

4 Neuentwicklung einer Software zur Vermessung der Kauebene

Ausgehend von den Ergebnissen der Untersuchungen mit dem Artma-Navigationssystem, wurde eine neue Methode für die Vermessung von Gipsmodellen der Zahnreihen für die kieferchirurgische Operationsplanung entwickelt. Bei dem Verfahren kommt das bereits im Abschnitt 2.2.7 beschriebene elektromagnetische Trackingsystem zur Bestimmung der Position von Referenzpunkten zum Einsatz. Die Vorteile des neuen Verfahrens sind die Standardisierung der Meßorte, die schnelle rechnerische Erfassung und Berechnung eines Satzes von Meßwerten und der Möglichkeit, sowohl an den Gipsmodellen als auch am Zahnbogen des Patienten selbst präoperativ oder intraoperativ identisch messen zu können. Die Genauigkeit des Verfahrens im Labor und im Operationssaal wurde untersucht.

Ein klassisches Verfahren zur Planung von kieferchirurgischen Standard-Dysgnathieoperationen ist die Modelloperation am Gipsmodell im Artikulator [9, 15, 16]. Die Gipsmodelle werden nach Kieferabdrücken des Patienten gefertigt und mit Hilfe einer Referenzmessung schädelbezogen einartikuliert. Auf diese Weise wird die Bißsituation des Patienten genau nachgebildet. Die kalibrierten Modelle werden dann zersägt und in der geplanten postoperativen Stellung wieder fixiert. An welchen Stellen gesägt wird und wie die Segmente neu plaziert werden und damit auch, welche Form des Eingriffs gewählt wird, wird aus der Erfahrung der behandelnden Chirurgen heraus bestimmt. An den verschobenen Gipsmodellen der Modelloperation werden die Meßwerte abgelesen, die die Verschiebung der Segmente in die verschiedenen Raumrichtungen beziffern. Diese Meßwerte werden mit einem Zirkel an Markierungen direkt an den Sockeln der Gipsmodelle abgelesen. Diese Vorgehensweise besitzt einige intrinsische Ungenauigkeiten. So sind die Gipsmodelle nicht standardisiert, die Markierungen werden ohne Bezug zum Patienten eingezeichnet und die Verschiebungswerte für verschiedene Patienten an jeweils unterschiedlichen Meßorten abgenommen. Weiterhin besteht keine Möglichkeit, intraoperativ die geplanten Verschiebungen mit den tatsächlichen Verschiebungen während des Eingriffs abzugleichen.

Durch den Einsatz des magnetischen Trackingsystems konnte ein neuartiges Meßverfahren entwickelt werden, welches die Operationsplanung am Gipsmodell ergänzt. Der Tracker läßt die präzise und standardisierte Messung am Zahnbogen, also an unveränderlichen Punkten des Kiefers, zu. Diese Punkte lassen sich sowohl im Gipsmodell als auch am Patienten selbst wiederfinden. Es können bei jedem Patienten die gleichen Punkte gewählt werden (sofern keine Defekte an diesen Stellen vorhanden sind), so daß auch Messungen an verschiedenen Patienten vergleichbar sind. Um dieses Verfahren zu realisieren, mußten folgende Teilprobleme gelöst werden:

- Definition einer möglichst universellen Anordnung von Meßpunkten
- Definition der Verschiebungswerte
- Entwicklung des Meßprogramms
- Konstruktion einer Meßanordnung für die Gipsmodelle
- Genauigkeitsuntersuchung am Modell und im OP

Zusätzlich gab die Installation des neuen Meßverfahrens Gelegenheit, eine vergleichende Studie über die auf herkömmliche und auf neue Weise ermittelten Meßwerte durchzuführen.

4.1 Methoden

4.1.1 Elektromagnetischer Tracker

Bei den Messungen wurde ein Trackingsystem der Firma Polhemus^{TR} eingesetzt, welches das Prinzip der elektromagnetischen Feldkopplung ausnutzt, um die Position und Orientierung von Sensoren im Raum mit sechs Freiheitsgraden zu bestimmen. Das Trackingsystem ist in Abschnitt 2.2.7 beschrieben. Die Genauigkeit des Trackingsystems unter idealen Bedingungen wird vom Hersteller laut Tabelle 2.2 mit 0,8 mm mittlerer quadratischer Fehler für die drei Positionswerte und mit 0,15° mittlerer quadratischer Fehler für die drei Orientierungswerte angegeben. In Abschnitt 3.2.1 wurde aufgezeigt, daß die Gegenwart metallischer Körper im Magnetfeld des Trackers dessen Genauigkeit reduziert. Zur Verbesserung der intraoperativen Genauigkeit wurden im einzelnen folgende Maßnahmen getroffen:

- Fixierung des Patientensensors abseits von massiven Metallobjekten
- Entfernung aller metallenen Instrumente aus dem Operationsfeld bei den Messungen
- Verwendung von Relativmessungen
- Repositionierung der elektromagnetischen Quelle bei jeder Messung durch einen Schwenkarm
- Repositionierung des Patienten durch drei Laserpointer

Relativmessungen bieten eine höhere Genauigkeit als Absolutmessungen, da die Fehler zweier Sensoren sich aufgrund des stetigen Charakters der Feldverzerrung zum Teil aufheben. Die beiden zuletzt genannten Maßnahmen dienen der groben Repositionierung von Sensorik und Patienten für jede Messung. Damit wird die Feldverzerrung im Meßbereich und gleichzeitig der damit verbundene relative Fehler konstant gehalten.

4.1.2 Meßverfahren

Die für die kieferchirurgische Operationsplanung bei Dysgnathieoperationen relevanten Verschiebungswerte der osteotomierten Segmente werden über ein neuartiges Verfahren mit dem Trackingsystem an definierten Meßpunkten erfaßt und durch vektorgeometrischen Berechnungen auf ein am Patienten orientiertes Koordinatensystem bezogen. Im folgenden werden die Auswahl der Meßpunkte und die Berechnungen der Verschiebungswerte näher beschrieben.

4.1.2.1 Definition der Meßpunkte

Als Meßpunkte wurden drei zahnmedizinisch definierte Punkte auf dem Zahnbogen des Patienten gewählt, die die sogenannte Kauebene definieren (Abbildung 4.1, Punkte L, C und R). Dies sind im Normalfall der Inzisalpunkt C (Berührungspunkt der mittleren vorderen Schnei-

dezähne), Punkt **R** am distobukkalen Höcker des rechten zweiten Molars und Punkt **L** entsprechend am linken zweiten Molaren. Fehlen die jeweiligen Zähne kann auf einen Nachbarzahn oder auf Punkte an eventuell vorhandenen Brackets ausgewichen werden. Werden veränderte Meßpunkte aufgenommen, so sollte bei der Auswahl der Punkte darauf geachtet werden, daß die dadurch entstehende Ebene soweit wie möglich der Lage der Kauebene entspricht und die Basislinie parallel zu der eigentlichen Basislinie liegt. In jedem Fall müssen bei allen Messungen desselben Patienten die einmal gewählten Punkte beibehalten werden, da nur so die errechneten Verschiebungswerte vergleichbar bleiben. Um einen sicheren Halt der Meßspitze bei Aufnahme der Punkte am Patienten zu gewährleisten, ist häufig die Wahl von Punkten an den Brackets geeignet. In diesem Fall müssen die entsprechenden Punkte allerdings auch am Gipsmodell vorhanden sein.

Die drei Meßpunkte werden sowohl vom unveränderten Ausgangsmodell als auch am verschobenen Planungsmodell abgenommen. Aus den Meßwerten lassen sich zum einen ein vierter, hinterer Punkt ableiten (Abbildung 4.1, Punkt **N**) und zum anderen für alle vier Punkte jeweils drei Verschiebungswerte (nach vorn, oben und rechts) berechnen.

