

***Forschungsberichte***

---



***Band 165***

***Hubert Götte***

***Entwicklung eines  
Assistenzrobotersystems  
für die Knieendoprothetik***

---

***herausgegeben von  
Prof. Dr.-Ing. G. Reinhart***

---

***Herbert Utz Verlag***



# Forschungsberichte iwb

Berichte aus dem Institut für Werkzeugmaschinen  
und Betriebswissenschaften  
der Technischen Universität München

herausgegeben von

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart  
Technische Universität München  
Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften(iwb)

Die Deutsche Bibliothek – CIP-Einheitsaufnahme

Ein Titeldatensatz für diese Publikation ist  
bei Der Deutschen Bibliothek erhältlich

Zugleich: Dissertation, München, Techn. Univ., 2002

Dieses Werk ist urheberrechtlich geschützt. Die dadurch begründeten Rechte, insbesondere die der Übersetzung, des Nachdrucks, der Entnahme von Abbildungen, der Wiedergabe auf photomechanischem oder ähnlichem Wege und der Speicherung in Datenverarbeitungsanlagen bleiben, auch bei nur auszugsweiser Verwendung, vorbehalten.

Copyright © Herbert Utz Verlag GmbH 2002

ISBN 3-8316-0126-7

Printed in Germany

Herbert Utz Verlag GmbH, München  
Tel.: 089/277791-00 · Fax: 089/277791-01

## Geleitwort des Herausgebers

Die Produktionstechnik ist für die Weiterentwicklung unserer Industriegesellschaft von zentraler Bedeutung. Denn die Leistungsfähigkeit eines Industriebetriebes hängt entscheidend von den eingesetzten Produktionsmitteln, den angewandten Produktionsverfahren und der eingeführten Produktionsorganisation ab. Erst das optimale Zusammenspiel von Mensch, Organisation und Technik erlaubt es, alle Potentiale für den Unternehmenserfolg auszuschöpfen.

Um in dem Spannungsfeld Komplexität, Kosten, Zeit und Qualität bestehen zu können, müssen Produktionsstrukturen ständig neu überdacht und weiterentwickelt werden. Dabei ist es notwendig, die Komplexität von Produkten, Produktionsabläufen und -systemen einerseits zu verringern und andererseits besser zu beherrschen.

Ziel der Forschungsarbeiten des *iwb* ist die ständige Verbesserung von Produktentwicklungs- und Planungssystemen, von Herstellverfahren und Produktionsanlagen. Betriebsorganisation, Produktions- und Arbeitsstrukturen sowie Systeme zur Auftragsabwicklung werden unter besonderer Berücksichtigung mitarbeiterorientierter Anforderungen entwickelt. Die dabei notwendige Steigerung des Automatisierungsgrades darf jedoch nicht zu einer Verfestigung arbeitsteiliger Strukturen führen. Fragen der optimalen Einbindung des Menschen in den Produktentstehungsprozeß spielen deshalb eine sehr wichtige Rolle.

Die im Rahmen dieser Buchreihe erscheinenden Bände stammen thematisch aus den Forschungsbereichen des *iwb*. Diese reichen von der Produktentwicklung über die Planung von Produktionssystemen hin zu den Bereichen Fertigung und Montage. Steuerung und Betrieb von Produktionssystemen, Qualitätssicherung, Verfügbarkeit und Autonomie sind Querschnittsthemen hierfür. In den *iwb*-Forschungsberichten werden neue Ergebnisse und Erkenntnisse aus der praxisnahen Forschung des *iwb* veröffentlicht. Diese Buchreihe soll dazu beitragen, den Wissenstransfer zwischen dem Hochschulbereich und dem Anwender in der Praxis zu verbessern.

*Gunther Reinhart*





## **Vorwort**

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Tätigkeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften (*iwb*) der Technischen Universität München.

Herrn Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, dem Leiter des Instituts, gilt mein besonderer Dank für die wohlwollende Förderung und großzügige Unterstützung meiner wissenschaftlichen Arbeit.

Bei Herrn Prof. Dr. med. Reiner Gradinger, dem Leiter der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie der Technischen Universität München, möchte ich mich ganz herzlich für die Übernahme des Korreferates und für die ausgezeichnete interdisziplinäre Zusammenarbeit bedanken.

Darüber hinaus danke ich allen Studenten, Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern des *iwb* sehr herzlich, die mich bei meiner Arbeit begleitet, unterstützt und zu Ihrem Gelingen beigetragen haben. Mein besonderer Dank gilt stellvertretend für alle Mitarbeiter der mechanischen und elektrischen Werkstätten ihren Leitern Hans Hilger, Mehrdad Adrom und Gerhard Sigl, die mir beim Bau einer Fülle von Versuchsaufbauten und Prototypen mit Rat und Tat zur Seite standen.

München, im Juli 2002

*Hubert Götte*



<b>I</b>	<b>Formelzeichen</b>	<b>vii</b>
<b>II</b>	<b>Abkürzungen</b>	<b>viii</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung</b>	<b>1</b>
1.1	Ausgangssituation	1
1.2	Motivation und Zielsetzung	2
1.3	Inhaltliche Struktur	3
<b>2</b>	<b>Das klassische Verfahren für Planung und Therapie</b>	<b>5</b>
2.1	Das Implantat	5
2.2	Positionierung des Implantats	6
2.3	Grundlagen der Operationsplanung	9
2.4	Das Therapieverfahren	11
2.4.1	Intraoperatives Vorgehen am Femur	12
2.4.2	Rekonstruktion anatomischer Bezugspunkte	15
2.4.3	Platzierung des Implantats	17
2.4.4	Aufgabenkomplexe des Therapieverfahrens	21
2.5	Diskussion	24
2.5.1	Einschränkungen bei der Implantatpositionierung	25
2.5.2	Einschränkungen bei der Instrumentenausrichtung	27
2.5.3	Einschränkungen bei der Bearbeitung	29
2.5.4	Wechselwirkungen der Aufgabenkomplexe	31
2.5.5	Schlussfolgerungen	31
2.6	Zusammenfassung	32
<b>3</b>	<b>Planungs- und Therapiesysteme für die Knieendoprothetik</b>	<b>34</b>
3.1	Aktive und passive Systeme	34
3.2	Bewertungsgrundlagen	34
3.3	Einordnung der Systeme	36
3.4	Schlussfolgerungen	36
<b>4</b>	<b>Sicherheitsaspekte des Robotereinsatzes</b>	<b>42</b>
4.1	Gefahrenpotentiale beim industriellen Einsatz	42

4.2	Sicherheit bei Industrierobotern nach EN775	43
4.2.1	Gestaltung des Robotersystems und der Schutzeinrichtungen	44
4.2.2	Betriebsarten des Roboters	45
4.2.3	Übertragbarkeit industrieller Sicherheitsvorschriften	46
4.3	Auflagen des Medizinproduktegesetzes	47
4.4	Grundsätzliche Gefahrenpotentiale beim Einsatz im Operationssaal	49
4.5	Untersuchung ausgewählter Risiken	50
4.5.1	Kollision mit Hindernissen	52
4.5.2	Mechanisches Versagen der Knochenfixierung	53
4.5.3	Funktionsstörungen des Winkelmesssystems	54
4.5.4	Annäherung an eine Singularität	55
4.5.5	Lösungsansätze	58
<b>5</b>	<b>Konzeption des Assistenzsystems</b>	<b>59</b>
5.1	Konzeption der computergestützten Operationsplanung	59
5.1.1	Motivation	59
5.1.2	Potential der Computerunterstützung	60
5.1.3	Anforderungen an die Planungsfunktionalitäten	64
5.1.4	Formulierung exakter Platzierungsregeln	65
5.1.5	Entwurf eines computergestützten Planungsverfahrens	66
5.2	Konzeption der berührungslosen Patientenlokalisierung	67
5.2.1	Aufgabenstellung der Patientenlokalisierung	67
5.2.2	Anforderungen an die Patientenlokalisierung	68
5.2.3	Grundprobleme der Patientenlokalisierung	69
5.2.4	Verfügbare Verfahren für die Registrierung	74
5.2.5	Verfügbare Verfahren für die Lageverfolgung	79
5.2.6	Auswahl geeigneter Technologien und Verfahren	81
5.2.7	Entwurf eines Verfahrens zur Patientenlokalisierung	83
5.3	Konzeption des robotergeführten Werkzeugeinsatzes	88
5.3.1	Aktive und passive Werkzeugführung	88
5.3.2	Grundlegende Einsatzbedingungen	89

