

2 Theoretische und technische Grundlagen

2.1 Navigation in der Medizin

In diesem Abschnitt wird ausgehend vom Problem der räumlichen Lokalisation in der Chirurgie das Konzept der intraoperativen Navigation vorgestellt und anhand einiger exemplarischer Navigationssysteme veranschaulicht. Es werden die Ziele und Grenzen der Navigationstechnik diskutiert.

2.1.1 Das Lokalisationsproblem

Für die Durchführung von chirurgischen Eingriffen in den menschlichen Organismus ist es eine absolute Notwendigkeit, die Anatomie der betroffenen Körperregion genau zu kennen und sich anhand der eigenen dreidimensionalen Vorstellungskraft zu orientieren. Jeder Chirurg entwickelt daher während seiner Ausbildung ein sehr detailliertes, dreidimensionales Modell für das praktische Verständnis der anatomischen Verhältnisse innerhalb seines Fachgebietes und erweitert, verfeinert und festigt es mit wachsender klinischer Erfahrung. Diese persönliche „Landkarte“ dient ihm zur Auffindung und Abgrenzung von Strukturen und zur Bestimmung ihrer relativen Lage zueinander. Eine derartige Fähigkeit zur flexiblen Lokalisation und Orientierung in den komplexen anatomischen Beziehungen ist besonders dann wichtig, wenn die übliche Anatomie durch individuelle Variationen, durch die Einwirkungen der pathologischen Veränderung oder durch die Folgen vorangegangener therapeutischer Maßnahmen verzerrt ist und daher in einem gewissen Maß von dem in Lehrbüchern und anatomischen Sektionen erworbenen Standard abweicht. Die Entwicklung des persönlichen navigatorischen Sinnes ist damit eine der Schlüsselaufgaben, die im Kern eines jeden chirurgischen Ausbildungsprogramms enthalten sind [56].

Schon gegen Ende des 19. Jahrhunderts wurden in der Neurochirurgie technische Hilfsmittel entwickelt, die dem Chirurgen die Lokalisation von vorgegebenen Punkten im Raum ermöglichen und dadurch seine Orientierung im Operationsfeld erleichtern sollten. Diese Anfänge begründeten eine lange Geschichte von Weiterentwicklungen auf dem Gebiet der *Stereotaxie*. Unter diesem Begriff werden die Techniken zum Aufsuchen von Punkten im Raum anhand eines Koordinatensystems zum Zwecke der exakten Lokalisation von anatomischen Strukturen verstanden. Mit der Entwicklung bildgebender Verfahren, angefangen bei der Röntgenbildgebung, wurde die Möglichkeit geschaffen, die präoperative Situation des Patienten zu visualisieren und so das Wissen über die individuelle Anatomie des Operationsgebietes für die Planung des Eingriffs verfügbar zu machen. Das eigentliche intraoperative *Lokalisationsproblem* besteht nun darin, eine Abbildung zwischen den Bildinformationen und dem dargestellten Objekt, dem Patienten und seinen anatomischen Strukturen, während des Eingriffs zu finden und dem Chirurgen diese Korrespondenz (z. B. durch Visualisierung oder Führung von Instrumenten) als Hilfestellung nutzbar zu machen. Der Erfolg einer solchen Lokalisations- oder Navigationshilfe hängt dabei unter anderem davon ab, mit welcher Genauigkeit

und Geschwindigkeit die Lokalisation möglich ist, welche Visualisierungs- und andere Ausgabemöglichkeiten zur Verfügung stehen und ob der therapeutische Nutzen die Verlängerung der präoperativen Arbeiten und eventuell der Operationszeit, die zusätzlichen Belastungen für den Patienten sowie die erhöhten Kosten aufwiegt.

In der klinischen Anwendung haben sich Navigationssysteme für unterschiedliche Aufgaben als nützlich erwiesen. Das primäre Anwendungsgebiet ist das Auffinden von Strukturen, die präoperativ im Bildmaterial identifiziert wurden. Dies können beispielsweise anatomische Strukturen, pathologische Strukturen oder Fremdkörper sein [58]. Die Verkleinerung des operativen Zugangsweges bei einer zunehmenden Indikationsbreite und Anzahl von Eingriffen (endoskopische Eingriffe, minimal-invasive Chirurgie) erfordert ebenfalls eine verlässliche anatomische Orientierungshilfe in Form von 3-D-Navigation [36]. Eine weitere Hauptanwendung der Navigationssysteme liegt daher in der Führung von Instrumenten, Endoskopen oder der Positionierung osteotomierter Knochensegmente. Vielversprechend ist zudem die Kombination von Navigations- und Planungssystem. Auf diese Weise ist es durch einfache Datenübertragung möglich, die präoperativ geplanten Prozeduren direkt auf den Operationssitus zu transferieren. So können beispielsweise Osteotomie- oder Kraniotomielinien oder Resektionsgrenzen in der Tumorchirurgie im Vorfeld bestimmt und durch exakte Planung von Zugangswegen zu tiefliegenden Regionen Verletzungen wichtiger Strukturen vermieden werden [37]. Durch Vereinfachung der intraoperativen Umsetzung der Planungen kann das Risiko für den Patienten gesenkt und der Eingriff verkürzt werden [42]. Die genannten primären Vorteile sind in Tabelle 2.1 zusammengestellt. Macunias [56] nennt weiterhin die in der Tabelle aufgeführten sekundären Vorteile, die man sich vom Einsatz von Navigationssystemen bei neurochirurgischen Eingriffen erhofft und auch subjektiv bestätigt gefunden hat. Ausführliche Studien zur Validierung der erhofften sekundären Vorteile fehlen allerdings noch [25].

Primäre Vorteile	Sekundäre Vorteile
Orientierung im Operationssitus	weniger invasive Chirurgie
Auffinden von Strukturen	verkürzte Operationszeiten
Planung von Zugangswegen	bessere Bestimmung der Läsion
Führung von Instrumenten	gesteigerte Zuverlässigkeit
Übertragung von Planungsergebnissen auf den Operationssitus	weniger Verletzungen (geringere Morbidität)
Qualitätskontrolle bei der Operation	kürzere Aufenthaltszeiten
Einbindung von Echtzeitdaten im Operationssaal	verbesserte klinische Ergebnisse

Tabelle 2.1: Primäre und sekundäre Vorteile beim Einsatz von Navigationssystemen

Im folgenden soll ein kurzer geschichtlicher Überblick über die Entwicklung von Navigationssystemen gegeben werden, dann folgt eine Zusammenstellung der möglichen Anwendungsgebiete der Navigation in den unterschiedlichen medizinischen Fachrichtungen.

2.1.2 Historische Entwicklung

Eine Reihe von Lösungen für das Lokalisationsproblem wurden seit der zweiten Hälfte des 19. Jahrhunderts für die Anwendung bei neurochirurgischen Eingriffen entwickelt.

Gunkel et al. [36] geben einen Abriß des historischen Verlaufs der Entwicklung stereotaktischer Verfahren. Danach wurden die ersten Ansätze mechanischer Lokalisation in Tierversuchen um 1873 unternommen, die dann um die Jahrhundertwende auf den Menschen übertragen wurden. Visuelle Grundlagen der Verfahren waren anfangs oft anatomische Atlanten, wobei versucht wurde, die individuellen anatomischen Gegebenheiten auf die relativen Beschreibungen der Atlanten abzubilden. Einer der ersten mechanischen stereotaktischen Rahmen, der zur atlantenbezogenen Lokalisation am Menschen eingesetzt wurde, wird bei Mussen [72] beschrieben. Mit der Entdeckung der Röntgenstrahlung 1895 wurde eine wesentliche diagnostische Voraussetzung für praktisch einsetzbare stereotaktische Verfahren geschaffen. Leksell 1949 [53] und Spiegel 1947 [88] konstruierten die ersten Rahmen, die direkt am knöchernen Schädel des Patienten befestigt wurden und als Prototypen der heute eingesetzten stereotaktischen Rahmen gesehen werden können. Diese Verfahren wurden später um digitale tomographische Bilder angereichert, sind aber im Kern gleich geblieben. Da die rahmengebundene Stereotaxie einige Nachteile aufweist, wird sie nur für bestimmte kraniale Eingriffe eingesetzt und bleibt im wesentlichen auf das Gebiet der Neurochirurgie beschränkt. Die Möglichkeiten rahmenloser rechnergestützter Stereotaxie (Navigation), die seit Mitte der 80er Jahre als Alternative zu den rahmengebundenen Verfahren entwickelt wird [80], sind dagegen auch für andere Fachrichtungen wie die HNO-Chirurgie und die Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie interessant.

2.1.3 Rahmengebundene Stereotaxie

Die rahmengebundenen stereotaktischen Verfahren beruhen auf dem Einsatz eines starren Referenzrahmens, der am Kopf des Patienten fixiert wird, und eines beweglichen Bogens mit einer Halterung, in die Sonden oder andere Instrumente zum Anfahren der Zielstrukturen eingespannt werden können. Viele moderne stereotaktische Systeme verwenden das Prinzip des konzentrischen beweglichen Bogens, der eine imaginäre Halbkugel im Raum bildet. Der Bogen wird so auf einem starren Rahmen befestigt, daß der geometrische Mittelpunkt (Fokus) mit dem gewählten Zielpunkt zusammenfällt. Da der Radius einer Halbkugel konstant ist, führt eine Sonde, die im rechten Winkel zu einer beliebigen Tangente am Bogen befestigt ist, durch den Mittelpunkt und passiert in bekannter Tiefe den Zielpunkt. In der Abbildung 2.1 sind die genannten Bestandteile eines stereotaktischen Systems und die zugehörigen Bewegungsrichtungen dargestellt.

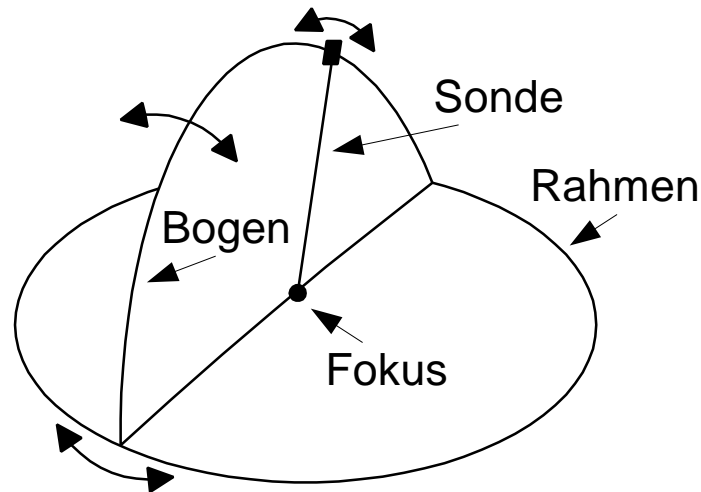


Abbildung 2.1: Freiheitsgrade eines stereotaktischen Bogens

Für den Einsatz eines stereotaktischen Rahmens ist eine präoperative Planungsprozedur am Bildmaterial des Patienten notwendig, die die Simulation der chirurgischen Prozedur ermöglicht und als Resultat die Koordinaten des anzufahrenden Zielpunktes und die Zugangstrajektorie ergibt. Bei der Bildaufnahme müssen für die Bestimmung der Zielkoordinaten Markierungen mit aufgenommen werden, die später am Patienten identifiziert werden. Daher wird entweder der gesamte Basisrahmen mit aufgenommen oder in einigen Systemen eine spezielle abnehmbare Markierungsvorrichtung eingesetzt. Die Angabe der Zielpunkte erfolgt in der Regel in Polarkoordinaten, ihre Berechnung übernimmt ein Planungsrechner. Der Planungsrechner dient in moderneren stereotaktischen Systemen auch zur komfortablen Definition von komplexen Zielstrukturen wie Regionen und Volumina [44, 46].

Moderne stereotaktische Systeme erreichen eine Lokalisationsgenauigkeit von 1 mm und weniger [57, 90]. Bei der Anwendung der stereotaktischen Verfahren ergeben sich jedoch einige Nachteile [57, 60]:

- Stereotaktische Rahmen sind oft schwere, starre Konstruktionen, die den chirurgischen Zugang einschränken und daher immer nur zeitweise eingesetzt werden können.
- Es kann jeweils nur ein bestimmter Zielpunkt über einen Zugangsweg angesteuert werden.
- Auch moderne stereotaktische Rahmen vermitteln dem Operateur die aktuelle Position eines Instruments erst nach Vorjustierung und Vermessungen, so daß ihr Einsatz nur eine punktuelle Ansteuerung ermöglicht und der Einsatz auf spezielle Bereiche beschränkt bleibt.
- Die Vorrichtungen werden aufgrund ihrer starren und sperrigen Konstruktion und durch die notwendige invasive Befestigung am Patientenkopf oft vom Patienten trotz Lokalanästhesie bei der Anpassung als unangenehm empfunden.
- Die Planung ist komplex, wenig intuitiv und steht nicht in Echtzeit zur Verfügung.
- Die stereotaktischen Verfahren sind im wesentlichen auf neurochirurgische Anwendungen beschränkt und erfordern eine Fixierung des Patientenkopfes.

Diese Nachteile lassen sich dadurch überwinden, daß man Lokalisationssysteme konstruiert, die ohne einen stereotaktischen Rahmen auskommen und mehr Freiheitsgrade zulassen. Voraussetzungen für die Entwicklung der rahmenlosen Verfahren war zum einen die Entwicklung der Rechner-technologie, die leistungsfähige Berechnungen ermöglichte, und zum anderen die Verfügbarkeit moderner präziser Positionssensorik, die im wesentlichen auf dem Forschungsgebiet der „virtuellen Realität“ eingesetzt und weiterentwickelt wurde.

2.1.4 Intraoperative Navigation

Rahmenlose stereotaktische Verfahren werden auch unter dem Begriff „Computerassistierte Chirurgie“ (engl. „computer-assisted surgery, CAS) oder „Computerassistierte intraoperative Navigation“ beziehungsweise kurz „intraoperative Navigation“ geführt. Im folgenden wird einheitlich der Begriff „Navigation“ verwendet.

Rahmenlose stereotaktische Verfahren verzichten auf den am Kopf des Patienten befestigten Referenzrahmen und die zugehörige mechanische Vorrichtung zum Auffinden der Ziele. An deren Stelle tritt ein *Trackingsystem*, ein Gerät zur Bestimmung der dreidimensionalen Koordinaten von Punkten im Raum, und eine *Registrierungsprozedur*, ein algorithmisches Verfahren, um die im Koordinatensystem des Trackingsystems gemessenen Werte in das Koordinatensystem des Bildmaterials umzurechnen. Die Abbildung 2.2 zeigt die Komponenten eines modernen, rechnerbasierten rahmenlosen Navigationssystems. Die Bildgebung als Grundlage für die Planung des Eingriffs und der Navigation, sowie für die spätere intraoperative Visualisierung muß bereits die Erfordernisse des Navigationssystems berücksichtigen. So kann die Lage des Patienten, die Auflösung der Aufnahme und die Wahl der zusätzlich aufgenommenen Hilfsmittel - wie beispielsweise künstliche Referenzmarkierungen - die Qualität der Navigation und der Visualisierung beeinflussen. Für die Planung der Zielgrößen und Zugangswege (Trajektorien) der Navigation dient entweder, wie in der Abbildung gezeigt, ein externes oder ein bereits in das Navigationssystem integriertes Planungssystem. Externe Planungssysteme sind dann sinnvoll, wenn neben der Planung der Navigation auch andere, davon unabhängige medizinische Prozeduren und Entscheidungen im voraus ermittelt werden sollen. In modernen Navigationssystemen ist allerdings häufig bereits die grundlegende Funktionalität für die Operationsplanung enthalten. Planungs- und Bilddaten werden im Navigationsrechner für die Unterstützung der intraoperativen Prozedur gehalten. Der Navigationsrechner übernimmt die Berechnungen für die Registrierung des Operationsfeldes mit den Bilddaten sowie die numerische und visuelle Aufarbeitung der Navigationsergebnisse. Die Interaktionen des Rechners mit dem Operationspersonal wird über Ein- und Ausgabegeräte vorgenommen, die den speziellen Anforderungen einer sterilen Umgebung genügen müssen. Als Eingabegeräte sind z. B. eine sterile Minimaltastatur oder eine Sprachsteuerung denkbar, als Ausgabegeräte entweder ein normaler Monitor oder ein vom Chirurgen auf dem Kopf getragenes „Head mounted display“ (HMD). Die Bestimmung von Positionen im Operationsfeld übernimmt das Trackingsystem als zweite wichtige Komponente des Navigationssystems.

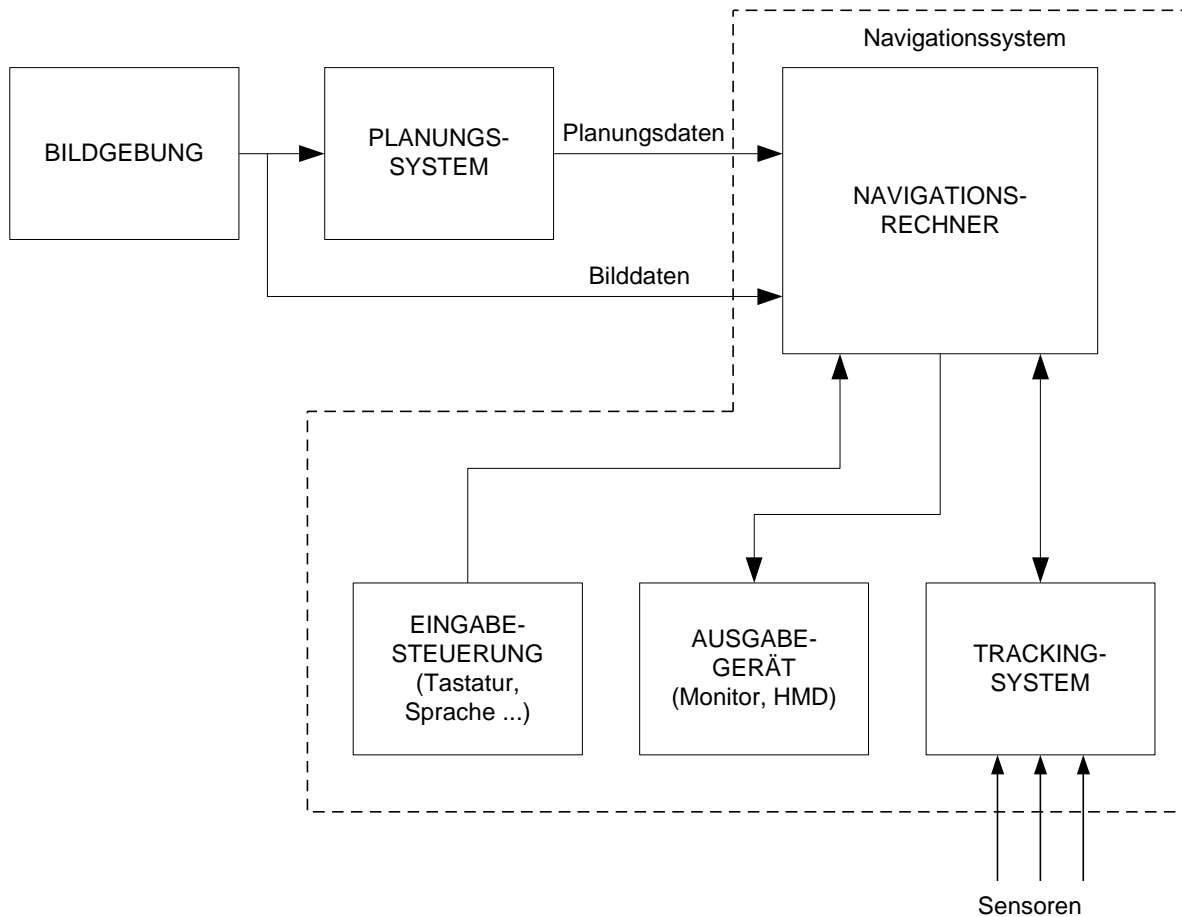


Abbildung 2.2: Aufbau eines Navigationssystems

Eine Klassifikation der rahmenlosen Navigationssysteme erhält man durch Betrachtung des physikalischen Prinzips, welches bei der Bestimmung der Raumkoordinaten durch das Trackingsystem angewendet wird. So unterscheidet man elektromechanische, ultraschallbasierte, elektromagnetische und optische Navigationssysteme. Diese Funktionsprinzipien werden in Abschnitt 2.2 näher erläutert.

Ein frühes rahmenloses Lokalisationssystem wurde von Roberts et al. [80] entwickelt. Durch diese Arbeit wurde auch der Begriff „rahmenlose Stereotaxie“ geprägt, da sie die Integration von Computertomographiebildern (CT-Bildern) in ein Operationsmikroskop ohne stereotaktischen Rahmen ermöglichte. Die Registrierung wurde durch Anfahren von Markierungen auf dem Schädel mit dem Fokuspunkt des Mikroskops und gleichzeitiger Messung der Mikroskopposition über ein Ultraschallpositionsmeßgerät erreicht. Nach der Registrierung wurde durch jeweils erneute Messung der Mikroskopposition die CT-Schicht errechnet, die in der Brennebene des Mikroskops lag. Der Chirurg konnte dann Patient und CT im Mikroskop überlagert betrachten.