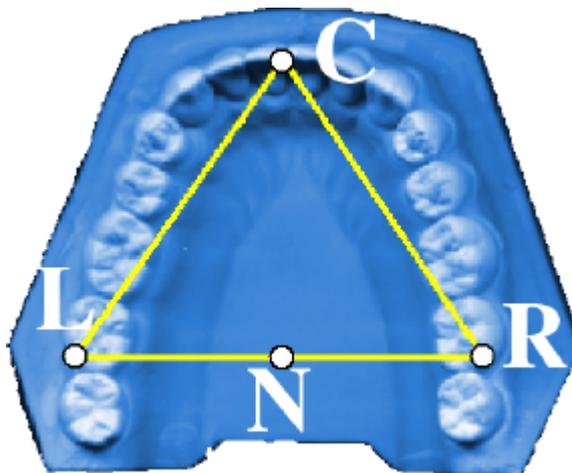


Abbildung 4.1: Definition der Kauebene

4.1.2.2 Verschiebungsmessungen

Die Abbildung 4.2 zeigt die ursprüngliche Kauebene, die durch die Ortsvektoren der Eckpunkte **L**, **C**, **R** definiert wird, und die verschobene Kauebene **L'**, **C'**, **R'**, die durch ein zu **L**, **C**, **R** kongruentes Dreieck beschrieben wird. Der Ortsvektor ist bei den Messungen mit dem Trackingsystem auf den Ursprung der elektromagnetischen Quelle oder eines Referenzsensors bezogen. In das Ursprungs-dreieck wird zunächst ein Koordinatensystem gelegt, bei dem die Vorwärtsrichtung **X** senkrecht zur Basislinie **L_R** in Richtung des Punktes **C** definiert ist. Die Rechtsverschiebung wird parallel zur Basislinie in Richtung des Punktes **R** definiert (Achse **Y**). Die **Z**-Achse wird sich orthogonal zur **X**- und **Y**-Achse definiert, so daß sich ein rechtshändiges Koordinatensystem ergibt. Auf diese Weise werden eindeutige Verschiebungsrichtungen eingeführt.

Zur Bestimmung des Koordinatensystems aus den Eckpunkten des Dreiecks wird zunächst durch orthogonale Projektion des Punktes C auf die Basislinie L_R der vierte, dorsale Punkt N bestimmt, der gleichzeitig als Ursprung des Koordinatensystems dient:

$$\mathbf{N} = \mathbf{L} + I \frac{\mathbf{L}_R}{|\mathbf{L}_R|}.$$

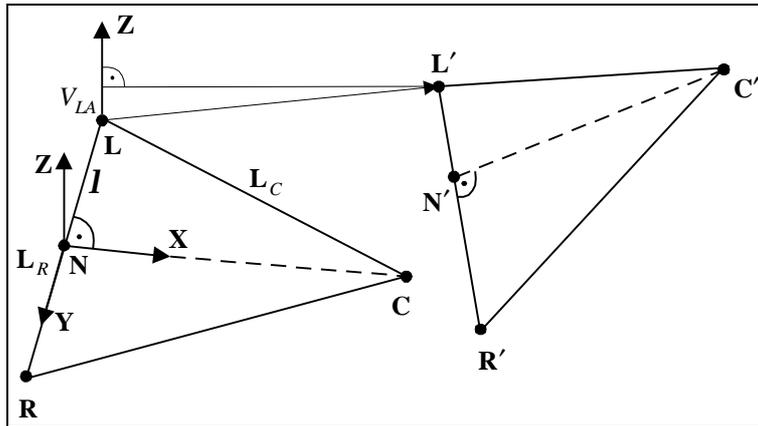


Abbildung 4.2: Geometrie der ursprünglichen und verschobenen Kauebene

Der Anteil λ berechnet sich als orthogonale Projektion des Vektors L_C auf die Basislinie L_R . Die Projektion wird vektorgeometrisch durch das Skalarprodukt des projizierten Vektors mit dem Einheitsvektor in Projektionsrichtung ausgedrückt:

$$I = L_C \cdot \frac{\mathbf{L}_R}{|\mathbf{L}_R|} \quad \text{mit} \quad \mathbf{L}_C = \mathbf{C} - \mathbf{L}, \quad \mathbf{L}_R = \mathbf{R} - \mathbf{L}.$$

Die normierten Koordinatenachsen (Einheitsvektoren) mit Ursprung in N bestimmen sich zu:

$$\mathbf{X} = \frac{\mathbf{C} - \mathbf{N}}{|\mathbf{C} - \mathbf{N}|}, \quad \mathbf{Y} = \frac{\mathbf{L}_R}{|\mathbf{L}_R|}, \quad \mathbf{Z} = \mathbf{X} \times \mathbf{Y},$$

wobei die Z-Achse durch das Kreuzprodukt der Einheitsvektoren der beiden anderen Achsen ermittelt wird.

Die Verschiebungen werden nun durch Projektion auf die Koordinatenachsen berechnet, die durch das Skalarprodukt der Vektordifferenzen mit den Einheitsvektoren in Richtung der Koordinatenachsen ermittelt werden. Exemplarisch gilt für das Punktepaar L, L' :

$$\begin{aligned} \text{Rechtsverschiebung:} & \quad V_{LR} = \mathbf{Y} \cdot (\mathbf{L}' - \mathbf{L}) \\ \text{Vorverschiebung:} & \quad V_{LF} = \mathbf{X} \cdot (\mathbf{L}' - \mathbf{L}) \\ \text{Aufwärtsverschiebung:} & \quad V_{LA} = \mathbf{Z} \cdot (\mathbf{L}' - \mathbf{L}) \end{aligned}$$

Entsprechende Zusammenhänge gelten für die Punkte **C**, **R** und **N**, so daß sich aus den Messungen der sechs Ortsvektoren insgesamt zwölf Verschiebungswerte ergeben.

4.1.2.3 Relativmessungen

Bei Messungen an den Gipsmodellen im Labor kann ohne weiteres eine Meßvorrichtung eingesetzt werden, auf der die Quelle des Trackers und das Meßobjekt fest montiert sind. Bei Messungen am Patienten im Operationssaal stellt sich jedoch das Problem, daß die Position des Meßobjekts nicht konstant zur Quelle bleiben kann. Daher muß die Position des Patienten mit einem gesonderten Sensor erfaßt werden und die Bestimmung der Verschiebungswerte an den Zähnen relativ zu diesem Patientensensor und nicht in Bezug zur Quelle erfolgen. Durch den Patientensensor wird eine Translation **T** und eine Rotation **R** des durch die Quelle aufgespannten Weltkoordinatensystems bestimmt. Ein Meßpunkt **P_w**, der in Weltkoordinaten erfaßt wird, kann so in die Darstellung **P_{rel}** des relativen Koordinatensystems umgerechnet werden:

$$\mathbf{P}_{rel} = \mathbf{R}(\mathbf{P}_w - \mathbf{T})$$

4.1.3 Meßprogramm

Für die Erfassung der Punkte und die Berechnung der Verschiebungswerte und deren Ausgabe wurde ein Programm in der Programmiersprache Java (Abschnitt 2.4) geschrieben und auf einem portablen Rechner installiert. Das Programm wurde objektorientiert aufgebaut und mit einer einfachen Benutzeroberfläche versehen.

