu m$	$6 \ \mu m$	$4 \ \mu m$	$3 \ \mu \mathrm{m}$	$2 \ \mu \mathrm{m}$	$1 \ \mu m$

Tabelle 5.6: Schärfentiefen für ausgewählte Blenden eines Objektivs mit 6 mm Brennweite in Abhängigkeit einiger Gegenstandsbereiche.

Da nach Formel 2.13 die Blende in den Nenner eingeht, wird die Zerstreuungsscheibe u mit größerwerdender Blendenzahl k kleiner. Optisch bedeutet dies, dass die in

	Kugel 1		Kugel 2		
Abstand	\overline{r}	σ_{f}	\overline{r}	σ_{f}	
$+5~{ m cm}$	$20{,}06~\mathrm{mm}$	2,0 $\mu {\rm m}$	$20{,}07~\mathrm{mm}$	2,2 $\mu {\rm m}$	
0 cm	$20{,}03~\mathrm{mm}$	$2{,}7~\mu{\rm m}$	$20{,}04~\mathrm{mm}$	2,3 μm	
-5 cm	$20{,}03~\mathrm{mm}$	4,8 $\mu {\rm m}$	$20{,}03~\mathrm{mm}$	$4{,}2~\mu{\rm m}$	
-10 cm	$20{,}05~\mathrm{mm}$	6,5 $\mu {\rm m}$	$20{,}05~\mathrm{mm}$	$6,0~\mu{ m m}$	
-15 cm	$20{,}05~\mathrm{mm}$	16,6 $\mu \mathrm{m}$	$20{,}06~\mathrm{mm}$	15,8 $\mu \mathrm{m}$	

Tabelle 5.7: Abhängigkeit der Kugelradien \overline{r} sowie deren Standardabweichung σ_f vom Abstand der Prüfkugeln zur eingestellten Gegenstandsweite des Projektorobjektivs.

Abbildung 2.7 eingezeichneten Lichtstrahlen bei einer größerwerdenden Blendenzahl einen kleineren Blendendurchmesser d passieren und damit näher zum Hauptstrahl liegen.

Je weiter die betrachtete Objektebene von der eingestellten Gegenstandsweite entfernt ist, desto größer wird die Zerstreuungsscheibe, da das Verhältnis aus eingestellter Gegenstandsweite und effektiver Gegenstandsweite in den Zähler der Gleichung 2.13 eingeht.

Der dominierende Faktor in der Formel zur Berechnung der Zerstreuungsscheibe, bezogen auf die Brennweitenabhängigkeit, ist die quadrierte Brennweite im Zähler. Daher wird die Zerstreuungsscheibe bei Objektiven mit Weitwinkelcharakter (kürzerer Brennweite) kleiner.

Formtreue

Für die Vermessung der Situationsmodelle wird der Sensor so eingestellt, dass sich die eingestellte Gegenstandsweite des Projektorobjektivs in einem Abstand von 23,5 cm zum Sensor befindet. Um zu untersuchen, wie genau die Form der vermessenen Objekte durch die 3D-Punktewolke wiedergegeben werden kann, wird eine Kugel in unterschiedlichen Abständen zur eingestellten Gegenstandsweite mehrfach vermessen, durch eine mathematische Funktion angepasst und daraus der Kugelradius berechnet (s. Tabelle 5.7). Es zeigt sich, dass bei größeren Abständen im Bereich von 15 cm zur Gegenstandsweite die berechnete Standardabweichung σ_f um einen Faktor 7 größer wird gegenüber der Standardabweichung σ_f , mit der berechnete Kugelradien \bar{r} behaftet sind, wenn die Vermessung der Kugeln in der eingestellten Gegenstandsweite durchgeführt wird. Insgesamt können sich Standardabweichung σ_f von bis zu 16 μ m ergeben.

5.1.3 Rauschen

Bei wiederholter Durchführung einer Messung unterscheiden sich die einzelnen Messwerte, da der Prozess der Messung mit statistischen Schwankungen behaftet ist. Im Abschnitt 4.3.3 wird eine Methode vorgestellt, um diesen Effekt zu quantifizieren. Als Prüfobjekte eignen sich auch in diesem Fall mit weißer Farbe beschichtete Stahlkugeln. Die Kugeln werden wiederum in einem Abstand von ca. 23,5 cm vom Projektorobjektiv angeordnet. Es folgen 20 Messungen aus derselben Perspektive. Um die Abhängigkeit des Rauschens von der Entfernung des Objekts zur eingestellen Gegenstandsweite zu untersuchen, folgen jeweils weitere 20 Messungen, bei denen der Abstand des Prüfkörpers zum Projektor um $\pm 5 \cdot n \text{ cm } (n = 1, 2, 3...)$ variiert wird. Die statistische Auswertung beruht dabei auf jeweils einigen zehntausend Punkten je Messung.

Rauschverhalten der 3D-Koordinaten bei der Vermessung einer Kugel

Die Auswirkungen des Rauschens am Beispiel einer Prüfkugel sind in Abbildung 5.3 dargestellt. Die Daten sind als Funktion des Koordinatensystems einer CCD-Kamera dargestellt, da nach Abschnitt 2.4 zwischen den Bildpunkten des CCD-Chips und den berechneten 3D-Koordinaten eine eindeutige Beziehung besteht. Es ist die Standardabweichung σ_r aufgetragen, die die Abweichung der Komponenten von einem Schwerpunkt der Daten angibt, um den die einzelnen 3D-Punkte der unterschiedlichen Messungen streuen. Für jede Raumkomponente sind die Daten separat aufgetragen, da unterschiedliche physikalische und optische Beiträge in den Formalismus zur Berechnung der Komponenten einfließen. Zur besseren Augenführung wurden die Datenpunkte über 10x10 CCD-Pixeln zu einem mittleren Wert zusammengefasst. (Durch den im Visualisierungsprogramm gnuplot verwendeten Mittelungsalgorithmus wird Datenzellen, die keinen Wert beinhalten, ein approximierter mittlerer Wert zugeordnet.)

Bei der Kalibration wird das Kalibrationsobjekt so ausgerichtet, dass die x-y-Ebene des Raumkoordinatensystems näherungsweise parallel zur Bildebene des CCD-Sensors liegt. Dies vereinfacht die Beschreibung.

Im Wesentlichen sind den Diagrammen in der Abbildung 5.3 zwei Effekte zu entnehmen: Zum einen ist das Ausmaß der Streuung deutlich von der Raumrichtung abhängig, zum anderen ist das Rauschen über die Fläche nicht konstant.

Die unterschiedlichen Richtungsabhängigkeiten sind darauf zurückzuführen, dass verschiedene physikalische Prinzipien in die Berechnung der lateralen Koordinaten und



Abbildung 5.3: Untersuchung des Rauschens am Beispiel einer digitalisierten Prüfkugel. Dargestellt ist die Standardabweichung σ_r der 3D-Punkte bei mehrfacher Vermessung der Prüfkugel aus derselben Perspektive jeweils für die drei Raumkomponenten x, y und z. Die Daten sind über dem Koordinatensystem px, py eines CCD-Bildsensors aufgetragen. Unterschiedliche physikalische Effekte bei der Berechnung der einzelnen Komponenten eines 3D-Punktes sind auch beim Rauschen wiederzufinden. Da das Rauschen ebenfalls vom Betrachtungswinkel des jeweiligen Bildoberflächenelements abhängt, ist in den Grafen auch die Krümmung der Prüfkugeln zu erkennen.

der Tiefenkoordinate eingehen. So basiert die Berechnung der z-Komponente auf dem Prinzip der Triangulation, für das die Auswertung mehrerer Aufnahmen notwendig ist. Im Gegensatz dazu können (bei bekannter Entfernung) die x- und y-Komponenten aus der Zentralprojektion *einer* Aufnahme abgeleitet werden. Daher fallen die Werte in der z-Richtung mit 15 – 18 μ m um einen Faktor 3-4 größer aus als die Werte in Richtung der x-Achse (4 – 6 μ m) und sogar um einen Faktor 15 größer als in der Richtung der y-Achse (0, 5 – 1 μ m).

Bei der Betrachtung einer radialen Komponente ist zu beachten, dass sich die Abweichungen in den drei Raumrichtungen geometrisch addieren können. Eine maximale Gesamtabweichung von ca. 19 μ m ist daher in diesem Beispiel möglich. Die Abhängigkeit in der z-Richtung ist bei dieser Überlagerung der dominierende Faktor.

Der Unterschied zwischen der x- und y-Richtung lässt sich wie folgt erklären: In der y-Richtung liegen die homologen Punkte auf Epipolarlinien (vgl. Abschnitt 2.1.4). Die starre mechanische Montage der Kameras verhindert, dass die Epipolarlinien größeren Schwankungen unterliegen. Dagegen kommt entlang der x-Achse die aktive Projektion paralleler Muster zum Einsatz, die nach Abschnitt 2.1.4 mit Unsicherheiten behaftet sein kann.

Für alle drei Komponenten gilt, dass die Unsicherheit mit einem spitzeren Blickwinkel, unter dem die Oberfläche auf den CCD-Chip einer Kamera abgebildet wird, größer wird. Betrachtet man die x-Richtung, so werden die Abweichungen zu kleineren und größeren px-Werten hin größer, während sie auf einem jeweiligen y-Schnitt im Wesentlichen konstant bleiben. Entsprechendes gilt für die y-Richtung: Die Werte entlang der py-Achse unterliegen größeren Änderungen, entlang eines Schnittes parallel zur px-Achse bleiben die Werte fast konstant.

Bei der z-Komponente überlagern sich die Auswirkungen der x- und y-Richtung. Daher liegt in der Mitte des Diagramms das Minimum der Messunsicherheiten. In der Mitte wird die Kugel von beiden Kameras symmetrisch unter einem relativ breiten Winkel betrachtet.

Rauschen als Funktion des Abstandes eines Objekts zur eingestellten Gegenstandsebene

Da die Beobachtungs- sowie Beleuchtungsoptik nur auf einer Ebene fokussiert werden kann, wird jeder Objektpunkt außerhalb dieser Ebenen auf einer Zerstreuungsscheibe abgebildet (s. Abschnitt 2.2). Um diesen Einfluss zu untersuchen, wird die

	σ_{rx}	σ_{ry}	σ_{rz}
-5 cm	$3~\mu{ m m}$	$< 1 \; \mu { m m}$	$8 \ \mu m$
0 cm	$4 \ \mu m$	$1 \ \mu m$	$12 \ \mu m$
$+5 \mathrm{~cm}$	$10 \ \mu m$	$5 \ \mu m$	$46~\mu{\rm m}$
$+10 \mathrm{~cm}$	$5 \ \mu { m m}$	$2 \ \mu \mathrm{m}$	$25 \ \mu \mathrm{m}$
$+15 \mathrm{~cm}$	$7 \ \mu { m m}$	$3 \ \mu m$	$37 \ \mu m$
$+20 \mathrm{~cm}$	$10 \ \mu m$	$6 \ \mu m$	$62 \ \mu m$

Tabelle 5.8: Darstellung der Standardabweichung σ_r des Rauschens, aufgeschlüsselt nach den Raumkomponenten x, y und z in Abhängigkeit des Abstandes des Prüfobjekts zur eingestellten Gegenstandsebene.

vorstehende Messserie mit modifiziertem Abstand des Prüfkörpers zur eingestellten Gegenstandsebene wiederholt. Als Prüfkörper wird hier eine weiß beschichtete ebene Metallplatte gewählt, da bei dieser Untersuchung der Einfluss des Betrachtungswinkels von sekundärer Bedeutung ist. Es werden im Bereich von 5 cm vor der Gegenstandsebene bis 20 cm hinter der Gegenstandsebene Messungen durchgeführt. Eine Messung in einem Abstand von 10 cm vor der Gegenstandsweite kann nicht durchgeführt werden, da hierbei der Bildausschnitt für den Prüfkörper nicht mehr ausreichend ist.

Aus Gründen der Übersichtlichkeit sind die Ergebnisse in Tabelle 5.8 zusammengefasst. Jeder Wert der Tabelle ist der jeweilige Mittelwert aller Streuungen der untersuchten Komponenten über das gesamte Bildfeld.

Es zeigt sich, dass die Standardabweichung größer wird, je weiter das Prüfobjekt von dem Projektor entfernt ist. Bei einem Abstand von -5 cm des Prüfobjekts zur eingestellten Gegenstandsebene ist der Triangulationswinkel zwischen den CCD-Kameras größer als bei einem Abstand von 0 cm des Prüfobjekts zur Gegenstandsebene. Daher fallen die Mittelwerte über das gesamte Bildfeld geringer aus als bei einem Abstand von 0 cm des Prüfobjekts zur Gegenstandsebene.

5.1.4 Zusammenfügen von Einzelmessungen in einem gemeinsamen Koordinatensystem

Für die Erfassung komplexer Objekte sind mehrere Messungen notwendig, die in ein gemeinsames Koordinatensystem transformiert werden müssen. Die Bestimmung dieser Transformationen geschieht auf dem Wege der Vermessung einer Kalibrationstafel (s. Abschnitt 4.2.1). Daher werden die einzelnen 3D-Punktewolken der Teilmessungen nicht exakt zusammengesetzt; deren Transformationen sind mit Messunsicherheiten behaftet.

In Abschnitt 4.3.4 wird die Vorgehensweise zur Untersuchung dieser Problematik behandelt. In den jeweiligen Messpositionen wird eine Kalibrationstafel vermessen und über die zuvor bestimmte Transformation in das globale Koordinatensystem überführt. Von den Kreismarken werden die Schwerpunkte bestimmt. Zur quantitativen Charakterisierung der Abweichungen wird die Standardabweichung bestimmt, mit der die Schwerpunkte der Kalibrationsmarken um die tatsächliche Position streuen.

Wie in Abschnitt 4.3.4 beschrieben, muss für die Kalibration des Positioniergerätes nicht notwendigerweise die gleiche relative Orientierung des Messsensors zum Positioniergerät gewählt werden wie diejenige, die bei der Vermessung von Objekten eingestellt wird. Dies ermöglicht die Auswahl günstigerer relativer Orientierungen der Kalibrationstafel gegenüber dem Messsensor. Im Folgenden wird untersucht, welche Unterschiede sich bei der Kalibration des Positioniergerätes mit und ohne Änderung der äußeren Orientierung ergeben.