Bei der Entwicklung rahmenloser stereotaktischer Systeme wurden unterschiedliche Technologien von verschiedenen Arbeitsgruppen eingesetzt. So wurde an der RWTH Aachen die Position der Spitze eines elektromagnetischen Arms mit Hilfe eines Fadenkreuzes in Schichtbildern visualisiert [3, 62, 85]. Etwa gleichzeitig wurde von Kosugi und Watanabe ebenfalls ein armbasiertes Navigationssystem vorgestellt [50]. Andere Gruppen verknüpften ähnlich

wie Roberts das Operationsmikroskop mit der Navigation [29, 45, 77]. Die Position des Mikroskops wurde dabei optisch oder mittels Ultraschall bestimmt. Einige Jahre später nutzte Tan ein magnetisches Positionsmeßgerät, um die Position einer Sonde im Patienten zu bestimmen [89]. Ein weiterführender historischer Abriß der intraoperativen Navigation findet sich in [36, 60] und [38].

2.1.5 Navigationssysteme

Im folgenden werden einige Navigationssysteme vorgestellt, die auf unterschiedlichen Technologien basieren und in der medizinischen Anwendung verifiziert wurden.

2.1.5.1 Die ISG Viewing Wand

Eines der ersten verbreitet eingesetzten mechanischen rahmenlosen Navigationssysteme ist die „Viewing Wand“ der Firma ISG Technologies [22, 52]. Dieses System besitzt einen als 3-D-Tracker arbeitenden Arm mit sechs Gelenken, der Ziele in sechs Freiheitsgraden mit einer Reichweite von 60 cm anfahren kann. Der Aufbau wurde am menschlichem Oberkörper mit Torso, Schulter, Ellbogen und Handgelenk orientiert. In den Gelenken des mechanischen Arms sind Potentiometer angebracht, an denen eine Spannung proportional zur Auslenkung des Gelenks abgegriffen wird. Die analogen Signale der Potentiometer an den Gelenken werden mit einer Frequenz von 30 Hz digitalisiert. Zur Lokalisation oder Manipulation der Zielpunkte können beliebige starre Instrumente in den mechanischen Arm eingespannt werden. Auch eine gebogene Sonde läßt sich problemlos einsetzen [33].

Als Bilddaten können digitale CT- und MR-Schichtbilder in eine Grafik-Workstation eingelesen werden, die entweder direkt dargestellt oder als 3-D-Rekonstruktion visualisiert werden. Dafür müssen die Schwellwerte als Grauwertfenster definiert werden. Zusätzlich kann von schichtweise interaktiv markierten (segmentierten) Objekten eine 3-D-Rekonstruktion berechnet werden. Das Berechnen der Rekonstruktion benötigt einige Zeit, dann können die 3-D-Objekte jedoch in Echtzeit rotiert werden, gefärbt oder mit Transparenzen versehen und orthogonal beliebig geschnitten werden. Für die Unterstützung stereotaktischer Biopsien ist die Simulation einer Ultraschallsonde möglich. In diesem Modus werden die Bilder anhand der Position und Richtung der Sondenspitze umformatiert dargestellt.

Vor dem Einsatz des Systems an einem Patienten muß zunächst eine Registrierungsprozedur zur Eichung der Relation zwischen dem Kopf des Patienten und der Spitze des Instruments am Navigationsarm durchgeführt werden. Dazu wird der Kopf des Patienten mit einer Mayfield-Halterung fixiert, an welcher der mechanische Arm befestigt ist. Es stehen zwei grundsätzliche Möglichkeiten zur Registrierung zur Verfügung. Entweder werden drei oder mehr anatomische oder künstliche Markierungspunkte mit dem Arm angefahren und gleichzeitig in den Schichtbildern oder in der 3-D-Rekonstruktion angewählt. Alternativ kann eine Oberflächenregistrierung durchgeführt werden, indem eine Menge von 30-40 Punkten auf der Hautoberfläche des Patienten angefahren wird und dann algorithmisch die beste Übereinstimmung der resultierenden Punktwolke mit der aus den Schichtdaten rekonstruierten Oberfläche gesucht wird. Nach der Registrierungsprozedur kann der Chirurg die 3-D-

Position und Richtung des Instruments auf dem Monitor beobachten und - durch ein Fadenkreuz visualisiert - in den CT- bzw. MR-Schichten des Patienten verfolgen.

Die Viewing Wand war in den 90er Jahren Gegenstand einer Vielzahl klinischer Studien mit einer großen Zahl von Fällen. Die Anwendungsgebiete waren hauptsächlich neurochirurgische Eingriffe [18, 30, 71, 87], für die das System auch ursprünglich konzipiert wurde. Es wurden jedoch auch Anwendungen in der HNO-Chirurgie [5, 20, 32, 33] und der Gesichtschirurgie [39, 40, 96] evaluiert. Zusätzlich wurden Erweiterungen um neue Bildmodalitäten [21] vorgenommen.

Für die Genauigkeit des Systems werden unterschiedliche Werte angegeben. Der Hersteller nennt für die Genauigkeit des Arms, daß 99,9% der Meßwerte einen maximalen Fehler von 1 mm aufweisen. Dieser Wert wird in unabhängigen Genauigkeitsuntersuchungen bestätigt [17]. Für ein Plexiglasmodell ermittelten Zinreich et al. [105] eine Gesamtgenauigkeit, also inklusive Fehler bei der Bildaufnahme, von unter 3,7 mm. In der klinischen Anwendung wird von einem Gesamtgenauigkeitsbereich von 1-2 mm berichtet [39, 40].

Das Viewing-Wand-System ist ein Navigationssystem mit ausreichender Genauigkeit für eine Vielzahl klinischer Anwendungsfälle. Der wesentliche Nachteil des mechanischen Systems ist allerdings der sehr massive und starre Navigationsarm, der die Bewegungsfreiheit im Operationssaal stark einschränkt. Die Handhabung des Systems ist unbequem, so daß das System heute durch andere Systeme, die auf optischer oder elektromagnetischer Sensorik beruhen, ersetzt wird. Weiterhin ist die Fixierung des Patienten notwendig.

2.1.5.2 Der Neuronavigator

Ein weiteres klassisches Navigationssystem auf mechanischer Basis ist der Neuronavigator [101], der für neurochirurgische Eingriffe entwickelt wurde. Dieses System besitzt einen elektromechanischen Digitizer bestehend aus einem passiven Arm mit sechs Gelenken. An der Spitze des Armes wird eine Sonde oder ein chirurgisches Instrument befestigt. In den Gelenken befinden sich Potentiometer ($50\text{K}\Omega$, 0,1% Nichtlinearität), die mit einer stabilisierten Gleichspannung vorgespannt werden [4]. Die zum Auslenkungswinkel des Gelenks proportionale Spannung am Spannungsteiler wird über einen AD-Wandler in einen Hostrechner eingelesen. Über die Länge der Armsegmente und die gemessenen Winkel werden die 3-D-Koordinaten der Spitze des Instruments berechnet. Für die Navigation werden CT- oder MR-Aufnahmen mit einem Scanner digitalisiert. Während der Navigation wird der Kopf des Patienten fixiert. Die Kalibrierung erfolgt über drei Punkte, die durch Metallkugeln im CT oder durch fettlösliche Substanzen im MR sichtbar gemacht werden. Der Kopf des Patienten wird mit einer Mayfield-Kopfhalterung fixiert, der Navigationsarm wird starr an der Kopfhalterung befestigt. Nach erfolgter Kalibrierung wird die Position der Navigationsspitze auf den Schichtbildern durch ein Fadenkreuz dargestellt. Wenn die Spitze zwischen zwei Schichten liegt, wird der Cursor in beiden Schichten eingeblendet. Die Größe des Cursors gibt dabei die Entfernung der Spitze von der jeweiligen Schicht wieder. Im Falle der Bewegung des Schädels durch Krafteinwirkung kann eine Rekalibrierung durchgeführt werden. Eine virtuelle Spitze dient zur Bestimmung einer Lokation im Hirn von der Schädeloberfläche aus (bei-

spielsweise zur exakten örtlichen Eingrenzung der Kraniotomie). Als erreichbare Genauigkeit wird bei Phantommessungen im Labor durchschnittlich 1,3 mm und am Patienten maximal 2,5 mm angegeben. Koivukangas et al. [49] nennen eine mechanische räumliche Genauigkeit von ± 1 mm. Die größte Ungenauigkeit wird danach durch die Schichtdicke der CT-Aufnahmen hervorgerufen und führt zu einer intraoperativen Genauigkeit von insgesamt $\pm 3-4$ mm.

2.1.5.3 Das Artma Virtual Patient System

Ein primär für den Einsatz in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie entwickeltes Navigationssystem ist das „Virtual Patient System“ der Firma „Artma medical technologies“ (kurz Artma). Das System besteht aus einem Navigationsrechner, auf dem eine Planungs- und Navigationssoftware läuft, sowie einem elektromagnetischen Trackingsystem. Die Navigation basiert auf diversen Bilddaten des Patienten. Während der Planung werden wichtige Strukturen wie Fremdkörper, Zugangswege oder Landmarken markiert. Diese Markierungen werden bei der Navigation live über die Bilder geblendet. Die Vorteile des Systems liegen darin, daß es ohne Fixierung des Patientenkopfes auskommt [74], Live-Video darstellen kann und daß die Ausgabe auf einem vom Chirurgen auf dem Kopf getragenen Display (head up display, HUD) erfolgen kann [26, 27]. Außerdem ist eine Telekonsultation über das Internet möglich, da die aktuellen Navigationsinformationen an die übertragenen Bild- und Videosequenzen angehängt werden können [94, 97]. Ein entfernt sitzender Experte kann dann die aktuelle Navigation an seinem Rechner verfolgen. Das System wurde neben verschiedenen Anwendungen in der Kieferchirurgie [98, 99, 103] auch in der HNO-Chirurgie [34] und bei HNO-Biopsien [35, 91] eingesetzt. In letzter Zeit wurde das System für die Navigation bei der Insertion von Dentalimplantaten erweitert [73, 102]. Die Genauigkeit für das System wird von den meisten Autoren mit 2-3 mm angegeben [34, 91]. Eine detailliertere Beschreibung und weitere Genauigkeitsuntersuchungen des Systems finden sich in Abschnitt 3.

2.1.5.4 BrainLab VectorVision

Das BrainLab VectorVision System ist ein für die Neurochirurgie entwickeltes Navigationssystem, das ein optisches Trackingsystem verwendet. Der Tracker besteht aus zwei in einem definierten Abstand montierten Kameras, sowie einer Reihe von Infrarotleuchtdioden, die das Arbeitsfeld beleuchten. Die Sensoren bestehen aus passiven Reflektoren, die auf den Instrumenten angeordnet sind. Für die Kalibrierung sind spezielle Halterungen vorgesehen, auf die jeweils unterschiedliche Marker für die Bildaufnahme in verschiedenen Bildmodalitäten geschraubt werden können. Dabei existieren radioopake Marker für CT-Aufnahmen, flüssigkeitsgefüllte Marker für MR-Aufnahmen und halbkugelförmige Reflektoren für die intraoperative Referenzierung. Der Kopf des Patienten muß für den Eingriff in einer Mayfield-Halterung fixiert werden. An der Mayfield-Halterung wird als Referenz ein besonderer Adapter mit drei sternförmig angeordneten Reflektoren befestigt. Alle Reflektoren erzeugen auf den Kameras punktförmige Abbilder, die mit Verfahren der Mustererkennung detektiert werden. Aus den Positionen der Abbilder auf den beiden Kameras werden die dreidimensionalen Positionen der Reflektoren und damit des getrackten Objekts errechnet. Für den Einsatz werden zunächst die Kameras kalibriert. Dies erfolgt durch Bewegen eines

Referenzobjektes im Arbeitsbereich der Kameras. Nach Fixierung des Patienten erfolgt die Registrierung des Systems dadurch, daß alle Hautmarker des Patienten nacheinander mit einem Pointer angefahren werden. Die Navigationssoftware ordnet die gemessenen Positionen den entsprechenden Markern im CT-Bild automatisch zu. Während der Operation können Genauigkeitsprüfungen vorgenommen werden, indem Punkte am Patienten angefahren werden, die zu Beginn als Referenzen markiert wurden. Dieses System hat den Vorteil, daß es einfach und intuitiv zu bedienen ist und nach einer Schulung und Eingewöhnungsphase von den Chirurgen selbst bedient werden kann. Nachteile des Systems sind die notwendige Fixierung des Patienten und die vergleichsweise schlechte intraoperative Genauigkeit. So wird von durchschnittlich 4 mm Fehler bei der intraoperativen Lokalisation berichtet [31, 64]. Die klinischen Studien zeigen jedoch die prinzipiell positiven Möglichkeiten des Systems beim Einsatz in der Hirnchirurgie [24, 63].

2.1.6 Grenzen der Navigationstechnik

Trotz der in Abschnitt 2.1.1 genannten Vorteile besitzt die gegenwärtige Navigationstechnik ihre Grenzen. So sind die Bildgebung, die rechnerische Rekonstruktion und Visualisierung, die Registrierung von Bilddaten und Patient sowie das Tracking der Raumkoordinaten von begrenzter Genauigkeit und können in der Summe einen beträchtlichen Fehler aufweisen. Aus diesem Grund muß vor der Einführung einer Navigationstechnik in die klinische Routine eine Genauigkeitsprüfung der gesamten Verarbeitungskette erfolgen und mit den klinischen Anforderungen abgeglichen werden. Zur Erzielung einer hohen Genauigkeit ist die unveränderliche Fixierung des Patienten oder der Markersysteme erforderlich. Besonders ungenau ist die Lokalisation von Weichgewebe, dessen räumliche Struktur sich zwischen Bildaufnahme und Operation verändern kann. Ein Beispiel für die Verlagerung des Weichgewebes ist der Brain-Shift nach dem Öffnen des Craniums, der eine exakte Lokalisation aufgrund des präoperativen Bildmaterials unmöglich macht. Eine Lösung besteht in der Integration von Echtzeitinformation über die Patientenanatomie während der Operation. Diese kann beispielsweise durch Ultraschallaufnahmen oder den Einsatz eines intraoperativen MR-Geräts gewonnen werden [82]. Bevor dieses Problem nicht gelöst ist, kann die intraoperative Lokalisation im wesentlichen für starres Gewebe und für die Navigation initialer Trajektorien genutzt werden [22]. Weiterhin erlauben Navigationssysteme derzeit zwar eine Lagekontrolle im Raum, jedoch keine aktive Neupositionierung osteotomierter Segmente [59].

Navigationssysteme besitzen naturgemäß eine hohe Bedienkomplexität. Gegenwärtig ist meist ein Techniker zur Bedienung und die Schulung des gesamten Operationsteams erforderlich. Wünschenswert wäre es jedoch, daß im Idealfall der Chirurg sein System nach Einlesen der Bilddatensätze eigenständig ohne weiteres technisches Hilfspersonal in der sterilen Operationsumgebung bedienen kann [36]. Obwohl der intraoperative Zeitaufwand für die Navigation im allgemeinen gering ist und durch die Zeitersparnis aufgrund der schnellen Lokalisation und durch den Gewinn an Sicherheit für den Patienten ausgeglichen wird, bringt die Navigationstechnik einen erhöhten präoperativen Zeitaufwand für die Planung mit sich. Dieser zusammen mit den noch hohen Preisen für die Systeme führt zu der Frage nach der Kosteneffektivität von Navigationssystemen, die bisher noch nicht durch Studien erwiesen

ist [25]. Es ist zu erwarten, daß einige der genannten Einschränkungen beim Einsatz von Navigationssystemen durch die zukünftige Weiterentwicklung der Technologie an Bedeutung verlieren werden.

2.2 Trackingsysteme

2.2.1 Einführung

Als Positionstracker oder kurz Tracker werden die Geräte oder Systeme von Geräten bezeichnet, die in Navigationssystemen zur Bestimmung der Position und Orientierung von Zielobjekten eingesetzt werden. Die Tracker stellen einen entscheidenden Bestandteil eines Navigationssystems dar, da sie es ermöglichen, eine Korrelation zwischen Objekt und Bildaten herzustellen. In den vergangenen 35 Jahren wurden verschiedene Typen von Positionstrackern entwickelt. Diese können anhand des für die Messung zugrundeliegenden physikalischen Prinzips grob in vier Kategorien eingeteilt werden: magnetische, akustische, optische und mechanische Tracker. Jede dieser Klassen besitzt ihre Vorteile, Nachteile und spezifischen Anwendungsbereiche. Einen Überblick über die verschiedenen Trackingsysteme geben Bhatnagar [11] und Kalawsky [43].

2.2.2 Kriterien zur Beurteilung der Leistung eines Trackers

Um die Leistung der verschiedenen heute verfügbaren Tracker zu erfassen und zu vergleichen, sind unter anderem die folgenden Kriterien geeignet:

- **Statische Genauigkeit** (Static accuracy): Dieses Maß gibt die maximale Abweichung des gemessenen Positions- und Orientierungswertes eines Referenzpunktes vom tatsächlichen Wert an.
- **Dynamische Genauigkeit** (Dynamic accuracy): Die dynamische Genauigkeit gibt die Genauigkeit des Systems bei Bewegung des Sensors an.
- **Auflösung** (Resolution): Mit der Auflösung gibt man die kleinste Änderung in den Positions- und Orientierungswerten an, die noch vom Tracker detektiert werden kann.
- **Wiederholrate** (Update rate): Diese Angabe betrifft die Rate, mit der jeweils neue Meßwerte an den Hostrechner übertragen werden.
- **Latenzzeit** (Phase lag / Latency): Die Verzögerung zwischen einer Veränderung der Position und Orientierung und der Übertragung der Änderung an den Hostrechner wird mit Latenzzeit bezeichnet. Dieses Maß umfaßt sowohl die eigentliche Latenzzeit des Meßsystems als auch die Aktualisierungsrate im Hostrechner.
- **Arbeitsvolumen** (Working volume): Dieses Maß beschreibt die räumliche Ausdehnung des Volumens, innerhalb dessen der Tracker die Meßwerte mit der spezifizierten Genauigkeit und Auflösung aufnehmen kann.

- **Signal-Rauschverhältnis** (Signal to noise ratio, SNR): Das SNR eines Trackingsystems stellt ein Maß für die Größe des Signalanteils S bezogen auf den Rauschanteil N dar. Es wird in dB ($20 \log S/N$) ausgedrückt.
- **Zahl unabhängiger Sensoren:** Beim Tracking mehrerer Objekte muß die unabhängige Messung durch mehrere Sensoren möglich sein. Die Sensoren sollten sich nicht gegenseitig beeinflussen und ihre Zahl die Wiederholrate möglichst nicht senken.
- **Zahl der Freiheitsgrade** (Degrees of freedom, DOF): Diese Angabe bezieht sich auf die Anzahl der Raumrichtungen, die bei der Messung frei variieren können. Maximal existieren drei Positionsrichtungen und drei Orientierungen, also insgesamt sechs Freiheitsgrade.

Ein guter Tracker sollte eine hohe Genauigkeit, eine feine Auflösung und eine hohe Wiederholrate besitzen. Die Latenzzeit sollte gering und das Arbeitsvolumen möglichst groß sein. Im Idealfall sollte er keine spezielle Umgebung für die Arbeit benötigen. Außerdem sollten diejenigen Teile des Trackers, die an beweglichen Objekten befestigt werden müssen, klein und leicht sein. Ein moderner Tracker deckt in der Regel alle sechs Freiheitsgrade ab.

Im folgenden werden die vier grundlegenden Bauarten von Trackingsystemen vorgestellt.

2.2.3 Elektromechanische Tracker

Elektromechanische Tracker messen die Position und Orientierung eines Zielobjekts, das am Ende eines mechanischen Arms befestigt ist. Der Arm wird an einem fixen Referenzpunkt verankert und besteht aus mehreren starren Teilarmen, die durch Gelenke miteinander verbunden sind. Die Bewegungen und Rotationen des Arms werden in den Gelenken durch Getriebe oder Potentiometer gemessen. Der Hauptnachteil eines mechanischen Trackers ist die Einschränkung in der Bewegungsfreiheit des Anwenders. Außerdem ist das Arbeitsvolumen durch die begrenzte Reichweite des Arms vergleichsweise klein. Für Navigationssysteme wurden elektromechanische Arme unter anderem beim Neuronavigator [101] und bei der Viewing Wand [22] eingesetzt.

Vorteile elektromechanischer Tracker

- Ein elektromechanischer Arm kann in einer Stellung festgestellt werden.
- Er kann verschiedene Instrumente gleichzeitig tragen.
- Er kann durch Servomotoren zu einem aktiven Arm umfunktioniert werden.

Nachteile elektromechanischer Tracker

- Die Bewegungsfreiheit des Anwenders wird eingeschränkt.
- Elektromagnetische Tracker besitzen nur ein kleines Arbeitsvolumen.

2.2.4 Akustische Tracker

Akustische Tracker nutzen Ultraschallsignale, um die Position von Zielobjekten zu bestimmen. Sie können in zwei Klassen eingeteilt werden, die Phasenkohärenztracker (PK) und die „Time-of-flight“-Tracker (TOF).