Für die Implementierung des Meßprogramms PlaneMove wurde Java gewählt, weil

- die objektorientierte Struktur die gute Erweiterbarkeit (beispielsweise um Schnittstellen zu neuen Trackingsystemen) und die Lesbarkeit des Programmcodes sicherstellt,
- die Erstellung einer Benutzeroberfläche durch Nutzung der Swing-Bibliotheken einfach möglich war,
- das Programm sowohl auf unter Windows als auch auf einem Mac-Rechner ausgeführt werden kann und
- die Geschwindigkeitsanforderungen an die Berechnungen nicht hoch sind (für rechenintensivere Programmteile wie die Kalibrierung wurde nativer C-Code eingebunden).

Das Programm wurde unter der Entwicklungsumgebung Kawa entwickelt. Kawa ist eine einfache, in Java geschriebene Umgebung, die eine hohe Ausführungsgeschwindigkeit besitzt. Es können mit Kawa sowohl Java-Applets als auch Anwendungen erstellt werden. Ein Debugger zur Fehlersuche ist integriert. es kann jedoch auch der Java-eigene Debugger aus der Entwicklungsumgebung heraus genutzt werden.

Das Meßprogramm besteht aus Treibermodulen für die Ansteuerung der Trackingsysteme über die serielle Schnittstelle, Modulen für die Berechnung der Vektorgeometrie der Kau-ebenen und der Kalibrierung von Bilddaten, sowie einer Benutzeroberfläche mit einem Visualisierungsmodul. In der Abbildung 4.3 sind die Komponenten des Programms schematisch dargestellt.

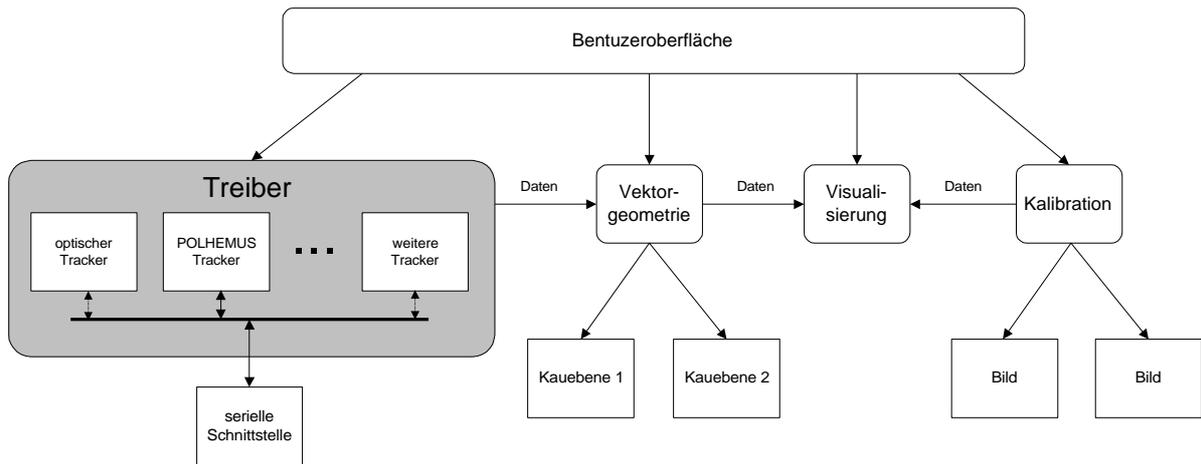


Abbildung 4.3: Aufbau des Meßprogramms

Die Abbildung 4.4 zeigt den Programmdialog zur Aufnahme der Meßpunkte. Ein Punkt wird durch Betätigen des Stylusbuttons aufgenommen und seine Koordinaten in der dargestellten Form gespeichert. Die Koordinaten sind entweder in Bezug auf die Quelle oder relativ zu einem anderen Sensor angegeben. Wird eine Relativmessung durchgeführt, dann werden die Stylusmeßwerte unter Zuhilfenahme des Meßwertes des gewählten Referenzsensors auf die Relativwerte bei der Aufnahme umgerechnet. Die Reihenfolge der Punkte entspricht der abgebildeten Reihenfolge (rechter, mittlerer und linker Punkt) von zunächst der originalen und dann der verschobenen Kauebene. Die Aufnahme eines Punktes wird dem Benutzer akustisch rückgemeldet. Wird ein Punkt fehlerhaft aufgenommen, kann er einzeln erneut erfaßt werden. Die Aufnahme der Punkte wird über den OK-Button abgeschlossen.

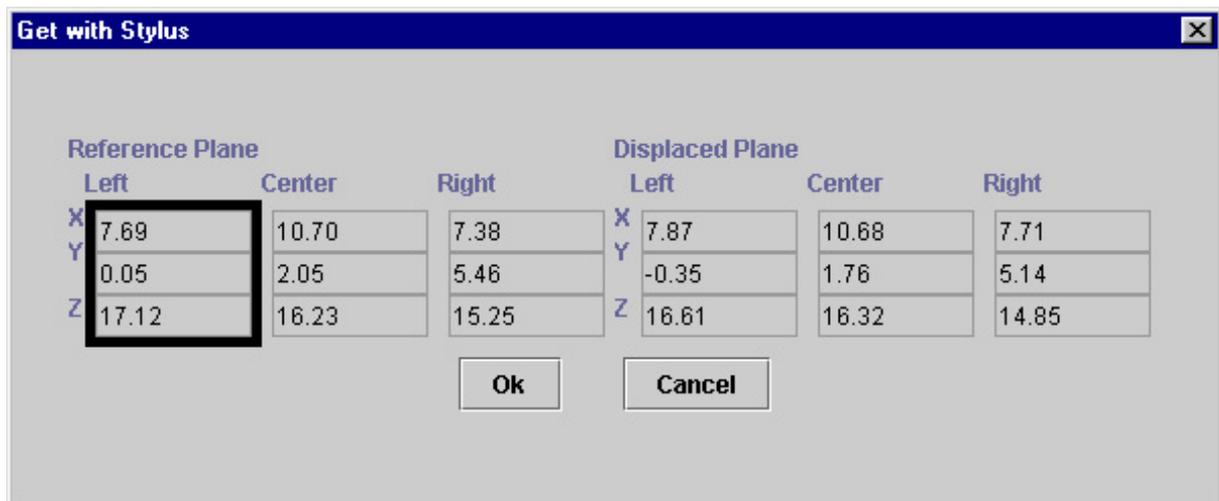


Abbildung 4.4: Screenshot der Datenaufnahme; Beschreibung im Text

Abbildung 4.5 zeigt die Ausgabe der errechneten Verschiebungswerte durch das Programm. Für jeden der vier Punkte auf der Kauebene (vorderer, linker, rechter und hinterer Punkt) werden jeweils Verschiebungswerte in drei Raumrichtungen in mm ausgegeben. Zu jedem Punkt wird textuell das Vorzeichen der Verschiebung ausgedrückt. Dabei bedeuten:

right	positive Rechtsverschiebung
left	negative Rechtsverschiebung
up	positive Aufwärtsverschiebung
down	negative Aufwärtsverschiebung
front	positive Vorverschiebung
back	negative Vorverschiebung

Die Anordnung der Punkte ermöglicht ein schnelles Ablesen auch während der Operation.