Kalibration ohne erneute Festlegung der äußeren Orientierung

In Abbildung 5.4 sind die Ergebnisse der Untersuchung dargestellt, bei der die Ausrichtung des 3D-Scanners zum Positioniergerät bei der Kalibration und Messung identisch sind. Auf der x- und y-Achse sind die Indizierungen der Kreismarken der Kalibrationstafel aufgetragen. In deren Abhängigkeit ist auf der z-Achse die Standardabweichung σ_z der Schwerpunkte dieser Kreismarken bei unterschiedlichen Messpositionen aufgetragen.

Bei der Bestimmung der erforderlichen Transformationen, um die Teilpunktewolken zusammenzufügen, erfolgt eine Zentrierung bezüglich der Lage des Ursprungs des Koordinatensystems. Aufgrund der Messunsicherheiten sind die Rotationen bei den Transformationen jedoch mit Unsicherheiten behaftet. Daher ist die Standardabweichung σ_z um den Ursprung des Koordinatensystems herum erwartungsgemäß am niedrigsten und steigt mit größer werdendem Abstand zum Nullpunkt an. Sie liegt im Bereich von $\sigma_z = 20 \ \mu$ m.

Insbesondere an den Randbereichen, die außerhalb des eingestellten Messvolumens liegen, kann die Standardabweichung stark zunehmen ($\sigma_z > 40 \ \mu m$).



Abbildung 5.4: Untersuchung der Messunsicherheit bei zusammengefügten Teilpunktewolken. Dargestellt ist die Standardabweichung σ_z der Schwerpunkte der Zielmarken der Kalibrationstafel. Die relative Ausrichtung des Messsensors zum Positioniergerät ist bei der Kalibration und der Objektvermessung gleich.

Kalibration mit erneuter Festlegung der äußeren Orientierung

Diese Methode erfordert vor der Vermessung von Objekten eine neue Bestimmung der Parameter der äußeren Orientierung. Daher können für den Kalibrationsprozess günstigere Ausrichtungen des Messsensors gegenüber dem Positioniergerät eingestellt werden. In der Abbildung 5.5 ist wiederum über der Indizierung der Kreismarken die Standardabweichung σ der Schwerpunkte einzelner Messungen untereinander dargestellt.

In der linken Abbildung ist die Standardabweichung für das Zusammenfügen einzelner Punktewolken dargestellt, wenn der Messkopf zur Kalibration des Positioniergerätes im Wesentlichen senkrecht zu den Kalibrationstafeln angeordnet ist. Die mittlere Abweichung liegt in der Größenordnung von $\sigma_z = 10 \ \mu\text{m}$. Da bei dieser Anordnung des Messkopfes gegenüber dem Positioniergerät die Situationsmodelle nicht vollständig erfasst werden können, wird der 3D-Sensor in der dafür notwendigen Messposition ausgerichtet. Dies erfordert die erneute Bestimmung der äußeren



Abbildung 5.5: Darstellung der Standardabweichung σ_z , mit der die Schwerpunkte der Kalibrationsmarken behaftet sind, wenn mehrere Messungen aus unterschiedlichen Messpositionen in ein gemeinsames Koordinatensystem übertragen werden. Links ist die Messunsicherheit beim Zusammenfügen von Punktewolken dargestellt, wenn die Messung aus der Perspektive der Kalibration des Positioniertisches heraus erfolgt. Rechts ist das Ergebnis für den Fall dargestellt, dass nach der Kalibration die äußere Orientierung an die Messposition angepasst wird.

Orientierung. In dem rechten Diagramm der Abbildung 5.5 ist die Standardabweichung der Schwerpunkte der Kalibrationsmarken nach der erneuten Bestimmung der äußeren Orientierung wiedergegeben. Sie liegt im Bereich von $\sigma_z = 40 \ \mu m$.

Die Auswertungen zeigen, dass die Orientierung des Messkopfes zu den Ausrichtungen der Kalibrationstafel bei der Kalibration eines Positioniergerätes einen Einfluss auf die Messunsicherheit hat. Befindet sich der Messkopf senkrecht über den Positionen der Kalibrationstafel, sind die Unsicherheiten um ca. 50 % geringer gegenüber den Unsicherheiten bei einer Kalibration, bei der der 3D-Sensor in einem Winkel gegenüber der Kalibrationstafel angeordnet ist (vergleiche Abbildung 4.12). Die erneute Festlegung der äußeren Orientierung führt allerdings zu einer Zunahme der Messunsicherheiten um 200 % gegenüber der Vorgehensweise, bei der für die Kalibration und Messung die gleichen Positionen verwendet werden.

5.2 Diskussion der bei Digitalisierungsprozessen auftretenden Messunsicherheiten

Mittels Prüfkugeln wird der Einfluss der Kalibration auf die Größe der digitalisierten Situationsmodelle untersucht. Es zeigt sich, dass bei einmaliger Kalibration des Messkopfes und wiederholter Vermessung der Prüfkugeln mit einem Durchmesser von d = 40 mm die ermittelten Radien um $\sigma_m = 5, 1 \ \mu$ m und $\sigma_m = 8, 3 \ \mu$ m streuen. Wird dagegen das System mehrfach kalibriert und anschließend jeweils die Prüfkugeln vermessen, so streuen die Radien um $\sigma_m = 36 \ \mu$ m bzw. $\sigma_m = 37 \ \mu$ m. Die größere Streuung bei mehrmaliger Kalibration hängt mit der Abbildung der Kalibrationsmarken auf eine endliche Matrix aus einzelnen Bildelementen zusammen. Die Ränder der Kreismarken können mit Deformationen behaftet sein. Bei höherauflösenden Kameras oder aufwendigen Funktionen zur Anpassung an die Kreismarken der Kalibrationstafeln ist mit einer Reduzierung des Ausmaßes dieses Effekts zu rechnen.

Der Vergleich der Streuungen der bestimmten Kugelradien bei der Verwendung von unterschiedlichen Druckertypen zeigt, dass mit modernen Druckern Kalibrationstafeln von guter Qualität erzeugt werden können. Im Mittel entsprechen die Radien der digitalisierten Prüfkugeln denen, die mit einer Schieblehre bestimmt wurden. Die Streuungen bei wiederholter Kalibration des Messkopfes sind bei der Verwendung von Kalibrationstafeln, die mit einem Tintenstrahl- bzw. Laserdrucker erzeugt wurden, in der gleichen Größenordnung.

Für die folgenden Untersuchungen wird daher eine mittels eines Tintenstrahldruckers erzeugte Kalibrationstafel verwendet. Diese zeichnet sich durch ein hohes Kontrastverhältnis zwischen der schwarzen Farbe und dem weißem Spezialpapier aus. Im Gegensatz zu der Tonerfarbe von Laserdruckern gibt es bei der Farbe der Tintenstrahldrucker keine nennenswerten starken Reflexionen, die zu einer Übersteuerung der CCD-Kameras führen können, sofern mattes Papier für den Ausdruck gewählt wird. Insbesondere bei der Kalibration von Positioniersystemen kommt es zu Anordnungen der Kalibrationstafeln gegenüber dem Messkopf, bei denen die Tafeln unter einem relativ spitzen Winkel betrachtet werden. Hier können sich starke Reflexionen und damit hervorgerufene Übersteuerungen der Kameras negativ auswirken.

Durch die verwendeten Objektive kommt es zu Verzeichnungen, die die Genauigkeit der 3D-Datensätze beeinflussen. Bei der Einstellung des Messvolumens sollte nach *Lampalzer* et al. [43] darauf geachtet werden, möglichst kleine Blenden (große Blendenzahlen) an den Objektiven einzustellen, um den Schärfentiefenbereich zu vergrößern. Jedoch kann die Oberflächenbeschaffenheit der Objekte dazu führen, dass aufgrund der begrenzten Beleuchtungsstärke des Projektors nicht jede Blende eingestellt werden kann. Generell kann durch die Verwendung von Objektiven mit kürzerer Brennweite (Objektive mit Weitwinkelcharakter) der Schärfentiefenbereich gegenüber Objektiven mit längerer Brennweite vergrößert werden. Zu bedenken ist dabei, dass Weitwinkelobjektive mit stärker ausgeprägten Verzeichnungen einhergehen können.

Die Auswertungen in Abschnitt 5.1.2 zeigen jedoch, dass mit der hier ausgewählten Optik die 3D-Punktewolken eine hohe Formtreue zum vermessenen Objekt erreichen. Die Prüfkugeln werden in ihrer Form mit einer Unsicherheit in der Größenordnung von $\sigma_f = 5 - 13 \ \mu$ m dreidimensional reproduziert.

Nach Abschnitt 5.1.3 ist die Reproduzierbarkeit einzelner 3D-Punkte bei wiederholter Messung (Rauschen) von der Raumrichtung abhängig. Dabei ist bei der z-Komponente die größte Abweichung zu beobachten. Die Abweichungen sind auch von dem Blickwinkel abhängig, unter dem der jeweilige Objektpunkt auf die beiden CCD-Kameras abgebildet wird.

Für das Rauschen können verschiedene Einflüsse aufgeführt werden. So kann es aufgrund des thermischen Rauschens des CCD-Sensors und der verarbeitenden Elektronik, aber auch wegen der analogen Signalübertragung zur bildverarbeitenden Karte im Rechner, zu diesen Messunsicherheiten kommen. Insgesamt ergibt sich für das Rauschen eine Abweichung von ca. $\sigma_r = 18 \ \mu m$ in der radialen Richtung.

Eine Verbesserung ließe sich möglicherweise durch die Verwendung von CCD-Kameras erzielen, bei denen die Signale digital zum Rechner übertragen werden. Bei Fragestellungen mit sehr hohen Ansprüchen an ein geringes Rauschen könnten Kameras mit gekühltem CCD-Sensor eingesetzt werden.

Während sich die zuvor genannten Größen auf die Messunsicherheit einzelner Punktewolken beziehen, kommt es beim Transformieren von Teilobjekten in ein gemeinsames Koordinatensystem zu weiteren Messunsicherheiten der 3D-Koordinaten. Für die Bestimmung der Transformationen, mit denen die mittels eines Positioniertisches vermessenen Objekte in ein globales Koordinatensystem überführt werden, sind verschiedene Ausrichtungen des Positioniergeräts gegenüber dem Messkopf beim Kalibrationsprozess notwendig.

Eine Methode besteht darin, die Kalibrationstafel direkt aus der Perspektive zu vermessen, die der Messkopf auch bei der Erfassung der Situationsmodelle einnimmt. Dies führt allerdings dazu, dass in einigen Positionen die Kalibrationstafel einen sehr kleinen Winkel zur optischen Achse des Projektorobjektivs einnimmt.



Abbildung 5.6: Gegenüberstellung von Einflussgrößen auf die Messunsicherheit von 3D-Koordinaten: σ_m : Größe des Objekts, σ_f : Formtreue, σ_r : Rauschen, σ_z : Zusammenfügen von Einzelmessungen.

Zu kleine Winkel können vermieden werden, wenn zur Kalibration des Positioniertisches eine andere Perspektive für den Messkopf ausgewählt wird als bei der Vermessung von Situationsmodellen. Dies erfordert jedoch eine erneute Festlegung der äußeren Orientierung, um die Modelle zu erfassen.

Die Auswertungen in Abschnitt 5.1.4 zeigen, dass es günstiger ist, für die Kalibration und die Vermessung die gleiche Ausrichtung des Messkopfes zum Positioniergerät zu wählen. Für die z-Richtung ergeben sich Abweichungen in der Größenordnung von $\sigma_z = 20 \ \mu\text{m}$. Zwar lassen sich bei einer günstigeren Orientierung des Messkopfes zum Positioniergerät geringere Messunsicherheiten von ca. $\sigma_z = 10 \ \mu\text{m}$ erzielen. Allerdings führt die notwendige erneute Bestimmung der äußeren Orientierung für die Einstellung auf die Messpositionen mit etwa $\sigma_z = 40 \ \mu\text{m}$ zu einer deutlichen Verschlechterung.

In Abbildung 5.6 sind die Einflüsse der Kalibration, der Formtreue, des Rauschens und des Zusammenfügens von einzelnen Messungen gegenübergestellt.

In der von Kordass und Gärtner [38] 1999 durchgeführten Untersuchung zu digitalisierten Kauflächen und okklusaler Bewegungsaufzeichnung wird zur Erfassung des angefertigten Registrats und der Situationsmodelle ein Laserscanner Scan 3D der Firma Willitec (München) angewendet. Für die Auflösung werden Werte von 2,5 μ m für die z-Richtung und jeweils 30 μ m für die x- und y-Richtung angegeben. Die Reproduzierbarkeit liegt bei 2 μ m. Das in [38] verwendete Messfeld ist allerdings deutlich kleiner als das hier eingestellte Messvolumen. Würden die Situationsmodelle mit einer anderen Optik sequentiell aus mehreren Detailaufnahmen zusammengefügt, ließe sich auch eine höhere Auflösung und Reduktion der Messunsicherheit erzielen. Dies geht allerdings mit einer deutlich längeren Messzeit einher.

5.3 Numerische Bestimmung von Kontakten und Öffnungswinkeln

In Kapitel 3 werden die methodischen Grundlagen für die Erzeugung von Kontakten sowie deren Auswertung mit einem virtuellen Artikulator erläutert. Um Aussagen über die Einsetzbarkeit des Verfahrens für bestimmte Fragestellungen zu gewinnen, steht im Folgenden die Untersuchung des Einflusses verschiedener Parameter auf die Genauigkeit der Berechnung von Kontakten und Öffnungswinkeln im Vordergrund.

Von zehn Probanden wurden die angefertigten Situationsmodelle dreidimensional vermessen. Zu diesen Probanden liegen ebenfalls die digitalisierten Kondylenbahnen vor. Exemplarisch werden anhand ausgewählter Probandendatensätze die im Abschnitt 3.3 beschriebenen Zusammenhänge analysiert.

Zunächst wird ein Überblick über die visuellen Darstellungsmöglichkeiten der mit dem entwickelten Programm berechneten dynamischen Okklusion gegeben.

Es folgt die Gegenüberstellung der Ergebnisse gemessener und simulierter Datensätze. Zwei grundsätzliche Fragestellungen werden dabei berücksichtigt: der Vergleich von Öffnungswinkeln und antagonistischen Kontakten.