5.3.3	Anforderungen aus der Untersuchung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme	96
5.3.4	Leitprinzipien für den robotergeführten Werkzeugeinsatz	98
5.3.5	Entwurf eines Verfahrens für die robotergeführte Werkzeugpositionierung	106
<b>6</b>	<b>Realisierung der computergestützten Operationsplanung</b>	<b>113</b>
6.1	Verfahren bei der Bildgebung	113
6.2	Verfahren zum Modellaufbau	114
6.3	Verfahren zur Operationsplanung	116
6.3.1	Auswahl der Implantatkomponenten	116
6.3.2	Positionierung der Implantatkomponenten	117
6.3.3	Ableitung der Gestaltveränderung	121
6.3.4	Protokollierung	123
6.4	Systemstruktur der Planungskomponente	124
6.5	Diskussion	125
<b>7</b>	<b>Realisierung der berührungslosen Patientenlokalisierung</b>	<b>127</b>
7.1	Initiale Lagebestimmung	127
7.1.1	Grundlagen des Verfahrens zur Registrierung	127
7.1.2	Registrierung mit regional verteilter Bildgebung	130
7.1.3	Ermittlung der initialen Lagebeziehung	132
7.2	Lageverfolgung	133
7.2.1	Einsatz eines videooptischen Tracking-Systems	133
7.2.2	Lageverfolgung knöcherner Strukturen	134
7.2.3	Ermittlung der Lageänderung	136
7.2.4	Auslegung der Markeranordnungen für den Patienten	137
7.2.5	Auslegung der Markeranordnung für die Roboterhand	139
7.3	Systemstruktur der Patientenlokalisierung	141
7.4	Diskussion	142
<b>8</b>	<b>Realisierung des robotergeführten Werkzeugeinsatzes</b>	<b>145</b>
8.1	Unterstützung durch die 3D-Simulation	145

8.1.1	Die Objekte im Simulationsmodell	145
8.1.2	Abgleich des Modells	148
8.1.3	Virtuelle Zielvorgabe	149
8.1.4	Modellbasierte Steuerung	154
8.1.5	Der simulationsgestützte Kollisionsschutz	156
8.2	Verfahren zur Steuerung der Roboterbewegungen	159
8.2.1	Import des Operationsplans	160
8.2.2	Modellaufbau	160
8.2.3	Modelladaption und -interaktion	163
8.2.4	Ablaufsteuerung	164
8.2.5	Werkzeugwechsel	167
8.2.6	Transfer	168
8.2.7	Manuelle Feinpositionierung	170
8.2.8	Bearbeitung	171
8.3	Systemstruktur	172
8.3.1	Der Therapierechner	173
8.3.2	Einsatz und Anbindung der Sensorsysteme	174
8.3.3	Das integrierte Handbediengerät	175
8.3.4	Das Robotersystem	176
8.3.5	Werkzeuge für den robotergeführten Einsatz	177
8.3.6	Fixierung des Patienten	179
8.4	Diskussion	181
<b>9</b>	<b>Erprobung</b>	<b>183</b>
9.1	Versuchskonzept	183
9.2	Vorstellung der Ergebnisse	184
9.2.1	Genauigkeit der Registrierung	184
9.2.2	Beurteilung des Einbauerfolgs	184
<b>10</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>188</b>
<b>11</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>191</b>

<b>12 Anhang</b>	<b>204</b>
12.1 Einordnung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme	204
12.1.1 OrthoPilot	204
12.1.2 System der Northwestern University	206
12.1.3 System des Instituto Rizzoli	209
12.1.4 ACROBOT	211
12.1.5 CASPAR	214
12.1.6 ROBODOC	216
12.2 Beschreibung der Modelloperation	217
12.2.1 Bildgebung, Modellaufbau und Operationsplanung	217
12.2.2 Patientenlokalisierung	217
12.2.3 Bearbeitung des Kunststoffknochens	218
12.2.4 Vermessung der Einbausituation	220
12.3 Videooptisches Tracking	221
12.3.1 Genauigkeit des Tracking-Systems	221
12.3.2 Lokalisierung des Roboterrings	222
12.3.3 Genauigkeit der Ringlokalisierung	224
12.3.4 Anforderungen an die Markerauslegung	227
<b>13 Glossar</b>	<b>231</b>
13.1 Orientierung am Körper	231
13.1.1 Achsen	231
13.1.2 Ebenen	232
13.1.3 Lagebezeichnungen	232
13.2 Bewegungsrichtungen des Rumpfes und der Extremitäten	232
13.3 Medizinische Fachausdrücke	233
<b>14 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis</b>	<b>235</b>





# I Formelzeichen

$T_A^B$	Transformationsmatrix zur Abbildung des Koordinatensystems A in das Koordinatensystem B
$K_A$	Koordinatensystem des Objekts A
$F_i$	Fehlerfunktion in Abhängigkeit des Parametervektors $[\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z, t_x, t_y, t_z]^T$
$\vec{t}$	Vektor mit den Koordinaten $t_x, t_y, t_z$
$\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z$	Cardanwinkel
$Rot_{\Theta_x}, Rot_{\Theta_y}, Rot_{\Theta_z}$	Drehmatrizen der Cardanwinkel $\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z$
$\Delta\alpha$	Rotatorischer Fehler (bei der Ringlokalisierung)
$\Delta x, \Delta y, \Delta z$	translatorische Abweichungen von Soll-Koordinaten x, y, z (z.B. bei der Implantatvermessung)
$  [\Delta x \ \Delta y \ \Delta z]  $	Betrag der translatorischen Abweichung
$\Delta\varphi$	Drehwinkel zwischen Soll- und Istposition (des Implantats)

## II Abkürzungen

<i>CT</i>	Computertomografie
<i>DICOM</i>	Digital Imaging and Communications in Medicine [engl.]: Standard für digitale Bildgebung und Datenaustausch
<i>FEM</i>	Finite-Elemente-Methode
<i>IR-LED</i>	Infrared Light Emitting Diode [engl.]: Infrarot-Leuchtdiode
<i>LAN</i>	Local Area Network [engl.]: lokales Rechner-Netzwerk
<i>MKS</i>	Mehrkörper-Simulation
<i>PTP</i>	Point-To-Point [engl.]: Bewegungsmodus für Roboter-gelenke auf Basis fester Geschwindigkeitsprofile
<i>RC</i>	Robot Control [engl.]: Robotersteuerung
<i>SCARA</i>	Selective Compliance Assembly Robot [engl.]: Hori-zontal-Knickarm-Roboter
<i>STL</i>	Stereolithografie
<i>FORWISS</i>	Bayerische Forschungsstiftung für wissensbasierte Systeme
<i>iwb</i>	Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissen-schaften der Technischen Universität München
<i>MHH</i>	Medizinische Hochschule Hannover

# **1 Einleitung**

Die Medizin benötigt neue technische Hilfsmittel für innovative Verfahren, die den Anforderungen nach Patientennutzen und -sicherheit, Praktikabilität und Wirtschaftlichkeit genügen. Die Technikwissenschaften suchen nach Möglichkeiten zur Anwendung neuester Ergebnisse aus der Grundlagenforschung und zum Transfer zwischen den Anwendungsgebieten.