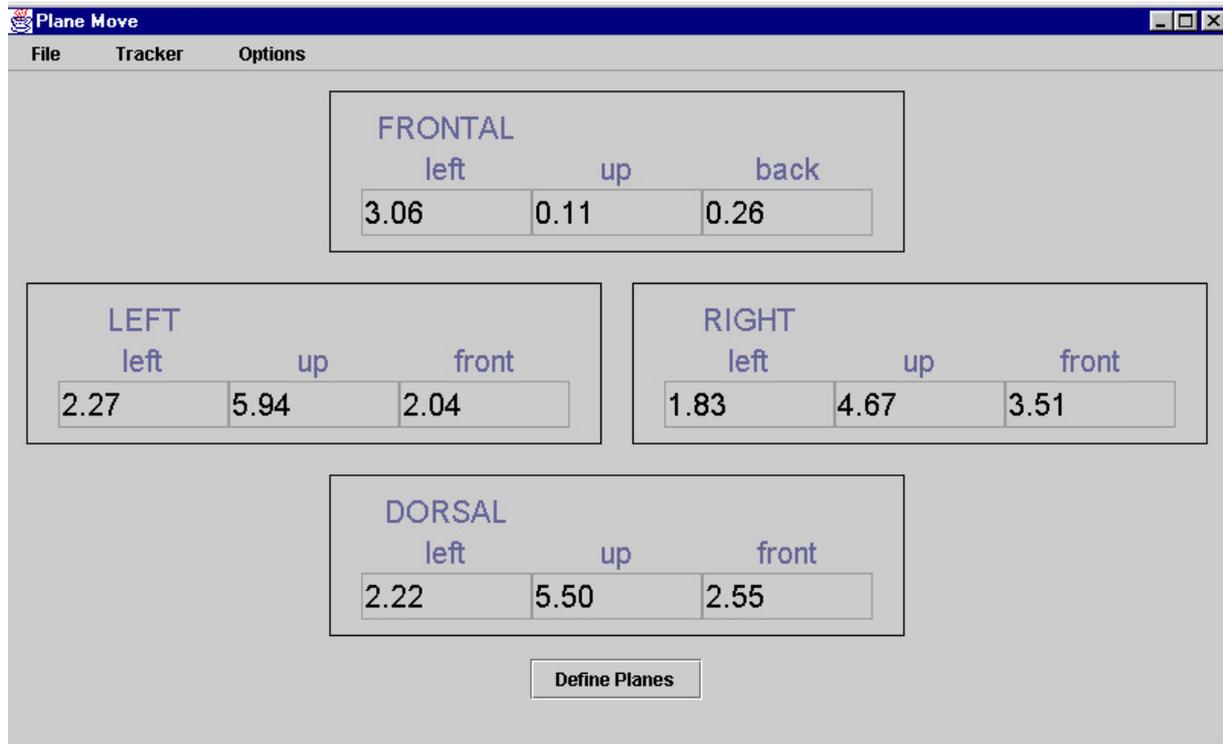


Abbildung 4.5: Ausgabefenster zur Anzeige der Verschiebungswerte; Beschreibung im Text

4.1.4 Meßanordnung für die Gipsmodelle

Zur Vermessung von Gipsmodellen wurde eine Meßvorrichtung aus Kunststoff konstruiert, auf der die elektromagnetische Quelle fest montiert wird (Abbildung 4.6a). Das Gipsmodell wird in einer festen Entfernung auf einer Artikulatorgrundplatte fixiert, die im höchsten Genauigkeitsbereich des Trackers liegt. Zur korrekten Vermessung auf der Meßplatte müssen die Gipsmodelle des ursprünglichen und des geplanten Bißverhältnisses identisch einartikuliert sein. Die Vermessung erfolgt mit dem Stylus des Trackingsystems.

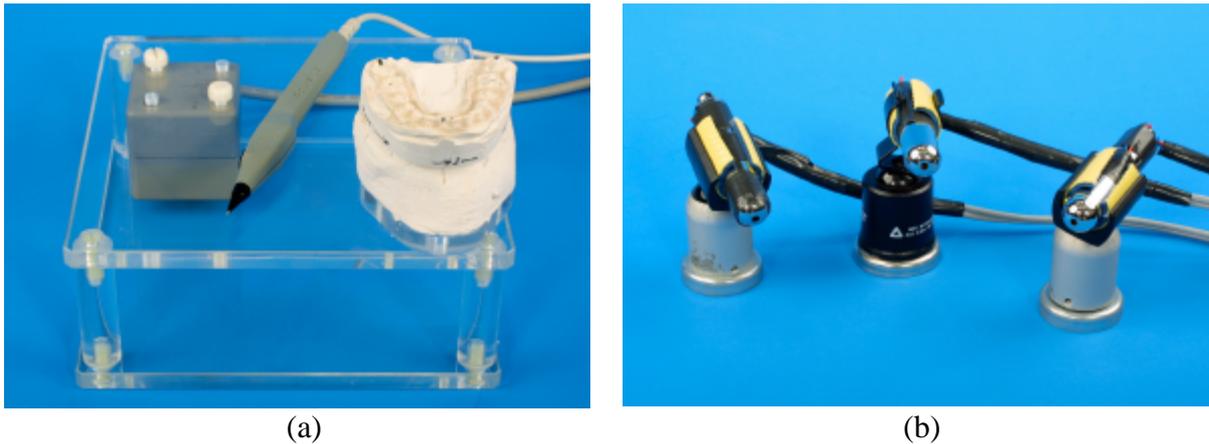


Abbildung 4.6: (a) Meßvorrichtung für Gipsmodelle; (b) Optische Pointer zur Kontrolle der Patientenlage

4.1.5 Genauigkeitsuntersuchung

Zur Analyse der erreichbaren Genauigkeit des Meßverfahrens wurde eine Genauigkeitsuntersuchung an einem standardisierten Meßobjekt unter Labor- und Operationsbedingungen durchgeführt. Bei den Untersuchungen im Operationssaal wurden zwei Meßreihen mit unterschiedlichen Störeinflüssen aufgenommen. OP1 bezeichnet eine Meßreihe, bei der das Meßobjekt in 20 cm Entfernung von Metallelementen des Operationstisches plziert wurde, für die Meßreihe OP2 wurde das Meßobjekt direkt auf der metallischen Kopfstütze plziert. Der übrige Versuchsaufbau war in beiden Meßreihen identisch. Für jede Meßreihe wurden die Meßpunkte in der ursprünglichen und in der verschobenen Position des Meßobjekts aufgenommen. Die Meßpunkte wurden am Modell mit dem Stylus des Trackers zehnmal nacheinander abgegriffen. Die Koordinatenwerte der Verschiebungsbewegungen wurden anschließend in allen möglichen Varianten mit den Koordinatenwerten der neutralen Ausgangslage kombiniert. Die jeweilige Kombination wurde dann nach den Gleichungen aus Abschnitt 4.1.2 in Verschiebungswerte umgerechnet. Eine detaillierte Beschreibung der Genauigkeitsuntersuchung und deren Ergebnisse sind in Naber [65] nachzulesen.

4.1.6 Patientenstudie

Bisher wurde das Verfahren in zwölf Operationen mit Dysgnathiepatienten eingesetzt. Aufbau und Ablauf der Messung erfolgten entsprechend den Erfahrungen mit dem Artma-Navigationssystem (siehe Abschnitt 3.1). Wesentliche Neuerung war der Einsatz einer Prozedur zur Kontrolle der Patientenlage mittels Laserpointer [65]. Bei der Einmessung der Kauebene wird die Lage des Patientenkopfes markiert und durch die Lichtpunkte dreier Laser (Abbildung 4.6b) registriert. Bei jeder neuen Messung kann der Patientenkopf anhand der Lasermarkierungen wieder ausgerichtet und somit in denselben Genauigkeitsbereich des Trackers wie bei der ursprünglichen Messung gebracht werden. Die vollständige Beschreibung und Ergebnisse der Patientenstudie sind in Lwowsky [55] nachzulesen.