Der Herstellungsprozess von Situationsmodellen, deren dreidimensionale Erfassung, die Messung von Kondylenbahnen sowie die Reproduktion von Kontakten mittels teiladjustierbarer Artikulatoren ist mit Unsicherheiten behaftet. Um deren Auswirkungen zu analysieren, werden an den gemessenen und simulierten Datensätzen Variationen vorgenommen und die Ergebnisse verglichen.

5.3.1 Visualisierung von simulierten Kontakten

Ein wesentliches Hilfmittel zum Hervorheben von Kontakten zwischen den Zähnen des Ober- und Unterkiefers ist die Okklusionsfolie. Eine gleiche Anforderung ist an einen virtuellen Artikulator zu stellen: die visuelle Darstellung der Okklusion. In das hier realisierte Programm sind daher Funktionen integriert worden, die eine farbige Darstellung der berechneten Kontakte bei unterschiedlichen Untersuchungen ermöglichen.



Abbildung 5.7: Darstellung einer berechneten dynamischen Okklusion mit der grafischen Benutzeroberfläche des hier realisierten virtuellen Artikulators. Die Kontakte bei einer Protrusionsbewegung sind in blau eingezeichnet, die Kontakte der Laterotrusionsbewegung nach links und rechts sind in grün bzw. rot eingezeichnet. Grau angezeichnet ist die Okklusion von Protrusions- und Laterotrusionsbewegung, die mit einem mechanischen Artikulator gewonnen wird (s. auch Abbildung 5.8).

Dynamische Okklusion ohne Betrachtung der zeitlichen Entwicklung der Kontaktbildung

Zunächst wird die Visualisierung der dynamischen Okklusion einer Protrusions- und Laterotrusionsbewegung nach rechts und links dargestellt, ohne die zeitliche Entwicklung der Kontaktbildung zu betrachten.

In Abbildung 5.7 ist eine Messaufnahme eines Oberkiefersituationsmodells in der hier entwickelten grafischen Benutzeroberfläche dargestellt. Die zuvor durchgeführten Anfärbungen in einem mechanischen SAM-2 Artikulator sind als graue Flächen zu erkennen. Zusätzlich sind in Abhängigkeit der ausgeführten Bewegungen in den Farben rot, grün und blau alle Punkte eingezeichnet, an denen das Simulationsprogramm Kontakte berechnet hat. Für diese Simulation werden die am Patienten bestimmten Verlagerungen der Kondylen herangezogen. Dabei stattfindenden Rotationen um die Scharnierachse werden berechnet (s. Abschnitt 5.3.2).



Abbildung 5.8: Detail der Darstellung 5.7.

Die Zahnflächen der Modelle im mechanischen Artikulator und die der Simulation weisen zum Teil unterschiedliche Kontakte auf. Für diese Unterschiede können verschiedene Ursachen zur Diskussion herangezogen werden:

- Die Ausrichtung digitalisierter Situationsmodelle ist von der Methode abhängig, mit der die Übertragung in ein schädelbezügliches Koordinatensystem durchgeführt wird.
- Die Simulation wird durch die Auswahl der Parameter beeinflusst, die den Berechnungen zu Grunde liegen.
- Die Punktewolken der digitalisierten Situationsmodelle sind mit Messunsicherheiten behaftet.
- Die Messungen des String-Condylocomp LR3 unterliegen Unsicherheiten.
- Die Stellung der Oberkieferzähne ist von Bedeutung.
- Durch teiladjustierbare Artikulatoren werden die Bewegungsbahnen der Kondylen der Patienten nicht exakt wiedergegeben.
- Zwischen der klinischen Okklusion und der Modellokklusion gibt es Abweichungen (*Reiber* [67]).

Zu beachten ist ebenfalls, dass in den Grauwertbildern der Messkameras die Anfärbungen der Protrusions- und der Laterotrusionsbewegung nicht klar voneinander zu trennen sind.



Abbildung 5.9: Darstellung der zeitlichen Entwicklung der Kontakte bei einer dynamischen Okklusion. Die Abfolge der zeitlich nacheinander auftretenden Kontakte ist in einer Falschfarbendarstellung von blau nach rot kodiert (s. auch Abbildung 5.10).

Bevor auf die Abweichungen zwischen den Anfärbungen in einem mechanischen und virtuellen Artikulator eingegangen wird, wird zunächst noch die Visualisierung der zeitlichen Entwicklung der Kontaktbildung bei einer dynamischen Okklusion behandelt.

Dynamische Okklusion mit Betrachtung der zeitlichen Entwicklung der Kontaktbildung

Bei dem Verfolgen der auftretenden Kontakte der dynamischen Okklusion anhand von Situationsmodellen, die in einem mechanischen Artikulator eingesetzt sind, besteht die Schwierigkeit, dass die Zähne selbst die Sicht auf die Okklusion versperren.

Der hier entwickelte virtuelle Artikulator beinhaltet eine grafische Darstellungsform, die zu jedem Zeitpunkt eine direkte Sicht auf die berechnete Kontaktbeziehung einer dynamischen Bewegung (s. Abschnitt 3.2.1) ermöglicht. Damit kann neben der Bestimmung der Positionen von Kontakten auch der zeitliche Ablauf des Auftretens der Kontakte an den jeweiligen Zähnen nachvollzogen werden (s. Abbildungen 5.9 und 5.10).



Abbildung 5.10: Detail der Darstellung 5.9.

Schnitte durch 3D-Punktewolken

Neben der Wiedergabe der Okklusion anhand von digitalen zweidimensionalen Fotografien der Situationsmodelle können auch die dreidimensionalen Digitalisierungen von Situationsmodellen zur Darstellung verwendet werden.

Nach Abschnitt 3.3 wirkt sich der Winkel, unter dem die Zahnflächen der führenden Oberkieferzähne zur vertikalen Achse und damit zur Schneidekannte der Unterkieferzähne stehen, bei der Berechnung von Kontakten aus. Daher ist es notwendig, Schnitte durch die Situationsmodelle anzufertigen, um die relative Ausrichtung der palatinalen Zahnflächen der Oberkieferschneidezähne und der Schneidekanten der Unterkieferzähne zueinander zu beurteilen. Zu diesem Zweck wurde in das Programmpaket eine Funktion eingefügt, die es ermöglicht, an beliebigen Positionen Schnitte in der Sagittalebene und den Ebenen senkrecht dazu anzufertigen. Zwei Beispiele sind in der Abbildung 5.11 gezeigt.



Abbildung 5.11: Beispiele für Schnitte parallel zur Sagittalebene durch die Punktewolken digitaler Situationsmodelle zweier Probanden.

5.3.2 Untersuchungen zum Öffnungswinkel

Wird unter Zahnkontakt eine Auslenkung des Unterkiefers ausgeführt, so ist dies nach Abschnitt 3.3 mit einer Rotation um die Scharnierachse verbunden. Der dabei entstehende Öffnungswinkel gegenüber der Ausgangsposition der maximalen Interkuspidation wird auf der einen Seite durch die Zahnstellung im Oberkiefer gegenüber der im Unterkiefer bestimmt. Auf der anderen Seite beeinflusst die anatomische Relation zwischen der Eminentia, dem Diskus und dem Kondylus den Winkel, um den sich die Scharnierachse bei einer Protrusions- bzw. Laterotrusionsbewegung dreht.

Vergleich gemessener und simulierter Öffnungswinkel

Die Rotation der Scharnierachse in Abhängigkeit von der Kondylenposition wurde am Probanden mittels des String-Condylocomp LR3 gemessen. Sie kann aber auch bei bekannten Parametern über die Lage der Kondylen in einem schädelbezüglichen Koordinatensystem berechnet werden (s. Abschnitt 3.2.1 und 3.3). In den Abbildungen 5.12, 5.13 und 5.14 sind exemplarisch für einen Patientendatensatz die Öffnungswinkel einer Protrusions- und einer Laterotrusionsbewegung nach links und rechts dargestellt. In den Diagrammen ist jeweils der mit dem String Condylocomp LR3 gemessene sowie der in der Simulation berechnete Öffnungswinkel als Funktion einer Bewegung des Unterkiefers nach anterior aufgetragen. Um die Übersicht der Diagramme zu wahren, sind nur diejenigen gemessenen Winkel eingetragen, deren Datenzeilen des Stringdatensatzes für die Berechnung der Simulation verwendet werden.

Die Diagramme zeigen unterschiedliche Kurvenverläufe der Öffnungswinkel von Laterotrusions- und Protrusionsbewegung sowie Unterschiede zwischen den gemessenen und berechneten Winkeln.

Der Verlauf der Kurven der Protrusions- und Laterotrusionsbewegung nach rechts zeigt zwischen der Messung und der Simulation Übereinstimmungen. Die relative Lage der Kurven der Messung und Simulation sind jedoch verschieden. Dabei kommt es zu Abweichungen von 0,5°-1°.

Ist die Scharnierachse nur unwesentlich aus ihrer Ruheposition ausgelenkt, so ist die Berechnung des Öffnungswinkels nur sehr unzureichend. Bei der Simulation der Protrusionsbewegung ist bei kleinen Auslenkungen der Kondylen nach anterior eine leichte Rotation zu negativen Werten zu erkennen. Nach Abschnitt 3.3 hängt dieses damit zusammen, dass die Neigung der Kondylen in diesem Bereich stärker ausfällt als die Neigung an den Zahnflächen der Oberkieferzähne.



Abbildung 5.12: Gegenüberstellung der gemessenen und der simulierten Öffnungswinkel β als Funktion einer Laterotrusionsbewegung des Unterkiefers nach links.



Abbildung 5.13: Gegenüberstellung der gemessenen und der simulierten Öffnungswinkel β als Funktion einer Laterotrusionsbewegung des Unterkiefers nach rechts.



Abbildung 5.14: Gegenüberstellung der gemessenen und der simulierten Öffnungswinkel β als Funktion einer Protrusionsbewegung des Unterkiefers.

Bei der Laterotrusion und Protrusion kommt es während einer Bewegung des Unterkiefers nach anterior zu einer Vergrößerung des Öffnungswinkels, bis sich die Schneidekanten der Schneidezähne von Ober- und Unterkiefer gegenüberstehen. Bei einem weiteren Vorschub verringert sich der Öffnungswinkel bei der Protrusion und bei der Laterotrusion nach rechts wieder.

Bei der Ausführung der Bewegungen sowohl am Patienten als auch an einem mechanischen Artikulator ist es nicht möglich, bei Vorschub- und Rückbewegung in die Ausgangslage exakt den gleichen Verlauf einzunehmen. Daher sind geringfügig unterschiedliche Kondylenbahnen und damit Öffnungswinkelkurven zu erwarten. In den Abbildungen 5.15, 5.16 und 5.17 sind für Laterotrusionsbewegungen nach links/rechts und für eine Protrusionsbewegung jeweils die gemessenen und berechneten Öffnungswinkel gegen den Vorschub aufgetragen. Es zeigt sich, dass die Abweichungen bei der Protrusions- und der Laterotrusionsbewegung nach rechts nur geringfügige Differenzen zwischen Vor- und Rückbewegung aufweisen. Bei der Laterotrusionsbewegung nach links sind sowohl bei der gemessenen Öffnungswinkelkurve wie auch bei den berechneten Winkeln deutlichere Differenzen zwischen der Vor- und Rückbewegung zu erkennen. Dies bedeutet, dass es bei der Aufzeichnung der Kondylenbahnen bei der Rückbewegung zu einer leicht versetzten Bewegung gegenüber dem Vorschub gekommen ist. Wenn die Zähnflächen der führenden Oberkieferzähne dann



Abbildung 5.15: Gegenüberstellung gemessener und berechneter Öffnungswinkelkurven von Vor- und Rückbewegungen am Beispiel einer Laterotrusion nach links.

unter einem sehr spitzen Winkel zur vertikalen Achse stehen (s. u.) können bereits geringe Unterschiede der Kondylenbahnen untereinander größere Auswirkungen auf den Öffnungswinkel haben.

Bevor die simulierten Öffnungswinkelkurven diskutiert werden, wird zunächst die Messunsicherheit bei der Messung von Kondylenbewegungen und Winkeln behandelt.

Messunsicherheiten gemessener Öffnungswinkel

Auch die Datensätze des String Condylocomp LR3 sind mit Unsicherheiten behaftet. Für die Abschätzung des Messfehlers fehlen die Voraussetzungen für eine Anwendung der Gaußfunktion, da die Winkel nicht um einen konstanten Wert streuen, sondern der Winkel sich mit der Protrusion ändert. Daher werden jeweils die Differenzen der Winkelwerte benachbarter Datensätze gebildet. Für diese kann dann eine statistische Abweichung ermittelt werden.

In Tabelle 5.9 sind für einige Patientendatensätze die Messunsicherheiten für die Protrusions- und Laterotrusionsbewegung wiedergegeben. Es zeigt sich, dass die Messunsicherheiten unterschiedlicher Probandendatensätze die gleiche Größenordnung haben. Dies gilt auch für die unterschiedlichen Bewegungsbahnen (v. Verch [74]).



Abbildung 5.16: Gegenüberstellung gemessener und berechneter Öffnungswinkelkurven von Vor- und Rückbewegungen am Beispiel einer Laterotrusion nach rechts.



Abbildung 5.17: Gegenüberstellung gemessener und berechneter Öffnungswinkelkurven von Vor- und Rückbewegungen am Beispiel einer Protrusion.

Datensatz	Protrusion	Laterotrusion links	Laterotrusion rechts
146	$0,07^{\circ}$	$0,07^{\circ}$	$0,06^{\circ}$
173	$0,06^{\circ}$	$0,05^{\circ}$	$0,05^{\circ}$
49	$0,03^{\circ}$	$0,04^{\circ}$	$0,04^{\circ}$
53	$0,03^{\circ}$	$0,03^{\circ}$	$0,03^{\circ}$
59	$0,03^{\circ}$	$0,07^{\circ}$	$0,03^{\circ}$
60	$0,03^{\circ}$	$0,03^{\circ}$	$0,03^{\circ}$
83	$0,08^{\circ}$	$0,07^{\circ}$	$0,07^{\circ}$
85	0,08°	0,08°	$0,06^{\circ}$

Tabelle 5.9: Mittelwerte der statistischen Schwankungen der mit einem String Condylocomp LR 3 gemessenen Öffnungswinkel.