PK-Tracker

Phasenkohärenztracker bestimmen Position und Orientierung, indem sie die Phase von emittierten akustischen Wellen mit der Phase einer Referenzwelle vergleichen. Die Sender werden am Zielobjekt montiert, die Empfänger befinden sich an bekannten fixen Positionen in der Trackingumgebung. Die Empfänger messen periodisch die Phasendifferenz zwischen den emittierten Wellen und einer Referenzwelle. Da ein Phasenwinkel von 360° äquivalent zu einer Wellenlänge ist, kann die Differenz zwischen zwei aufeinanderfolgenden Messungen in die Distanz umgerechnet werden, die der Sender zwischen den beiden Messungen zurückgelegt hat, vorausgesetzt, diese Distanz ist geringer als eine Wellenlänge. Um diese Bedingung einzuhalten, müssen die Empfänger in der Lage sein, die Messungen der Phasendifferenz ausreichend schnell auszuführen. Die relativen Bewegungen des Zielobjekts werden genutzt, um dessen Position und Orientierung zu aktualisieren. Das System wird durch Messung der Position und Orientierung durch eine externe Quelle initialisiert. Da PK-Tracker jeweils die vorhergehende Position und Orientierung und die ermittelte Veränderungen in die Berechnung einbeziehen, akkumulieren sich die Fehler mit der Zeit und führen zu Ungenauigkeiten in der ermittelten Position und Orientierung. Daher müssen derartige Tracker von Zeit zu Zeit durch eine externe Referenz korrigiert werden. Diese Tracker sind in den 60er Jahren konzipiert und eingesetzt worden, in neuerer Zeit ist kein Tracker dieser Art für ein Navigationssystem verwendet worden.

TOF-Tracker

TOF-Tracker berechnen die Position und Orientierung des Zielobjekts, indem sie die Zeit messen, die Ultraschallimpulse benötigen, um von einer Gruppe von Sendern zu einer Gruppe von Empfängern zu gelangen. Ein typisches System besteht aus einem am Zielobjekt montierten Stab mit drei Sendern und aus vier Mikrofonen als Empfänger an fixen Positionen mit bekannter geometrischer Anordnung in der Trackingumgebung. Die Sender emittieren Ultraschallimpulse in regelmäßigen Intervallen, wobei jeweils ein unterschiedlicher Sender zur gleichen Zeit emittiert. Die Empfänger fangen das Signal auf und messen die Ankunftszeit. Da der Zeitpunkt der Emission bekannt ist, läßt sich aus dieser Messung die Laufzeit des Impulses berechnen. Durch Multiplikation der Laufzeit mit der Schallgeschwindigkeit in der Luft wird der Abstand zwischen Sender und Empfänger bestimmt. Diese Abstandswerte und die bekannten Positionen der Empfänger bieten ausreichend Information, um mittels Triangulierung die Position und Orientierung des Zielobjektes zu berechnen.

Eines der Hauptprobleme mit TOF-Trackern ist deren begrenzte Update-Rate, die durch die geringe Geschwindigkeit des Schalls in der Luft bedingt ist. [78] berichtet von erreichbaren 15-20 Messungen pro Sekunde. Ein zusätzliches Problem ist durch die Veränderung der Schallgeschwindigkeit bei Veränderung der Luftfeuchtigkeit, Lufttemperatur, Luftdruck und bei Turbulenzen gegeben. Dieses Problem kann allerdings durch permanente Messung der

Schallgeschwindigkeit mit einem gesonderten Sender-Empfänger-Paar überwunden werden, sofern man davon ausgehen kann, daß die Schallgeschwindigkeit im gesamten Arbeitsvolumen konstant ist. Für Navigationssysteme wurden unter anderem TOF-Tracker der Firma Science Accessories eingesetzt [7, 8, 78].

Vorteile akustischer Tracker

- Sie sind klein und leicht und daher für bewegliche Objekte geeignet.
- Sie werden im Gegensatz zu den elektromagnetischen Trackern nicht durch Magnetfelder gestört.
- Sie erfordern keine speziell angepaßte Umgebung.

Nachteile akustischer Tracker

- Hindernisse zwischen Sender und Empfänger beeinträchtigen die Funktion.
- Echos und externes Rauschen können Fehlmessungen und damit Ungenauigkeiten hervorrufen.
- TOF-Tracker haben geringe Wiederholraten.
- Die von den aktuellen Parametern des Mediums Luft abhängige Schallgeschwindigkeit macht eine kontinuierliche Referenzmessung notwendig.

2.2.5 Optische Tracker

Optische Tracker wurden unter Ausnutzung einer ganzen Reihe von technologischen Prinzipien entwickelt. Wang [100] unterscheidet bei den optischen Trackern die Klasse der „Beacon“-Tracker (Leuchfeuer-, Leitsignal-Tracker) und die Klasse der sonstigen Typen. Beacon-Tracker basieren auf der Detektion passiver oder aktiver Marker und werden daher auch als Marker-Tracker bezeichnet. Diese Tracker stellen heute die am weitaus häufigsten für medizinische Navigationssysteme verwendete Bauform dar. Besonders hervorgehoben unter den sonstigen Typen sind die Laser-Range-Tracker zu nennen, deren Arbeitsprinzip auf der Messung des Kontrastverhältnisses des von einem Beugungsgitter bei Laserbestrahlung auf dem Objekt erzeugten Beugungsmusters beruht. Da diese Bauform für heutige Navigationssysteme nicht zum Einsatz kommt, wird im folgenden nur auf die markerbasierten Tracker eingegangen.

Die bei Marker-Trackern zum Einsatz kommenden Marker können entweder aktiv, also Licht aussendend, oder passiv, also Licht reflektierend, sein. Um die Marker zu detektieren, werden in der Regel mehrere Sensoren, wie beispielsweise Kameras oder Lateraleffekt-Fotodioden verwendet. Abhängig von der Position der Signalelemente und der Sensoren kann man die Tracker in zwei Kategorien einteilen: Inside-out- und Outside-in-Systeme. Bei Inside-out-Systemen werden die Signalelemente an festen Positionen in der Umgebung und die Sensoren am Zielobjekt plziert, bei Outside-in-Systemen ist es umgekehrt. Beide Technologien besitzen ihre Vorteile. Ein Inside-out-System kann die Winkelorientierung des Zielobjekts mit größerer Genauigkeit bestimmen, als ein Outside-in-System mit vergleichbarer Technologie [11]. Allerdings besitzen Inside-out-Systeme den Nachteil, daß das Objekt schwer zu

tracken ist, wenn es so plaziert ist, daß nur wenige Marker von den Sensoren aus sichtbar sind. Außerdem sind die Sensoren recht groß und schwer und daher in vielen Anwendungen nicht praktikabel. Für medizinische Navigationssysteme bieten sich eher Outside-in-Systeme an, da die Marker klein und leicht sind und problemlos am Zielobjekt befestigt werden können, auch wenn die erzielbare Genauigkeit nicht so hoch ist, wie bei den Inside-out-Systemen. Die Inside-out-Systeme werden häufiger im VR-Bereich eingesetzt.

Inside-out-Systeme

Ein gutes Beispiel für ein Inside-out-System ist der „Ceiling-Tracker“ der University of North Carolina. Dieses System nutzt Infrarot-Leuchtdioden (LED) als Signalelemente, die in großer Menge an festen Positionen der Decke eines großen Raumes angebracht wurden. Vier Lateraleffekt-Fotodioden und deren Linsen dienen als Sensoren und werden am Zielobjekt montiert. Im laufenden Betrieb werden die LEDs im Bereich des Sichtfeldes der Sensoren nacheinander für einen kurzen Moment durch den Hostrechner angesteuert. Die Linsen der Sensoren erzeugen Bilder der LEDs auf den Lateraleffekt-Fotodioden, die ihrerseits die 2-D-Position dieser Bilder messen. Jede gemessene 2-D-Position definiert einen 3-D-Vektor von einem Sensor zu einer sichtbaren LED. Aus den Vektoren und den bekannten Positionen der LEDs werden Position und Orientierung des Zielobjekts mit Hilfe einer photogrammetrischen Technik berechnet. Durch die Montage an der Decke läßt sich ein sehr großes Arbeitsvolumen erzielen. Ein derartiger Tracker für die intraoperative Navigation ist jedoch nur mit hohem Aufwand durch Umrüstung des gesamten Operationssaales zu realisieren und wird daher nicht in kommerziellen Systemen eingesetzt.

Outside-in-Systeme

Bei den aktiven Outside-in-Systemen werden an dem zu untersuchenden Objekt mehrere Infrarot-LEDs in definierter Anordnung angebracht, die sequentiell zu definierten Zeiten angesteuert werden. Das Objekt wird mit einer an einem festen Ort montierten Infrarotkamera beobachtet. Jede der nacheinander aufleuchtenden LEDs erzeugt ein Abbild auf der Bildebene der Kamera, welche die 2-D-Position dieses Abbildes mißt. Jede dieser gemessenen 2-D-Abbildungen definiert einen Vektor von einer LED zur Kamera. Aus diesen Vektoren lassen sich die Positionsparameter des Objektes berechnen. Beispiele für optische Trackingsysteme dieser Bauart sind die von der Firma Honeywell entwickelten Tracker und der speziell für das Tracking medizinischer Instrumente konzipierte FlashPoint-Tracker der Firma Image Guided Technologies.

Bei passiven Outside-in-Systeme werden auf den Zielobjekten optisch detektierbare Marker angebracht. Diese Marker werden mit Infrarotlicht beleuchtet und von Kameras aufgenommen. Mittels Mustererkennungsalgorithmen werden die Abbilder der Marker aus den Kamerabildern erkannt und den Markern zugeordnet. Aus den 2-D-Positionen können wie bei den aktiven Systemen die Positionsparameter des Objekts berechnet werden. Dieses Verfahren hat den Vorteil, daß am zu untersuchenden Objekt keine aktiven Bauelemente befestigt werden müssen und keine Kabelverbindungen nötig sind. Bei einem videometrischen System der Firma Honeywell sind die Marker durch reflektierende Muster realisiert, bei dem ProReflex-System der Firma Qualisys dienen einfache punktförmige Reflektoren als Marker.

Vorteile optischer Tracker

- Optische Tracker haben hohe Wiederholraten, die nahezu ausschließlich durch die Prozessorleistung für die Berechnungen begrenzt sind.
- Das Arbeitsvolumen variiert von System zu System, kann aber sehr groß sein.
- Optische Tracker werden nicht durch Metallkörper gestört.
- Passive Reflektoren können kabellos verwendet werden.
- Die Marker können sehr klein und leicht gestaltet werden.

Nachteile optischer Tracker

- Alle optischen Tracker benötigen eine freie Sichtlinie. Ihre Leistung sinkt, wenn es Hindernisse zwischen einem Sensor und den Signalgebern gibt. Dieses Problem kann teilweise durch Einsatz einer Vielzahl von Sensoren und Signalelementen behoben werden.
- Die Leistung optischer Tracker wird durch Hintergrundbeleuchtung und Infrarotstrahlung negativ beeinflusst. Dies muß beim Design der Umgebung berücksichtigt werden.
- Auch wenn die Marker kompakt konstruiert werden können, werden zur vollständigen Erfassung dreidimensionaler Objekte mehrere im Raum verteilte Marker benötigt.

Diverse moderne aktive und passive optische Trackingsysteme (FlashPoint, Optotrak, Polaris) wurden hinsichtlich ihrer Genauigkeit untersucht und für den intraoperativen Einsatz als geeignet befunden [47, 54]. Aufgrund der guten Genauigkeitseigenschaften nutzt die Mehrzahl der kommerziell erhältlichen Navigationssysteme diese Trackingtechnologie trotz der genannten Nachteile.

2.2.6 Elektromagnetische Tracker

Zwei Typen von elektromagnetischen Trackern mit unterschiedlichen Eigenschaften werden unterschieden, je nachdem, ob ihr Meßprinzip auf Wechselfeldern (AC) oder Gleichfeldern (DC) beruht. Beide Typen besitzen jeweils eine Quelle und einen oder mehrere Empfänger.

AC-Tracker

Die Quelle eines AC-Trackers enthält drei wechselseitig senkrecht angeordnete elektromagnetische Spulen und wird an einer festen Position im Raum fixiert. Der Empfänger ist analog konstruiert und wird am Zielobjekt, welches getrackt werden soll, angebracht. Werden die drei Spulen der Quelle von Wechselstrom durchflossen, bildet sich ein magnetisches Wechselfeld aus. Dieses Feld induziert Ströme in den passiven Empfängerspulen. Frequenz, Phase und Amplitude der induzierten Ströme verändern sich als Funktion der Position und Orientierung des Empfängers in Bezug auf die Quelle. Sie werden gemessen und daraus die Position und Orientierung des Empfängers berechnet. In der Gegenwart metallischer Objekte sind AC-Tracker vom Problem der Störungen durch Kriechströme betroffen. Gemäß dem Faradayschen Gesetz induziert das magnetische Wechselfeld Kriechströme in metallischen Objekten in der Umgebung. Die Kriechströme erzeugen ihrerseits ihre eigenen magnetischen

Felder, welche das magnetische Feld der Quelle überlagern und es stören. Als Folge dieser Störung gibt der Tracker ungenaue Positions- und Orientierungswerte in der Nähe von Metallobjekten aus. AC-Tracker können daher nicht in allen Umgebungen eingesetzt werden.

DC-Tracker

Bei DC-Trackern werden Störungen durch Kriechströme in der Nähe von Metallobjekten vermieden, indem ein statisches Magnetfeld genutzt wird. Die Quelle des DC-Trackers wird mit kurzen Gleichstromimpulsen angeregt. Nachdem die sich durch die steigende Flanke ergebenden Perturbationen ausgeklungen sind, bleibt das durch den Transmitter erzeugte Magnetfeld statisch bis zum Ende des Impulses. Die Feldstärke des statischen Feldes wird durch den Empfänger (beispielsweise durch Fluxgate-Sensoren) gemessen. Die Messung enthält allerdings einen beträchtlichen Fehleranteil, der durch das Erdmagnetfeld hervorgerufen wird. Um diese unerwünschte Komponente zu beseitigen, wird das Erdmagnetfeld gemessen, bevor der Transmitter angeregt wird. Diese Messung wird von der folgenden Messung des übertragenen Feldes subtrahiert und das Ergebnis für die Berechnung von Position und Orientierung des Zielobjektes verwendet. Zwar umgehen DC-Tracker die Störungen, die durch Kriechströme in Metallen hervorgerufen werden, sie bleiben jedoch empfindlich gegenüber den Einflüssen ferromagnetischer Materialien, die in der näheren Umgebung des Trackers das übertragene magnetische Feld durch Reflexionen stören, und gegenüber externen magnetischen Störquellen, wie Netzgeräten oder Bildschirmen.

Vorteile magnetischer Tracker

- Die Sensoren magnetischer Tracker sind klein und leicht.
- Magnetische Tracker benötigen keine freie Sichtlinie zwischen Transmitter und Empfänger. Optische Hindernisse bedeuten keine Einschränkung der Funktion.
- Magnetische Tracker benötigen nur einen Sender und einen Empfänger pro Zielobjekt.
- Magnetische Tracker besitzen eine ausreichende Updaterate.
- Sie sind preisgünstig erhältlich.

Nachteile magnetischer Tracker

- Hauptproblem sind die Störungen durch Metalle, ferromagnetische Stoffe oder elektromagnetische Störfelder im Arbeitsvolumen.
- Für ein großes Arbeitsvolumen sind hohe Feldstärken notwendig, die große Spulen erfordern und Störquellen für andere Geräte sein können.

Im folgenden Abschnitt wird die Funktionsweise des in dieser Arbeit eingesetzten AC-Trackingsystems genauer erläutert.

2.2.7 Der elektromagnetische Tracker Fastrak der Firma Polhemus Inc.

Das im Rahmen dieser Arbeit eingesetzte Trackingsystem der Firma Polhemus^{TR} nutzt das Prinzip der elektromagnetischen Feldkopplung aus, um die Position und Orientierung von

Sensoren im Raum mit sechs Freiheitsgraden zu bestimmen. Die Abbildung 2.3 zeigt die einzelnen Komponenten des Trackingsystems.

Dieser AC-Tracker besteht aus einer dreiachsigen Dipolquelle, gebildet aus drei orthogonal angeordneten Spulen, den jeweils dreiachsigen magnetischen Sensoren sowie der Ansteuerungselektronik. Über eine Treiberschaltung wird eine elektromagnetische Quelle bestehend aus drei orthogonalen Spulen durch einen Wechselstrom mit einer Frequenz von 8-14 kHz angesteuert. Indem alle drei Achsen gleichzeitig mit derselben Frequenz und Phase angeregt werden, läßt sich ein Dipol (Vektor) beliebiger Ausrichtung erzeugen. Die Sensoren enthalten ebenfalls drei orthogonal angeordnete Spulen, in denen über magnetische Kopplung Ströme induziert werden. Das Anregungsmuster für eine Messung besteht in einer Sequenz dreier linear unabhängiger Vektoren. Die resultierende Menge aus drei Sensorvektoren, also dreimal drei Sensorwerten, ist ausreichend, um über einen Verstärker die Orientierung und Position der Sensoren von einem Signalprozessor in sechs Freiheitsgraden zu bestimmen. Die Meßergebnisse können über eine serielle Schnittstelle aus dem Tracker ausgelesen werden. Eine detaillierte Beschreibung der Funktionsweise des Trackers findet sich in Raab [76].

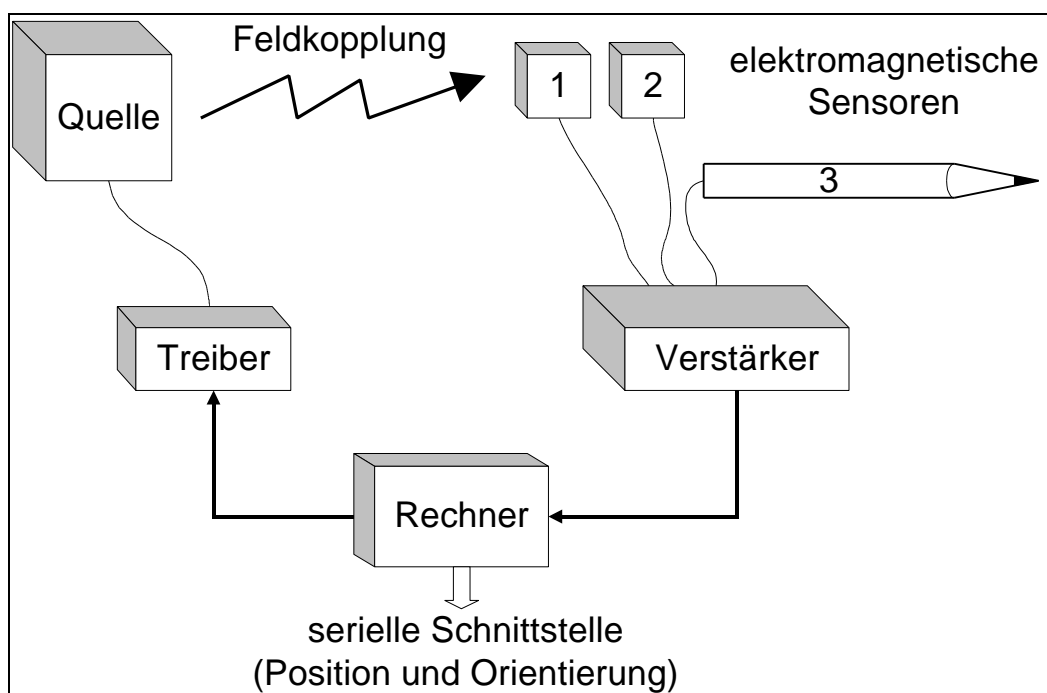


Abbildung 2.3: Aufbau des elektromagnetischen Trackers

Die Sensoren existieren in zwei Bauformen. Bei dem würfelförmigen Standardsensor (Nr. 1, 2 in Abbildung 2.3; Abbildung 2.4d) beziehen sich die 3-D-Messungen auf den Mittelpunkt. Eine spezielle Bauform stellt der Stylus dar (Nr. 3 in Abbildung 2.3; Abbildung 2.4c), bei dem die Meßwerte vom Tracker auf den Punkt an seiner Spitze umgerechnet werden. Mit dem Stylus können präzise Punkte im Raum angefahren und ausgemessen werden. Treiber, Verstärker und Signalprozessor sind in einem Gerät integriert. Die Abbildung 2.4a zeigt den eingesetzten elektromagnetischen Tracker der Firma Polhemus mit den angeschlossenen Sensoren.