4.2 Ergebnisse

4.2.1 Genauigkeitsuntersuchung

Zur Analyse der Genauigkeit des Verfahrens wurde die Differenz zwischen den durch das Meßprogramm berechneten Verschiebungswerten und den tatsächlichen Verschiebungen betrachtet. Jede in einer Meßreihe aufgenommene Nullmessung wurde mit jeder aufgenommenen Verschiebungsmessung kombiniert. Auf diese Weise erhält man insgesamt $k = 20400$ Verschiebungsergebnisse aus den Meßreihen. Diese Ergebnisse wurden mit Hilfe deskriptiver statistischer Maßzahlen und grafischer Darstellung ausgewertet. In Tabelle 4.1 sind die statistischen Maßzahlen zusammengestellt, die sich auf die Abweichungen der gemessenen von der tatsächlichen physikalischen Verschiebung in mm beziehen. Ein negatives Vorzeichen bedeutet, daß die errechnete Verschiebung kürzer als die tatsächliche physikalische ist. Die F-Spanne bezeichnet die mittlere Spannweite der Daten und errechnet sich aus der Interquartilsdistanz $FS = Q_o - Q_u$. In der Tabelle sind die Ergebnisse für die Meßreihe OP1 (Meßobjekt in 20 cm Entfernung von Metallkörpern), für die Meßreihe OP2 (Meßobjekt direkt auf der metallischen Kopfstütze) und für die Labormessung (nahezu störungsfreie Umgebung) gegenübergestellt.

	Labor	OP1	OP2
k	7920	5400	7080
Mittelwert	0,07571	-0,09755	0,1031
Median	0,06084	-0,09262	0,07698
Unteres Quartil Q_u (mm)	-0,03925	-0,2355	-0,09262
Oberes Quartil Q_o (mm)	0,1695	0,07929	0,2565
F-Spanne FS (mm)	0,2088	0,3148	0,3491
Minimum	-0,478	-1,023	-0,8872
Maximum	0,4827	0,6647	1,047

Tabelle 4.1: Beschreibende Maßzahlen (aus [65])

Im Box-Plot in Abbildung 4.7 sind die absoluten Differenzen zwischen tatsächlicher und gemessener Verschiebung im Labor und im Operationsaal gezeigt.

Auf der Ordinate ist die absolute Differenz zwischen gemessenem und tatsächlichem Wert in Millimetern aufgetragen. Die zentrale Box, begrenzt durch das obere und untere Quartil, stellt den Bereich dar, in dem 50% der Werte liegen. Die waagerechte Unterteilung in der Mitte der Boxen gibt die Lage des Medians an. In den Abschnitten zwischen der oberen und unteren Begrenzung der Boxen und den Grenzen G, den sogenannten Whiskers W, liegen alle zur Stichprobe gehörenden nahen Werte. Die Grenzen G liegen jeweils $1,5 \cdot (Q_o - Q_u)$ von der jeweiligen Grenze der Box (Q_o oder Q_u) entfernt. Insgesamt beträgt die Ausdehnung des Boxplots vier Interquartilsspannen. Der Abstand zwischen den Grenzen gibt somit die Stärke der Streuung der Werte wieder. Werte, die außerhalb der Boxen und Whiskers liegen, zeigen die Abweichung der Stichprobenwerte von der Normalverteilung der Stichprobe. Solche Ausreißer sind außerhalb der Grenzen G durch Querstriche dargestellt. Eine ausführliche Analyse der Ergebnisse der Genauigkeitsstudie findet sich in Naber [65].

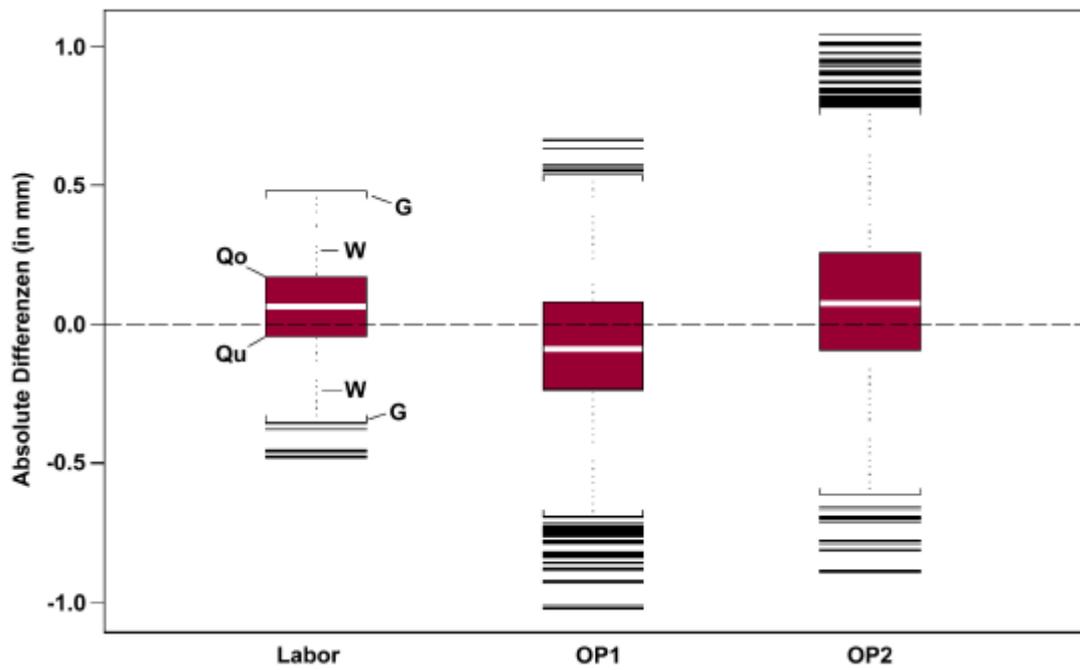


Abbildung 4.7: Absolute Differenzen im Labor und Operationsumgebung (nach [65])

4.2.2 Patientenstudie

Tabelle 4.2 gibt einen Überblick über die Fälle, in denen das Verfahren angewendet wurde und eine kurze Beurteilung des Ergebnisses. Das Verfahren lieferte in der Mehrzahl der Fälle sehr gute Ergebnisse, besonders dann, wenn sichergestellt wurde, daß der Kopfsensor gut fixiert wurde und die Meßpunkte bei der Planung und am Patienten absolut identisch gewählt wurden. Drei Fälle konnten nicht berücksichtigt werden, da sich bei ihnen starke Abweichungen durch ungenügend fixierten Kopfsensor ergaben. Die Abweichungen von den Planungsvorgaben bei den übrigen neun Patienten lagen im Mittel bei 0,47 bis 2,57 mm. Die vollständigen Ergebnisse der Patientenstudie sind in Lwowsky [55] nachzulesen.

	Patient	Operation	Abweichung	Beurteilung	Bewertung
1	25, w	Le Fort I	--- (*)	Bedienungsfehler	-
2	32, w	Bimaxillär	--- (*)	Kopfsensor ungenau	-
3	16, m	Bimaxillär	2,6 mm	Messungen klinisch bestätigt	+
4	20, m	Bimaxillär	1,1 mm	Messungen klinisch bestätigt	+
5	23, w	Le Fort I	0,5 mm	Messungen klinisch bestätigt	+
6	29, w	Le Fort I	--- (*)	Kopfsensor ungenau	-
7	21, m	Bimaxillär	0,7 mm	Messungen klinisch bestätigt	+
8	37, m	Le Fort I; OK-Spaltung	2,4 mm	Teils unplausible Werte	0
9	21, m	Le Fort I	1,9 mm	Unplausible Werte	-
10	23, m	Le Fort I	0,8 mm	Messungen klinisch bestätigt	+
11	20, w	Bimaxillär; OK Spaltung	1,2 mm	Messungen klinisch bestätigt	+
12	15, m	Bimaxillär	0,9 mm	Messungen klinisch bestätigt	+

Tabelle 4.2: Fälle, bei denen das Meßprogramm PlaneMove eingesetzt wurde, und mittlere absolute Abweichung von den Planungsvorgaben; (*) keine Messung möglich

4.2.3 Zeitablauf im Operationssaal

Bei der Anwendung des Meßverfahrens in der Operationsumgebung stellt sich die Frage, wie gut sich dieses technische Hilfsmittel in den Operationsablauf einfügt und ob sich die Operationszeit maßgeblich verlängert. In Tabelle 4.3 ist der typische Zeitablauf für den Einsatz des Verfahrens bei einer Dysgnathieoperation zusammengestellt.