Im Vergleich zu den Abweichungen bei den berechneten Öffnungswinkeln fallen diese Messunsicherheiten vergleichsweise gering aus. Daher wird im Folgenden die Abhängigkeit des simulierten Winkels von den zuvor bestimmten Messunsicherheiten der 3D-Oberflächenpunkte untersucht.

Abhängigkeit des Öffnungswinkels von der Stellung der Oberkieferzahnflächen

In den Abbildungen 5.12, 5.13 und 5.14 ist die unterschiedliche relative Lage der Öffnungswinkelkurven von Messung und Simulation zu sehen. Bei den Bewegungen unterscheiden sich die simulierten Winkel in der Größenordnung eines halben Grades von denen der Messung. Insbesondere bei sehr kleinen Auslenkungen der Kondylen kommt es zu Abweichungen zwischen Messung und Simulation von etwa einem Grad.

Die theoretischen Zusammenhänge zwischen den Streuungen von 3D-Punkten und der Zahnflächenstellung sowie der Rotation um die Scharnierachse werden in Abschnitt 3.3 beschrieben. Nach den Abschnitten 5.1 und 5.2 können die Messunsicherheiten zusammengesetzter Punktewolken im Bereich von 30-70 μ m liegen. Zu beachten ist, dass diese Messunsicherheit sowohl für das virtuelle Oberkiefermodell als auch das Unterkiefermodell zu berücksichtigen ist. Diese Auswirkungen sind in Abbildung 5.18 für unterschiedliche Gesamtmessunsicherheiten zwischen Ober- und Unterkiefersituationsmodellen als Funktion des Winkels zwischen den palatinalen Konkavitäten der Oberkiefer-Frontzähne und der vertikalen Achse dargestellt. Die Berechnung erfolgt nach Formel 3.6.

Aufgrund der tan-Abhängigkeit in Formel 3.6 wirken sich die Messunsicherheiten auf die Berechnung des Öffnungswinkels umso stärker aus, je kleiner der Winkel



Abbildung 5.18: Auswirkungen auf den Öffnungswinkel β beim Vorliegen unterschiedlicher Messunsicherheiten der 3D-Oberflächenpunkte als Funktion des Winkels α zwischen den palatinalen Konkavitäten der Oberkiefer-Frontzähne und der vertikalen Achse nach Abbildung 3.9 und 3.6.

zwischen den Zahnflächen des Oberkiefers und der vertikalen Achse und damit zur Schneidezahnkante der Unterkieferzähne ist.

In der Abbildung 5.19 sind exemplarisch am Beispiel einer Protrusionsbewegung die Auswirkungen möglicher Abweichungen der Öffnungswinkel aufgrund der Streuung von 3D-Oberflächenpunkten veranschaulicht. Dargestellt sind die Kurven der gemessenen und simulierten Rotationen um die Scharnierachse als Funktion des Vorschubes nach anterior. Als Fehlerbalken bei den Simulationen wurden Werte von $0,08^{\circ}$, $0,18^{\circ}$ und $0,32^{\circ}$ eingetragen. Nach Abbildung 5.18 werden bei einer Streuung der 3D-Oberflächenpunkte von $30 \ \mu m$ und einer relativen Stellung der palatinalen Oberkieferzahnflächen zur vertikalen Achse von 10° Winkelabweichungen von $0,1^{\circ}$ erreicht. Bei einer Streuung von $70 \ \mu m$ wird diese Abweichung bereits bei einer Neigung der Zahnflächen von 25° - 30° zur vertikalen Achse erreicht. Bilden die Zahnflächen kleinere Winkel α zur vertikalen Achse, so können deutlich größerer Abweichungen der Winkel β auftreten (vergleiche auch Abschnitt 3.3).



Abbildung 5.19: Darstellung der Auswirkungen von Streuungen auf den Öffnungswinkel nach Abbildung 3.9 und 5.18 am Beispiel einer Protrusionsbewegung. Es sind die gemessenen und simulierten Öffnungswinkel gegen den Vorschub aufgetragen. Zur Wahrung der Übersicht sind die möglichen Messunsicherheiten bei simulierten Öffnungswinkeln als Fehlerbalken in separaten Diagrammen dargestellt (s. Text).

Einfluss der Scharnierachsenlage auf den Öffnungswinkel im schädelbezüglichen Koordinatensystem

Neben der Streuung einzelner Oberflächenpunkte hat auch die Lage der Scharnierachse im schädelbezüglichen Koordinatensystem einen Einfluss auf die Kurve des Öffnungswinkels.

In den Abbildungen 5.20 und 5.21 sind daher für Variationen der Scharnierachsenlage die berechneten Öffnungswinkelkurven dargestellt. Als Variationen der Lage der Scharnierachse werden jeweils in der vertikalen und sagittalen Richtung Werte von $\pm 0,5$ mm eingestellt. Daneben wurden Kombinationen aus Variationen um die vertikale und gleichzeitig um die sagittale Achse von $\pm 0,25$ mm eingestellt.

Die Diagramme zeigen deutlich, dass die Lage der Scharnierachse im schädelbezüglichen Koordinatensystem einen wesentlichen Einfluss auf die relative Lage der Öffnungswinkelkurve haben. Der Verlauf der Kurve wird dagegen nur in geringem Maße beeinflusst.

Wird beispielsweise die Scharnierachse entlang der sagittalen Richtung nach anterior verlagert (z : +0, 5 mm), so bedeutet dies, dass bei gleichem Vorschub bereits größere Öffnungswinkel auftreten. Bei einer dorsalen Verlagerung der Scharnierachse (z : -0, 5 mm) nehmen die Winkel dementsprechend bei gleichem Vorschub ab (s. Abbildung 3.8 1a und 1b).

Bei einer Variation entlang der vertikalen Achse wird der Öffnungswinkel nach Abbildung 3.8 2a und 2b bei gleichem Vorschub vergrößert bzw. verkleinert $(y : \pm 0, 5 \text{ mm})$.

Neben den einfachen Verlagerungen entlang einer Achse sind auch Kombinationen zwischen Variationen entlang beider Achsen möglich. Diese können dazu führen, dass bei einer Kombination entlang beider Richtungen mit kleinen Auslenkungen von der Größenordnung $\pm 0,25$ mm ähnliche Auswirkungen hervorgerufen werden können, wie bei vergleichsweise großen Auslenkungen von $\pm 0,5$ mm entlang nur einer Achse.

Für eine präzise Reproduktion der Kurvenlage ist somit eine sehr genaue Abstimmung der bestimmten Scharnierachsenlage auf den 3D-Datensatz notwendig.

Mit dem elektronischen Achsiografiesystem OKAS-3D wurde von Catić [13] der Einfluss der Auswahl eines Referenzpunktes bei der Aufzeichnung von Kondylenbahnbewegungen untersucht. Es zeigte sich dabei, dass die Kondylenbahnen von der Wahl dieses Referenzpunktes für die Scharnierachse abhängig sind (vergleiche auch mit *Nagy* et. al [57], *Swintara* et al. [71] und *Zwijnenburg* et. al. [80]).



Abbildung 5.20: Einfluss einer Variation der Scharnierachsenlage im schädelbezüglichen Koordinatensystem auf den Öffnungswinkel. Dargestellt sind jeweils die Kurven gemessener und simulierter Öffnungswinkel als Funktion einer Protrusionsbewegung. Die Lage der Scharnierachse variiert jeweils entlang der y- bzw. z-Achse $um \pm 0,5 mm$ (s. auch Abb. 5.21). Mit y ist die vertikale Achse und mit z ist die sagittale Achse bezeichnet.



Abbildung 5.21: Einfluss einer Variation der Scharnierachsenlage im schädelbezüglichen Koordinatensystem auf den Öffnungswinkel. Dargestellt sind jeweils die Kurven gemessener und simulierter Öffnungswinkel als Funktion einer Protrusionsbewegung. Die Lage der Scharnierachse variiert sowohl entlang der y- als auch der z-Achse um $\pm 0,25$ mm (s. auch Abb. 5.20). Mit y ist die vertikale Achse und mit z ist die sagittale Achse bezeichnet.

In diesem Zusammenhang können nun die simulierten Öffnungswinkel der Abbildungen 5.12, 5.13 und 5.14 interpretiert werden. Je nach der Größe der Messunsicherheit, mit der die Oberflächen der digitalen Situationsmodelle behaftet sind, kann der korrekte Öffnungswinkel nicht so eingestellt werden, wie es bei idealen Flächen der Fall sein würde.

Insbesondere bei der engen Verzahnung im Bereich der Molaren kommt es durch diesen Zusammenhang dazu, dass bei der Simulation zu viele Kontaktpunkte zwischen Ober- und Unterkiefer berechnet werden und dadurch ein korrektes Schließen des Unterkiefers verhindert wird. Ein zu groß berechneter Wert für den Öffnungswinkel ist die Folge.

5.3.3 Untersuchungen zu Kontakten der Okklusion

Neben der in Abschnitt 5.3.1 vorgestellen Visualisierung der berechneten Okklusion beinhaltet das entwickelte Simulationsprogramm auch Funktionen, um quantitative Vergleiche zwischen den Kontakten bei verschiedenen Kondylenbahnen durchführen zu können (s. Abschnitt 3.2.2). Dazu werden jeweils zwei berechnete Okklusionsdatensätze ausgewählt. Es wird der prozentuale Anteil der Übereinstimmung zwischen den Kontakten der beiden Okklusionen berechnet (s. Formel 3.4).

Im Folgenden werden zwei Beispiele für derartige Untersuchungen angeführt. Zum einen wird der Einfluss von Ungenauigkeiten bei der Einstellung einer horizontalen Kondylenbahnneigung untersucht, zum anderen wird die Okklusion bei Protrusionsund Retrusionsbewegungen behandelt.

Einfluss einer Winkelvariation bei der horizontalen Kondylenbahnneigung (HCN)

Sowohl bei der Bestimmung der horizontalen Kondylenbahnneigung (HCN) wie auch bei der Einstellung der HCN an einem Artikulator können Unsicherheiten auftreten. Hier wird untersucht, inwiefern sich diese Unsicherheiten auf die Okklusion aufwirken können.

Um das Ergebnis nicht zusätzlich durch die Unsicherheiten gemessener Kondylenbahnen zu beeinflussen, werden simulierte Kondylenbahnen ausgewählt, denen stetige mathematische Funktionen zugrunde liegen.

Als Variationen der HCN werden Winkel von $\pm 1^{\circ}$ und $\pm 2^{\circ}$ ausgewählt. Dies entspricht in etwa der Unsicherheit, mit der im SAM-2 Artikulator die HCN eingestellt


Abbildung 5.22: Einfluss einer Winkelvariation der HCN auf die Okklusionskontakte. Dargestellt ist jeweils die prozentuale Übereinstimmung der Kontakte mit der \mathcal{O} -Position.

werden kann. Bei diesem SAM-2 Artikulator erfolgt die Einstellung der HCN in 5° -Schritten.

In der Abbildung 5.22 sind die prozentualen Überschneidungen der Kontakte als Funktion einer Abweichung des horizontalen Kondylenbahnneigungswinkels von -2° bis $+2^{\circ}$ dargestellt. Dabei ist jeweils die Übereinstimmung der Kontakte bei einer Variation der Neigung zu der Ausgangsneigung (0°) dargestellt.

Es zeigt sich, dass sich bereits bei vergleichsweise geringen Variationen des eingestellten Winkels Abweichungen in den Übereinstimmungen der Kontakte von bis zu 20% ergeben. Dies hängt damit zusammen, dass Kontakte nur aus einer geringen Anzahl von Bildpixeln bestehen. Bei der hier zugrundeliegenden Auflösung der Kamera-CCD-Chips von 768x572 Bildpunkten kann eine Abweichung von 2-4 Pixeln dann bereits zu diesen Abweichungen führen. Andererseits wirkt sich die Anatomie der Zähne und des Gebisses ebenfalls auf die Kontaktflächengröße und -position aus.

Kontaktvergleich zwischen Vor- und Rückbewegung

Wie bereits bei den Untersuchungen zum Öffnungswinkel können bei den berechneten Kontakten Differenzen zwischen einer Vor- und Rückbewegung auftreten, da nicht exakt die gleiche Kondylenbahn verfolgt werden kann.



Abbildung 5.23: Prozentuale Übereinstimmung der Kontakte von Vor- und Rückbewegungen bei Protrusion und Laterotrusion nach links/rechts.

In Abbildung 5.23 sind die Übereinstimmungen für die Vor- und Rückbewegung am Beispiel einer Protrusionsbewegung sowie einer Laterotrusionsbewegung nach links und rechts dargestellt. Es zeigt sich, dass bei der Protrusion und der Laterotrusion nach rechts Übereinstimmungen von ca. 60% erzielt werden, obwohl sich nach Abbildung 5.17 und 5.16 die Öffnungskurven nur gering unterscheiden. Bei der Laterotrusion nach links werden aufgrund der stärkeren Verlagerung der Kondylenbahn zwischen Vor- und Rückbewegung (vergleiche Abbildung 5.15) nur relative Übereinstimmungen von etwa 30 % erzielt.

Dies verdeutlicht, wie stark die Okklusion sowohl von der relativen Zahnstellung der Oberkieferzähne zur vertikalen Achse und damit zur Schneidezahnkante der Unterkieferzähne als auch von der gewählten Kondylenbahn abhängig sein kann (vergleiche auch mit *DeLong* et al. [15]).

5.4 Diskussion

Im Folgenden werden die Ergebnisse der Untersuchungen zur numerischen Kontaktanalyse zusammengefasst und daraus Schlussfolgerungen für die Weiterentwicklung von virtuellen Artikulatoren gezogen.

5.4.1 Diskussion der Untersuchungen zur numerisch bestimmten Okklusion mittels digitalisierter Situationsmodelle

Zwecks Entwicklung eines virtuellen Artikulators werden Verfahren vorgestellt, um die Okklusion sowie Öffnungswinkelkurven zu berechnen und darzustellen.

Das System verfügt über eine hier entwickelte Transformationsmethode, um die digitalisierten Situationsmodelle in ein Artikulatorkoordinatensystem zu überführen. Die Auswertung dynamischer Bewegungsabläufe ist über die Anwendung gemessener und simulierter Kondylenbahnen möglich.