Zur Nutzung dieses Synergiepotentials wurde unter Leitung des Instituts für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften (iwb) der Technischen Universität München in den Jahren 1995 bis 2000 ein Projekt zur computergestützten, robotergeführten Chirurgie verfolgt, dass sich mit dem Einsatz von Planungsverfahren und der Operationsunterstützung durch kamerageführte Handhabungsgeräte in der Knieendoprothetik beschäftigt. Das Projekt wurde durch die Volkswagenstiftung gefördert und in Zusammenarbeit mit der Bayerischen Forschungsförderung für wissenschaftliche Systeme (FORWISS), der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH) und dem Klinikum rechts der Isar in München durchgeführt.

## **1.1 Ausgangssituation**

Jährlich werden in Deutschland ca. 65.000, in den USA ca. 250.000 Kniegelenkoperationen durchgeführt (VDI-NACHRICHTEN 1998, S. 18). Da die eingesetzten Knieendoprothesen heute nur eine begrenzte Standzeit von ungefähr 15 Jahren haben, wird beim Verschleiß der Implantate eine zweite und schwierigere Revisions-Operation notwendig. Die große Zahl der Patienten und die begrenzte Lebensdauer der Prothesen motivieren die Suche nach Verbesserungen und neuen Wegen in der Knieendoprothetik, um die Funktion des Gelenks über einen längeren Zeitraum zu sichern und eine Folgeoperation insbesondere für jüngere Patienten weiter hinauszuschieben.

Von entscheidender Bedeutung für die Funktion und die Standzeit der Prothese ist ihre exakte physiologische Ausrichtung bei der Implantation (STULBERG 1999, S. 2). Sie ist stark von der Erfahrung, dem Geschick und dem räumlichen Vorstellungsvermögen des Operators abhängig, da die heute übliche Implantationstechnik durch drei wesentliche Fehlerquellen beeinträchtigt werden kann (GOSSÉ ET AL. 1997, S. 259):

1. Vor der Operation wird die gewünschte Ausrichtung und Größe der Prothese mit Hilfe von Schablonen und einer Skizze auf einem Röntgenbild geplant.

- Durch die lediglich zweidimensionale Projektion des Kniegelenks bleiben wichtige Informationen der dreidimensionalen Struktur unbeachtet.
2. Da bei der intraoperativen Ausrichtung der Sägeschablonen nur die Enden des Oberschenkel- und des Unterschenkelknochens freigelegt werden, orientiert sich der Operateur mit Zielvorrichtungen an der lokalen Geometrie des Kniegelenks. Die verwendeten mechanischen Systeme sind jedoch zu ungenau, um eine Fehlpositionierung sicher auszuschließen.
  3. Auch bei exakter Positionierung der Sägeschablonen können durch die handgeführte Sägebearbeitung Ungenauigkeiten in der Lage der einzelnen Schnittflächen zueinander entstehen.

## 1.2 Motivation und Zielsetzung

Technische Hilfsmittel wie Computer und Roboter können den Operateur bei der Vorbereitung und Durchführung der Implantation entlasten und unterstützen. Durch die computergestützte 3D-Rekonstruktion medizinischer Bilddaten wird eine systematische, präzise und anschauliche Planung am 3D-Modell und eine exakte Umsetzung mit einem Roboter möglich. Dabei besteht die Hoffnung, durch eine genauere und individuellere Positionierung des Implantats bei gleichzeitiger Verbesserung der Knochen-Prothesen-Kontaktfläche eine Verringerung der Komplikationsrate und eine Verlängerung der Standzeit zu erreichen.

Der erfolgreiche Einzug verfügbarer computer- und robotergestützter Planungs- und Therapiesysteme in die Operationssäle wird heute noch durch Schwachpunkte gebremst, die insbesondere in der unzulänglichen Methodik der Operationsplanung, der großen Invasivität der Patientenlokalisierung, der mangelnden Sicherheit des Robotereinsatzes und den geringen Eingriffsmöglichkeiten des Operateurs beim Werkzeugeinsatz bestehen. Ein wichtiges Ziel dieser Arbeit ist daher, das Potential der Unterstützung durch Computer und Roboter grundsätzlich herauszuarbeiten und zu belegen. Ein weiteres Ziel dieser Arbeit ist, dieses Verbesserungspotential durch die Konzeption und Realisierung eines neuen Assistenzsystems zu erschließen. Es begegnet den genannten Defiziten mit neuen Verfahren zur 3D-Operationsplanung, zur berührungslosen Patientenlokalisierung, zur simulationsgestützten Steuerung des Roboters und zur Knochenbearbeitung mit hybrid geführten Werkzeugen.

## 1.3 Inhaltliche Struktur

Die Vorgehensweise bei der vorliegenden Arbeit und ihre inhaltliche Struktur zeigt Abbildung 1-1. Zunächst erfolgt in Kapitel 2 eine Beschreibung und Analyse des klassischen Operationsverfahrens, bei der grundlegende Verbesserungsansätze herausgearbeitet werden. In Kapitel 3 werden die bekannten computer- und robotergestützten Planungs- und Therapiesysteme für die Knieendoprothetik vorgestellt und einer Stärken-Schwächen-Analyse unterworfen, aus der ein Wunschprofil für ein optimiertes Planungs- und Therapiesystem abgeleitet wird. Grundsätzliche Sicherheitsaspekte des Robotereinsatzes und die besonderen Risiken beim Einsatz im Operationssaal werden in Kapitel 4 behandelt.