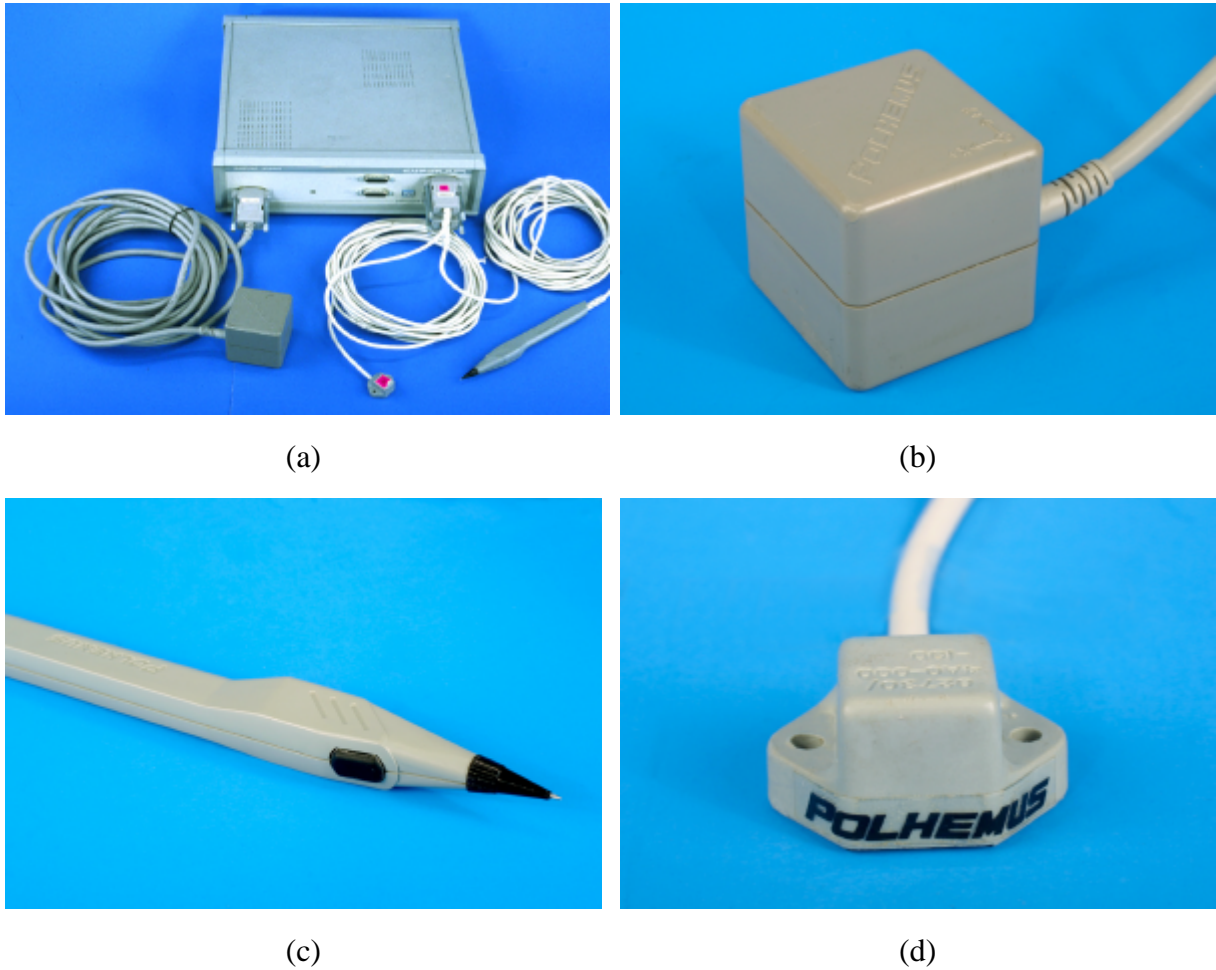


Abbildung 2.4: Trackingssystem Fastrak^{TR} der Firma Polhemus^{TR} (a) Gerät mit Sensoren; (b) elektromagnetische Quelle; (c) Stylus; (d) einfacher Sensor

In Tabelle 2.2 sind die Herstellerangaben für einige Parameter des Polhemus-Trackingsystems aufgelistet.

Parameter	Wert
Statische Genauigkeit Position	0,08 cm RMS
Statische Genauigkeit Orientierung	0,15° RMS
Auflösung Position	0,0005 cm
Auflösung Orientierung	0,025°
Latenzzeit	4 ms
Wiederholrate	max. 120
Arbeitsvolumen	76 cm um die Quelle
Freiheitsgrade	6
Zahl unabhängiger Sensoren	4 pro Gerät*

Tabelle 2.2: Parameter des Polhemus Fastrak;

* bei Verwendung mehrerer Geräte können durch unterschiedliche Frequenzmodule entsprechend mehr Sensoren eingesetzt werden

Die Positions- und Orientierungswerte lassen sich über die serielle Schnittstelle von einem Hostrechner auslesen und verarbeiten. In der Schnittstelle des Fastrak sind dafür verschiedene Kommandos implementiert. So existiert ein Befehl, mit welchem das Datenformat der Übertragung definiert werden kann. Möchte man beispielsweise lediglich die Positionswerte auslesen, kann man die Datenübertragung entsprechend einschränken und die Übertragungsgeschwindigkeit damit erhöhen. Die Daten können weiterhin binär oder im ASCII-Format übertragen werden. Die binäre Übertragung bringt einen weiteren Geschwindigkeits- und Genauigkeitsvorteil, da mehr Nachkommastellen übertragen werden können. Die Daten einer Messung können über einen Befehl angefordert werden (Polling-Modus) oder werden vom Tracker regelmäßig mit der maximalen Wiederholrate der Schnittstelle geliefert. Der Zustand des Stylusbuttons (gedrückt oder nicht gedrückt) kann abgefragt werden und wird mit jedem Datensatz mitgeliefert. Zur Glättung der Daten kann ein einfaches Tiefpaßfilter mit zwei Koeffizienten definiert werden. Auf diese Weise können extreme Sprünge in den Daten verhindert werden.

Der höchste Genauigkeitsbereich des Polhemus liegt in der Achtelhemisphäre, die in positiver x-, y- und z-Richtung aufgespannt wird (Abbildung 2.5). Die Genauigkeitsangaben in Tabelle 2.2 beziehen sich auf diesen Teilraum mit einem maximalen Abstand zwischen Sensor und Quelle von 76 cm.

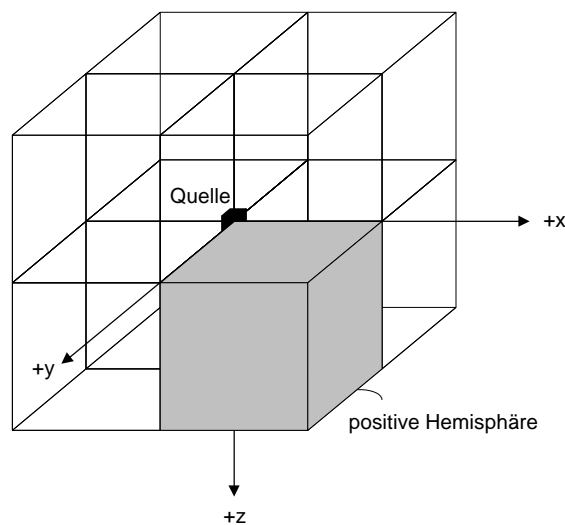


Abbildung 2.5: Höchster Genauigkeitsbereich des Polhemus Fastrak

2.3 Registrierung und Kalibrierung

Für die computergestützte Navigation ist die präzise Registrierung von Bild und abgebildetem Objekt eine elementare Voraussetzung. Für Navigationssysteme reicht es zunächst aus, starre Registrierungsverfahren zu betrachten, d.h. solche Verfahren, die voraussetzen, daß es keine Veränderung in der Form der navigierten Strukturen zwischen Bildaufnahme und operativem Einsatz gibt. Es sind eine Reihe von automatischen und interaktiven Registrierungstechniken vorgeschlagen worden, die sich wie folgt klassifizieren lassen [56]:

- **Punktbasierte Registrierungstechniken:** Bei diesen Verfahren werden korrespondierende Punkte in den Bilddaten und im physikalischen Raum bestimmt und daraus eine geometrische Transformation zwischen ihnen berechnet. Zu diesen Verfahren gehört die Kamerakalibrierung, die für die Registrierung projektiv aufgenommener zweidimensionaler Bilder geeignet ist.
- **Oberflächenbasierte Registrierung:** Verfahren dieser Gruppe passen eine Menge von Punkten, die aus Konturen in den Bilddatensätzen extrahiert wurden, an Oberflächenmodelle an, die aus Konturen in anderen Bildern oder direkt von den Objekten gewonnen wurden. Diese Techniken sind vollständig retrospektiv, aber von eingeschränkter Genauigkeit.
- **Hauptachsenregistrierung, Korrelation, Interaktion:** Diese Registrierungsverfahren werden hauptsächlich von Radiologen als retrospektive Methoden zur Registrierung von medizinischem Bildmaterial verwendet und sind weniger geeignet für die Registrierung mit der realen Welt.
- **Registrierungsverfahren basierend auf anatomischen Atlanten:** Bei diesen Verfahren wird versucht, mittels Warping eine Normstruktur (Atlas) auf die individuelle Anatomie zu übertragen. Obwohl für das Warping bereits gute Algorithmen existieren, bereiten vor allem die durch pathologische Prozesse oder Läsionen verursachten Veränderungen der anatomischen Situation noch Schwierigkeiten. Die Kombination von punktbasierter Verfahren mit Atlanten wird jedoch wahrscheinlich in Zukunft zu besseren Ergebnissen führen.

Weitergehende Verfahren (elastische Registrierung etc.) sind für die Navigation nicht notwendig. Da die momentan verfügbaren punktbasierter Registrierungsalgorithmen mit wenigen Punkten auskommen und eine hohe Genauigkeit ermöglichen, werden hauptsächlich diese Verfahren trotz der notwendigen Benutzerinteraktion in den Navigationssystemen eingesetzt. Ein weiterer Vorteil der punktbasierter Verfahren ergibt sich daraus, daß für die Aufnahme der Punkte das für die räumliche Lokalisation während der Navigation verwendete Trackingssystem (siehe Abschnitt 2.2) mitbenutzt werden kann. Die gängigen Navigationssysteme bieten eine punktbasierter Registrierung an; einige stellen alternativ eine Oberflächenregistrierung zur Verfügung. Im folgenden werden einige für projektive Kameraaufnahmen verwendeter Kalibrierungsverfahren vorgestellt. Im Abschnitt 2.3.6 werden dann die für die Kalibrierung genutzten Referenzmarkersysteme diskutiert.

2.3.1 Kamerakalibrierung

Sollen in einem Navigationssystem Fotografien, Videosequenzen, Live-Video oder andere durch eine Kamera erfaßte Aufnahmen eingesetzt werden, so müssen die verwendeten Kameras kalibriert werden, um die Korrespondenz zwischen Punkten auf den zweidimensionalen Bildern und den Punkten der dargestellten Objekte in der realen dreidimensionalen Welt zu gewinnen. Dabei gilt es, die intrinsischen und extrinsischen *Kameraparameter*, die sich aus einem vorab gewählten *Kameramodell* heraus ergeben, mit möglichst hoher Genauigkeit unter vertretbarem Aufwand zu bestimmen. Intrinsische Parameter umfassen die internen geometri-

schen und optischen Charakteristika der Kamera, die extrinsischen Parameter beschreiben die 3-D-Position und –Orientierung der Kamera relativ zur betrachteten Welt. Sind die Kameraparameter ermittelt, die einer bestimmten Aufnahme zugrunde lagen, kann diese Aufnahme metrisch ausgewertet werden, beispielsweise zur Lokalisierung im Rahmen einer intraoperativen Navigation.

Die ersten Algorithmen für die Kamerakalibrierung wurden für die Anwendung in der Photogrammetrie entwickelt. Diese Disziplin befaßt sich mit der Vermessung von Strukturen auf fotografisch aufgenommenen Bildern, wie z. B. Luft- oder Satellitenaufnahmen eines Geländes oder mikroskopischen Fotografien von Werkstoffen oder biologischen Präparaten. Die Algorithmen lassen sich klassifizieren nach ihrer Komplexität und nach dem Grad der Interaktion, die für die Bestimmung der Kameraparameter notwendig ist.

Ein sinnvoll einsetzbarer Kamerakalibrierungsalgorithmus sollte zumindest die folgenden Kriterien erfüllen:

- **Autonomie:** Es sollte kein manuelles Bestimmen der Parameter notwendig sein.
- **Exaktheit:** Die Kalibrierung sollte möglichst genau sein, und es sollte eine Aussage über die Größe des Kalibrierungsfehlers möglich sein.
- **Effizienz:** Die Berechnung der Kalibrierung muß den von der Anwendung vorgegebenen Zeitbedingungen genügen. Die Kalibrierung sollte daher keine höherdimensionale nicht-lineare Optimierung benötigen.
- **Anwendbarkeit:** Es sollten beliebige Standardkameras kalibrierbar sein.

Hinsichtlich ihrer Komplexität lassen sich die Verfahren in drei Klassen einteilen:

- **Vollständig nichtlineare Verfahren** ermöglichen eine Anpassung an beliebig genaue Kameramodelle. Notwendig ist dabei allerdings fast immer eine rechenintensive nichtlineare iterative Suche. Für die gesicherte Konvergenz und Stabilität ist außerdem die Wahl guter initialer Startbedingungen eine nicht immer leicht zu erfüllende Voraussetzung.
- **Lineare Verfahren** benötigen keine nichtlineare Optimierung und ermöglichen daher kurze Rechenzeiten. Diese Verfahren sind immer dann geeignet, wenn in Echtzeit kalibriert werden soll und keine hohen Anforderungen an die Kalibrierungsgenauigkeit gestellt werden müssen. Durch die häufig hohe Zahl an Unbekannten im linearen Gleichungssystem ist in verrauschter Umgebung nur eine begrenzte Genauigkeit zu erreichen. Außerdem können nichtlineare Parameter (z. B. Linsenverzerrungen) nicht modelliert werden.
- **Kombinierte Verfahren** setzen lineare Optimierung für die Berechnung eines Teils der Kameraparameter ein und berechnen die übrigen Parameter nichtlinear. Durch eine geschickte Aufteilung lassen sich die Rechenzeit für die nichtlinear optimierten Parameter minimieren und günstige Startwerte für die Iteration berechnen. Die Genauigkeit der Kalibrierung liegt in der Regel höher als bei rein linearen Verfahren.

2.3.2 CCD-Kameras

Als Standardkameras haben sich für „Computer Vision“-Anwendungen und auch im Bereich computergestützter Navigation CCD-Kameras („Charge Coupled Devices“) weitgehend durchgesetzt. Daher werden die Kalibrierungsalgorithmen auf Bilder beschränkt, die mit solchen Kameras aufgenommen wurden. In der Abbildung 2.6 sind die Kenngrößen für eine CCD-basierte Aufnahme veranschaulicht, wie sie bei den Kalibrierungsverfahren benötigt werden.

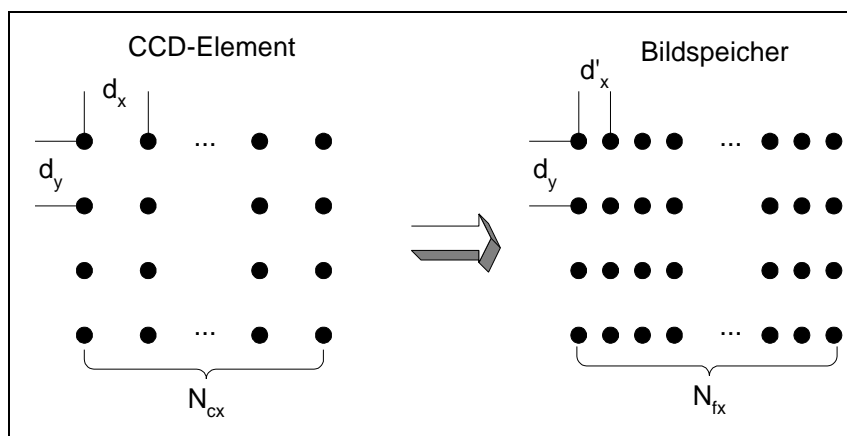


Abbildung 2.6: Kenngrößen des CCD-Elements einer CCD-Kamera

Die fotoempfindlichen Zellen auf dem CCD-Chip sind in einer Matrix mit dem horizontalen Abstand d_x und dem vertikalen Abstand d_y angeordnet. Insgesamt liegen N_{cx} Sensorelemente in einer Zeile. Die Sensorelemente werden seriell zeilenweise ausgelesen und ergeben ein analoges Ausgangssignal. Dieses Signal wird zur rechnerischen Weiterverarbeitung in der Eingangselektronik abgetastet und somit digitalisiert, wobei die Zahl horizontaler Samples N_{fx} und deren Abstand d'_x verschieden von den entsprechenden Größen auf dem CCD-Chip sein kann. Da die horizontale Bildausdehnung im CCD-Element und im Bildspeicher konstant ist, gilt:

$$d_x N_{cx} = d'_x N_{fx}$$

$$\Leftrightarrow d'_x = d_x \frac{N_{cx}}{N_{fx}}$$

Die Parameter d_x , d_y , N_{fx} und N_{fx} sind für die verwendeten Kameras aus den Herstellerangaben zu entnehmen. Für die Kleinkamera ELMO MP481 gelten beispielsweise die in Tabelle 2.3 aufgelisteten Parameter.

Parameter	Wert
d_x	8,6 μm
d_y	8,3 μm
N_{cx}	752
N_{fx}	720

Tabelle 2.3: CCD-Parameter für die Kamera des Typs ELMO MP481

2.3.3 Kameramodelle

Die Wahl des Kameramodells bestimmt die Menge der zu kalibrierenden Kameraparameter und ist somit die Grundlage für die erreichbare Genauigkeit der Kalibrierung. Ein weit verbreitetes Kameramodell ist das Lochkameramodell mit perspektivischer Projektion und radialer Linsenverzerrung (Abbildung 2.7).

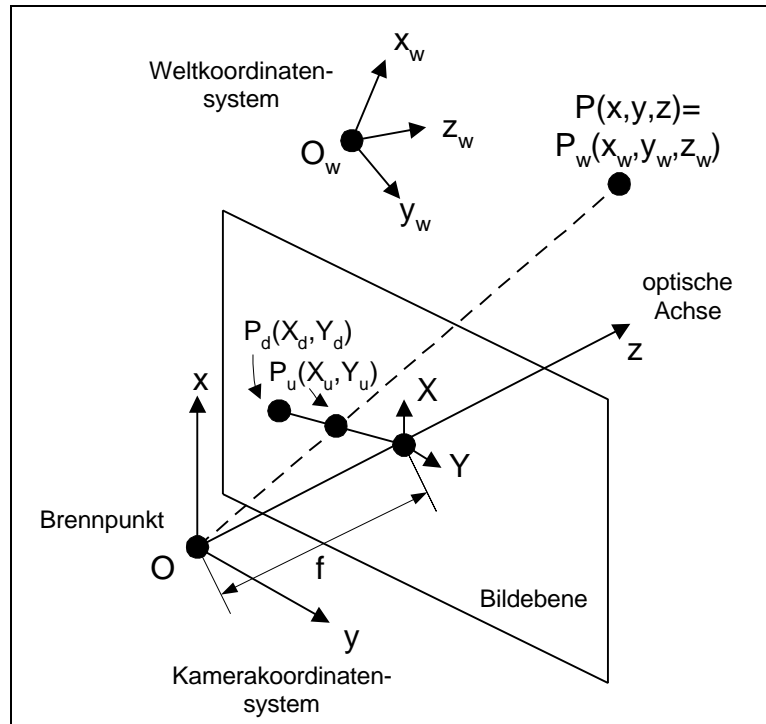


Abbildung 2.7: Kameramodell

Die Raumkoordinaten des betrachteten Objektpunktes P sind zunächst in einem externen *Weltkoordinatensystem* angegeben (P_w). Die Kamera wird durch das optische Zentrum oder den Brennpunkt O , eine durch diesen verlaufende optische Achse und eine Bildebene, welche die optische Achse orthogonal durchschneidet, modelliert. Das *Kamerakoordinatensystem* wird in den Brennpunkt gelegt und ist so ausgerichtet, daß die z -Achse in Richtung der optischen Achse und die xy -Ebene parallel zur Bildebene liegt. Der Abstand zwischen Bildebene und Brennpunkt wird als Brennweite f bezeichnet. In der Bildebene wird das *Bildkoordinatensystem* eingeführt mit achsenparalleler Ausrichtung zur x - und y -Achse des Kamerakoordinatensystems. Der Schnittpunkt der Verbindungsgeraden vom Objektpunkt P zum Brennpunkt O mit der Bildebene gibt die projizierte Position P_u des zugehörigen unverzerrten Bildpunktes an. Eine einfache aber weitgehend genaue Annahme ist die einer radial um die optische Achse orientierten Linsenverzerrung, die den unverzerrten Punkt P_u auf die verzerrte Position P_d abbildet.

2.3.3.1 Perspektivische Projektion

Das Lochkameramodell beschreibt – wenn man von der Linsenverzerrung absieht – eine perspektivische Transformation aus dem projektiven Raum P_3 in den projektiven Raum P_2 . Eine

solche Transformation ist unter Verwendung homogener Koordinaten darstellbar als Multiplikation des Punktes \mathbf{P}_w mit einer 3x4-Projektionsmatrix \mathbf{M} :

$$\mathbf{P}_u = \mathbf{M} \cdot \mathbf{P}_w \quad (1)$$

Unter Verwendung nicht-homogener Koordinaten läßt sich die Projektion für den eindimensionalen Fall der x-Koordinate wie in Abbildung 2.8 gezeigt berechnen.

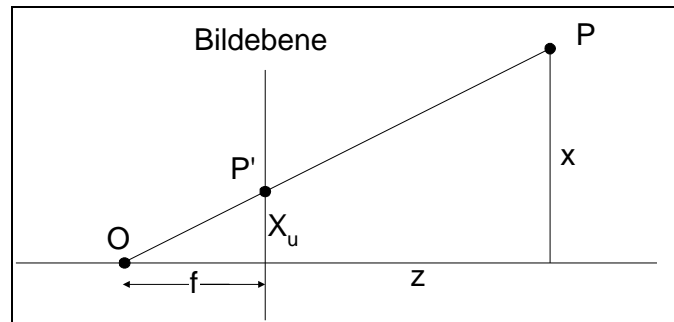


Abbildung 2.8: Projektion

Die Projektion des Punktes P auf die Bildebene ergibt sich dabei durch Multiplikation der Raumkoordinaten x und y von P mit dem Quotienten aus Brennweite f und Abstand z von P zur Bildebene.

$$X_u = f \frac{x}{z}, \quad Y_u = f \frac{y}{z} \quad (2)$$

Zur Kalibrierung der Projektion muß durch den Algorithmus der Wert für die Brennweite f ermittelt werden.