Visualisierung der berechneten Okklusion

Zur Darstellung der berechneten Okklusion werden Grauwertbilder herangezogen, die bei der digitalen dreidimensionalen Formerfassung der Situationsmodelle angefertigt werden. Um verschiedene Fragestellungen untersuchen zu können, besteht die Möglichkeit, die jeweiligen Kontakte der Okklusion farbig darzustellen (s. Abschnitt 5.3.1). Beispielsweise kann die Okklusion einer Protrusionbewegung farblich von einer Laterotrusionsbewegung unterschieden werden. Zur Analyse des zeitlichen Verlaufs der Okklusion kann eine Falschfarbendarstellung ausgewählt werden, in der die zeitliche Abfolge der auftretenden Kontakte durch verschiedene Farben gekennzeichnet wird (s. Abschnitt 5.3.1).

Untersuchungen zum Öffnungswinkel

In Abschnitt 5.3.2 werden die am Patienten gemessenen Öffnungswinkel mit den berechneten Öffnungswinkeln für ausgewählte Datensätze verglichen. Für Protrusionsund Laterotrusionsbewegungen erfolgt die Darstellung des Öffnungswinkels als Funktion des Vorschubs des Unterkiefers zum Oberkiefer.

Bei den Bewegungen kann der wesentliche Verlauf des Öffnungswinkels in Abhängigkeit vom Vorschub im Vergleich zwischen Messung und Simulation nachvollzogen werden (s. Abbildungen 5.12, 5.13 und 5.14). Bezogen auf die relative Lage der Kurven zueinander ergeben sich nachvollziehbare Abweichungen. Es stellt sich heraus, dass einerseits die Stellung von Palatinalflächen der Oberkieferzähne zur vertikalen Achse und damit zur Schneidezahnkante der Unterkieferzähne, aber auch die Lage der Scharnierachse im schädelbezüglichen Koordinatensystem, einen großen Einfluss auf das Ergebnis haben.

Die Auswirkungen der Stellung der Oberkieferzähne in Kombination mit Messunsicherheiten des digitalen 3D-Situationsmodells sind in den Abbildung 5.18 und der Abbildung 5.19 dargestellt. Je nach der Ausprägung der Messunsicherheit und der Zahnflächenstellung können sich Abweichungen bei der Berechnung von Öffnungswinkeln von $0,1^{\circ} - 0,3^{\circ}$ ergeben. In Fällen mit noch deutlich ausgeprägteren anatomischen Merkmalen könnten diese Werte auch darüber liegen.

Um den Einfluss der Lage der Scharnierachse auf die Okklusion zu untersuchen, sind in den Abbildungen 5.20 und 5.21 die Auswirkungen von Variationen der Scharnierachsenlage dargestellt. Es zeigt sich deutlich, dass bereits Änderungen der Lage von 0,25 - 0,5 mm im Schädelkoordinatensystem zu einer Verschiebung der dargestellten Öffnungswinkelkurven im Vorschub-Winkel-Diagramm in der Größenordnung von 0,5- 1 mm sowie $0,4^{\circ} - 0,6^{\circ}$ bewirken können.

Zur Bekräftigung der Hypothese, dass die Stellung der Palatinalflächen einen wesentlichen Einfluss auf die Berechnung der Okklusion hat, wurde die Vorwärts- und Rückbewegung miteinander verglichen. Es zeigt sich, dass naturgemäß beim Patienten bei der Rückbewegung nicht exakt die gleiche Bahn verfolgt wird wie bei der Vorwärtsbewegung. Diese geringfügigen Abweichungen sind bereits ausreichend, um aufgrund der relativen Stellung der Funktionsflächen an den Oberkieferzähnen eine deutliche Veränderung der Okklusion hervorzurufen.

Eine realitätsnahe Simulation der Öffnungswinkel stellt bei sehr geringen Auslenkungen der Scharnierachse nach anterior besondere Anforderungen an die Genauigkeit des Datensatzes. Wegen der ausgeprägten Verzahnung bei den Molaren können bereits sehr geringfügige Streuungen der Punkte der digitalen Situationsmodelloberflächen zu fehlerhaft berechneten Berührungen zwischen Ober- und Unterkiefer führen. Damit können bei Auslenkungen in der Größenordnung von 0,5 mm die Öffnungswinkel nicht korrekt berechnet werden. Eine Möglichkeit, derartige Winkel auszuschließen, besteht darin, eine laterale Einschränkung bei der Simulation einzuführen, um jeweils nur eine Eck- bzw. Frontzahnführung zu untersuchen.

Zu beachten ist aber auch, dass die Registriersysteme zur Vermessung der Kondylenbahnen mit Unsicherheiten behaftet sind (*Verch* [74] und *Zhang* [79]) und daher Abweichungen zwischen den gemessenen und simulierten Öffnungswinkelkurven entstehen können.

Insgesamt kann mit der Simulationssoftware der Verlauf der Kurven von Protrusionsund Laterotrusionsbewegungen bei digitalisierten Situationsmodellen im Wesentlichen reproduziert werden. Auf die relative Lage der Öffnungswinkelkurven haben die untersuchten Messunsicherheiten einen starken Einfluss.

In weiteren Untersuchungen könnte die Frage behandelt werden, inwiefern zwischen dem Kurvenverlauf des Öffnungswinkels und der Anatomie des Kauapparates des jeweiligen Probanden ein derartig signifikanter Zusammenhang besteht, dass zur Untersuchung von Anomalien bereits der Kurvenverlauf ausreichend ist und die absolute Lage im Diagramm keine dominante Rolle einnimmt. Dies ist insbesondere dann von Bedeutung, wenn bei der exakten Bestimmung der Scharnierachsenlage aufgrund der Weichteile mit herkömmlichen Achsiografiesystemen die Messunsicherheit nicht unter die notwendigen Grenzwerte reduziert werden kann.

Analyse berechneter Kontakte

Neben der qualitativen visuellen Darstellung von Kontakten der berechneten Okklusion und der Möglichkeit, dieser separate Farben zuordnen zu können, um z.B. die zeitaufgelöste Abfolge der auftretenden Kontakte zu untersuchen, werden quantitative Untersuchungen zu den Kontakten durchgeführt.

Es wird untersucht, inwiefern sich Variationen der horizontalen Kondylenbahnneigung (HCN) auf die Okklusion auswirkt. Dazu werden die mittels des String Condylocomp LR3 ermittelten Werte der HCN als mathematisches Modell in das hier entwickelte Programm integriert. Die Variationen des einzustellenden Winkels werden um diejenigen Werte durchgeführt, die den Skalierungen an einem mechanischen Artikulator entsprechen (von -2° bis $+2^{\circ}$ in jeweils 1° -Schritten).

Das Ergebnis ist, dass bereits diese im Vergleich zu den absoluten Neigungswerten von 30°-50° geringe Variationen von 1°-2° ausreichend sind, um die Übereinstimmung der Okklusion um 20% zu verändern. Für diese Abweichungen ist neben anatomischen Merkmalen auch die Auflösung des 3D-Messsystems von Bedeutung. Da jeder Kontakt nur durch sehr wenige Bildpunkte dargestellt wird, wirken sich geringfügige Veränderung dieser Bildpunktflächen entsprechend stark auf die prozentuale Übereinstimmung aus.

Auf einen quantitativen Vergleich zwischen den in einem mechanischen Artikulator durchgeführten Anfärbungen und der berechneten Okklusion wurde aus zwei Gründen verzichtet: Zum einen können nach *Reiber* und *Trbola* [67] zwischen der klinischen Okklusion und der Modellokklusion nur Übereinstimmungen von etwa 40% nachgewiesen werden. Zum anderen setzt ein quantitativer Vergleich die rechnerische Bestimmung der mechanisch erzeugten Kontakte voraus. In den Grauwertbildern können die Anfärbungen der Okklusionsfolie allerdings teilweise nicht eindeutig von dunkleren Stellen, z.B. in den Zahnzwischenräumen, unterschieden werden. Hier wären Farbkameras von großem Vorteil (s. u.).

Im Rahmen eines neu zu entwickelnden virtuellen Artikulatorsystems (s. nächster Abschnitt) könnte für die Untersuchung der Okklusion folgender Ansatz berücksichtigt werden: Prinzipiell könnten bei der Aufzeichnung der Bewegungsbahnen gleichzeitig mittels Okklusionsfolie oral die Kontakte markiert werden. Folgt anschließend die fotogrammmetrische Vermessung des Ober- und Unterkiefers beim Patienten, könnten die Anfärbungen unmittelbar erfasst werden. Dann könnte ein direkter quantitativer Vergleich zwischen simulierter und vorgefundener Okklusion durchgeführt werden.

5.4.2 Kriterien für die Entwicklung eines virtuellen Artikulators

Die Auswertungen haben gezeigt, dass bei virtuellen Artikulatoren in unterschiedlichen Bereichen ein Optimierungspotential besteht. Im Folgenden werden die wichtigsten Kriterien hervorgehoben und Möglichkeiten zu deren Optimierung gegeben.

Positioniersystem

Eine weitestgehend vollständige, dreidimensionale Erfassung der Oberfläche von Situationsmodellen erfordert eine relative Ausrichtung des Objekts in unterschiedlichen Perspektiven gegenüber dem Messsensor. Dafür ist ein rechnergesteuerter Positioniertisch notwendig.

Aufgrund des hier verwendeten Messprinzips des 3D-Erfassungssystems gibt es physikalisch bedingt bestimmte Anforderungen an das Messvolumen. Die Brennweite und Blende der verwendeten Optik sind der Größe des Objekts und dessen Oberflächeneigenschaften anzupassen. Dadurch ist ein Schärfentiefenbereich definiert. Diesen an die Fragestellung der Untersuchungen optimierten Bereich sollte das Objekt bei der relativen Positionierung gegenüber dem Messkopf nicht verlassen. Dementsprechend muss das Positionierungsgerät hinreichend viele Freiheitsgrade besitzen. Eine einfache Rotations- und Verkippungseinheit kann für viele Objekte nicht ausreichend sein. Von Vorteil wäre die Möglichkeit der freien Positionierung in der Horizontalen nach rechts/links und vorne/hinten. Der Kipptisch sollte ebenfalls in zwei zueinander senkrechten Richtungen schwenkbar sein. Um eine optimale Anpassung an den eingestellten Schärfentiefenbereich zu erzielen, sollte die Magnetschnellentnahme auch in der Höhe verstellbar sein.

Zu beachten ist, dass die Verwendung von Präzisionsverstelltischen für diese Vielzahl von Freiheitsgraden mit einem sehr hohen Kostenfaktor verbunden ist. Eine Alternative bestünde darin, an dem Objekt eine entsprechende Anzahl von Referenzmarken anzubringen, über die die notwendigen Transformationen berechnet werden. Dann könnten einfachere Positionierungsgeräte zum Einsatz kommen.

3D-Messsensor

Der Messsensor zur dreidimensionalen Erfassung von Situationsmodellen ist eine zentrale Komponente für die Realisierung eines virtuellen Artikulators. Dementsprechend hoch sind die Anforderungen an die Messungen des 3D-Erfassungssystems.

Die Auswertungen haben gezeigt, dass beim hier verwendeten System und einem eingestelltem Messvolumen von 125 cm³, die Oberflächenpunkte einen mittleren Abstand von ca. 0,14 mm haben. Für bestimmte Fragestellungen ist eine höhere Auflösung wünschenswert. Dazu gehört beispielsweise der quantitative Vergleich von Kontakten (s. Abschnitt 5.3.3).

Die quantitative Auswertung von Anfärbungen mit Okklusionsfolie setzt farbtaugliche CCD-Kameras voraus. Die Erfassung mit schwarz-weiß-Kameras ist hier nicht ausreichend, da in den Grauwertbildern in vielen Fällen die Anfärbungen der Okklusionsfolie nicht von den Strukturen der Zahnzwischenräumen unterschieden werden können. Die manuelle Markierung derartiger Bereiche wäre hier zu ungenau, insbesondere da bereits bei Abweichungen von wenigen Pixeln die Abweichung der Überstimmung der untersuchten Kontakte 10-20% erreichen kann.

Damit die Auflösung aufgrund der zusätzlichen Farbinformationen nicht abnimmt, sollten Kameras mit jeweils einem separaten Chip für die Grundfarben Rot, Grün und Blau verwendet werden. Ein dynamischer Umfang der Kameras von mehr als 8 Bit für jede Farbe kann bei Objekten mit sehr starken Helligkeitsunterschieden von Vorteil sein. Nach den in Abschnitt 2.2 vorgestellten Zusammenhängen kann eine höhere Auflösung der CCD-Kameras und die damit verbundene Oberflächenpunktedichte auch zu einer verbesserten Auswertung von Kalibrations- und Referenzmarken beitragen. Dieses bildet die Grundlage für eine präzisere Kalibration und Bestimmung der Transformationen, um einzelne Messungen in einem globalen Koordinatensystem zusammenzufassen. Zusätzlich kann das Anpassen mit mathematischen Funktionen dazu beitragen, die Ränder der Kreismarken besser festzulegen. Damit ließe sich die Messunsicherheit komplexer digitalisierter Objekte reduzieren.

Mittels einer Ausgleichsrechnung kann zusätzlich versucht werden, die einzelnen Punktewolken nachträglich so anzugleichen, dass die Klaffungen zwischen den Teilpunktewolken minimiert werden. Von *Besl* und *McKay* wird dazu in [5] ein mathematisches Modell vorgeschlagen.

Da starke Lichtreflexionen zu einer Übersteuerung der Kameras führen können, ist insbesondere bei der Anfertigung von Kalibrationstafeln und Referenzmarken darauf zu achten, dass Materialien verwendet werden, die unter allen Betrachtungswinkeln das Licht diffus streuen. Spezielles, nicht glanzbeschichtetes Papier für Tintenstrahldrucker hat sich hier als ein geeignetes Material erwiesen.

Kondylenbahnerfassung

Die Untersuchung von Kaubewegungen erfordert zeit- und raumaufgelöste Informationen über die relative Lage des Unterkiefers- zu dem des Oberkiefers. Eine Möglichkeit besteht in der Vermessung der Kondylenbahnen, für deren Aufzeichnung es mehrere Prinzipien gibt (*Naeije* et al. [56], *Klett* [36]). Um die durch die Messunsicherheit bedingten Schwankungen zu reduzieren, kann es auch hier sinnvoll sein, glatte mathematische Funktionen an die Messwerte anzupassen.