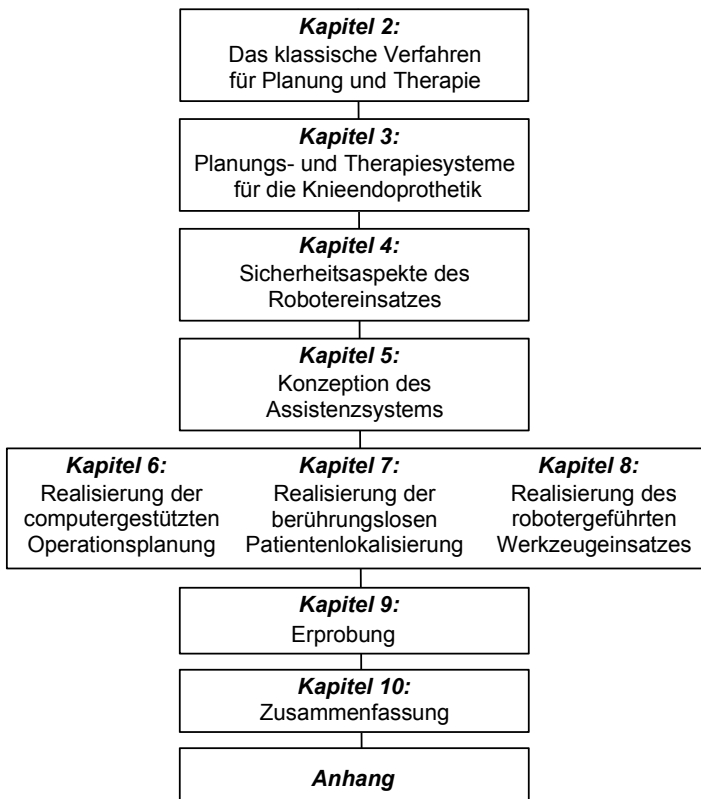


Abb. 1-1: Inhaltliche Struktur

In Kapitel 5 münden die Beobachtungen und Schlussfolgerungen dieser Analysen in die Konzeption eines computergestützten, robotergeführten Assistenzsystems für die Knieendoprothetik. Nach der Untersuchung und Auswahl geeigneter Technologien werden Verfahren für die Operationsplanung, die Patientenlokalisierung und den Werkzeugeinsatz entworfen. Die Realisierung der Verfahren erfolgt durch die Implementierung eines Assistenzsystems, dessen Komponenten in Kapitel 6 (Operationsplanung), Kapitel 7 (Patientenlokalisierung) und Kapitel 8 (Robotergeführter Werkzeugeinsatz) beschrieben werden. Die Eigenschaften des implementierten Assistenzsystems werden in Kapitel 9 (Erprobung) überprüft. Kapitel 10 gibt eine abschließende Zusammenfassung der vorliegenden Arbeit. Der Anhang dokumentiert zusätzliches Material zur Untersuchung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme, zur Erprobung des entwickelten Prototypen und zum Einsatz des videooptischen Tracking-Systems. Ein Glossar am Ende der Arbeit erleichtert das Verständnis medizinischer Fachbegriffe und die räumliche Orientierung am menschlichen Körper.

## 2 Das klassische Verfahren für Planung und Therapie

Beim klassischen Verfahren zur Implantation einer Knieendoprothese wird nach der präoperativen Planung ein operativer Eingriff zum Einbau der Prothesenkomponenten vorgenommen. In den folgenden Kapiteln werden die Grundlagen des klassischen Verfahrens erläutert, untersucht und diskutiert. Dabei werden Ansatzpunkte für Verbesserungen identifiziert, die bei der Entwicklung eines computer- und robotergestützten Planungs- und Therapiesystems aufgegriffen werden sollen.

### 2.1 Das Implantat

Es existiert heute eine große Vielfalt verschiedener Implantattypen<sup>1</sup>, die fallspezifisch eingesetzt werden. Abbildung 2-1 zeigt eine teilgekoppelte Knieendoprothese<sup>2</sup>. Sie besteht (in der Abbildung von links nach rechts) aus der tibialen Basisplatte, dem Tibia-Plateau und der Femurkomponente. Für alle Komponenten stehen untereinander abgestimmte Größensätze zur Verfügung. Das Tibia-Plateau kann zudem in verschiedenen Dicken gewählt werden. Die Verankerung der Komponenten am Knochen erfolgt mit Hilfe von Knochenzement oder in zementloser Technik.

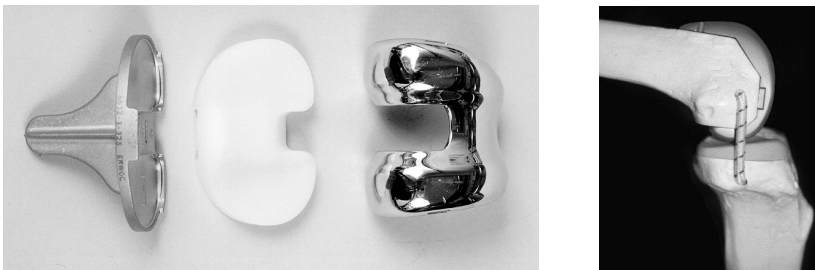


Abb. 2-1: Implantatkomponenten (links), am Kunststoffknochen (rechts)

<sup>1</sup> Ihre Einteilung erfolgt durch die internationale Norm ISO 7207/1-1985(E)

<sup>2</sup> Abgebildet ist das Knieendoprothesen-System *Interax* der Firma Howmedica GmbH, Kiel

Auch die Patella kann mit einer Implantatkomponente ausgerüstet werden. Sie spielt eine wichtige Rolle für die Vermeidung von Schmerzsyndromen (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 155).

### 2.2 Positionierung des Implantats

Ein wesentliches Ziel der Operationstechnik ist die achsgerechte Orientierung der Prothesenkomponenten. Denn eine anatomisch schlecht ausgerichtete Prothese führt zu Mehrbelastungen an der Prothesen-Knochen-Grenze, die eine Lockerung fördern (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 62) und damit die Standzeit des Implantats beeinträchtigen.

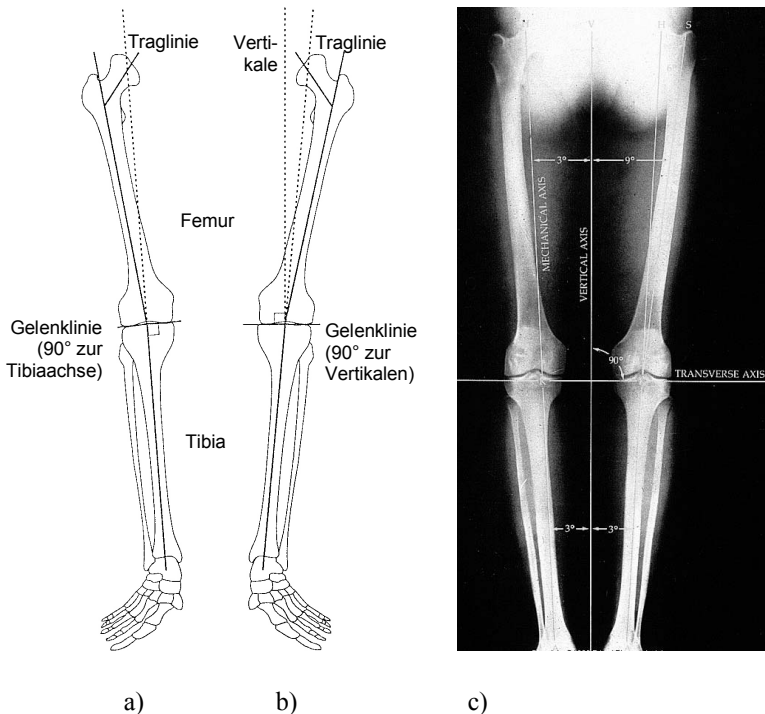


Abb. 2-2: a) Klassische und b) anatomische prothetische Gelenklinienausrichtung (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 67), c) physiologische Gelenklinienausrichtung im Röntgenbild (STOLLER ET AL. 1999)



Die für die Orientierung wichtigsten Achsen sind die Traglinie und die Gelenklinie (siehe Abbildung 2-2a und 2-2b). Die Traglinie ist als Verbindungslinie zwischen dem Femurkopf-Mittelpunkt und dem Zentrum des Sprunggelenks definiert (HOWMEDICA 1997, S. 4) (JEROSCH & HEISEL 1999, S.11). Während die Traglinie durch das Zentrum der femoralen und tibialen Implantatkomponenten verlaufen soll, gibt es für die Ausrichtung der Gelenklinie zwei verschiedene Konzepte; die klassische und die anatomische prothetische Gelenklinienausrichtung (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 67). Bei der anatomischen Variante (s. Abbildung b) verläuft die Gelenklinie senkrecht zur Vertikalen. Das entspricht den physiologischen Verhältnissen in der Röntgenaufnahme in Abbildung 2-2c. Die Gelenklinie wird hier durch die horizontale Achse ("Transverse Axis") dargestellt. Bei der meistens eingesetzten klassischen Variante verläuft die Gelenklinie dagegen senkrecht zur Schaftachse der Tibia (s. Abbildung 2-2a).