2.3.3.2 Linsenverzerrung

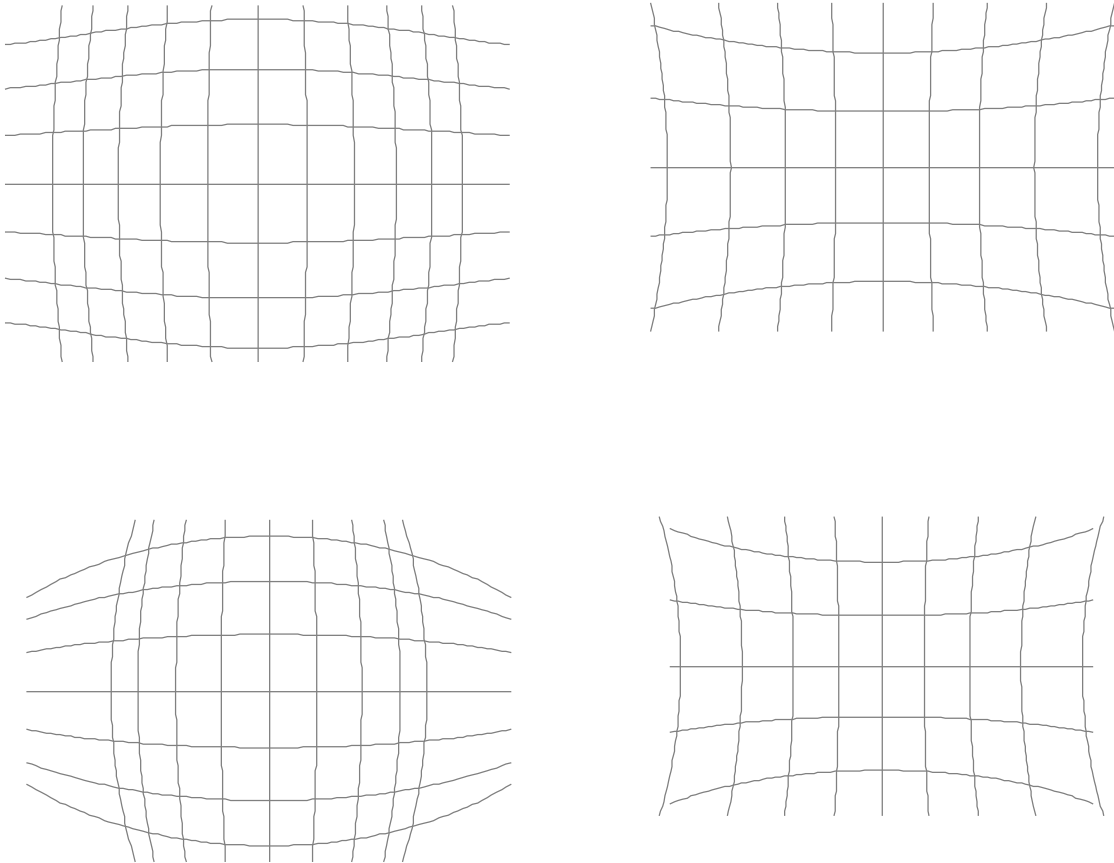
Die Linsenverzerrung wird in der Regel als radial konstant angenommen, das heißt sie kann als Funktion des Abstandes r des unverzerrten Punktes vom Ursprung des Bildkoordinatensystems modelliert werden:

$$\mathbf{P}_d = f(r) \quad \text{mit} \quad r = \sqrt{X_d^2 + Y_d^2}$$

Ein allgemeines Modell für die Linsenverzerrung ist die in [1] vorgeschlagene unendliche Reihe aus gradzahligen Potenzen

$$\begin{aligned} X_u &= X_d(1 + \mathbf{k}_1 r^2 + \mathbf{k}_2 r^4 + \dots) \\ Y_u &= Y_d(1 + \mathbf{k}_1 r^2 + \mathbf{k}_2 r^4 + \dots) \end{aligned}$$

In Abbildung 2.9 ist der Einfluß der einzelnen Parameter auf die Form der Linsenverzerrung veranschaulicht. Die gewählten Parameterwerte sind zum Zwecke der Darstellung sehr groß gewählt, die tatsächlich bei Kameras auftretenden Verzerrungswerte liegen im Bereich $\kappa_1=10^{-5}$ bis $\kappa_1=10^{-7}$.



$$\kappa_1 = -0,01, \kappa_2 = -0,0001$$

$$\kappa_1 = 0,01, \kappa_2 = 0,0001$$

Abbildung 2.9: Linsenverzerrung; Einfluß der Parameter κ_1 und κ_2 ; stark überzeichnete Darstellung

Als Näherung läßt sich diese Reihe nach zwei Gliedern abbrechen, so daß sich für die Linsenverzerrung ergibt:

$$\begin{aligned} X_u &= X_d(1 + \mathbf{k}r^2) \\ Y_u &= Y_d(1 + \mathbf{k}r^2) \quad \text{mit} \quad r^2 = X_d^2 + Y_d^2; \quad \mathbf{k} = \mathbf{k}_1 \end{aligned} \quad (3)$$

Durch die Kalibrierung ist hier der Wert für κ zu bestimmen.

2.3.3.3 Koordinatentransformation

Die Abbildung vom Weltkoordinatensystem auf das im Brennpunkt liegende und anhand der Bildebene und optischen Achse ausgerichtete Kamerakoordinatensystem wird als starre Koordinatentransformation beschrieben, die lediglich Rotation und Translation enthält. Der Punkt \mathbf{P} in Kamerakoordinaten entspricht dem Punkt \mathbf{P}_w in Weltkoordinaten. Die Darstellungen werden über die Rotationsmatrix \mathbf{R} und den Translationsvektor \mathbf{T} ineinander überführt.

$$\mathbf{P} = \mathbf{R} \cdot \mathbf{P}_w + \mathbf{T}$$

$$\Leftrightarrow \begin{bmatrix} x \\ y \\ z \end{bmatrix} = \mathbf{R} \cdot \begin{bmatrix} x_w \\ y_w \\ z_w \end{bmatrix} + \mathbf{T} \quad \text{mit} \quad \mathbf{R} = \begin{bmatrix} r_1 & r_2 & r_3 \\ r_4 & r_5 & r_6 \\ r_7 & r_8 & r_9 \end{bmatrix}, \quad \mathbf{T} = \begin{bmatrix} T_x \\ T_y \\ T_z \end{bmatrix} \quad (4)$$

Die Rotationsmatrix \mathbf{R} wird so gewählt, daß sie orthonormal ist. Dann gilt für je zwei Zeilen oder Spalten \mathbf{R}_i und \mathbf{R}_j

$$\mathbf{R}_i \cdot \mathbf{R}_j = 0 \quad \text{sowie} \quad |\mathbf{R}_i| = 1.$$

Außerdem gilt die Identität von transponierter und inverser Matrix:

$$\mathbf{R}^T = \mathbf{R}^{-1}$$

Die Rotationsmatrix läßt sich durch drei Parameter, die Rotationswinkel, vollständig beschreiben. Eine für technische Anwendungen nützliche Darstellung basiert auf den Eulerwinkeln, die sequentiell auf einen Vektor im Raum angewendet werden. Die Operation der Anwendung der Winkel ist dabei in der Regel nicht kommutativ, die Reihenfolge also entscheidend.

Mit Winkelfunktionen der drei Eulerwinkel Gierwinkel (Azimut, „yaw“) θ , Neigungswinkel („elevation“, „pitch“) ϕ und Rollwinkel („roll“) ψ geschrieben, lautet die Rotationsmatrix:

$$\mathbf{R} = \begin{bmatrix} \cos\psi \cos\phi & \sin\psi \cos\phi & -\sin\phi \\ -\sin\psi \cos\phi + \cos\psi \sin\phi \cos\theta & \cos\psi \cos\phi + \sin\psi \sin\phi \cos\theta & \cos\phi \sin\theta \\ \sin\psi \sin\phi + \cos\psi \sin\phi \cos\theta & -\cos\psi \sin\phi + \sin\psi \sin\phi \cos\theta & \cos\phi \cos\theta \end{bmatrix} \quad (5)$$

Somit ergeben sich für die Koordinatentransformation sechs zu kalibrierende extrinsische Parameter: die drei Eulerwinkel, sowie die drei Komponenten des Translationsvektors \mathbf{T} .

2.3.3.4 Computerkoordinaten

Die Bildebene findet sich nach erfolgter Aufnahme im Bildspeicher des Rechnersystems wieder. Die Computerkoordinaten X_f, Y_f erhält man durch Skalierung und Addition der Koordinaten des Mittelpunkts des Bildspeichers C_x, C_y :

$$X_f = \frac{s_x}{d'_x} X_d + C_x$$

$$Y_f = \frac{1}{d_y} Y_d + C_y \quad (6)$$

Der Skalierungsfaktor s_y ist in der Brennweite enthalten, die bereits eine gleichförmige Skalierung darstellt, und wird daher hier auf 1 gesetzt.

2.3.4 Die Direkte Lineartransformation

Die direkte Lineartransformation (DLT) [2] geht zur Berechnung der Kameraparameter von der projektiven Gleichung (1) aus. In der Transformationsmatrix \mathbf{M} sind sowohl Rotation, Translation und Projektion zwischen Weltkoordinatensystem und Kamerakoordinatensystem enthalten. Die Transformation beschreibt in homogenen Koordinaten die Abbildung des Punktes $\mathbf{P}_w = [X_w \ Y_w \ Z_w \ 1]$ aus dem Weltkoordinatensystem in den Punkt $\mathbf{P}_k = [X_k \ Y_k \ H_k]$ in Kamerakoordinaten:

$$\mathbf{P}_k = \mathbf{P}_w \cdot \mathbf{M} \quad \text{mit } \mathbf{M} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} & M_{13} \\ M_{21} & M_{22} & M_{23} \\ M_{31} & M_{32} & M_{33} \\ M_{41} & M_{42} & M_{43} \end{bmatrix} \quad (7)$$

Die Elemente M_{13} , M_{23} , und M_{33} geben die perspektivische Verzerrung zwischen Welt- und Kamerakoordinaten an. Das Element M_{43} ist ein Gesamtskalierungsfaktor, der willkürlich auf $M_{43}=1$ gesetzt wird. Bei der Multiplikation von \mathbf{P}_w mit \mathbf{M} entsteht in der Regel ein Wert für die dritte Komponente von \mathbf{P}_k mit $H_k \neq 1$. Dieser Wert ist für jeden Kalibrierungspunkt unterschiedlich, so daß er als weiterer Parameter in die Kalibrierung mit einbezogen wird. Da alle gleichförmig skalierten homogenen Koordinaten denselben Punkt denotieren, kann formuliert werden:

$$\mathbf{P}_k = [X_k^* \ Y_k^* \ 1] = \left[\begin{array}{cc} X_k & Y_k \\ H_k & H_k \end{array} \right] \quad (8)$$

Gleichung (8) läßt sich unter Hinzunahme von Gleichung (7) umformen zu:

$$\begin{aligned} X_{ki}^* &= \frac{X_{ki}}{H_{ki}} = \frac{X_{wi}M_{11} + Y_{wi}M_{21} + Z_{wi}M_{31} + M_{41}}{X_{wi}M_{13} + Y_{wi}M_{23} + Z_{wi}M_{33} + 1} \quad \text{und} \\ \Leftrightarrow X_{ki}^* &= X_{wi}M_{11} + Y_{wi}M_{21} + Z_{wi}M_{31} + M_{41} - X_{ki}^*X_{wi}M_{13} - X_{ki}^*Y_{wi}M_{23} - X_{ki}^*Z_{wi}M_{33} \\ Y_{ki}^* &= \frac{Y_{ki}}{H_{ki}} = \frac{X_{wi}M_{12} + Y_{wi}M_{22} + Z_{wi}M_{32} + M_{42}}{X_{wi}M_{13} + Y_{wi}M_{23} + Z_{wi}M_{33} + 1} \quad (9) \\ \Leftrightarrow Y_{ki}^* &= X_{wi}M_{12} + Y_{wi}M_{22} + Z_{wi}M_{32} + M_{42} - Y_{ki}^*X_{wi}M_{13} - Y_{ki}^*Y_{wi}M_{23} - Y_{ki}^*Z_{wi}M_{33} \end{aligned}$$

Der Index i indiziert die einzelnen Kalibrierungspunkte. Um die elf unbekanntenen Komponenten von \mathbf{M} zu finden, sind sechs Kalibrierungspunkte notwendig. Die sich daraus ergebenden sechs Gleichungen entsprechend (9) ergeben ein lineares Gleichungssystem der Form:

$$\begin{aligned} \mathbf{Ax} &= \mathbf{b}, \quad \text{mit} \\ \mathbf{x} &= [M_{11} \ M_{12} \ M_{13} \ M_{21} \ M_{22} \ M_{23} \ M_{31} \ M_{32} \ M_{33} \ M_{41} \ M_{42}]^T, \\ \mathbf{b} &= [X_{k1}^* \ Y_{k1}^* \ X_{k2}^* \ Y_{k2}^* \ X_{k3}^* \ Y_{k3}^* \ X_{k4}^* \ Y_{k4}^* \ X_{k5}^* \ Y_{k5}^* \ X_{k6}^*]^T \quad \text{und} \end{aligned}$$

$$\mathbf{A} = \begin{bmatrix} X_{w1} & 0 & -X_{k1}^* X_{w1} & Y_{w1} & 0 & -X_{k1}^* Y_{w1} & Z_{w1} & 0 & -X_{k1}^* Z_{w1} & 1 & 0 \\ 0 & X_{w1} & -Y_{k1}^* X_{w1} & 0 & Y_{w1} & -Y_{k1}^* Y_{w1} & 0 & Z_{w1} & -Y_{k1}^* Z_{w1} & 0 & 1 \\ X_{w2} & 0 & -X_{k2}^* X_{w2} & Y_{w2} & 0 & -X_{k2}^* Y_{w2} & Z_{w2} & 0 & -X_{k2}^* Z_{w2} & 1 & 0 \\ 0 & X_{w2} & -Y_{k2}^* X_{w2} & 0 & Y_{w2} & -Y_{k2}^* Y_{w2} & 0 & Z_{w2} & -Y_{k2}^* Z_{w2} & 0 & 1 \\ X_{w3} & 0 & -X_{k3}^* X_{w3} & Y_{w3} & 0 & -X_{k3}^* Y_{w3} & Z_{w3} & 0 & -X_{k3}^* Z_{w3} & 1 & 0 \\ 0 & X_{w3} & -Y_{k3}^* X_{w3} & 0 & Y_{w3} & -Y_{k3}^* Y_{w3} & 0 & Z_{w3} & -Y_{k3}^* Z_{w3} & 0 & 1 \\ X_{w4} & 0 & -X_{k4}^* X_{w4} & Y_{w4} & 0 & -X_{k4}^* Y_{w4} & Z_{w4} & 0 & -X_{k4}^* Z_{w4} & 1 & 0 \\ 0 & X_{w4} & -Y_{k4}^* X_{w4} & 0 & Y_{w4} & -Y_{k4}^* Y_{w4} & 0 & Z_{w4} & -Y_{k4}^* Z_{w4} & 0 & 1 \\ X_{w5} & 0 & -X_{k5}^* X_{w5} & Y_{w5} & 0 & -X_{k5}^* Y_{w5} & Z_{w5} & 0 & -X_{k5}^* Z_{w5} & 1 & 0 \\ 0 & X_{w5} & -Y_{k5}^* X_{w5} & 0 & Y_{w5} & -Y_{k5}^* Y_{w5} & 0 & Z_{w5} & -Y_{k5}^* Z_{w5} & 0 & 1 \\ X_{w6} & 0 & -X_{k6}^* X_{w6} & Y_{w6} & 0 & -X_{k6}^* Y_{w6} & Z_{w6} & 0 & -X_{k6}^* Z_{w6} & 1 & 0 \end{bmatrix}$$

Dieses Gleichungssystem kann mit einem Standard-Lösungsverfahren wie der „Singular Value Decomposition“ (SVD) [75] gelöst werden, auch wenn es durch weitere Kalibrierungspunkte überspezifiziert ist.

Die DLT ermöglicht eine einfache und schnelle Berechnung der Kalibrierungsmatrix, ist jedoch nicht in der Lage, nichtlineare Anteile, wie eine mögliche Linsenverzerrung zu berücksichtigen.

2.3.5 Das Kalibrierungsverfahren nach Tsai

Das Verfahren nach Tsai [95] ist geeignet zur Kalibrierung für eine einzelne monoskopische Standard-CCD-Kamera, wobei es ausreicht, ein einzelnes Bild dieser Kamera zur Verfügung zu haben. Die Linsenverzerrung wird berücksichtigt, so daß das Verfahren besonders bei Kameras in Frage kommt, bei denen die radiale Verzerrung merklichen Einfluß auf die Genauigkeit hat. Der Algorithmus kombiniert eine lineare Optimierung für den größten Teil der zu kalibrierenden Parameter und eine minimale nichtlineare Iteration für die übrigen Parameter. Voraussetzung für die Kalibrierung ist die Aufnahme einer Mindestzahl von Kalibrierungspunkten. Dazu ist die Verwendung eines speziellen Kalibrierungsobjektes mit eindeutig identifizierbaren Markierungen notwendig. Tsai unterscheidet zwei Varianten seines Verfahrens. Unter der Annahme, daß alle Kalibrierungspunkte in einer Ebene liegen, also koplanar sind, reichen fünf Kalibrierungspunkte für eine vollständige Kalibrierung aus. Für den allgemeinen Fall beliebiger Lage der Kalibrierungspunkte, der im folgenden weiter beschrieben wird, sind dagegen sieben oder mehr Kalibrierungspunkte nötig. Für weiterführende Herleitungen und Beweise zu Existenz und Eindeutigkeit sei auf [95] verwiesen.