Nach Abbildung 3.8 kann sich die Stellung der Oberkieferzahnflächen sehr stark auf das Ergebnis einer Okklusionsbestimmung in einem virtuellen Artikulator auswirken. Eine präzise Erfassung der Kondylenbahnen ist daher sehr wichtig. Bei den gegenwärtigen Systemen zur Erfassung von Kondylenbahnen kann es allerdings zu kritischen Unsicherheiten bei der Bestimmung der Lage der Scharnierachse kommen.

Im Vergleich mit anderen Messsystemen für die Bewegung des Unterkiefers kann bei der oben genannten fotogrammmetrischen Methode auf einen Gesichtsbogen verzichtet werden, um dessen Fehlerquellen bei der Vermessung am Patienten zu umgehen.

Werden im Mundraum an den Zähnen Referenzmarken angebracht, so könnte auch die dreidimensionale Erfassung der Zähne intraoral durchgeführt werden. Dazu bie-

tet sich z.B. das Cerec-System an, das eingehender von *Benz* und *Schwarz* [4] sowie *Bose* und *Ott* [9] untersucht wurde. Durch das Anbringen von Referenzmarken im Mundraum könnte unmittelbar ein Bezug zu den Referenzmarken zur Aufzeichnung der dynamischen Bewegung hergestellt und damit alle Messwerte in einem gemeinsamen Koordinatensystem erfasst werden.

Durch ein fotogrammmetrisches Messverfahren wären einige Unsicherheiten gegenüber der konventionellen Methode auszuschalten. Nach *Marxkors* und *Meiners* [51] können sich während der Arbeitsschritte bei der Erstellung von Abformungen zwischen dem Gebiss des Patienten und dem Gipsmodell insgesamt Abweichungen von bis zu 100 μ m ergeben. Die Unsicherheiten an den Situationsmodellen aufgrund von Volumenänderungen können durch eine direkt am Gebiss des Patienten durchgeführte optische Abtastung mit einem profilometrischen Systems reduziert werden. Hierbei ist allerdings zu beachten, dass es an den Zahnflächen zu starken Lichtreflexionen kommen kann, die die Messungen beeinflussen können.

Integration eines Modells der Kaumuskulatur

Die von der Kaumuskulatur auf die Zahnflächen ausgeübten Kräfte werden wie auch bei einem mechanischen Artikulator in dieser Simulation nicht berücksichtigt. Soll in die Simulation auch die Analyse von Kräften einbezogen werden, so müssten neben der reinen Aufzeichnung der Kondylenbewegungsbahnen auch Messungen zur Bestimmung der einwirkenden Kräfte erfolgen. Von *Gallo* et al. [23] wird ein Modell beschrieben, um die bei Kaubewegungen auftretenden Kräfte über ein mathematisches Modell darzustellen. Die elektrische Stimulation der Kaumuskulatur und der damit hervorgerufenen Bewegung wird von *Zwijnenburg* et al. [81] mit Hilfe des OKAS-3D Systems zur Erfassung von Kondylenbahnen untersucht.

Kapitel 6

Zusammenfassung und Ausblick

Es wurde ein virtueller Artikulator entwickelt, mit dem sich anhand optisch digitalisierter Situationsmodelle und elektro-optisch am Patienten erfasster Kondylenbahnen Kieferbewegungen numerisch simulieren lassen. Die auftretenden Kontakte und weitere Kenngrößen wie z.B. Öffnungswinkelkurven werden dabei in ihrem dynamischen Verlauf erfasst und ausgewertet. Zudem werden Prüfverfahren vorgestellt, mit denen die Messunsicherheiten bei der Digitalisierung von Situationsmodellen bestimmt werden können.

Im Rahmen einer am Probanden durchgeführten elektronischen Achsiografie werden dazu die Bewegungsbahnen der Kondylen bei unterschiedlichen Kaubewegungen digital aufgezeichnet. Parallel dazu wird über einen Gesichtsbogen die Lage des Oberkiefers in einem schädelbezüglichen Koordinatensystem bestimmt, um die vom Patienten angefertigten Situationsmodelle schädelgerecht im Artikulator ausrichten zu können.

Anschließend werden die Ober- und Unterkiefersituationsmodelle mit dem Verfahren der phasenmessenden Profilometrie dreidimensional digitalisiert. Es folgt die Bestimmung der Raumtransformation zur schädelbezüglichen Ausrichtung der digitalisierten Oberkiefermodelle im virtuellen Artikulator anhand der Vermessung von Zielmarken auf der Magnetschnellentnahme des Axiosplitsystems, mit der die Situationsmodelle in den Messaufbau integriert werden können.

Im Prinzip könnte in der gleichen Art und Weise eine Raumtransformation bestimmt werden, um auch die digitalisierten Unterkiefermodelle in das schädelbezügliche Koordinatensystem des virtuellen Artikulators zu überführen. Für den virtuellen Artikulator lassen sich jedoch präzisere digitalisierte Modelle zur Verfügung stellen, wenn die Ausrichtung der digitalisierten Unterkiefermodelle zu den schädelgerecht einartikulierten Oberkiefermodellen in der Position der maximalen Interkuspidation erfolgt. Mit dem hier entwickelten Verfahren kann dann die Raumtransformation anhand optisch erfasster Zielmarken, die an den Modellen befestigt sind, bestimmt werden.

Neben den für die Transformation der digitalisierten Situationsmodelle in das Koordinatensystem des virtuellen Artikulators entwickelten Ansätzen wird ein Programm vorgestellt, das auf dieser Basis eine dynamische Bewegung des digitalisierten Unterkiefers gegenüber dem Oberkiefer ermöglicht. Dazu können sowohl die digital am Patienten aufgezeichneten Kondylenbahnen als auch simulierte Kondylenbahnen herangezogen werden. Den Kern der Simulation mit dem virtuellen Artikulator bildet ein Algorithmus, mit dem sich auf numerischem Wege die Okklusion sowie Öffnungswinkelkurven der dynamisch zueinander bewegten Situationsmodelle berechnen lassen. Die ermittelten Kontakte können innerhalb einer grafischen Benutzeroberfläche visualisiert werden. Ferner erlaubt das System den Vergleich der Simulation mit den Ergebnissen eines mechanischen Artikulators.

Die Messunsicherheit des zur Digitalisierung der Situationsmodelle verwendeten 3D-Sensors wird anhand der Vermessung von Prüfkugeln (\emptyset =40 mm) untersucht, wobei verschiedene Einflüsse auf die Digitalisierung der Modelle quantifiziert werden können. Durch die wiederholt ausgeführte Kalibration des Scanners und der anschließenden Vermessung einer Prüfkugel wird die Messunsicherheit, mit der der Durchmesser der Prüfkugel behaftet ist, unter den gegebenen Bedingungen zu 36 μ m bestimmt. Die statistischen Schwankungen der einzelnen berechneten 3D-Koordinaten liegen dabei im Bereich von 18 μ m. Die vollständige Erfassung eines komplexen Objekts erfordert mehrere Messungen aus unterschiedlichen Perspektiven, die in ein gemeinsames Koordinatensystem transformiert werden müssen. Bei dieser Transformation ergeben sich hier Messunsicherheiten von 20 μ m in der z-Richtung. Insgesamt können sich durch die Summation der Effekte Messunsicherheiten an einem digitalen Situationsmodell in der Größenordnung von 70 μ m ergeben.

Mit dem virtuellen Artikulator werden anhand einzelner Datensätze exemplarisch Untersuchungen zur Okklusion und zu den Öffnungswinkelkurven durchgeführt. Dabei werden die zuvor bestimmten Unsicherheiten bei der Digitalisierung von Situationsmodellen berücksichtigt.

Es zeigt sich, dass die aufgrund der Simulation bestimmten Kontakte qualitativ mit den Anfärbungen übereinstimmen, die in einem mechanischen Artikulator gefunden wurden. Die Abweichungen lassen sich darauf zurückführen, dass bereits geringfügige Änderungen der horizontalen Kondylenbahnneigung (HCN) zu einer Veränderung der Kontakte führen können. Wird eine HCN eingestellt und werden die Kontakte berechnet, so bewirkt bereits eine Variation der HCN von 1°-2°, dass sich die erneut berechneten Kontakte lediglich um etwa 80% mit der zuvor bestimmten Okklusion überdecken. Dabei ist aber zu berücksichtigen, dass von *Reiber* und *Trbola* [67] auch deutliche Abweichungen zwischen der Modellokklusion und der Okklusion am Patienten nachgewiesen wurden.

Die berechneten Öffnungswinkelkurven sind in ihrem Verlauf weitgehend mit denen identisch, die am Patienten bestimmt werden. Sie unterscheiden sich jedoch in ihrer Lage, bezogen auf den Ursprung. Die Untersuchungen haben ergeben, dass die Stellung der Zahnflächen der bei der Bewegung führenden Zähne einen wesentlichen Einfluss auf das Ergebnis der Simulation des Öffnungswinkels und somit auf die Übereinstimmung mit den Ergebnissen der Aufzeichnung der Bewegungsparameter beim Patienten hat. Je steiler die palatinalen Konkavitäten der Oberkieferzahnflächen zu den Unterkieferzähnen stehen, desto größer ist der Einfluss der bei der Digitalisierung der Situationsmodelle auftretenden Messunsicherheiten.

Es wurden ebenfalls Untersuchungen zur Lage der terminalen Scharnierachse in Bezug auf die Öffnungswinkelkurve gegenüber dem Koordinatenursprung im Vorschub-Öffnungswinkel-Diagramm durchgeführt. Dabei wurde festgestellt, dass bei einer Variation der Lage der Scharnierachse der Kurvenverlauf der Öffnungswinkelkurve erhalten bleibt, jedoch, bezogen auf den Nullpunkt, Verschiebungen auftreten.

Insgesamt kann festgestellt werden, dass mit dem hier entwickelten virtuellen Artikulator bereits deutliche Übereinstimmungen mit den Resultaten klassischer Untersuchungsmethoden erzielt werden können.

Virtuelle Artikulatoren können somit die Grundlage für neue Untersuchungsmethoden bilden:

- Die Planung und Durchführung von Restaurationen könnte durch derartige Simulationen unterstützt werden.
- Es könnte eine Überprüfung der Qualität einer prothetischen Versorgung erfolgen, indem die Okklusion im Mund mit der einer Simulation verglichen wird.
- Durch die Integration von Kraftmessungen für einen erweiterten Funktionsumfang eines virtuellen Artikulators könnten beispielsweise die Auswirkungen des Bruxismus (Knirschen) etc. analysiert werden.

Diese Konzepte lassen sich allerdings nur dann umsetzen, wenn für die entwickelten virtuellen Artikulatoren präzise Abschätzungen hinsichtlich der zu erwartenden Messungenauigkeiten vorliegen. Die hier vorliegende Arbeit bildet damit die Grundlage für weitere statistische Auswertungen, die auf der Untersuchung einer größeren Anzahl von Probanden beruhen.

Als Konsequenz aus den hier vorgestellten Ergebnissen ist zu überlegen, ob ein gänzlich neuer Ansatz für die elektronische Achsiografie praktikabel ist: Die fotogrammmetrische Erfassung von Position und Bewegung der Kiefer.

Dazu könnten an den Zahnflächen des Ober- und Unterkiefers auf einem Trägersystem aufgebrachte Referenzmarken befestigt werden. Diese Referenzmarken würden dann während der Bewegung von CCD-Kameras aufgezeichnet. Mit den Methoden der Fotogrammmetrie ließen sich dann die Bewegungen des Unterkiefers zum Oberkiefer auswerten.

Anhang

A.1 Koordinatentransformationen

Bei der Digitalisierung von Objekten liegen diese im jeweiligen Messkoordinatensystem vor. Für quantitative Auswertungen der Datensätze sind Transformationen in ein definiertes Koordinatensystem notwendig. Die mathematischen Grundlagen werden im Folgenden dargestellt.

A.1.1 Koordinatentransformation in der Ebene

In der folgenden Abbildung A.1 ist der geometrische Zusammenhang zwischen zwei zueinander gedrehten Koordinatensystemen in einer Ebene dargestellt.

Der mathematische Zusammenhang zwischen den beiden um den Winkel α in der Ebene zueinander gedrehten Koordinatensystemen ist:

$$x' = x \cos(\alpha) - y \sin(\alpha)$$

$$y' = x \sin(\alpha) + y \cos(\alpha)$$
(A.1)

Der Übergang zur Matrixschreibweise ergibt:

$$\begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(x'x) & \cos(y'x) \\ \cos(x'y) & \cos(y'y) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix}$$
(A.2)



Abbildung A.1: Koordinatentransformation in einer Ebene.

Oder in Kurzform:

$$x = Rx'$$

mit $R = \begin{pmatrix} r_{11} & r_{12} \\ r_{21} & r_{22} \end{pmatrix}$

R bezeichnet dabei die Drehmatrix. Die Drehmatrix ist quadratisch, aber nicht symmetrisch. Die r_{ij} bezeichnen die cos-Werte der Winkel zwischen den Koordinatenachsen.

A.1.2 Koordinatentransformation im Raum

Analog zur Koordinatentransformation in der Ebene kann die Transformation im Raum bestimmt werden. In der folgenden Abbildung A.2 ist ein Objektpunkt in zwei im Raum zueinander gedrehten Koordinatensysteme dargestellt.