Die resultierende Ausrichtung des Implantats bei der klassischen prothetischen Gelenklinienausrichtung ist in den Abbildungen 2-2b und 2-3 dargestellt. Die Tangente an die Kondylen der Femur- bzw. der Tibiakomponente steht in der frontalen Projektion orthogonal zur Traglinie. Sie stellt die Gelenklinie dar. Auch in der sagittalen Projektion sollen die Implantatkomponenten rechtwinklig zur Traglinie<sup>3</sup> ausgerichtet werden (HOWMEDICA 1994).

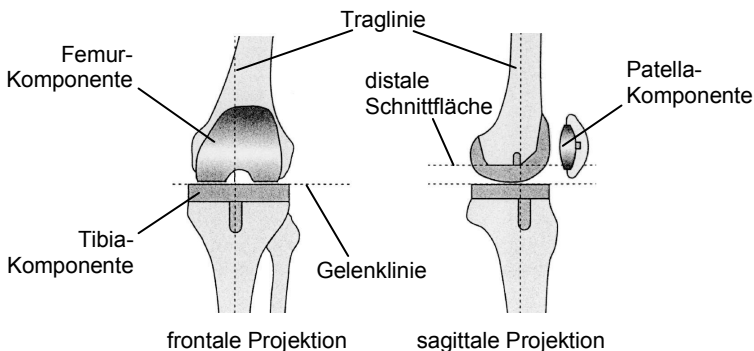


Abb. 2-3: Ausrichtung der distalen Schnittfläche am linken Kniegelenk, Zeichnung nach (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 2)

<sup>3</sup> In der Praxis wird durch den eingebrachten intramedullären Stab eine senkrechte Orientierung zur Femurschaftachse statt zur Traglinie erzwungen.

## Das klassische Verfahren für Planung und Therapie

Die klassische prothetische Gelenklinienausrichtung bedingt eine Außenrotation der Femurkomponente um die mechanische Femurachse. Dabei besteht der folgende Zusammenhang: Bei der Resektion der Tibia, die senkrecht zu ihrer Schaftachse erfolgt, wird lateral mehr Knochen abgetragen als medial (s. untere Resektionsebene in Abbildung 2-4 links). Eine Resektion der posterioren Femurkondylen parallel zur Kondylentangente würde gleich viel Knochen von der medialen und von der lateralen Femurkondyle abtragen. Nach dem Einbau des Implantats käme es in Beugung zu einer Erschlaffung des lateralen Seitenbands und damit zu einer lateralen Instabilität. Dies kann durch einen parallelen Verlauf der Resektionsebenen am posterioren Femur und an der Tibia verhindert werden, indem eine leichte Außenrotation der Resektionsebene am Femur eingestellt wird (s. obere Resektionsebene in Abbildung 2-4 links). In diesem Fall stellt sich nach dem Implantateinbau eine symmetrische Bandspannung an den Seitenbändern ein (JEROSCH & HEISEL 1999, S.141). Der empfohlene Rotationswinkel beträgt ca.  $3^\circ$  (LASKIN 1995, S. 657-660).

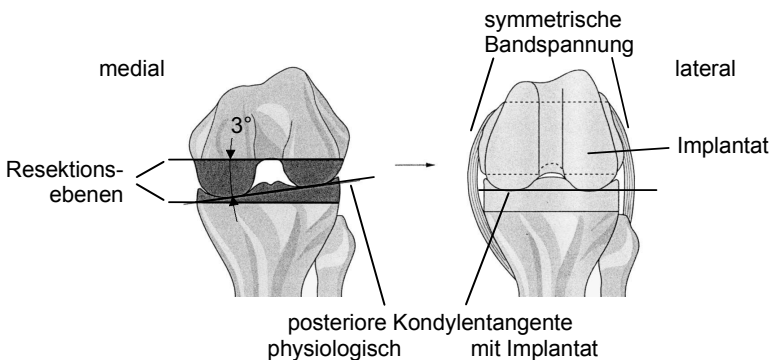


Abb. 2-4: Verlauf der posterioren Kondylentangente vor (links) und nach dem Implantateinbau (rechts) in Beugung, Zeichnung nach (JEROSCH & HEISEL 1999, S.151)

Neben der achsgerechten Orientierung ist die optimale Kraftverteilung an der Prothesen-Knochen-Grenze eine wichtige Maßgabe für die Positionierung der Komponenten (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 61). Das gilt insbesondere für die Tibia. Sie ist der Gefahr der Lockerung in besonderem Maße ausgesetzt (MEARS 1979, S. 92-106) (POPE & FLEMING 1991, S. 25-40). Ein guter Kontakt der Auflagefläche der tibialen Komponente mit der Kortikalis ist wichtig (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 112). Während sich im Zentrum der Schnittfläche das weichere Bälkchenwerk der Spongiosa befindet, bestehen ihre Ränder aus der

harten Kortikalis, auf denen sich die Innenflächen der Implantatkomponenten gut abstützen können. Wichtige Einflussfaktoren für den guten Kraft- und Formschluss des Implantatsitzes bestehen in der Wahl der Resektionshöhe und der Bestimmung der Komponentengröße. Die richtige Größe der Implantatkomponenten ist in mehrfacher Hinsicht wesentlich. So sind bei einer Überdimensionierung der Femurkomponente zum einen Probleme mit der Übereinstimmung der Implantatunterseite und der resezierten Knochenoberfläche möglich. Zum anderen können auch Irritationen der umgebenden Weichteile oder eine Einschränkung der Flexion auftreten. Bei einer erheblichen Unterdimensionierung der Tibiakomponente ist keine Abstützung an der Kortikalis mehr gegeben (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 112).

## **2.3 Grundlagen der Operationsplanung**

Die Operationsplanung<sup>4</sup> wird im folgenden als Vorgehensweise zur Größenbestimmung der Implantatkomponenten und zur Festlegung ihrer Einbaupositionen verstanden. Zur Operationsplanung werden Informationen aus der Patientenuntersuchung und aus aktuellen Röntgenbildern berücksichtigt. Besonders wichtig sind Ganzbein-Aufnahmen im Stand, die in zwei Ebenen (anterioposterior und mediolateral) angefertigt werden. Aufgrund der Röntgenbilder beurteilt der Operateur u.a. die erforderliche Prothesengröße, die Qualität des Knochenlagers, den Knochenverlust, die Achsverhältnisse und das erforderliche Niveau der Knochenresektion.

Die zentralen Leitideen des Planungskonzepts sind die richtige Ausrichtung der Gelenklinie und der mechanischen Achsen von Femur und Tibia bezüglich der Traglinie. Die mechanische Achse des Femurs verläuft vom Femurkopf-Mittelpunkt zum Zentrum des Kniegelenks. Die mechanische Achse der Tibia entspricht ihrer anatomischen Achse. Bei der Planung werden zunächst die mechanischen Achsen von Femur und Tibia in die a.-p.-Röntgenaufnahme eingezeichnet (vgl. Abbildung 2-2c, 2-5b und 2-5c). Besteht eine Abweichung zwischen den Verläufen der mechanischen Achsen von Femur und Tibia, liegt

---

<sup>4</sup> Der Begriff der präoperativen Planung ist weiter gefasst und beinhaltet ein allgemeines Patientenscreening zur Klärung des Zustands und der Erwartungen des Patienten, die Wahl des Implantats und die Formulierung eines Operationskonzepts (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 107).

eine sog. Varus- bzw. Valgus-Deformität vor. Wenn die Deformität<sup>5</sup> nicht zu stark ausgeprägt ist, kann sie durch den achsgerechten Einbau der Implantatkomponenten behoben werden. Nach dem Einbau der Knieendoprothese sollen die mechanischen Achsen mit der Traglinie fluchten und wie in Abbildung 2-5a durch das Zentrum des Kniegelenks verlaufen.