2.3.5.1 Zusammenführen der Gleichungen

Gleichsetzen von (2) und (3) und Einsetzen von (6) ergibt:

$$\frac{d'_x}{s_x} X(1 + \mathbf{kr}^2) = f \frac{x}{z}$$

$$d_y Y(1 + \mathbf{kr}^2) = f \frac{y}{z} \quad \text{mit} \quad X = X_f - C_x, \quad Y = Y_f - C_y$$

Einsetzen von (4) ergibt:

$$\frac{d'_x}{s_x} X(1 + \mathbf{kr}^2) = f \frac{r_1 x_w + r_2 y_w + r_3 z_w + T_x}{r_7 x_w + r_8 y_w + r_9 z_w + T_z}$$

$$d_y Y(1 + \mathbf{kr}^2) = f \frac{r_4 x_w + r_5 y_w + r_6 z_w + T_y}{r_7 x_w + r_8 y_w + r_9 z_w + T_z} \quad (10)$$

2.3.5.2 Radial Alignment Constraint

Um eine weitere Bedingung für die Berechnung der Kalibrierungsparameter zu erhalten, wird diejenige Ebene i_p parallel zur Bildebene i betrachtet, die den Objektpunkt P enthält (siehe Abbildung 2.10). Die optische Achse schneidet diese Ebene im Punkt $P_{0z}(0,0,z)$. Die durch die drei Punkte O , P_{0z} und P definierte Ebene schneidet die Bildebene i und i_p , daraus folgt die Parallelbedingung $\overline{O_i P_u} \parallel \overline{P_{0z} P}$ und $\overline{O_i P_d} \parallel \overline{P_{0z} P}$. Vektoriell betrachtet läßt sich diese Bedingung, die Tsai „Radial Alignment Constraint“ nennt, dann unter Verwendung von (4) wie folgt umformen:

$$\overline{O_i P_d} \times \overline{P_{0z} P} = \vec{0}$$

$$\Rightarrow (X_d, Y_d, 0) \times (x, y, 0) = \vec{0}$$

$$\Rightarrow X_d y - Y_d x = 0$$

$$\Rightarrow X_d y = Y_d x$$

$$\Rightarrow X_d (r_4 x_w + r_5 y_w + r_6 z_w + T_y) = Y_d (r_1 x_w + r_2 y_w + r_3 z_w + T_x)$$

$$\Rightarrow X_d T_y = Y_d r_1 x_w + Y_d r_2 y_w + Y_d r_3 z_w + Y_d T_x - X_d r_4 x_w - X_d r_5 y_w - X_d r_6 z_w$$
(11)

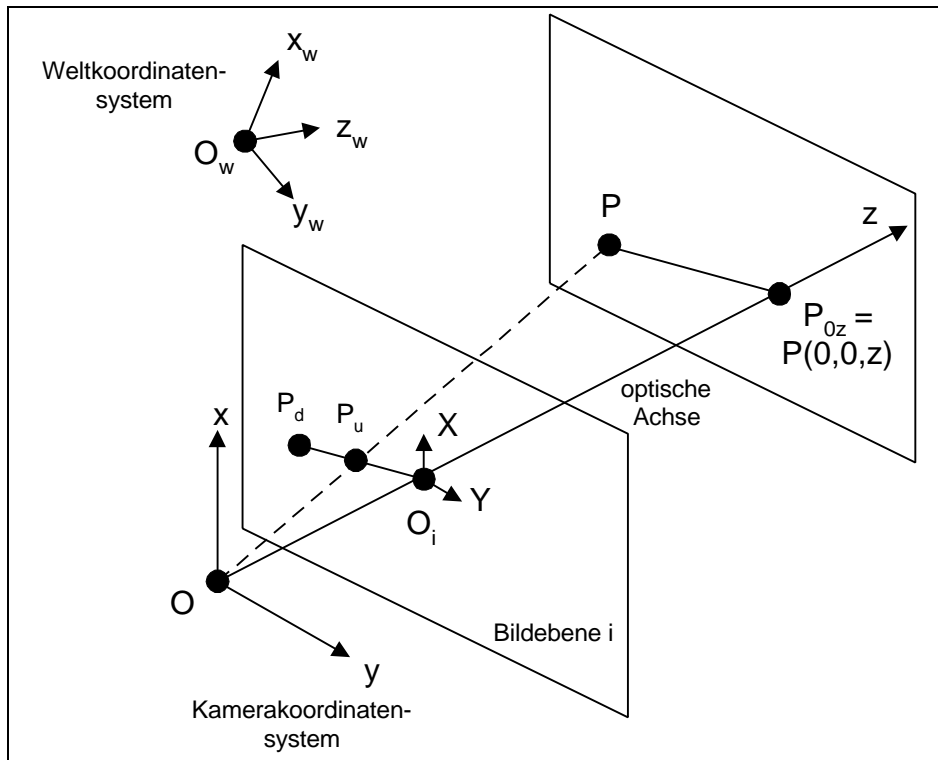


Abbildung 2.10: Radial Alignment Constraint

2.3.5.3 Berechnung der Kalibrierung

Die Kalibrierung erfolgt nun in zehn Schritten:

1. Aufnahme von N Paaren von Kalibrierungspunkten im Bild und am Objekt ($N > 6$):

$$(X_{fi}, Y_{fi}) \text{ und dazu } (x_{wi}, y_{wi}, z_{wi}) \text{ mit } i:1..N$$

2. Bestimmung von $N_{cx}, N_{fx}, d'_x, d_y$ nach Herstellerangaben

3. Bestimmung des Mittelpunkts des Bildspeichers C_x, C_y

4. Berechnung von

$$\begin{aligned} X'_{di} &= s_x X_{di} = (X_{fi} - C_x) \cdot d'_x \\ Y'_{di} &= Y_{di} = (Y_{fi} - C_y) \cdot d_y \end{aligned} \text{ für alle Kalibrierungspunkte}$$

5. Berechnen von sieben Parametern durch Aufstellung eines linearen Gleichungssystems aus der Bedingung (11) und dessen Lösung mit Hilfe eines Lösungsverfahrens für lineare Gleichungssysteme wie SVD [75]:

$$\begin{bmatrix} Y'_{d1}x_{w1} & Y'_{d1}y_{w1} & Y'_{d1}z_{w1} & Y'_{d1} & -X'_{d1}x_{w1} & -X'_{d1}y_{w1} & -X'_{d1}z_{w1} \\ \vdots & & & & & & \vdots \\ Y'_{dN}x_{wN} & Y'_{dN}y_{wN} & Y'_{dN}z_{wN} & Y'_{dN} & -X'_{dN}x_{wN} & -X'_{dN}y_{wN} & -X'_{dN}z_{wN} \end{bmatrix} \cdot \begin{bmatrix} T_y^{-1}s_x r_1 \\ T_y^{-1}s_x r_2 \\ T_y^{-1}s_x r_3 \\ T_y^{-1}s_x T_x \\ T_y^{-1}r_4 \\ T_y^{-1}r_5 \\ T_y^{-1}r_6 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} X'_{d1} \\ \vdots \\ X'_{dN} \end{bmatrix}$$

6. Berechnen von $|T_y|$:

$$\begin{aligned} \text{Es sei } \begin{bmatrix} a_1 \\ a_2 \\ a_3 \\ a_4 \\ a_5 \\ a_6 \\ a_7 \end{bmatrix} &= \begin{bmatrix} T_y^{-1}s_x r_1 \\ T_y^{-1}s_x r_2 \\ T_y^{-1}s_x r_3 \\ T_y^{-1}s_x T_x \\ T_y^{-1}r_4 \\ T_y^{-1}r_5 \\ T_y^{-1}r_6 \end{bmatrix}. \text{ Dann gilt} &= \frac{1}{\sqrt{a_5^2 + a_6^2 + a_7^2}} \\ &= \frac{1}{\sqrt{(T_y^{-1}r_4)^2 + (T_y^{-1}r_5)^2 + (T_y^{-1}r_6)^2}} \\ &= \frac{1}{|T_y|^{-1} \sqrt{r_4^2 + r_5^2 + r_6^2}} \\ &= |T_y| \end{aligned}$$

wegen der Orthogonalitätseigenschaft der Rotationsmatrix.

7. Bestimmung von s_x

Es gilt:

$$\begin{aligned} &\sqrt{a_1^2 + a_2^2 + a_3^2} |T_y| \\ &= \sqrt{(T_y^{-1}s_x r_1)^2 + (T_y^{-1}s_x r_2)^2 + (T_y^{-1}s_x r_3)^2} |T_y| \\ &= |T_y|^{-1} |s_x| \sqrt{r_1^2 + r_2^2 + r_3^2} |T_y| \\ &= s_x \end{aligned}$$

da s_x immer positiv ist.

8. Bestimmung des Vorzeichens von T_y

Zunächst wird ein Objektpunkt bestimmt, der möglichst weit vom Zentrum der Bildkoordinaten entfernt liegt. Dann wird das Vorzeichen von T_y probeweise auf +1 gesetzt.

Es werden berechnet:

$$\begin{aligned} r_1 &= a_1 \frac{T_y}{s_x}, \quad r_2 = a_2 \frac{T_y}{s_x}, \quad r_4 = a_5 T_y, \quad r_5 = a_6 T_y, \quad T_x = a_4 \frac{T_y}{s_x} \\ x &= r_1 x_w + r_2 y_w + T_x, \quad y = r_4 x_w + r_5 y_w + T_y \end{aligned}$$

Wenn jetzt sowohl x und X als auch y und Y dasselbe Vorzeichen haben, war die Annahme eines positiven Vorzeichens richtig. Wenn nicht, dann ist das Vorzeichen $\text{sgn}(T_y) = -1$.

9. Bestimmung der Rotationsmatrix

$$r_1 = a_1 \frac{T_y}{s_x}, \quad r_2 = a_2 \frac{T_y}{s_x}, \quad r_3 = a_3 \frac{T_y}{s_x},$$

$$r_4 = a_5 T_y, \quad r_5 = a_6 T_y, \quad r_6 = a_6 T_y,$$

$$T_x = a_4 \frac{T_y}{s_x}$$

Die übrigen Werte ergeben sich durch das Kreuzprodukt der ersten beiden Zeilen:

$$r_7 = r_2 \cdot r_6 - r_3 \cdot r_5$$

$$r_8 = r_3 \cdot r_4 - r_1 \cdot r_6$$

$$r_9 = r_1 \cdot r_5 - r_2 \cdot r_4$$

Eine alternative Methode, die in der Regel eine Matrix von besserer Orthogonalität ergibt, wäre es, zunächst r_7 wie oben zu berechnen, dann aus r_1 bis r_7 mittels Winkelfunktionen die Eulerwinkel zu berechnen, und dann daraus mit den Gleichungen (5) die Werte r_1 bis r_9 neu zu bestimmen.

10. Berechnung der Brennweite, des Verzerrungskoeffizienten und der z-Position

Die Berechnung der nichtlinearen Parameter erfolgt über ein nichtlineares Optimierungsverfahren, bei dem sie durch eine iterative Näherung beliebig genau ermittelt werden. Ein einfaches Verfahren für die nichtlineare Optimierung ist das auf die Arbeiten von Cauchy Mitte des 19. Jahrhunderts zurückgehende Minimierungsverfahren „Steepest Descent“ (steilster Abstieg). Dabei wird angenommen, daß die zu minimierende reelwertige Funktion $f(\mathbf{x})$ eines Vektors $\mathbf{x} = [x_1 \dots x_n]^T$ in den partiellen Ableitungen stetig ist. Nun wird der Gradient betrachtet:

$$\mathbf{g}(f) = \left[\frac{\partial f}{\partial x_1}, \dots, \frac{\partial f}{\partial x_n} \right]^T$$

Ausgehend von einem initialen Wert für \mathbf{x} wird entlang der Geraden $\mathbf{x} - t\mathbf{g}$ mit $t > 0$ mit einem Standardverfahren wie der Newton-Näherung das Minimum von f gesucht. An dem gefundenen Punkt setzt dann die Iteration an. Das Verfahren konvergiert zu einem lokalen Minimum ausgehend vom initialen \mathbf{x} und hängt daher in großem Maße von der Wahl der Startwertes ab. Ein weiterer Nachteil des Verfahrens besteht in der unter Umständen extrem langsamen Konvergenz in einigen Fällen.

Im speziellen Fall der Tsai- Kalibrierung können diese Nachteile jedoch durch Wahl eines geeigneten Startwertes umgangen werden. Es wird zunächst $\kappa=0$ angenommen und das folgende lineare Gleichungssystem (abgeleitet aus Gleichung (10)) für die Kalibrierungspunkte aufgestellt:

$$\begin{bmatrix} y_1 & -d_y y_1 \\ \vdots & \vdots \\ y_N & -d_y y_N \end{bmatrix} \begin{bmatrix} f \\ T_z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} w_1 d_y Y_1 \\ \vdots \\ w_N d_y Y_N \end{bmatrix} \quad \text{mit} \quad \begin{aligned} y_i &= r_4 x_{wi} + r_5 y_{wi} + r_6 z_{wi} + T_y \\ w_i &= r_7 x_{wi} + r_8 y_{wi} + r_9 z_{wi} \end{aligned}$$

Die durch Lösung des Gleichungssystems berechneten Werte dienen als Startwerte für die Minimierung einer Fehlerfunktion E mittels Steepest Descent.

Im betrachteten Fall wird die Fehlerfunktion aus den Gleichungen (10) aufgestellt:

$$x_{u1} = f \frac{r_1 x_w + r_2 y_w + r_3 z_w + T_x}{r_7 x_w + r_8 y_w + r_9 z_w + T_z}$$

$$x_{u2} = \frac{d'_x}{s_x} X(1 + \mathbf{k}r^2)$$

$$y_{u1} = f \frac{r_4 x_w + r_5 y_w + r_6 z_w + T_y}{r_7 x_w + r_8 y_w + r_9 z_w + T_z}$$

$$y_{u2} = d'_y Y(1 + \mathbf{k}r^2)$$

Zu minimieren ist die Differenz zwischen beiden Seiten sowohl für x als auch für y . Daher wird als Fehlerfunktion definiert:

$$E(\mathbf{k}, f, T_x) = \sqrt{(x_{u2} - x_{u1})^2 + (y_{u2} - y_{u1})^2}$$

Der Gradient für die Minimierungsiteration wird jeweils aus den partiellen Ableitungen berechnet:

$$\mathbf{g}(E) = \left[\frac{\partial E}{\partial \mathbf{k}} \quad \frac{\partial E}{\partial f} \quad \frac{\partial E}{\partial T_z} \right]^T$$

2.3.5.4 Genauigkeit

Als Beispiel für die erreichbare Genauigkeit der Tsai-Kalibrierung sind in Tabelle 2.4 die in der Studie [61] experimentell ermittelten Werte für eine zu kalibrierende Aufnahme eines Referenzobjekts in bekanntem Abstand und mit bekannter Kamerarotation aufgeführt.

Parameter	Exakter Wert	Berechneter Wert
Translation T_x	80,0 mm	79,998 mm
Translation T_y	100,0 mm	100,008 mm
Translation T_z	8,0 m	7,999535 m
Rotation: Azimut	60°	59,994°
Rotation: Elevation	20°	20,002°
Rotation: Roll	-5°	-5,003°
Brennweite f	8,0 mm	7,998 mm
Skalierung s_x	1,020	1,020
Verzerrung κ	-10^{-5} 1/mm^2	$-1,5 \cdot 10^{-5} \text{ 1/mm}^2$

Tabelle 2.4: Genauigkeit der TSAI-Kalibrierung (aus [61])

2.3.6 Referenzmarkersysteme

Die beschriebenen Kalibrierungstechniken erfordern die Korrelation korrespondierender Punkte in verschiedenen Bildern und im physikalischen Raum, um die geometrische Transformation zwischen ihnen berechnen zu können. Um eine gute Kalibrierung zu erreichen, muß sichergestellt sein, daß

- die Kalibrierungspunkte in der Zeit zwischen Bildaufnahme und Navigation unveränderlich bleiben,
- die Punkte in allen verwendeten Bildmodalitäten sichtbar sind und
- genügend viele im navigierten Raum gut verteilte Punkte zur Verfügung stehen.

Für die Auswahl der Punkte bieten sich verschiedene Systeme an (Tabelle 2.5). Greift man auf anatomisch herausgehobene Landmarken zurück, kann man deren Verteilung im Raum in der Regel nicht frei wählen. Die Auswahl und Definition anatomischer Marken hat sich außerdem als anfällig für Ungenauigkeiten erwiesen. Künstlich aufgebrachte Markierungen (sogenannte ‚fiducial markers‘ oder kurz ‚fiducials‘) bieten die genauesten Registrierungsmethoden, die aufgrund fester geometrischer Relationen zueinander auch eine Aussage über die erreichte Genauigkeit ermöglichen. Sie können automatisch oder halbautomatisch erkannt werden. Zwei Typen von Fiducials werden eingesetzt, mobile Marker, die auf das Weichgewebe geklebt oder auf ähnliche Weise befestigt werden und starr fixierte Marker, die im Schädel oder anderen Knochen verankert werden. Die mobilen Marker sind leicht zu befestigen, führen aber unter Umständen zu ungenauen und inkonsistenten Registrierungen. Die starr montierten Marker erfordern einen minimalen Eingriff, um sie einzusetzen. Dieser Nachteil wird jedoch durch die dramatisch gesteigerte Registrierungsgenauigkeit aufgewogen.

Markersystem	Vorteile	Nachteile
natürlich, anatomisch	kein Zusatzaufwand	Verteilung nicht frei wählbar; durch Läsionen oder den Eingriff oft verändert
künstlich, geklebt	einfaches, nicht invasives System	verschieblich auf der Haut
künstlich, invasiv	hohe Genauigkeit	erfordern zusätzlichen Eingriff
extern, repositionierbar	hohe Genauigkeit; nicht invasiv	nicht bei allen Navigationsaufgaben einsetzbar

Tabelle 2.5: Überblick über Referenzmarkersysteme

Im Rahmen von neurochirurgischen Eingriffen werden üblicherweise Schrauben im knöchernen Schädel des Patienten verankert, die während der Bildgebung bis zur Operation dort verbleiben. Je nach Art des geplanten Eingriffs kann dieses invasive Vorgehen für andere Disziplinen wie die HNO- oder die Kieferchirurgie inakzeptabel sein. Um diese Nachteile zu umgehen, wurden externe Systeme konstruiert, die über starre Knochenverbindung repositionierbar mit dem Patienten verbunden werden können, aber keinen zusätzlichen Eingriff erfordern. In [36] ist ein System für die Navigation in der HNO beschrieben, das mit Unterdruck am Oberkiefer befestigt wird und sowohl zur Fixierung des Patienten als auch zur Befestigung von Markern dienen kann. Die in dieser Arbeit gewählte Lösung ist in Abschnitt 3.1.3 beschrieben.

2.4 Programmiersprache Java

Die Programmiersprache Java wurde von der Firma Sun Microsystems Inc. mit der Intention entwickelt, eine Programmiersprache zu schaffen, die den besonderen Anforderungen der Entwicklung von Anwendungen für den Einsatz in verteilten, heterogenen Netzwerken gerecht wird. Mit der Programmiersprache Java lassen sich neben eigenständigen Applikationen auch Applets erstellen. Applets sind Anwendungen, die von einem entsprechend eingerichteten Webbrowser über das Netzwerk geladen und innerhalb eines WWW-Dokumentes gestartet und ausgeführt werden können. Ein wesentliches Ziel im Prozeß der Entwicklung von Java war es, eine Programmierumgebung für einen großen Anwenderkreis zu schaffen, die für den Betrieb auf mehreren Systemplattformen geeignet und deren Syntax an die Programmiersprachen C und C++ angelehnt ist. Das große Potential von Java besteht darin, Softwarebausteine für den Einsatz auf verschiedenen Plattformen nur einmal zu entwickeln und die Möglichkeit, diese Komponenten zu einem netzwerkübergreifenden Gesamtsystem zu konstruieren. Der architekturneutrale Bytecode bietet dem Anwender die Freiheit, seine Zielplattform entsprechend seinen Anforderungen und Präferenzen auszuwählen. Weiterhin bietet Java sprachinhärent grundlegende Techniken wie Nebenläufigkeit, Unterstützung von Netzwerkprotokollen und verteilte Objektumgebungen.

Im folgenden werden die wichtigsten Eigenschaften und Elemente von Java zusammengestellt:

- **Objektorientiertheit:** Java gehört zur Gruppe der objektorientierten Sprachen. Bei der objektorientierten Softwareentwicklung werden komplexe Datenstrukturen als Objekte repräsentiert. Anders als in der konventionellen strukturierten Programmierung umfassen Objekte sowohl Attribute, die die Struktur des Objekts und über deren Werte auch dessen Zustand beschreiben, als auch Operationen, die auf dieses Objekt angewendet werden können. Die Attribute eines Objektes können in der Regel nur durch den Aufruf von Methoden ausgelesen oder geändert werden, während die interne Repräsentation der Daten nach außen verborgen bleibt. Dieses Konzept wird als *Datenkapselung* bezeichnet. Jedes Objekt gehört einer Klasse an, die seine Attribute und Methoden definiert. Die Klassen können hierarchisch angeordnet werden. Eine allgemeinere Klasse gibt ihre Attribute und Methoden an untergeordnete Klassen weiter, die diese Eigenschaften um zusätzliche Attribute und Methoden erweitern und somit spezialisieren. Dieses Konzept der *Vererbung* ist in Java implementiert.
- **Plattformunabhängigkeit:** Der Quellcode von Java-Programmen wird nicht wie bei den meisten anderen Programmiersprachen direkt in den Maschinencode des Zielsystems übersetzt, sondern in ein plattformunabhängiges Zwischenformat, den Java-Bytecode. Zur Ausführung des Bytecodes wird ein Interpreter („Java Virtual Machine“, JVM) benötigt, der als Teil der Java-Laufzeitumgebung für verschiedene Systemplattformen, wie beispielsweise Windows, UNIX, LINUX und Macintosh, zur Verfügung steht. Kompilierte Java-Programme können von jedem System interpretiert werden, auf dem eine JVM vorhanden ist. Der Bytecode erlaubt daher eine problemlose Portierung auf eine andere Zielplattform. Weiterhin sind sämtliche einfachen Datentypen wie int, char, float usw.

sowohl in ihrer Größe als auch in den anwendbaren Operationen einheitlich für alle unterstützten Plattformen festgelegt.

- **Dynamik:** Zur Laufzeit eines Java-Programms können vom Interpreter Programmteile in Form von Klassen dynamisch eingebunden werden. Dabei ist es unerheblich, ob sich diese Klassen lokal auf dem Rechner befinden oder aus dem Netz geladen werden.
- **Sicherheit:** Da in Java keine Zeiger verwendet werden, kann ein Java-Programm selbst keine beliebigen Speicherbereiche direkt adressieren und auslesen. Das Programm darf nur in seinem von der JVM zugewiesenen Speicherbereich arbeiten. Durch Bytecode-Verifikation werden aus dem Netz geladene Programmteile von der JVM auf Sprachkonformität überprüft. Wird dabei eine Manipulation des übertragenen Bytecodes nach der Kompilierung festgestellt, wird dieser nicht von der JVM ausgeführt. Grundsätzlich werden aus dem Netz geladene Programmteile von der JVM als nicht vertrauenswürdig eingestuft und unterliegen zahlreichen Restriktionen für den Zugriff auf lokale Ressourcen des Rechners, auf dem sie ausgeführt werden. So dürfen diese Anwendungen z. B. nicht auf lokale Speichermedien und Geräte zugreifen. Diese Restriktionen werden nur aufgehoben, wenn durch Verifikation einer digitalen Unterschrift, die dem Bytecode hinzugefügt ist, sichergestellt werden kann, daß diese Programmteile von einer vertrauenswürdigen Quelle stammen.
- **Multithread-Fähigkeit:** Der in Java integrierte Thread-Mechanismus ermöglicht die Erzeugung mehrerer nebenläufiger Kontrollflüsse innerhalb des Prozeßkontextes einer Java-Anwendung. Diese quasiparallelen Threads können durch die Nutzung eines gemeinsamen Adreßraums miteinander kooperieren. Im Sprachumfang von Java sind Klassen zur Threaderzeugung und -verwaltung sowie Synchronisationsmechanismen bereits enthalten.
- **Speicherverwaltung:** Java reserviert den für ein Objekt erforderlichen Speicher zum Zeitpunkt der Erzeugung einer Instanz des Objekts. Wird ein Objekt nicht mehr referenziert, gibt Java periodisch automatisch den durch dieses Objekt belegten Speicherbereich frei („Garbage Collection“).
- **Typisierung:** Java ist eine stark typisierte Sprache. Bereits während der Kompilierung werden Typenfehler erkannt und somit die Robustheit der Programme zur Laufzeit verbessert.
- **Ausnahmebehandlung:** Alle Fehler, deren mögliches Auftreten an einer bestimmten Stelle im Programmcode bereits bei der Programmierung bekannt ist, können in Java durch eine im Sprachumfang enthaltene Ausnahmebehandlung kontrolliert abgefangen werden. Dafür werden jeweils eigene Programmblöcke mit dem Code für die konkrete Fehlerbehandlung anhand des Typs des Fehlers geschrieben. Die Ausnahmebehandlung verbessert die Lesbarkeit des Programmcodes deutlich und reduziert gleichzeitig die Fehleranfälligkeit der Java-Programme.