Werden die Komponenten eines Objektpunktes in dem jeweiligen Koordinatensystem zu einem Vektor zusammengefasst, so kann die räumliche Drehung durch eine Matrixschreibweise beschrieben werden:



Abbildung A.2: Darstellung räumlich zueinander gedrehter Koordinatensysteme. i, j, k sind die Einheitsvektoren. Ebenfalls eingezeichnet sind die Drehwinkel um die x-, y-, z-Achse sowie am Beispiel der z-Achse die Winkel zwischen dieser Achse und den Einheitsvektoren i', j', k' des gestrichenen Koordinatensystems.

$$\begin{array}{rcl} x & = & Rx' \\ mit & R & = & \left(\begin{array}{ccc} r_{11} & r_{12} & r_{13} \\ r_{21} & r_{22} & r_{23} \\ r_{31} & r_{32} & r_{33} \end{array} \right) \end{array}$$

Die Elemente r_{ik} dieser Drehmatrix R können interpretiert werden als [39]:

 $\bullet\ cos-$ Werte der Raumwinkel um die Achsen eines Koordinatensystems

$$\begin{pmatrix} x \\ y \\ z \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \cos(x'x) & \cos(y'x) & \cos(z'x) \\ \cos(x'y) & \cos(y'y) & \cos(z'y) \\ \cos(x'z) & \cos(y'z) & \cos(z'z) \end{pmatrix} \begin{pmatrix} x' \\ y' \\ z' \end{pmatrix}$$

• Komponenten der Einheitsvektoren des gestrichenen Koordinatensystems im ungestrichenen Koordinatensystem

Für den Umgang mit Matrizen gibt es definierte Rechenregeln, die beispielsweise in [22, 39] erläutert werden.

A.2 Phasenschiebealgorithmen

Zur subpixelgenauen Auswertung der auf eine Objektoberfläche projizierten Streifenmuster nach der Phasenschiebemethode bieten sich verschiedene Algorithmen an [41, 14]. Hier werden die Formeln eines 3- und eines 4-Schrittalgorithmusses wiedergegeben:

3-Schrittalgorithmus

An den Bildpunkten $P(\xi, \eta)$ werden die Intensitäten $I_1(\xi, \eta), I_2(\xi, \eta)$ und $I_3(\xi, \eta)$ zur Berechnung verwendet. Die Verschiebung der Phasen erfolgt um Werte von $\beta_1 = \pi/4, \beta_2 = 3\pi/4$ und $\beta_3 = 5\pi/4$. An dem Bildpixel P ergibt sich damit ein lokaler Phasenwert $\Phi(\xi, \eta)$:

$$\Phi(\xi,\eta) = \arctan\left(\frac{I_3(\xi,\eta) - I_2(\xi,\eta)}{I_1(\xi,\eta) - I_2(\xi,\eta)}\right)$$
(A.3)

4-Schrittalgorithmus

An den Bildpunkten $P(\xi,\eta)$ werden die Intensitäten $I_1(\xi,\eta), I_2(\xi,\eta), I_3(\xi,\eta)$ und $I_4(\xi,\eta)$ zur Berechnung verwendet. Die Verschiebung der Phasen erfolgt um Werte von $\beta_1 = 0, \beta_2 = \pi/2, \beta_3 = \pi$ und $\beta_4 = 3\pi/2$. An dem Bildpixel P ergibt sich damit ein lokaler Phasenwert $\Phi(\xi,\eta)$:

$$\Phi(\xi,\eta) = \arctan\left(\frac{I_4(\xi,\eta) - I_2(\xi,\eta)}{I_1(\xi,\eta) - I_3(\xi,\eta)}\right)$$
(A.4)

Bei dem hier eingesetzten 3D-Messsystem kommt ein 4-Schrittalgorithmus zum Einsatz.

A.3 Mathematische Funktionen zur Oberflächenanpassung



Abbildung A.3: Darstellung einer Kugel nach Formel A.5 über den Parametern einer Fläche.

Eine Kugeloberfläche wird durch die Formel

$$h(x,y) = \sqrt{r^2 - (x - x_0)^2 - (y - y_0)^2} + z_0$$
 (A.5)

beschrieben (s. Abbildung A.3).

Mit:

 (x_0, y_0, z_0) Der Mittelpunkt der Kugel

r Radius der Kugel

h Höhe der Kugelfläche an dem Punkt (x, y)

Das Prinzip der Anpassung eines Datensatzes aus 3D-Punkten, die eine Kugeloberfläche beschreiben, durch eine mathematische Funktion nach der Methode der kleinsten Fehlerquadrate besteht nun darin, für jeden gemessenen 3D-Punkt den Abstand zu der mathematisch definierten Kugeloberfläche zu berechnen und für alle 3D-Punkte der Messung diesen Abstand zu minimieren.

A.4 Benutzeroberfläche OSCAN¹

Dem hier realisierten virtuellen Artikulator liegt eine umfangreiche Programmbibliothek zugrunde. Die Programme zur Verarbeitung der 3D-Datensätze sind überwiegend in der Programmiersprache c++ [65] geschrieben. Um die Benutzung der Programme zu erleichtern, gibt es eine grafische Benutzeroberfläche. Diese ist, um die Kompabilität mit dem 3D-Messsystem der Firma GOM zu wahren, in der Programmiersprache tcl/tk [61] geschrieben.

Hier wird nur ein kleiner Abriss der wesentlichen Funktionen wiedergegeben.



Programm zur Darstellung der Situationsmodelle

Abbildung A.4: Kontrolloberfläche zur Darstellung der Messaufnahmen bei der Vermessung von Situationsmodellen.

Das Programm ermöglicht die Darstellung der verschiedenen Messaufnahmen (s. Abbildung A.4), die bei der Vermessung von Situationsmodellen aufgenommen werden. Die berechneten Kontakte können hier farbig dargestellt werden.

¹OSCAN: Abkürzung für object scanning

🏥 Kontakt_Bestimmung ⊽ □ × Auswahl einer Kontaktbahn HCN links Kondylenbahn Bewegung Richtung HCN rechts Тур ♦ + 1°
♦ 0° ♦ + 1°
♦ 0° protrusion ◆ - 1° string 🔶 geführt > laterotrusion link 🔶 vor \land simuliert 🔷 rück 🔷 ungeführt laterotrusion rech \diamond \diamond Winkel Schnitte Kriterium 🔶 komplett 💠 Prämolaren 1 🔶 Schn. Z. 1 💠 Prämolaren 2 💠 gemessen 💠 Molaren 1 Punkt-Punkt Schn. Z. 2 \sim ٠ Punkt-Ebene 🔶 simuliert 🔶 Eckzahn 1 🔶 Molaren 2 Bezeichnung string.diskludiert.protrusion.vor.pe.as.komplett Patientendaten übernehmen Ergänzung schließen

Programm zur Auswahl von Kondylenbahnen

Abbildung A.5: Kontrolloberfläche zur Auswahl von Bewegungsabläufen.

Ein weiterer zentraler Bestandteil ist ein Programm zur Steuerung der Auswahl gemessener und berechneter Kondylenbahnen, um die Kontakte zu berechnen (s. Abbildung A.5).

Programm zur Berechnung der Okklusion

🍈 Kontakt Bestimmung <2> 🔍 🗖 🗙	🕲 preferences 📀 🔿 🔿 😒
	Einstellungen für Kontakt-Punkte-Berechnung
Berechnung der Okklusion	Abstandskriterium 0.1
	2. Abstandskriterium 0.4
	Würfelbreite 0.8
Einstellungen Parameter step-pref	Lateral-Min90
	Lateral-Max. 90
	Sagital-Bereich 0
	Winkel-Modifikation-phi 0
	Winkel-Modifikation-psi 0
	Winkel-Modifikation-theta 0
	Simulation des Öffnungswinkels 🔶 Nein
Funktionen	Winkel beim Öffnen 0.1
Demotrary Destated	Winkel beim Schließen 0.05
Berechnung	Kontaktkriterium Punkt zu Ebene Punkt zu Punkt
schließen	OK Cancel

Abbildung A.6: Kontrolloberfläche zur Bestimmung der Kontakte in der Okklusion (links) sowie zur Übergabe von Parametern an das Programm (rechts).

Die Kontakte in der Okklusion bei digitalisierten Situationsmodellen können mit diesem Programm berechnet werden (s. Abbildung A.6). Über eine Eingabemaske kann die Berechnung durch die Übergabe von Parametern an die jeweilige Fragestellung angepasst werden.

Programm zur Berechnung von Öffnungswinkelkurven



Abbildung A.7: Aufruf des public-domain-Programmes gv zur Darstellung der Öffnungswinkelkurven sowie eine Kontrolloberfläche zur Übergabe von Parametern.

Mit dem public-domain-Programm gv können die gemessenen und berechneten Öffnungswinkelkurven dargestellt und untersucht werden (s. Abbildung A.7). Zusätzlich gibt es weitere Programme, die hier nur ihrer Funktion nach aufgelistet werden sollen:

Programme für die Bestimmung von Messunsicherheiten

Maßstab:	Programm für die Quantifizierung des Einflusses der Kalibration des
	3D-Messkopfes auf die Größe eines vermessenen Objekts
Formtreue:	Programm zur Überprüfung der Formtreue von dreidimensionalen
	Punktewolken
Rauschen:	Bestimmung des Ausmaßes von statistischen Schwankungen auf die
	3D-Koordinaten der Punkte
Matching:	Berechnung der Messunsicherheiten aufgrund des Zusammenfügens
	von einzelnen Messungen in einem gemeinsamen Koordinatensystem.

Programme für die Transformation von digitalen Datensätzen in einen virtuellen Artikulator

Magnetsockel: Transformation der Magnetschnellentnahme in den Ursprung des Messkoordinatensystems

- Artikulator: Transformation von digitalen Oberkiefersituationsmodellen in das Koordinatensystem des virtuellen Artikulators
- Relative Ausrichtung: Ausrichtung von digitalen Unterkiefermodellen zu denen des Oberkiefers in der Position der maximalen Interkuspidation

Literaturverzeichnis

- [1] K. B. ATKINSON: Close range photogrammetry and machine vision. Whittles Publishing, Caithness, UK, 1996.
- [2] H. BAULIG und TH. REIBER: Experimentelle Untersuchung zur Präzision des String Condylocomp LR2. Dtsch Zahnärztl Z, 50:533–535, 1995.
- [3] C. BENZ, A. MEHL und R. HICKEL: The accuracy of the new Cerec-Camera. J Dent Res, 74:934, 1995.
- [4] C. BENZ und P. SCHWARZ: Wie genau ist der optische Cerec-Abdruck? Dtsch Zahnärztl Z, 46:632–634, 1991.
- [5] P. J. BESL und N. D. MCKAY: A method for registration of 3-D shapes. IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence, 14, 1992.
- [6] A. BISLER, U. KORDASS, B. SUCHAN und G. VOSS: The virtual articulator. Int J Comput Dent, 2:101–106, 2002.
- [7] A. BISLER und G. VOSS: The virtual articulator. CG topics, 3:22–23, 2001.
- [8] F. BOLLMANN, D. DIRKSEN, J. KOSLOW, V. SAULIN und G VON BALLY: Koordinatenerfassung mittels computerunterstützter Profilometrie für zahnmedizinische Modellanalysen. Dtsch Zahnärztl Z, 52:105–108, 1997.
- M. BOSE und K. H. R. OTT: Wissenschaftliche Erkenntnisse über das CEREC-System. Dtsch Zahnärztl Z, 49:671–673, 1994.
- [10] Z. BÖRÖCZ, C. THOMAS, D. DIRKSEN und G. VON BALLY: Recherches expérimentales soutenues par le centre: enregistrement en 3D de chantiers et d'objets archéologiques par profilométrie optique. Rapport annuel d'acitité scientifique, 1:35–36, 1999.

- B. BREUCKMANN: Optische 3D-Meßsysteme für Online-Anwendungen. Technisches Messen, 57:389–394, 1990.
- [12] B. BREUCKMANN und P. LÜBECK: Einsatz höchstauflösender optischer Verfahren in der Oberflächenprüfung und 3D-Meßtechnik. VDI-Berichte, 679:71–76, 1988.
- [13] A. CATIC und M. NAEIJE: Location of the hinge axis and the kinematic centre in asymptomatic and clicking temporomandibular joints. J Oral Rehabil, 26:661– 665, 1999.
- [14] K. CREATH: Phase-shifting holographic interferometry. Hrsg. R. K. Rastogi, Springer-Verlag, Berlin, 1. Auflage, 1994.
- [15] R. DELONG, C.-C. KO, I. OLSON, J.S. HODGES und W.H. DOUGLAS: Helical axis errors affect computer-generated occlusal contacts. J Dent Res, 81:338–343, 2002.
- [16] H. DENISSEN, A. DOZIC, J. VAN DER ZEL und M. VAN WAAS: Marginal fit and short-term clinical performance of porcelain-veneered CICERO, CEREC and Procera onlays. J Prosth Dent, 84:506–513, 2000.
- [17] S. DIEDERICHS, R. WOLF, D. DIRKSEN, B. LECHLER und F. BOLLMANN: Vergleich des klinischen Resilienztestes nach Gerber mit entsprechenden Messungen durch den String Condylocomb LR 3. Dtsch Zahnärztl Z, 52:246–251, 1997.
- [18] D. DIRKSEN: Erfassung und Analyse von Tiefenbildern f
 ür Anwendungen in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Habilitation, Universit
 ät M
 ünster, M
 ünster, 2004.
- [19] D. DIRKSEN, S. DIEDERICHS, C. RUNTE, G. VON BALLY und F. BOLLMANNN: Three-dimensional acquisition and visualization of dental arch features from optically digitized models. Journal of Orofacial Orthopedics, 60:152–159, 1999.
- [20] D. DIRKSEN, C. RUNTE, Z. BÖRÖCZ, C. THOMAS, G. VON BALLY und F. BOLLMANNN: Three-dimensional quantification of color-marked occlusal paths on anatomically oriented casts. J Prosth Dent, 85:156–161, 2001.
- [21] H. EDELSBRUNNER und E. P. MÜCKE: Three-dimensional alpha shapes. ACM Transactions on graphics, 13:43, 1994.