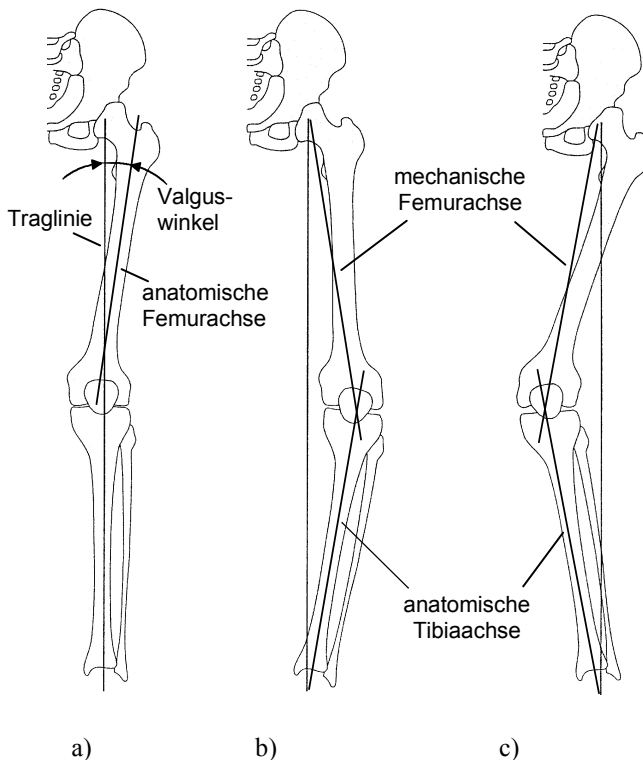


Abb. 2-5: Verlauf der anatomischen und mechanischen Beinachsen; a) ohne Deformität, b) mit Varus-Deformität, c) mit Valgus-Deformität, Zeichnung nach (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 12)

<sup>5</sup> Schwerwiegende Deformitäten müssen vor dem Einbau der Implantatkomponenten durch eine Osteotomie behoben werden. Dabei ist eine gewissenhafte Planung wegen der Auswirkung auf die Achsverhältnisse eines anschließenden Einbaus der Knieendoprothese sehr wichtig (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 113).

Die Einstellung des Gelenklinienverlaufs stellt den zweiten wichtigen Schritt des Planungsverfahrens dar und erfolgt durch die Ausrichtung der Schnittflächen am distalen Femur und an der proximalen Tibia. Die Schnittflächen werden im a.-p.-Röntgenbild in Form von Schnittlinien eingezeichnet. Bei der klassischen Gelenklinienausrichtung werden sie jeweils senkrecht zu den mechanischen Achsen von Femur bzw. Tibia orientiert und auf dem Resektionsniveau eingezeichnet. Die Höhe der Knochenresektion wird abhängig von der Symmetrie und vom Ausmaß des vorliegenden Knochenverlusts an den Kondylen bestimmt (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 111). Dabei wird ein möglichst geringes Ausmaß der Resektion angestrebt. Die Erhaltung noch vorhandenen Knochens ist eine wichtige Voraussetzung für eine spätere Implantatverankerung (HVID 1988, S. 210-221)

Für eine vorläufige Größenbestimmung der Femur- und Tibiakomponente werden vom Hersteller gelieferte Schablonen der Prothesenumrisse auf den Röntgenbildern positioniert (HOWMEDICA 1994). Da die Aufnahmen eine variable Vergrößerung zwischen 10 und 20% aufweisen, erfolgt die präoperative Größenbestimmung provisorisch. Eine exakte Größenbestimmung der Komponenten ist nur intraoperativ möglich. Die Schablonen werden auch zur Ermittlung der idealen Lage der Komponenten eingesetzt. Dies ist insbesondere bei schweren Deformitäten mit Knochenverlust notwendig.

Für die richtige Ausrichtung der Instrumente beim operativen Eingriff wird im a.-p.-Röntgenbild außerdem der sog. Valguswinkel (s. Abbildung 2-5a) zwischen der mechanischen und der anatomischen Femurschaftachse ermittelt.

## **2.4 Das Therapieverfahren**

Beim klassischen Therapieverfahren müssen Schnittblöcke und Bohrlehren am Patienten lagerichtig positioniert und befestigt werden. Mit ihnen wird der Implantatsitz unter Verwendung einer angetriebenen Knochensäge und eines kombinierten Bohr- und Fräswerkzeugs hergestellt. Zur lagerichtigen Positionierung werden mechanische Ausrichthilfen eingesetzt, die an intraoperativ zugänglichen anatomischen Landmarken orientiert und mit Hilfe präoperativ im Röntgenbild ermittelter Parameter eingestellt werden.

Im folgenden wird das klassische Vorgehen bei der Herstellung des femoralen Implantatsitzes beschrieben<sup>6</sup>. Darauf aufbauend werden die Prinzipien der Instrumentenausrichtung und das Vorgehen bei der Festlegung der Implantatplatzierung analysiert. Die sich dabei herauskristallisierenden Aufgabenkomplexe des Therapieverfahrens werden abschließend erörtert.

### 2.4.1 Intraoperatives Vorgehen am Femur

Nach vorbereitenden Maßnahmen wie dem Hautschnitt, der Durchtrennung des Fettgewebes und dem Eröffnen des Gelenks wird zunächst der Markraum des Femurs für die Aufnahme eines Zielstabes vorbereitet. Dazu wird die harte kortikale Oberfläche mit einem Pfriem durchstoßen und eine Öffnung für den Ansatz eines Bohrers geschaffen. Diese Öffnung wird vom Operateur ca. 0.5 bis 1cm oberhalb des Ansatzpunktes des hinteren Kreuzbandes in der Fossa Intercondylaris (s. Abbildung 6-6) angesetzt (HOWMEDICA 1997, S. 5) (BAUER 1994, S.606). Anschließend kann der Markraum mit einem Eröffnungsbohrer aufgebohrt werden (vgl. Abbildung 2-6).

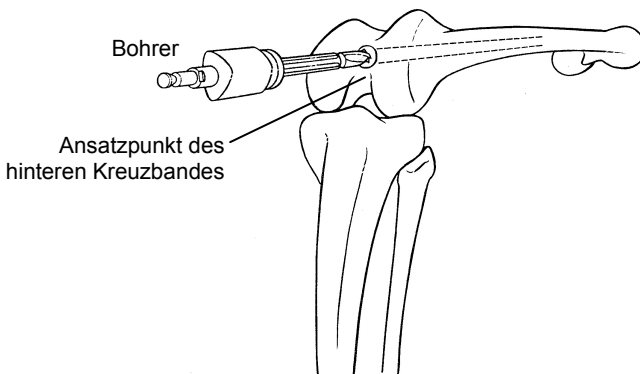


Abb. 2-6: Eröffnung des Markkanals am Femur

---

<sup>6</sup> Beschrieben wird der Einbau des achsfrei geführten Knieendoprothesen-Systems *Interax* (HOWMEDICA 1996) mit dem Instrumentarium *Monogram* (HOWMEDICA 1997) von der Firma Howmedica GmbH, Kiel. Das Vorgehen wurde bei einer Reihe von Eingriffen protokolliert und mit Orthopäden diskutiert.

Eine intramedulläre Zielstange wird in das Ausrichtinstrument (s. Abbildung 2-7) eingesteckt und in den Markraum eingeführt. Dabei ist an der Zielvorrichtung des Ausrichtinstruments der präoperativ ermittelte Valguswinkel eingestellt (HOWMEDICA 1997, S. 5). Er bewirkt eine Rotation der gesamten Zielvorrichtung einschließlich des Sägeschlittens gegenüber der Markraumachse. Die Rotationsachse verläuft parallel zur Hochachse der Anordnung.