Die genannten Mechanismen, besonders die Verwendung eines systemunabhängigen Bytecodes, die Sicherheitsmaßnahmen und die Speicherverwaltung, führen dazu, daß Java-Programme in ihrer Ausführungsgeschwindigkeit gegenüber C- bzw. C++-Programmen etwa um

den Faktor 10 langsamer sind [28]. Da Java besonders für verteilte Netzwerkanwendungen sowie grafische Benutzeroberflächen eingesetzt wird, relativiert sich dieses Problem jedoch, da solche Applikation in der Regel nicht zeitkritisch sind. Java stellt zusätzlich mit dem „Native Interface“ eine Schnittstelle zur Verfügung, mit dem zeitkritische, in nativem Code implementierte Programmkomponenten angesprochen und ausgeführt werden können.

Für die Entwicklung von Java-Programmen steht innerhalb des von Sun Microsystems vorgesehenen „Java Development Kit“ (JDK) eine Programmierschnittstelle zur Verfügung, die umfangreiche Klassenbibliotheken für grundlegende Datenstrukturen, Systemdienste und Mechanismen sowie verschiedene Anwendungsgebiete enthält. So gibt es unter anderem Bibliotheken für grafische Benutzeroberflächen (AWT, Swing), Ein-/Ausgabe (IO) und Bildverarbeitung (2D). Neben den Klassenbibliotheken, die im JDK integriert sind, gibt es zahlreiche Erweiterungen („Java Extensions“), die ebenfalls eingebunden werden können. Solche Erweiterungen umfassen beispielsweise mathematische Bibliotheken, Ansteuerung der seriellen Schnittstelle und 3-D-Bildverarbeitung. Die Struktur der Programmier- und Laufzeitumgebung von Java und ihre Einbettung in die jeweils verwendete Systemplattform ist in Abbildung 2.11 dargestellt.

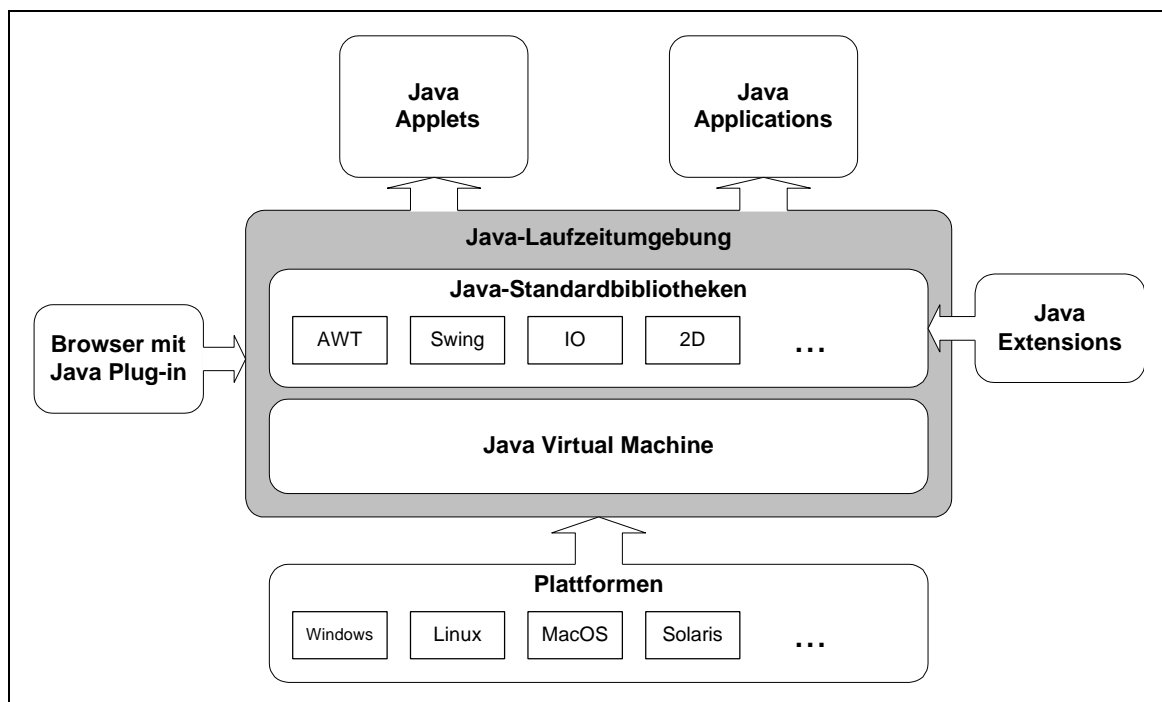


Abbildung 2.11: Die Java-Laufzeitumgebung

2.5 Kieferchirurgische Behandlung von Dysgnathien

Dieser Abschnitt gibt einen Überblick über die typischen chirurgisch zu behandelnden Fehlstellungen der Kiefer (Dysgnathien), bei deren operativer Korrektur die im weiteren Verlauf der Arbeit beschriebenen Navigations- und Meßverfahren zum Einsatz kommen. Dabei wird im einzelnen auf die Typologie der Dysgnathien, auf die Diagnostik und die kieferchirurgischen Therapiemöglichkeiten sowie auf die dafür notwendige präoperative Planung eingegangen.

2.5.1 Dysgnathien

Unter einer Dysgnathie versteht man eine skelettale Lage- und/oder Formanomalie der Kiefer mit fehlerhafter Okklusion (Verschluß der Zahnreihen) und Artikulation, die durch unproportionales Wachstum des Gesichtsschädels entsteht. Sie kann mit oder ohne gestörte Lagebeziehung des Gebißsystems zur Schädelbasis sowie symmetrisch oder asymmetrisch auftreten. Für eine operative Behandlung kommen Dysgnathien in Frage, die sich kieferorthopädisch nicht oder nur ungenügend behandeln lassen. Art und Ausmaß einer Dysgnathie lassen sich mit Hilfe von drei Orientierungsebenen in bezug auf den Gesamtschädel bestimmen, die in Abbildung 2.12 dargestellt sind: der Horizontalebene, der Lateralebene und der Frontalebene. In der Horizontalebene kommen als Bezugsrichtungen die sagittale und transversale, in der Frontalebene die vertikale und transversale und in der Lateralebene die vertikale und sagittale Richtung in Betracht.

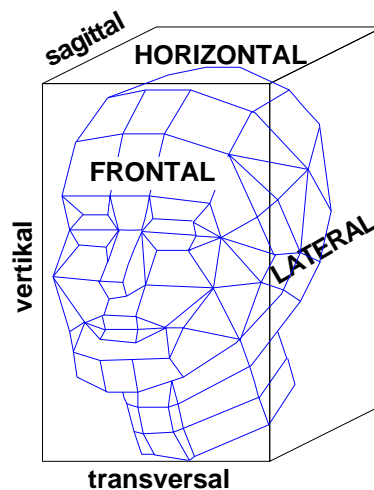


Abbildung 2.12: Bezugsebenen und -richtungen des Schädels

Die *sagittalen skelettalen Abweichungen* in der Lateralebene werden im folgenden begrifflich klassifiziert. Dabei sind die Bezeichnungen zusammengesetzt aus den Begriffen „-gnathie“ (griech. γνάθος, Kinnbacke) und der Richtung der Abweichung „pro-“ für vorwärts und „retro-“ für rückwärts gerichtete Abweichung. Der betroffene Kiefer wird durch die Zusätze „maxillär“ oder „mandibulär“ bezeichnet, je nachdem, ob es sich um eine Dysgnathie des

Oberkiefers (Maxilla) oder des Unterkiefers (Mandibula) handelt. In Klammern sind alternative, im medizinischen Sprachgebrauch häufig anzutreffende Bezeichnungen angegeben. Es werden somit unterschieden:

- mandibuläre Prognathie (Progenie): Vorstehen des Kinns und der Unterkieferzähne und gleichzeitige Verlängerung des Unterkieferkörpers in der Sagittalebene,
- mandibuläre Retrognathie (Retrogenie): fliehendes Kinn infolge Zurückstehens (Distalverlagerung) oder infolge von Kleinheit des Unterkiefers (Mikrognathie),
- maxilläre Prognathie (Prognathie): Vorstehen des Oberkiefers,
- maxilläre Retrognathie (Pseudoprogenie): nach posterior verschobener Oberkiefer.

Sind beide Kiefer betroffen, spricht man von bimaxillärer Pro- oder Retrognathie. Die genannten skelettalen Anomalien werden neben der Größe und Lage des Ober- und Unterkiefers auch durch deren Relation zum Gesichtsschädel determiniert. Erst wenn die sagittalen Positionen von Ober- und Unterkiefer ausreichend stark in ihrer Relation zueinander differieren, ergeben sich okklusale Einschränkungen und ein abweichendes Gesichtsprofil. Die Möglichkeiten der sagittalen Anomalien sind in Abbildung 2.13 neben dem orthognathen Fall schematisch dargestellt. Die ausgeprägteste basale Diskrepanz zeigt sich bei gegensinniger Sagittalposition der Kiefer (Fälle (b) und (h) in der Abbildung).

Die sagittalen Okklusionsbeziehungen werden häufig nach der Angle-Klassifikation eingeteilt, die sich auf die Lage des unteren ersten Molaren relativ zum oberen bezieht. Die Angle-Klasse I bezeichnet den Neutralbiss, also das Normalgebiß mit idealer Okklusion. Dabei zeigt die obere Eckzahnspitze zwischen den unteren Eckzahn und den ersten Prämolaren und der mesiobukkale Höcker des ersten oberen Molaren in die mesiobukkale Fissur des ersten unteren Molaren. Die Angle-Klasse II bezeichnet eine Okklusionsanomalie, bei der der Unterkiefer gegenüber dem Oberkiefer weiter zurückliegt als normal. Ursache für die Positionsabweichung kann ein zu weit zurückstehender Unterkiefer (mandibuläre Retrusion) beziehungsweise ein zu weit vorstehender Oberkiefer (maxilläre Protrusion) sein. Je nach Stellung der Frontzähne wird die Klasse II weiter unterteilt. Die Angle-Klasse II/1 umfaßt die Fälle mit Protrusion der oberen Frontzähne. Die Angle-Klasse II/2 weist als besonderes Merkmal steilstehende obere Frontzähne auf, die die unteren Frontzähne in der Okklusion in Form eines sogenannten Deckbisses überdecken. Der Mesialbiss der Angle-Klasse III bezeichnet schließlich eine Okklusionsanomalie, bei der der Unterkiefer gegenüber dem Oberkiefer stärker als normal vorverlagert liegt. Diese Positionsabweichung kann durch einen zu weit vorstehenden Unterkiefer oder einen zu weit zurückstehenden Oberkiefer verursacht sein.

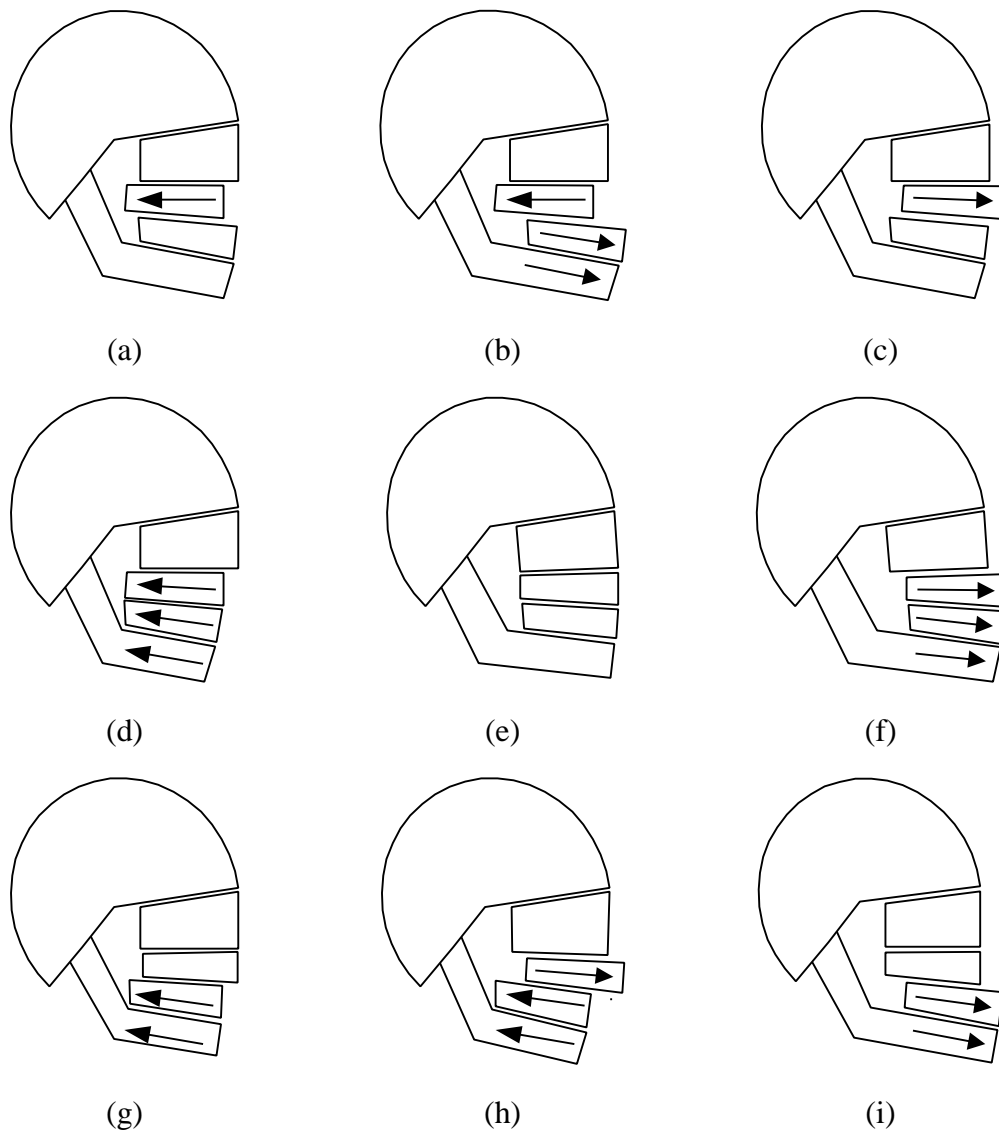


Abbildung 2.13: Sagittale Dysgnathieformen. (a) maxilläre Retrognathie. (b) maxilläre Retrognathie und mandibuläre Prognathie. (c) maxilläre Prognathie. (d) maxilläre und mandibuläre Retrognathie. (e) orthognather Fall. (f) maxilläre und mandibuläre Prognathie. (g) mandibuläre Retrognathie. (h) mandibuläre Retrognathie und maxilläre Prognathie. (i) mandibuläre Prognathie (Abbildung aus [23, 48])

Die *vertikalen Abweichungen* in der Frontalebene führen häufig zu Fällen mit offenem Biß und / oder übermäßig langem Gesicht (engl. „long face syndrome“), welches durch zu große Mittelgesichtshöhe oder zu große Untergesichtshöhe hervorgerufen sein kann. In Abbildung 2.14 sind einige Fälle von vertikal ausgeprägten Dysgnathien gezeigt. Zu den *transversalen Abweichungen* in der Frontalebene gehören die ein- und beidseitigen Kreuz- und Scherenbisse, also Diskrepanzen zwischen den transversalen Zahnbogenbreiten von Ober- und Unterkiefer.

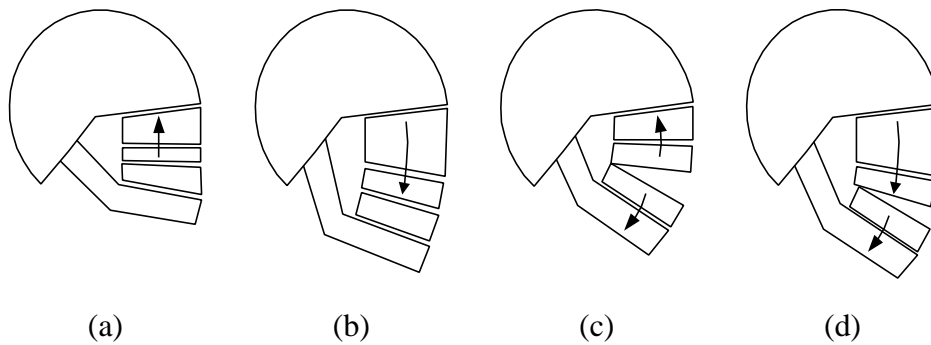


Abbildung 2.14: Vertikale Dysgnathieformen (aus [23, 48]).

(a) Vertikales Defizit des Oberkiefers. (b) Vertikaler Überschuss des Oberkiefers. (c) Vertikales Defizit des Oberkiefers und vertikaler Überschuss des Unterkiefers. Extreme vertikale basale Diskrepanz mit offenem Biß. (d) Beide Kiefer nach posterior geneigt. Vertikal stark überentwickeltes Gesicht.

Die Beurteilung der okklusalen Bißbeziehung kann die Diagnostik der vorliegenden Dysgnathie erschweren, da bei vielen Dysgnathien die Zahnstellung eine skelettale Diskrepanz morphologisch und funktional ganz oder teilweise ausgleicht (Abbildung 2.15). Eine solche detoalveoläre Kompensation muß vor einer chirurgischen Intervention kieferorthopädisch dekompenziert und somit aufgelöst werden.

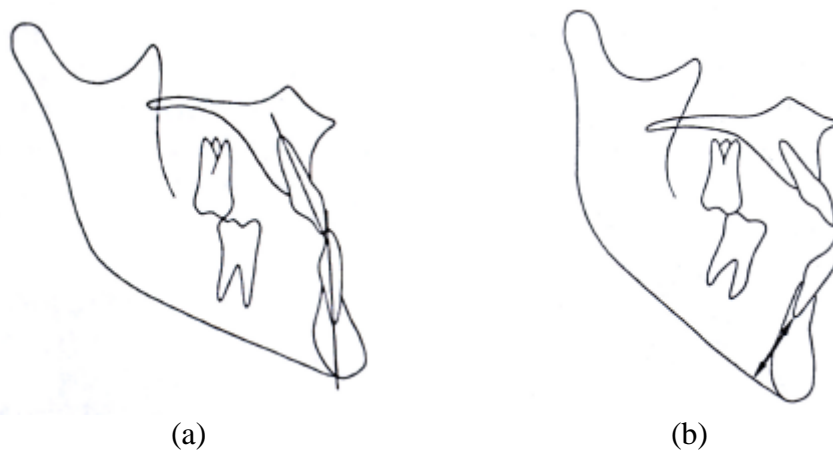


Abbildung 2.15: Dentoalveoläre Kompensation bei skelettalen Dysgnathien (aus [23]). (a) Kompensation der mandibuläre Prognathie durch Kippstand der Schneidezähne; (b) Kompensation des skelettal offenen Bisses durch Unterkieferfront

2.5.2 Diagnostik

Im Rahmen der Befunderfassung und Therapieplanung bei Dysgnathien werden die folgenden diagnostischen Unterlagen erstellt:

- Kieferorthopädische Modelle
- Bißregistrare
- Fotografien (laterale, frontale, seitlich-schräge und intraorale Aufnahmen)
- Fernröntgen-Seitenaufnahme
- Panorama-Schichtaufnahme (OPTG)

Diese Unterlagen werden abhängig von der Art und Ausprägung der Dysgnathie um weitere Befunde zur Entwicklung des Behandlungskonzeptes, wie beispielsweise die instrumentelle Funktionsanalyse bei Fehlhaltungen des Unterkiefers oder einen Sprachbefund, ergänzt.

Basierend auf diesen Unterlagen werden durch verschiedene Methoden das Gesichtsprofil, das Schädelskelett sowie die Dentition analysiert, um die Behandlungsziele zu bestimmen. Die diagnostischen Methoden werden in den nächsten Abschnitten kurz vorgestellt.