- [22] G. FISCHER: Lineare Algebra. Vieweg, Braunschweig, 9. Auflage, 1989.
- [23] L.M. GALLO, K. FUSHIMA und S. PALLA: Mandibular helical axis pathways during mastication, J Dent Res, 79:1566–1572, 2000.
- [24] A. GYSI: Artikulatoren. In: BRUHN, CH., A. KANTOROWICZ und C. PARTSCH (Herausgeber): Handbuch der Zahnheilkunde, Band 3. Bergmann, München, 1930. zit. n. [26].
- [25] H. HAYASAKI, S. NAKATA, N. NISHIJIMA, A. OKAMOTO, K. MINEMATSU, Y. YAMASAKI und M. NAKATA: A calculation method for the range of occluding phase at the lower incisal point during chewing movements using the curved mesh diagram of mandibular excursion (CMDME). J Oral Rehabil, 26:236–242, 1999.
- [26] A. HUGGER: Elektronische Registriersysteme f
 ür die zahn
 ärztliche Praxis. In:
 B.J. HEINENBERG (Herausgeber): Innovationen f
 ür die Zahnheilkunde. Spitta-Verlag, Balingen, 1. Auflage, 1997.
- [27] A. HUGGER, D. EDINGER und U. STÜTTGEN: Eine diagnostische Erweiterungssoftware zum String-Registriersystem. Dtsch Zahnärztl Z, 51:424–428, 1996.
- [28] A. HUGGER, R. KLETT und U. STÜTTGEN: Computer unterstützte individuelle Artikulatorjustierung. Dtsch Zahnärztl Z, 50:478–480, 1995.
- [29] A. HUGGER, B. KORDASS, D. EDINGER, U. BERNTIEN und U. STÜTTGEN: Bewegungsdarstellung im Okklusalbereich bei berührungslos messenden Registriersystemen. Dtsch Zahnärztl Z, 53:535–538, 1998.
- [30] A. HUGGER, B. KORDASS, D. EDINGER und U. STÜTTGEN: Simultane Bewegungsaufzeichnung mit zwei berührungslos messenden Registriersystemen. Dtsch Zanhnärztl Z, 52:536–539, 1997.
- [31] E. KEESE, R. BSCHORER, G. GEHRKE und R. SCHMELZLE: 3-dimensional reconstruction of the superficial facial contour using opto-electronic recording for control of reconstructive soft tissue interventions. Mund Kiefer Gesichtschirugie, Seiten 58–60, 1997.
- [32] K. KESS und J. KOLBOWSKI: Computergestützte dreidimensionale Modellanalyse. Praktische Kieferorthopädie, 4:213–218, 1990.
- [33] J. KÖHLER, R. HÖWELMANN und H. KRÄMER: Analytische Geometrie in vektorieller Darstellung. Diesterweg, Frankfurt am Main, 9. Auflage, 1974.

- [34] S. KILIARIDIS, S. KARLSSON und H. KJELLBERG: Characteristics of masticatory mandibular movements and velocity in growing individuals and young adults. J Dent Res, 70:1367–1370, 1991.
- [35] R. KLETT: Elektronische Registrierverfahren für die Kiefergelenkdiagnostik. Dtsch Zahnärztl Z, 37:991, 1982. zit. n. [26].
- [36] R. KLETT: Handbuch String-Condylocomp LR3. Dentron GmbH, Markt Höchberg, 1. Auflage, 1993.
- [37] J.H. KOOLSTRA: Dynamics of the human masticatory system. Crit Rev Oral Biol M, 13:366–376, 2002.
- [38] B. KORDASS und CH. GÄRTNER: Matching von digitalisierten Kauflächen und okklusale Bewegungsaufzeichnung. Dtsch Zahnärztl Z, 54:399–402, 1999.
- [39] K. KRAUS: Photogrammetrie Grundlagen und Standardverfahren. Dümmler-Verlag, Bonn, 5. Auflage, 1994.
- [40] K. KRAUS: Photogrammetrie Verfeinerte Methoden und Anwendungen. Dümmler-Verlag, Bonn, 3. Auflage, 1996.
- [41] T. KREIS: Holographic Interferometry Principles and Methods. Akademie-Verlag, Berlin, 1. Auflage, 1996.
- [42] T. KURODA, N. MOTOHASHI, R. TOMINAGA und K. IWATA: Three dimensional dental cast analyzing system using laser scanning. Am J Orthod Dentofac, 110:365–369, 1996.
- [43] R. LAMPALZER, G. HÄUSLER und A. SCHIELZETH: Physikalische Grenzen von Triangulation mit strukturierter Beleuchtung und wie man sie hinausschiebt. In: H. WOLF (Herausgeber): Optische 3D-Formerfassung, Seiten 1–9. ABW, 1996.
- [44] R.L. LEE: Jaw movements engraved in solid plastic for articulator controls. Part I and II. J Prosthet Dent, 22:209,513, 1969. zit. n. [26].
- [45] U. LOTZMANN: Okklusion und andere Aufbißbehelfe. Verlag Neuer Merkur GmbH, München, 2. Auflage, 1985.
- [46] U. LOTZMANN: Die Prinzipien der Okklusion. Verlag Neuer Merkur GmbH, München, 4. Auflage, 1992.

- [47] A. LUCKENBACH: Untersuchungen zur Unterkieferbewegung mit Hilfe eines elektronischen, computergestützten Registriersystems (ECRS). Doktorarbeit, Universität Tübingen, Tübingen, 1983. zit. n. [26].
- [48] T. LUHMANN: Nahbereichsphotogrammetrie. Springer, Berlin, 1. Auflage, 2000.
- [49] R. LUTHARDT, P. KÜHMSTEDT, O. SANDKUHL und P. BRAKHAGE: Digitalisierung vollständiger Kiefermodelle und CAD-Modellation von Okklusalflächen. ZWR, 108:574–580, 1999.
- [50] H. MACK: Instrumentelle Voraussetzungen zur Erfassung des okklusoartikulären Systems. In: W. DRÜCKE und B. KLEMT (Herausgeber): Kiefergelenk und Okklusion. Quintessenz, Berlin, 1980. zit. n. [26].
- [51] R. MARXKORS und H. MEINERS: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Hanser, München, 4. Auflage, 1993.
- [52] B.B. MCCOLLUM und C.E. STUART: Gnathology a Research Report. Scientific Press, Pasadena, Seite 1, 1955. zit. n. [26].
- [53] A. MEHL, W. GLOGER, K.-H. KUNZELMANN und R. HICKEL: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. Dtsch Zahnärztl Z, 51:23–27, 1996.
- [54] F. MESQUI, F. KAISER und P. FISCHER: Real-time noninvasive recording and three-dimensional display of the functional movements of an arbitrary mandible point. Proc SPIE, 77:602, 1985. zit. n. [26].
- [55] C. MOREA, F. LANGLOTZ, C. SCHEER, W. BURGIN, L.P. NOLTE, N.P. LANG und U. BRAGGER: Development of an opto-electronic positioning devices for serial direct digital images of oral structures. J Periodontal Res, 35:225–231, 2000.
- [56] M. NAEIJE, J.J. VAN DER WEIJDEN und C.C.E.J. MEGENS: OKAS-3D: An opto-elctronic jaw movement analysis system with six degrees of freedom. Med & Biol Eng & Comput, 33:683–688, 1995. zit. n. [26].
- [57] W.W. NAGY, TH.J. SMITHY und C.G. WIRTH: Accuracy of a predetermined transverse horizontal mandibular axis point. J Prosthet Dent, 87:387–394, 2002.
- [58] N. NISHIJIMA, H. HAYASAKI, A. OKAMOTO, S. NAKATA, Y. YAMASAKI und M. NAKATA: Difference in tracks between habitual open and close mandibular movements at the condyle in children. J Oral Rehabil, 27:999–1003, 2000.

- [59] K. H. OTT, L. E. OLAVARRIA und M. BOSE: Untersuchungen über die Reproduzierbarkeit von Registrierungen mit dem Condylocomp LR 2. Dtsch Zahnärztl Z, 46:596–598, 1991.
- [60] R. OTT, H.P. VOLLMER und W. KRUG (HRSG.): Klinik- und Praxisführer Zahnmedizin. Thieme Verlag, Stuttgart, 1. Auflage, 2003.
- [61] J.K. OUSTERHOUT: Tcl und Tk: Entwicklung grafischer Benutzerschnittstellen für das X Window System. Addison-Wesley, Bonn, 1. Auflage, 1995.
- [62] M. PELKA, N. KRÄMER und K.-H. KUNZELMANN: Oberflächenveränderungen verschiedener Modellmaterialien durch mechanische Profilometrie. Dtsch Zahnärztl Z, 48:488–491, 1993.
- [63] M. PELKA, N. KRÄMER und K. H. KUNZELMANN: Meßfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. Dtsch Zahnärztl Z, 50:725–728, 1995.
- [64] E. PIEHSLINGER, W. BAUER und R. SLAVICEK: Exaktes räumliches Vermessen von Modellen mit Hilfe einer elektronischen Meßeinrichtung. Die Quintessenz, 10:1659–1663, 1991.
- [65] I. POHL: c++ for c programmers. Addison-Wesley, Reading, Massachusetts, 3. Auflage, 1999.
- [66] L. PRÖBSTER und U. BENZING: Vergleich der computergestüzten Registriersysteme MT 1602 und Compugnath. Dtsch Zahnärztl Z, 45:54, 1990.
- [67] TH. REIBER und U. TRBOLA: Vergleich der klinischen Okklusion und der Modellokklusion. Dtsch Zahnärztl Z, 48:170–173, 1993.
- [68] A. SCHWARZ und S. TÖLG: Integration von optischen 3D-Vermessungssystemen in industrielle Fertigungsprozesse. ABW, 5:1–6, 1998.
- [69] SUZUKI: An application of the computer system for three dimensional cast analysis. J Japan Orthod Society, 39:208–228, 1980.
- [70] K.H. SWANSON: A new method of recording gnathological movements. North West Dent, 45:99, 1966. zit. n. [26].
- [71] W. SWINTARA, C.W.L. JOHNSON, G.M. MURRAY und B.Y. HUANG: The accuracy with which the human condyle can be expressed in the coordinate system of JAWS3D using a unilateral fiducial marker. J Oral Rehabil, 28:33–40, 2001.

- [72] C.-K. TANG, G. MEDIONI und F. DURET: Automatic, accurate surface model interface for dental CAC/CAM. Lecture notes in computer science, 1496:732– 742, 1998.
- [73] C. THOMAS: Arbeiten zur rechnergestützten Herstellung von Epithesen auf der Basis optischer Profilometrie. Doktorarbeit, Universität Münster, Münster, 2004.
- [74] ST. VERCH: Vergleichende Untersuchung der Messergebnisse der sagittalen Kondylenbahnneigung und des Benettwinkels dreier Registrierverfahren. Doktorarbeit, Freie Universität Berlin, Berlin, 2002.
- [75] A. WAGNER, R. SEEMANN, K. SCHICHO, R. EWERS und E. PIEHSLINGER: A comparative analysis of optical and conventional axiography for the analysis of temporomandibular joint movements. J Prosthet Dent, 90:503–509, 2003.
- [76] H.H. WIPF: Gemeinsamkeiten und Unterschiede der stereographischen und pantographischen Interpretation von stereographischen Analogen. In: J. SCHMID-SEDER und A. MOTSCH(Herausgeber): Registrierung der Unterkieferbewegung. Quintessenz, Berlin, 1982. zit. n. [26].
- [77] C.G. WIRTH: 20 Jahre Axiographie. Inf Orthod Kieferorthop, 28:467, 1996.zit.
 n. [26].
- [78] B. WÖSTMANN, H. WEGENER, J. COUSIN und M. BALKENHOL: Zur Meβgenauigkeit elektronischer Registriersysteme. Dtsch Zahnärztl Z, 50:544–546, 1995.
- [79] X. ZHANG, J.A. ASHTON-MILLER und C.S. STOHLER: Three-dimensional unilateral method for the bilateral measurement of condylar movements. J Biomech, 28:1007–1011, 1995.
- [80] A. ZWIJNENBURG, C.C. MEGENS und M. NAEIJE: Influence of choice of reference point on the condylar movement paths during mandibular movements. J Oral Rehabil, 23:832–837, 1996.
- [81] A.J. ZWIJNENBURG, F. LOBBEZOO, G.W. KROON und M. NAEIJE: Mandibular movements in response to electrical stimulation of superficial and deep parts of the human masseter muscle at different jaw positions. Arch Oral Biol, 44:395–401, 1999.

Danksagung

Interdisziplinäre Arbeiten wie die der vorliegenden sind das Ergebnis der guten Zusammenarbeit der beteiligten Einrichtungen. Mein besonderer Dank gilt deshalb Herrn Prof. Dr. med. Dr. med. dent. F. Bollmann als Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik für die Überlassung des Forschungsthemas und die freundliche Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit. Herrn Prof. h.c. (Acad. Sci. UA) G. von Bally als Leiter des Labors für Biophysik danke ich für die Aufnahme in seine Arbeitsgruppe und die Bereitstellung der gut ausgestatteten Labore, wo der überwiegende Teil der experimentellen Arbeiten durchgeführt wurde. Herzlich danke ich Herrn Priv.-Doz. Dr. rer. nat. D. Dirksen für die Betreuung der Arbeit und seine ständige Gesprächs- und Hilfsbereitschaft.

Bei Herrn Dipl.-Phys. Carsten Thomas bedanke ich mich für die gute Zusammenarbeit im Rahmen mehrerer Drittmittelforschungsprojekte.

Ebenfalls bedanke ich mich bei den Herren Dr. B. Kemper, Dr. H. Deleré und Dr. M. Weber für die zahlreichen, fachübergreifenden und konstruktiven Diskussionen. Für die fruchtbare Zusammenarbeit danke ich Frau Dipl.-Phys. S. Knoche und Herrn Dipl.-Phys. D. Carl.

Allen Mitarbeitern der Arbeitsgruppe danke ich für die konstruktive Zusammenarbeit und das sehr gute Arbeitsklima.

Erklärung

Ich gebe hiermit die Erklärung ab, dass ich die Dissertation mit dem Titel:

Optische Erfassung und numerische Analyse von Kontakten in der dynamischen Okklusion mittels digitalisierter Situationsmodelle

in der

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Universitätsklinikums Münster

unter der Anleitung von

Univ.-Prof. Dr. med. Dr. med. dent. F. Bollmann

- 1. selbstständig angefertigt,
- 2. nur unter Benutzung der im Literaturverzeichnis angegebenen Arbeiten angefertigt und sonst kein anderes gedrucktes oder ungedrucktes Material verwendet,
- 3. keine unerlaubte fremde Hilfe in Anspruch genommen,
- 4. sie weder in der gegenwärtigen noch einer anderen Fassung einer in- oder ausländischen Fakultät als Dissertation, Semesterarbeit, Prüfungsarbeit, oder zur Erlangung eines akademischen Grades, vorgelegt habe.

Münster, Juli 2004

Zoltán Kálmán Böröcz