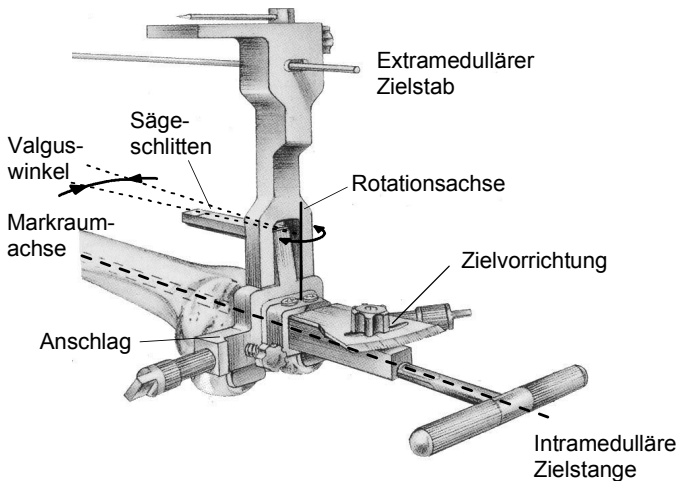


Abb. 2-7: Einbringen des Ausrichtinstruments und der Zielstange. Zeichnung nach (HOWMEDICA 1996, S. 10)

Die Zielstange wird von Hand möglichst weit in den Markkanal vorgeschoben und bis zum Anschlag des Ausrichtinstruments mit den Kondylen vorgetrieben. Mit Hilfe des extramedullären Zielstabs kann die Ausrichtung der Zielvorrichtung visuell kontrolliert werden. Um eine etwaige Winkelabweichung zur Traglinie grob abzuschätzen, wird der Zielstab auf den Femurkopf-Mittelpunkt gerichtet.

Auf den Sägeschlitten wird anschließend der Schnittblock für den distalen Femurschnitt aufgesetzt und mit zwei Bohrern am Femur befestigt (s. Abbildung 2-8 links). Nach der Befestigung werden der intramedulläre Zielstab und das Ausrichtinstrument entfernt. Der distale Sägeschnitt erfolgt mit einer handgeführten, motorisch angetriebenen Knochensäge durch den Schlitz des Schnittblocks (s. Abbildung 2-8 rechts). Nach dem distalen Schnitt wird eine Positionierlehre (s. Abbildung 2-9) auf die Schnittfläche aufgesetzt, mit ihren Kufen an

den posterioren Kondylen ausgerichtet und durch zwei eingeschlagene Dorne fixiert. Dadurch ist die rotatorische Orientierung auf der Schnittfläche festgelegt. Die nötige Implantatgröße wird mit einer zusätzlichen Lehre bestimmt.

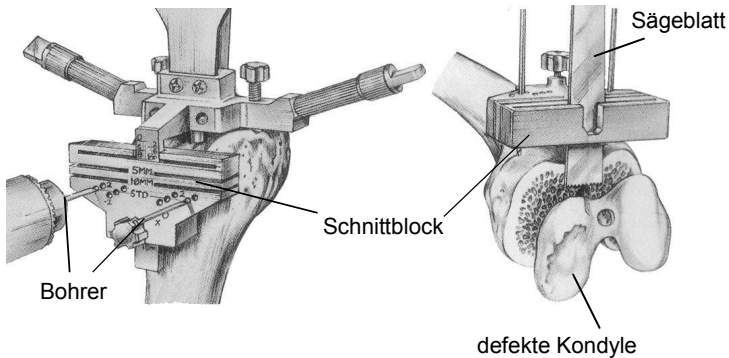


Abb. 2-8: Anbringung des distalen Schnittblocks (links), Sägeschnitt (rechts). Zeichnung nach (HOWMEDICA 1996, S. 10)

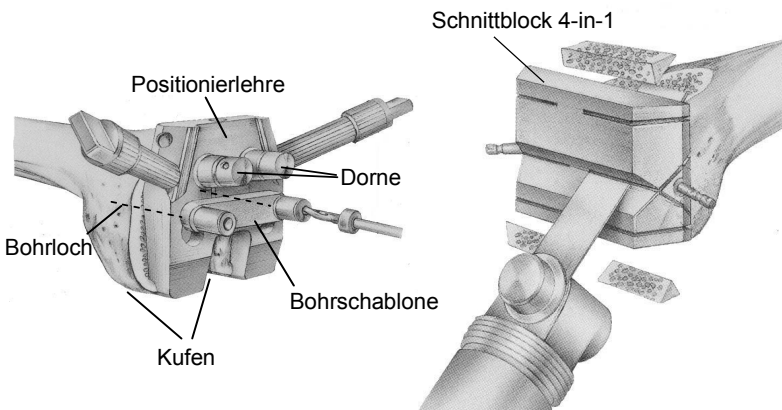


Abb. 2-9: Ausrichten der Kufen der Positionierlehre (links), Ausführung der übrigen Sägeschnitte (rechts). Zeichnung nach (HOWMEDICA 1996, S. 11)

Durch Aufstecken einer Bohrschablone auf die Positionierlehre werden die Positionen zweier Bohrlöcher vorgegeben. Die Auswahl der Bohrlehre bestimmt



die rotatorische Ausrichtung des Implantats auf der Schnittfläche. Die Bohrlehre "neutral" führt zu einer parallelen Ausrichtung des posterioren Schnitts zu den Kufen. Die Bohrlehre "3°" führt dagegen zu einer Außenrotation. Sie wird bei der empfohlenen klassischen prothetischen Gelenklinienausrichtung eingesetzt.

Nach dem Bohren können alle übrigen vier Femurschnitte mit Hilfe eines "4-in-1"-Schnittblocks ausgeführt werden, dessen rückseitige Zapfen in die beiden Bohrlöcher eingesetzt werden. Nach Abschluss der Sägebearbeitung wird ein Probeimplantat auf das Femur aufgesetzt, das sich durch Interaktion mit der tibialen Probekomponente und den erhaltenen Weichteilen zentriert. Mit einer am Probeimplantat angebrachten Fräsllehre wird ein zentraler Verankerungskonus in das Femur gefräst. Er nimmt einen an der Femur-Komponente angebrachten Zapfen auf und fixiert das Implantat auch seitlich.

## 2.4.2 Rekonstruktion anatomischer Bezugspunkte

Für den Brückenschlag zwischen der Operationsplanung und dem operativen Eingriff werden anatomische Bezugspunkte verwendet. Bei der Operationsplanung dienen sie zur Definition der Schnittebenen in den Röntgenbildern, beim operativen Eingriff zur planungsgerechten Ausrichtung des Instrumentariums.

Anatomische Bezugspunkte	Mechanische Ausrichthilfen
Femurschaftachse	Zielstange
prothetische Gelenklinie	Anschlag des Ausrichtinstruments
Posteriore Kondylentangente	Kufen der Positionierlehre

*Abb. 2-10: Intraoperative Reproduktion anatomischer Bezugspunkte mit Ausrichthilfen*

Bei den am Femur zugrundegelegten Bezugspunkten handelt es sich um die Femurschaftachse, den Berührungspunkt der Gelenklinie am prominenteren (i.d.R. dem medialen) Kondylus und die Tangente an die posterioren Kondylen. Ihnen entsprechen intraoperativ die Zielstange im Markraum, der Anschlag des Ausrichtinstruments nach dem Eintreiben der Zielstange und die Kufen der Positionierlehre (s. Abbildung 2-10). Gegenstand der folgenden beiden Abschnitte ist die Untersuchung der intraoperativen Ausrichtung der Instrumente an den genannten Bezugspunkten.