Zeit	Vorgang
07:45-08:00 Uhr	Aufbau des Meßsystems im Saal
8:15 Uhr	Patient im Saal
08:20-08:25 Uhr	Befestigung des Kopfsensors mit Leukosilk
08:40-08:43 Uhr	Einmessung des Systems
11.05-11.10 Uhr	Erste und zweite Messung ohne Osteosynthese
11:25-11:28 Uhr	Dritte und vierte Messung ohne Osteosynthese nach Korrektur
12:00-12:01 Uhr	Fünfte Messung nach Osteosynthese

Tabelle 4.3: Zeitablauf einer Dysgnathieoperation mit PlaneMove-Navigation

4.3 Diskussion

Die Ergebnisse der durchgeführten Genauigkeitsmessung (siehe Abschnitt 4.1.5) zeigen zwar stärkere Meßfehler in der Operationsumgebung als im Labor unter idealen Bedingungen. Die Abweichungen bleiben jedoch in einem Streubereich, der durchaus einen sinnvollen klinischen Einsatz ermöglichen. Beim Vergleich der drei Meßorte in Abbildung 4.7 fällt auf, daß die Grenzen des Boxplots bei den Labormessungen enger sind als bei OP1 und OP2, die berechneten Verschiebungswerte also im Labor weniger stark von den tatsächlichen Verschiebungen abweichen als bei den Messungen im Operationssaal. Abweichende Werte zeigen sich vor allem bei den beiden Meßreihen im Operationssaal, wobei die größten Abweichungen bei der Messung OP2 zu beobachten sind. OP1 neigt mehr zur Unterschätzung, OP2 mehr zur Überschätzung der Verschiebungen. Die Interquartilsdistanz zeigt die geringste Streuung der Werte bei der Messung im Labor. Ebenfalls im Labor wurden die geringsten Werte sowohl für den Mittelwert als auch für den Median der Abweichung von der tatsächlichen Verschiebung gemessen. Wie Tabelle 4.1 zu entnehmen ist, zeigt die Labormessung die geringste und die Messung OP2 die stärkste Abweichung und Streuung, während OP1 dazwischen liegt. Im Labor wird eine maximale Streubreite der berechneten Werte um den tatsächlichen Wert von 0,48 mm erzielt. Bei der Messung OP1 umfaßt dieses Intervall bei 1,04 mm, bei der Messung OP2 sogar 1,16 mm.

Die Hauptursache für dieses Ergebnis ist die Sensibilität des Trackers bezüglich der Verzerrungen des elektromagnetischen Feldes durch den Einfluß metallischer Störquellen. Die metallischen Aufbauten im Operationssaal (Operationstisch, Operationsmikroskop, Instrumente, etc.) erklären die stärkeren Abweichung im Vergleich zum Labor, wo auf möglichst gute Bedingungen und Vermeidung jeglicher metallischer Störeinflüsse geachtet wurde. Die Unterschiede in den beiden OP-Meßreihen lassen sich ebenfalls mit metallischen Störeinflüssen auf das Trackermagnetfeld begründen, da beim Versuch OP2 das Meßobjekt im Gegen-

satz zur OPI-Messung direkt auf der metallischen Kopfstütze des Operationstisches positioniert wurde.

Wie in Abschnitt 2.2.7 erläutert wird, basiert die Funktionsweise elektromagnetischer Tracker auf den räumlichen Eigenschaften des elektromagnetischen Feldes, welches von drei orthogonal angeordneten Spulen erzeugt wird. Daher führt jede Störung dieses Feldes durch Metallkörper oder externe Magnetfelder zu Rauschen in den Meßergebnissen und zu Meßfehlern. Diese Störeinflüsse auf das Meßergebnis lassen sich nur schwer quantifizieren. Es wurden jedoch einige Untersuchungen durchgeführt, um die Genauigkeit der elektromagnetischen Trackingsysteme in gestörter Umgebung zu bestimmen. Drei Untersuchungen seien im folgenden vorgestellt.

4.3.1 Genauigkeit im Vergleich zwischen Gleich- und Wechselfeldsystemen

In der Untersuchung von Nixon et al. [70] wird eine Versuchsreihe beschrieben, die sich an den Verhältnissen in einer typischen Arbeitsumgebung des Trackers orientiert. Dabei wurden gleichgroße Würfel aus unterschiedlichen Metallen sowie größere Stahlrohre und Flächen in das Feld eingebracht. Außerdem wurden die Einflüsse von Netzteilen und Computerbildschirmen auf das Feld untersucht. Es wurden zwei Tracker miteinander verglichen: der Polhemus Fastrak als AC-Tracker (Wechselfeldsystem) und der Ascension „Flock of Birds“ als DC-Tracker (Gleichfeldsystem). Variablen waren die Abstände von Quelle, Sensoren, Störquellen und Metallkörpern, die Orientierungsmessungen versus Positionsmessungen und die Größe der Metallobjekte. Aus den Untersuchungsergebnissen wurde ein Modell abgeleitet, welches dem Anwender der Geräte die Einschätzung und eventuelle Korrektur seiner Ergebnisse ermöglichen soll.

Der Polhemus-Tracker erwies sich nach dieser Untersuchung als weitgehend unempfindlich gegenüber niederfrequenten Störfeldern, wie sie Netzteile oder Computermonitore erzeugen. Dies ist aufgrund der Meßmethode des Trackers auch zu erwarten, da der Polhemus-Tracker nur die Feldkopplung im kHz-Bereich auswertet. Der Ascension-Tracker zeigt gegenüber solchen Störfeldern dagegen starke Abweichungen, insbesondere wenn die Abtastfrequenz der Meßwerte mit der Frequenz des Störfeldes übereinstimmt. Diese Abweichungen lassen sich etwas reduzieren, wenn die Störquelle mit der Abtastfrequenz synchronisiert wird und die Meßergebnisse mit einem 2-Tap-Filter gefiltert werden. Trotz dieser Maßnahmen sind jedoch stärkere Abweichungen stets vorhanden. Der Ascension-Tracker sollte daher nur in störfeldarmen Umgebungen betrieben werden. Gegenüber Metallkörpern im Feld zeigte sich hingegen der Polhemus-Tracker empfindlicher als der Ascension-Tracker. Bei nicht-ferromagnetischen und nicht zu großen Metallkörpern arbeitete der Ascension-Tracker weitgehend unbeeinflusst. Die Orientierungsmessungen sind beim Polhemus-Tracker stets stärker betroffen als die Positionsmessungen. Die Abweichungen hängen nach obigen Modellannahmen von der Entfernung und der Größe der Objekte ab (Abbildung 4.8).