2.5.2.1 Analyse des Gesichtsprofils (Profilanalyse)

Da das dentofaziale Erscheinungsbild das psychische Befinden und das soziale Verhalten des Patienten nachhaltig beeinflussen kann, stellt die Wahrung bzw. Erzielung eines ästhetischen Gesichtsprofils ein wichtiges Behandlungsziel dar. Die Profilanalyse wird auf der Grundlage der seitlichen Profilfotografie und der Fernröntgen-Seitenaufnahme durchgeführt. Die Fernröntgenaufnahme bietet den Vorteil, daß Knochen- und Weichteilstrukturen im gleichen Maßstab in einer Aufnahme sichtbar sind. Zur Durchführung der Profilanalyse werden in den Aufnahmen eine Zahl klinisch relevanter Meßpunkte des Weichteilprofils eingezeichnet (Abbildung 2.16a). Anhand dieser Meßpunkte werden Strecken und Winkel gemessen, von denen Merkmale wie Gesichtskonvexität, Gesichtshöhenverhältnis und Prognathiegrad des Ober- und Unterkiefers abgeleitet und anhand klinischer Richtwerte bewertet werden. Zur visuellen Beurteilung werden weitere Fotografien herangezogen, die das Gesichtsprofil in verschiedenen Ansichten (frontal, schräg-vorn) im Maßstab 1:1 zeigen.

2.5.2.2 Analyse des Schädelskeletts (Kephalometrie)

Da das Schädelskelett die Grundlage des äußeren Gesichtsprofils bildet, müssen die Ursachen der mittels der Profilanalyse ermittelten Abweichungen des Gesichtsprofils durch die skelettale Analyse determiniert werden.

Zur Beurteilung der skelettalen Konfiguration stellt das Fernröntgen-Seitenbild die wichtigste diagnostische Grundlage dar. Neben einer visuellen Beurteilung werden im Rahmen der kephalometrischen Analyse weitere Meßpunkte (Abbildung 2.16b) bestimmt, welche die sagittale und vertikale Anordnung von Ober- und Unterkiefer, die Form knöcherner Strukturen sowie die Position der Schneidezähne in Relation zu den Kieferbasen beschreiben. Die Bewertung der skelettalen Struktur erfolgt durch den Vergleich der Ergebnisse der kephalometrischen Analyse mit statistisch gewonnenen Mittelwerten.

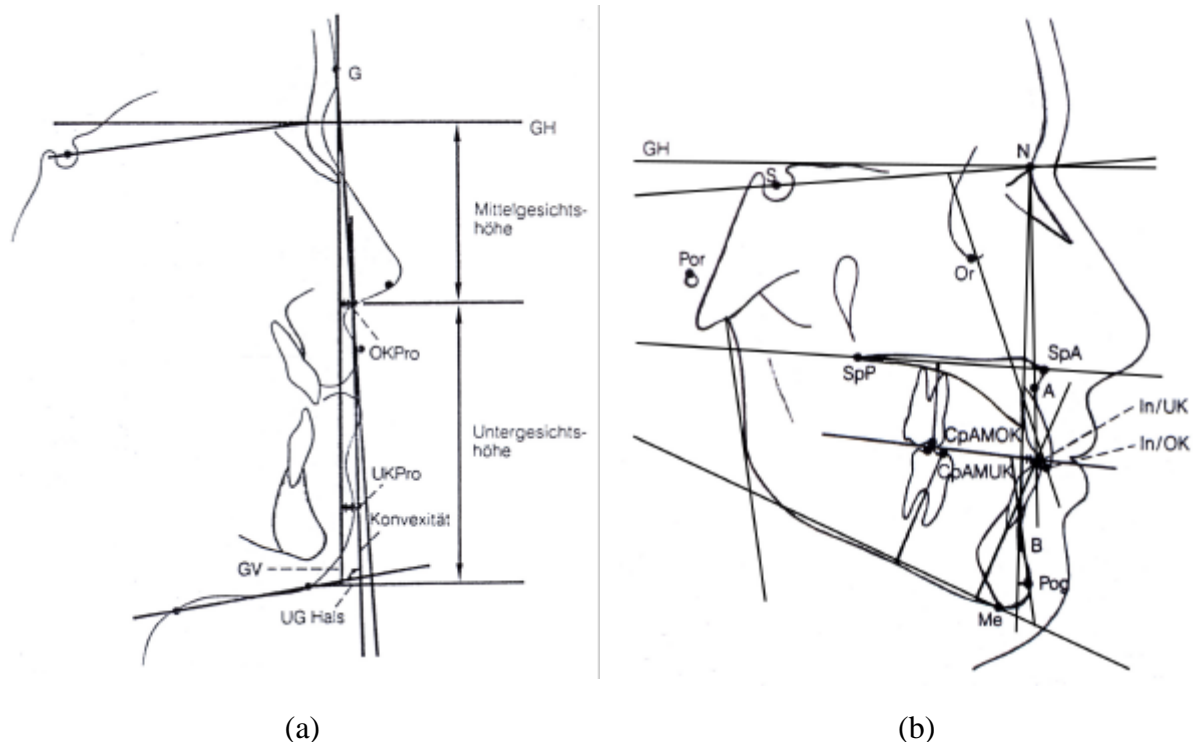


Abbildung 2.16: (a) Meßpunkte der Profilanalyse (aus [23]): Anhand fester Punkte auf dem Profil können Parameter wie Mittel- und Untergesichtshöhe bestimmt werden. Die Punkte werden durch Abkürzungen beschrieben (z. B. G: Glabella, vorspringenster Punkt der Stirn in der Medianebene, etc.; für die weitere Definition der Punkte siehe [23]); (b) Meßpunkte der skelettalen Analyse (aus [6]): Kephalometrische Punkte wie N (Nasion), A (tiefste Einziehung des Alveolarfortsatzes des Oberkiefers), B (tiefste Einziehung des Alveolarfortsatzes des Unterkiefers) etc. ermöglichen die Analyse der Kieferrelation (für die weitere Definition der Punkte siehe [6])

2.5.2.3 Modellbefund

Für den Modellbefund werden Gipsmodelle der Zahnreihen beider Kiefer angefertigt. Die Modelle werden mit Hilfe eines am Patienten angelegten Gesichtsbogens schädelbezogen in einen Artikulator montiert (Abbildung 2.17a). Dadurch wird die gegebene dentale Relation der Kiefer bezüglich des Schädels und der Kiefergelenke einfach und zuverlässig nachgebildet. Anhand der Modelle können sowohl Größe und Ausformung der Zahnbögen beider Kiefer gesondert als auch die Okklusionsverhältnisse und damit verbundene funktionelle Störungen durch eine visuelle Beurteilung und meßtechnisch-quantitative Maßnahmen bestimmt werden.

2.5.2.4 Modelloperation

Am Gipsmodell wird eine Modelloperation durchgeführt, um die intraoperativ zu erzielenden Verschiebungen zu ermitteln und in Splinten (Kunststoffschienen) zu kodieren (siehe Abschnitt 2.5.3).

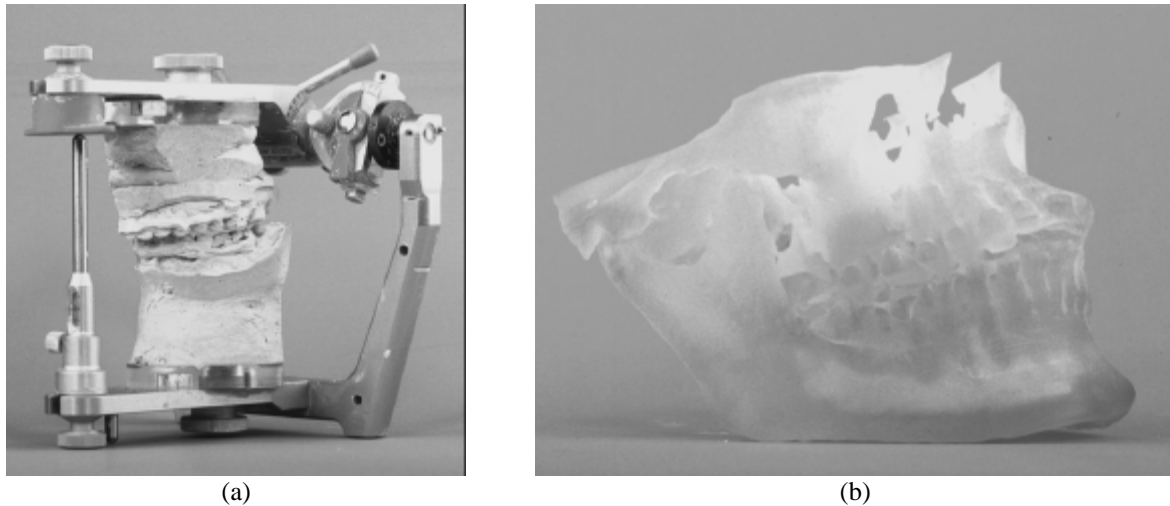


Abbildung 2.17: (a) Artikulator für die Planung am Gipsmodell (b) Stereolithografie des Kieferbereichs

In besonders komplizierten Fällen wird mit Hilfe der aufwendigen und teuren Stereolithografie ein Kunstharzmodell der Knochenstruktur angefertigt (Abbildung 2.17b). Diese Modelle werden auf Basis der Daten aus der Computertomographie mit einem Laser gefräst. Sie dienen hauptsächlich dazu, die räumlichen Beziehungen und Anordnungen von Knochen, Zähnen und Gelenken zu illustrieren. Aufgrund der hohen Herstellungskosten wird die Stereolithographie jedoch nur in besonderen Fällen angefertigt, in denen die Okklusionsanalyse im Artikulator nicht ausreicht und die Anfertigung einer computertomographischen Aufnahme gerechtfertigt ist.

2.5.3 Chirurgische Therapie

Die Ziele der Behandlung von Dysgnathien liegen in einer gesicherten Okklusion und Artikulation sowie der morphologischen und funktionalen Stabilität des Behandlungsergebnisses, wobei eine ästhetische Gesichtsbalance gewahrt bzw. erreicht werden soll. Durch fortgeschrittene Behandlungsmethoden der Kieferorthopädie können Dysgnathien auch nach Abschluß des skelettalen Wachstums im Erwachsenenalter mittels dentoalveolärer Maßnahmen korrigiert werden. Einer rein kieferorthopädischen Behandlung sind jedoch in Abhängigkeit von der Art und Ausprägung der Dysgnathie Grenzen gesetzt. Während sich geringe skelettale Abweichungen durch Zahnstellungsänderungen kompensieren lassen, können Fehlbildungen größerer Ausprägung, wie sie beispielsweise bei Patienten mit stark vertikaler Gesichtsschädelstruktur und Wachstumsrichtung oder starker Prognathie auftreten, nur durch Maßnahmen der orthognathen Chirurgie therapiert werden. Dieses Vorgehen erfordert die interdisziplinäre Zusammenarbeit der Gebiete Kieferorthopädie und Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie. Im Rahmen einer kieferorthopädischen Vorbehandlung werden zunächst Zahnstellungsfehler und dentoalveoläre Kompensationen zurückgenommen. Damit erhalten die Zahnbögen eine korrekte Beziehung zur jeweiligen skelettalen Basis und gewährleisten eine gesicherte und stabile Okklusion. Anschließend wird der skelettale Fehler durch Osteotomie eines oder beider Kiefer korrigiert. Die chirurgische Korrektur erfolgt durch die Umformung des Zahnbogens durch segmentale Osteotomie und der Repositionierung der Kiefer durch Vor-, Rück-, Kranial- oder Kaudalverlagerung von Ober- und/oder Unterkiefer. Abhängig

vom Resultat wird die kieferorthopädische Therapie postoperativ weitergeführt und umfaßt Maßnahmen zur Feineinstellung der Okklusion und Verhinderung eines Rezidivs, um das Behandlungsergebnis dauerhaft zu stabilisieren. Zur operativen Korrektur von Dysgnathien muß der fehlstehende Knochenabschnitt vom übrigen Gesichtsschädel getrennt (Osteotomie), teilweise von den angrenzenden Weichteilen gelöst (Mobilisation), in die gewünschte und vorweg geplante Position verlagert und dann fixiert werden (Osteosynthese).

Gegenwärtig ist die *retromolare sagittale Osteotomie* die weltweit verbreitetste Methode zur totalen Osteotomie des Unterkiefers [6]. Hierbei wird der Unterkiefer im Bereich der Unterkieferäste und Kieferwinkel beiderseits sagittal gespalten, so daß drei Fragmente entstehen – zwei proximale, gelenktragende und ein distales, zahntragendes –, die gegeneinander verschoben werden können (Abbildung 2.18 und Abbildung 2.19). Dabei werden die korrigierenden Knochenverschiebungen am distalen Fragment vorgenommen, während die proximalen Fragmente ihre ursprüngliche Position und somit ihre normalen Gelenk-Muskelbeziehungen möglichst unverändert behalten. Die Zielposition des distalen Fragmentes kann über eine präoperativ angefertigte okklusale Schlüsselschiene (Splint) zuverlässig aufgefunden und durch mandibuläre Fixation problemlos gesichert werden.

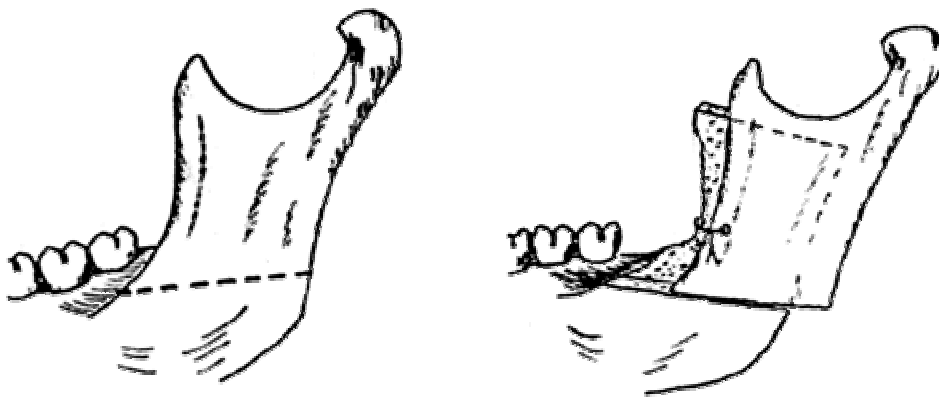


Abbildung 2.18: Osteotomie nach Obwegeser (Abbildung der Originalpublikationen [92, 93])

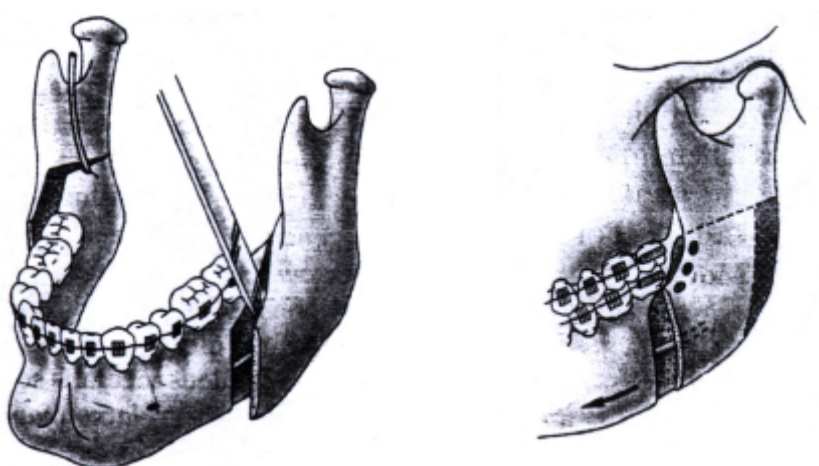


Abbildung 2.19: Modifizierte Unterkieferosteotomie nach Obwegeser / DalPont (aus [6])

Zur Korrektur einer extremen Rücklage und / oder Kleinheit des Oberkiefers (Retromaxillie, Mikromaxillie) beziehungsweise des Mittelgesichts, wird die Technik der *Le-Fort-I-Osteotomie* angewendet. Sie ermöglicht es, den Oberkiefer in allen drei Ebenen des Raumes neu einzustellen. Dabei wird der Oberkiefer in Höhe der von Le Fort [51] beschriebenen Bruchebene horizontal vom übrigen Mittelgesicht abgetrennt (Abbildung 2.20a). Durch Anwendung der sogenannten "down fracture"-Technik kann die Korrektur der Oberkieferposition auch in der Vertikalen durchgeführt werden [10]. Der so gelöste Oberkieferanteil kann nach oben, unten, vorne und hinten verlagert und in der neuen Situation zur Anheilung gebracht werden. Einige der in der Le-Fort-I-Ebene osteotomierten Oberkiefer werden zusätzlich segmentiert, um den Oberkiefer zu erweitern, verschmälern, zu nivellieren oder Zahnlücken zu schließen. In Abbildung 2.20b ist im Gipsmodell die sagittale Segmentierung in zwei Segmente und die Aufspreizung zur Verbreiterung des Oberkiefers gezeigt.

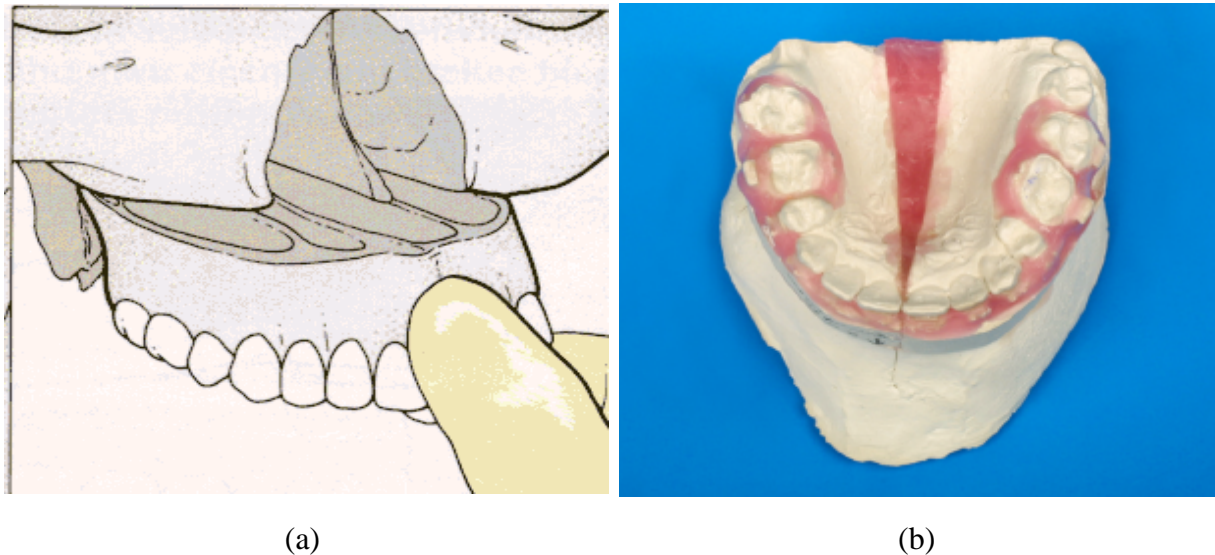


Abbildung 2.20: (a) Le-Fort-I-Osteotomie: segmentierter Oberkiefer (Abbildung aus [81]); (b) Sagittale Spaltung des Oberkiefers am Planungsmodell

Vor der Fixierung wird der Oberkiefer durch Verwendung eines interokklusalen Splints, der vor der Operation an Modellen mit einer idealen Lagebeziehung hergestellt wurde, räumlich neu eingeordnet (siehe Abschnitt 2.5.2.3). Abbildung 2.21a zeigt einen Satz von Splints, die bei einer Le-Fort-I-Osteotomie eingesetzt werden. Zur Fixierung des Oberkiefers werden abschließend Osteosynthese-Miniplatten aus Titan verschraubt (Abbildung 2.21b).

Die historische Entwicklung dieser Operationstechniken sowie einen Ausblick in zukünftige Entwicklungen sind in [41] und [79] dargestellt.



Abbildung 2.21: (a) Diverse Kunststoffsplints zur Einstellung der Kiefer; (b) Fixierung des Oberkiefers durch Miniplatten

2.5.4 Navigationsorientierte kieferchirurgische Planung

Um eine rechnergestützte intraoperative Navigation zu ermöglichen, müssen die Zielstrukturen und angestrebten Verlagerungswerte rechnerisch aufgenommen werden. Dabei bietet es sich an, die Operationsplanungen soweit wie möglich ebenfalls rechnergestützt vorzunehmen. Dieses Vorgehen bietet neben der einfachen Übertragung der Planungsergebnisse auf den Operationssitus auch eine Reihe weiterer Vorteile. So stehen dem Chirurgen zur Diagnostik und Therapieplanung gegenwärtig nur zweidimensionale, statische Informationsquellen zur Verfügung. Die kephalometrische Vermessung und Analyse mit einer Planungs- und Simulationssoftware ist aufgrund des verwendeten medizinischen Bildmaterials auf zwei Dimensionen begrenzt. Da die räumliche Anordnung von Knochen, Zähnen und Gelenken dabei nicht berücksichtigt wird, muß der behandelnde Chirurg die dreidimensionalen Informationen, die er aus dem Gipsmodell und der Stereolithografie gewonnen hat, als „mentales“ Modell in diese Darstellung integrieren [104]. Durch Berechnung einer dreidimensionalen und stereoskopischen Rekonstruktion des Schädelskeletts auf dem Rechner und geeignete Interaktionsalgorithmen aus dem Gebiet der „virtuellen Realität“ lassen sich die klassischen Planungsverfahren erweitern und zum Teil ersetzen. Die Herstellung von Kunstharzmodellen könnte dann in zahlreichen Fällen überflüssig werden, so daß die hohen Kosten der Stereolithografie vermieden werden könnten. Die Möglichkeiten des Einsatzes virtueller Methoden in der kieferchirurgischen Planung wurden in mehreren Forschungsprojekten untersucht [66-69, 86].