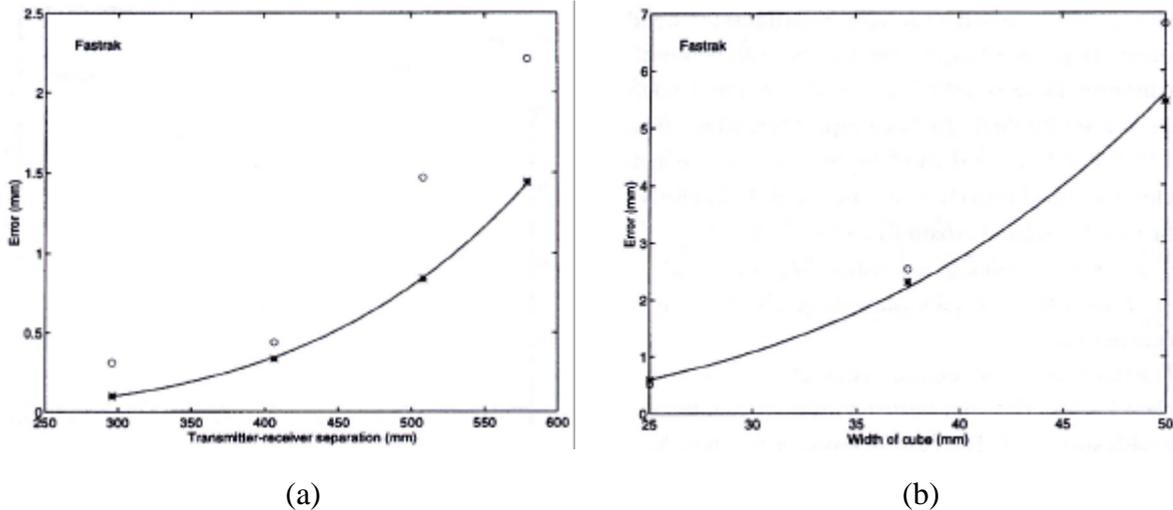


Abbildung 4.8: (a) Der Einfluß eines Stahlwürfels im Feld des Polhemus Fastrak bei festem Abstand zwischen Metall und Quelle sowie Metall und Empfänger. Verändert wurde der Abstand zwischen Quelle und Empfänger. '*' bezeichnet den Positionsfehler, 'o' den Orientierungsfehler. Die überlagerte Kurve zeigt die beste Näherung nach kx^4 . (b) Der Einfluß der Größe eines Aluminiumwürfels im Feld des Polhemus Fastrak. '*' bezeichnet den Positionsfehler, 'o' den Orientierungsfehler (Grafiken aus [70]).

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Genauigkeitsuntersuchungen bestätigen die genannten Ergebnisse für den Polhemus-Tracker. Da der Fehler von der Entfernung zur Quelle abhängig ist, kann die Genauigkeit verbessert werden, indem die Messungen auf den weniger verzerrten Nahbereich um die Quelle herum beschränkt werden. Zudem rechnen sich die Fehler bei Relativmessungen zum Teil heraus, wie die folgende Fehlerbetrachtung bezeugt. Der monoton steigende Zusammenhang aus Abbildung 4.8a zwischen Fehler und Abstand zur Quelle führt dazu, daß für den Meßfehler ε_1 und ε_2 zweier Sensoren S_1 und S_2 an den Positionen x_1 und x_2 gilt:

$$x_1 \leq x_2 \Rightarrow \mathbf{e}_1 \leq \mathbf{e}_2.$$

Die vom Sensor gelieferten Werte sind dann durch

$$\begin{aligned} x_{S1} &= x_1 + \mathbf{e}_1 \quad \text{und} \\ x_{S2} &= x_2 + \mathbf{e}_2 = x_2 + (\mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_2^*) \quad \text{mit } \mathbf{e}_2^* \geq 0 \end{aligned}$$

beschrieben. Bei einer Relativmessung wird nun der Abstand zwischen den beiden Sensoren Δx_s betrachtet:

$$\Delta x_s = x_{S2} - x_{S1} = x_2 + \mathbf{e}_1 + \mathbf{e}_2^* - x_1 - \mathbf{e}_1 = \Delta x + \mathbf{e}_2^*$$

Der Gesamtpositionsfehler bei einer Relativmessung ist unter der Annahme einer monoton steigenden Fehlerfunktion also

$$|\mathbf{e}_2^*| \leq |\mathbf{e}_2|$$

und somit geringer als bei einer Absolutmessung durch Sensor 2.

4.3.2 Intraoperative Genauigkeit von Trackingsystemen

In der Untersuchung von Marmulla [59] wird die Präzision von fünf Meßsystemen unter klinischen Operationsbedingungen in Abhängigkeit von der immanenten Gerätepräzision, der geometrischen Anordnung von Referenz- und Zielpunkten und der Qualität der Bilddatensätze verglichen. Es wird diskutiert, welche Navigationssysteme grundsätzlich innerhalb der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie Anwendung finden können. Die Präzision der Navigationssysteme wird bestimmt durch physikalische Grundlagen, die Anordnung und Beschaffenheit von Referenzpunkten und die Qualität des Bilddatensatzes. Bei der Untersuchung werden Punkte eines geometrischen Körpers mit bekannter Position angefahren und die Differenzstrecke zwischen errechneter und gemessener Position ermittelt. Verglichen werden fünf Trackingsysteme: Viewing Wand (ISG, mechanisch), SMN-Mikroskop (Zeiss, infrarot- und lasergeführt), MKM (Zeiss, infrarot, lasergeführt), STP-Pointer (Leibinger, infrarot) und Fastrak (Polhemus, elektromagnetisch).

Die Ergebnisse zeigen für den Polhemus-Tracker chaotische, nicht vorhersagbare Abweichungen in Gegenwart der metallenen Operationstischsäule. Dabei liegt offensichtlich keine lineare Translation oder Rotation zugrunde, sondern eine komplexere räumliche Verzerrung. Die Viewing Wand zeigt zufriedenstellende Ergebnisse und läßt sich zur Auffindung von Tumoren im Bereich von 2-3 mm Genauigkeit einsetzen. Die Laser- und infrarotgesteuerten Systeme besitzen eine höhere Präzision und lassen sich auch zur Umsetzung von Osteotomielinien von der Planung in die OP einsetzen. Die CT-Korrelation senkt in allen Fällen die Genauigkeit. Die geometrische Anordnung der Meßpunkte hat Auswirkungen auf die erreichbare Genauigkeit. Referenzpunkte sollten möglichst weit voneinander entfernt liegen und die Zielpunkte umschließen. Das ist jedoch oft aus anatomischen und chirurgischen Gründen nicht möglich. Es wird vorgeschlagen, statt mit Referenzpunkten mit kompletten Referenzflächen zu arbeiten.

Zu dieser Untersuchung ist anzumerken, daß hier eine eingeschränkte Anwendung der Trackingsysteme diskutiert wird. Das elektromagnetische Trackingsystem ist sicherlich in der Nähe der Metallobjekte weniger präzise als die optischen Varianten. Dies ließe sich jedoch in anderen Anwendungsfällen durch eine sorgfältige Konzeption des Systemaufbaus und des intraoperativen Settings vermeiden. Auch der zentrale Vorteil des elektromagnetischen Systems - die Möglichkeit, auch unter Verdeckung zu arbeiten - wird nicht in Erwägung gezogen. Das Ergebnis kann somit nicht auf elektromagnetische Tracker insgesamt und auf alle Anwendungsfälle verallgemeinert werden. Allerdings zeigt die Untersuchung die Empfindlichkeit der elektromagnetischen Systeme aus praktischer Sicht. Die in Abschnitt 3.2.1 aufgeführten Genauigkeitsuntersuchungen zeigen weiterhin, daß die Verzerrung des elektromagnetischen Feldes durch Metallkörper durchaus systematisch ist und mit der Entfernung zur Quelle zunimmt.

4.3.3 Vergleich von Genauigkeit im Labor und OP für elektromagnetische Tracker

Die Untersuchung von Birkfellner et al. [13] beschreibt die systematischen Störungen bei verschiedenen elektromagnetischen Trackingsystemen mit einem eigens konstruierten Meßsystem. Störobjekte waren sowohl Metallstangen definierten Ausmaßes sowie verschiedene

metallische Objekte aus der Operationsausrüstung. Bei den Messungen wurden die Stör-objekte bewegt und der Sensor-Emitter-Abstand beibehalten. Es wurde jeweils ein Satz von 100 Meßwerten gemittelt. Verglichen wurden das AC-System Isotrak von Polhemus (der Vorläufer des Fastrak) und der DC-Tracker Bird von Ascension.

Experiment	Abweichung Position / Orientierung
AC-Tracker, Labor	0,7 mm / 0,5 °
AC-Tracker, OP	3,2 ± 2,4 mm / 2,9 ± 1,9 °
DC-Tracker, Labor	1,6 mm / 0,5 °
DC-Tracker, OP	6,4 ± 2,5 mm / 4,9 ± 2,0 °

Tabelle 4.4: Ergebnisse der Studie [13]

Die Tabelle 4.4 zeigt die zentralen Resultate der Messung an anatomischen Landmarken eines Schädelphantoms ohne explizite Störkörper. Die Werte der Abweichung liegen im Operationssaal für beide Tracker deutlich über den Laborwerten und zeigen eine weitaus stärkere Schwankungsbreite. Der AC-Tracker erweist sich als insgesamt genauer in allen Situationen als der DC-Tracker. Störobjekte im Magnetfeld lieferten die folgenden Ergebnisse: Innerhalb von 120 mm wurde der AC-Sensor stark durch kleine Metallkörper in Abhängigkeit vom Abstand und der Leitfähigkeit gestört. Die Störungen durch die Ausrüstung im Operationssaal waren ebenfalls signifikant. Der DC-Tracker reagierte nur auf ferromagnetische Metalle und wurde durch Kupfer und Aluminium (dia- oder paramagnetische Metalle) nicht beeinflusst. Die Abweichungen sind insgesamt aber höher. Beide Tracker werden allerdings durch Metallkörper und die Operationsumgebung erheblich gestört.

4.3.4 Schlußfolgerung

Alle drei Untersuchungen zeigen die grundsätzliche Schwäche der elektromagnetischen Systeme, in metallischer und elektromagnetisch gestörter Umgebung an Genauigkeit zu verlieren. Die in den Abschnitten 3.1.6 und 4.1.5 beschriebenen Genauigkeitsuntersuchungen zeigen ähnliche Befunde. Um den besonderen Vorteil des elektromagnetischen Trackings, die Bewegungsfreiheit bei der Navigation und die Möglichkeit, unter Verdeckung zu arbeiten, beizubehalten, sind verschiedene Auswege denkbar. Die gleichzeitige Kontrolle der Positionen durch regelmäßige Referenzmessungen oder durch Video-Overlay sowie die Benutzung von nichtleitenden und nichtferromagnetischen Instrumenten kann die Zuverlässigkeit des Trackings erhöhen und den Vorteil der Bewegungsfreiheit beibehalten. Eine weitere Lösung ist es, die Korrekturwerte für die Störungen in einer konstanten Umgebung tabellarisch zu erfassen und beim Tracking mitzubersichtigen. Birkfellner et al. [12, 14] setzen dazu eine gleichzeitig optisch und elektromagnetisch messende Sonde ein und erfassen die Abweichungen in einem begrenzten Volumen in einer Korrekturtable. Diese Methode hat jedoch den Nachteil, daß die Umgebung im Operationssaal zwischen Korrekturwertmessung und der Navigationsanwendung nicht zwangsläufig konstant bleibt. Weiterhin können die Fehler in der Orientierung auf diese Weise nicht erfaßt werden, so daß nicht alle Frei-

heitsgrade erhalten bleiben. Für die Umrechnung von Sensorwerten bei Relativmessungen werden jedoch alle sechs Freiheitsgrade benötigt.

Die hier gewählte Lösungsmöglichkeit besteht darin, von einem verzerrten aber konstanten Feld während eines Eingriffs auszugehen und die Navigationsmessungen jeweils unter den gleichen Bedingungen durchzuführen. Diese Vorgehensweise schränkt zwar die Flexibilität des Systems geringfügig ein, führt jedoch zu einer stark verbesserten Genauigkeit. In den Genauigkeitsuntersuchungen konnte gezeigt werden, daß das neue Verfahren mit 95% Wahrscheinlichkeit in einem Genauigkeitsbereich arbeitet, der die klinisch vorgegebene Schwelle erreicht. Die mittleren Abweichungen und die Streuungen sind im nahezu störungsfreien Labor am geringsten. Mit einem verbesserten Trackingsystem läßt sich die gewünschte Zielgenauigkeit von $\pm 0,5$ mm auch im Operationssaal erreichen.

Santler et al. [83, 84] nutzten ebenfalls ein elektromagnetisches Trackingsystem, um Kenngrößen für eine kieferchirurgische Operationsplanung abzuleiten. Dabei werden 50 anatomische Punkte an einem Stereolithografiemodell mit dem Trackingsystem abgenommen und gleichzeitig mit weiteren Sensoren die Position von Unterkiefer und Oberkiefer kontrolliert. Durch die Vielzahl der Punkte kann eine große Zahl von Kenngrößen berechnet werden. Das hier vorgestellte Verfahren kommt mit je drei Punkten an den zu vergleichenden Modellen oder am Patienten aus, um die für eine Dysgnathieoperation entscheidenden Verschiebungswerte zu ermitteln. Auch ist das Verfahren unabhängig vom gewählten Modell, und es ist keine Stereolithografie notwendig. Einzige Voraussetzung ist, daß die Zahnreihe zumindest teilweise im Modell vorhanden ist.

Die präoperative Vorbereitung ist, sobald die Modelloperation an den Gipsmodellen abgeschlossen ist, in wenigen Minuten durchzuführen. Die Erfassung der Planungsdaten kann sogar kurz vor Beginn der Operation im Operationssaal erfolgen. Der Aufbau des Systems kann im Operationssaal erfolgen, während die Narkose eingeleitet wird. Vor Beginn des Eingriffs muß der Referenzsensor am Kopf des Patienten befestigt werden. Dieser Vorgang muß äußerst sorgfältig erfolgen, da die Genauigkeit der Meßergebnisse direkt von der Stabilität des Referenzsensors abhängt. Die Befestigung des Kopfsensors erfordert bei etwas Übung maximal zehn Minuten und kann parallel zu weiteren Vorbereitungen beim Lagern und Abdecken des Patienten erfolgen. Die einzelnen Messungen benötigen nicht mehr als jeweils 1-2 Minuten. Die Operationszeit insgesamt wird durch den Einsatz des Meßsystems nur um einige Minuten verlängert. Zieht man den Präzisionsgewinn und die zusätzliche Kontrollmöglichkeit der Kieferrelation durch die computergestützte Messung hinzu, kann die Verlängerung der Operationszeit vernachlässigt werden.

Die Software ist einfach und schnell zu bedienen, die Ergebnisse sind zügig ablesbar und können mit der präoperativen Situation und der Modelloperation verglichen werden. Die Implementation läuft auf jedem - auch portablen - Rechner, der eine virtuelle Java-Maschine ausführen kann.