### **2.4.2.1 Femurschaftachse und Gelenklinie**

Da intraoperativ keine direkte Referenzierung der Traglinie möglich ist, wird bei der sog. intramedullären Instrumentierung die Femurschaftachse als Referenz benutzt. Für diesen Zweck wird die Zielstange in den Markkanal des Femurschafts eingebracht. Ihre Mittelachse soll die präoperativ in den Röntgenbildern markierte Femurschaftachse reproduzieren. Um den Bezug zur Traglinie herzustellen, wird der präoperativ ermittelte Valguswinkel zwischen der Femurschaftachse und der Traglinie zu Hilfe genommen. Der Anschlag des Ausrichtinstruments und der Sägeschlitten werden gegenüber der Zielstange um den Valguswinkel verdreht. Der Sägeschlitten verläuft dann parallel zur rekonstruierten Traglinie, während die Ebene des Anschlags orthogonal zu ihr steht und eine Parallelebene zur distalen Schnittfläche repräsentiert. Der Anschlag wird durch paralleles Verschieben in Kontakt mit dem medialen, prominenteren Kondylus gebracht. Dadurch wird ein Punkt der präoperativ eingezeichneten Gelenklinie reproduziert. Sie dient als Basis zur Einstellung der Resektionshöhe. Still-schweigend wird bei diesem Vorgehen vorausgesetzt, dass die mechanische Ebene des Anschlags orthogonal zur Bildebene des präoperativ erzeugten Röntgenbilds steht. Da die Orientierung der Bildebene von der Situation beim Röntgen und die Orientierung der Anschlagsebene von der Lage der Zielstange im Markkanal abhängt, stellt dies eine Idealisierung der tatsächlichen Verhältnisse dar.

### **2.4.2.2 Posteriore Kondylentangente**

Für die Einstellung der Außenrotation des Implantats um die Traglinie wird eine intraoperativ reproduzierbare Bezugslinie oder Bezugsebene benötigt (vgl. Positionierung des Implantats). Als dreidimensionales Gegenstück der posterioren Kondylentangente (die eine Hilfsvorstellung aus der zweidimensionalen Darstellung ist) wird daher intraoperativ eine Ebene konstruiert, die tangential an den hintersten Kondylenpunkten und parallel zur Traglinie ausgerichtet wird. Das entspricht der Vorstellung, dass diese Kondylenpunkte bei einer Beugung des Knies von 90 Grad in Kontakt mit der Tibia kommen und damit Punkte einer posterioren Kondylentangente sind. Die intraoperative Referenz auf diese Ebene erfolgt durch die Positionierlehre. Sie wird auf die distale Schnittfläche gesetzt, die senkrecht auf der rekonstruierten Traglinie steht. Die Ausrichtung erfolgt durch Antasten der posterioren Kondylen mit den Kufen. Die Einstellung und Fixierung der geplanten Außenrotation erfolgt durch Einsetzen der Bohrlehre. Die Aufnahmen für die Bohrlehre sind so auf der Positionierlehre ange-

bracht, dass die posterioren Implantatkondylen bei Verwendung der neutralen Bohrlehre in etwa mit den physiologischen Kondylen übereinstimmen. Durch Einsatz der 3°-Bohrlehre wird der Implantatsitz in eine Außenrotation gebracht.

### 2.4.3 Platzierung des Implantats

Im folgenden wird untersucht, welche Therapieschritte für die Definition und die Fixierung der Implantatposition verantwortlich sind. Dabei wird deutlich, dass der Festlegung der verschiedenen Freiheitsgrade unterschiedliche Vorgehensmodelle zu Grunde liegen.

#### 2.4.3.1 Festlegung der Freiheitsgrade

Für die Platzierung der Femurkomponente bestehen grundsätzlich drei translatorische und drei rotatorische Freiheitsgrade, die in Abbildung 2-11 qualitativ durch ein Koordinatensystem an den Femurkondylen dargestellt werden.

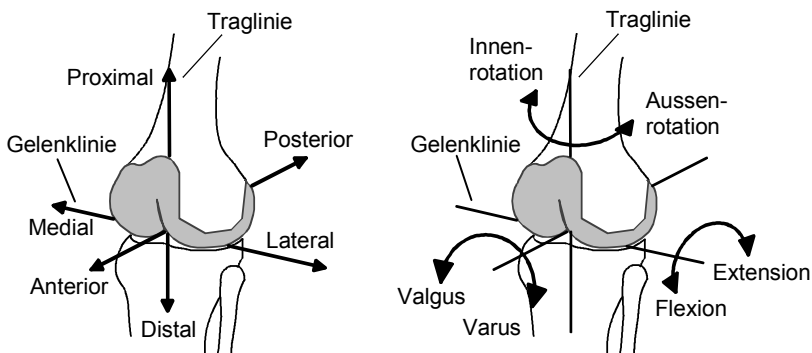


Abb. 2-11: *Translatorische (links) und rotatorische Freiheitsgrade (rechts) bei der Platzierung der Femurkomponente*

Seine Hoch- und seine Querachse entsprechen der idealen Traglinie und der Gelenklinie in klassischer prothetischer Ausrichtung. Diese Ausrichtung wurde gewählt, da die Trag- und die Gelenklinie die wesentlichen Anhaltspunkte zur Platzierung der Komponente darstellen.

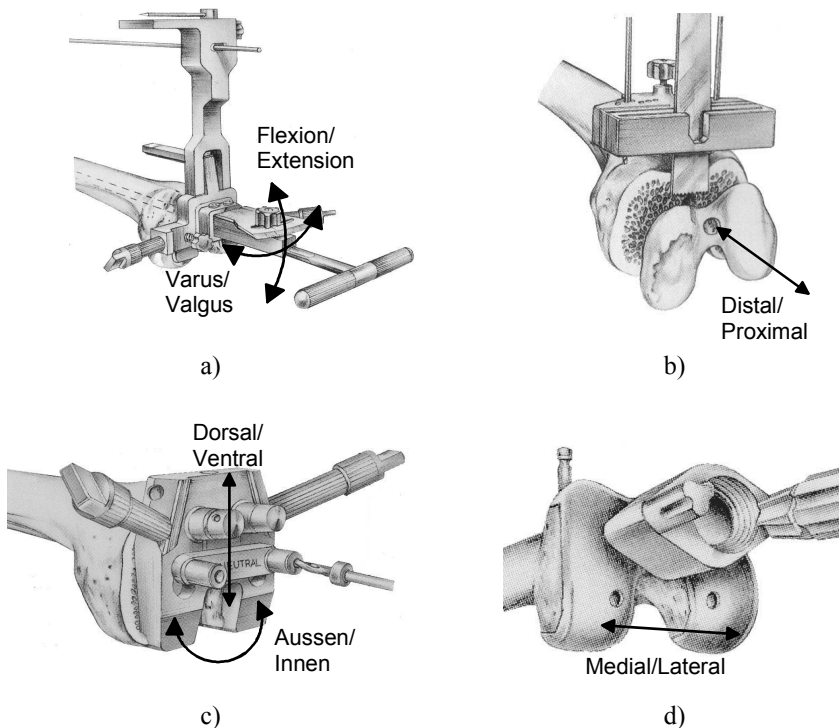


Abb. 2-12: Sukzessive Festlegung der Freiheitsgrade

Die sechs Freiheitsgrade der Femurkomponente werden mit Fortschreiten der Therapie-Prozedur immer weiter eingegrenzt (s. Abbildung 2-12). Die wesentlichen definierenden Schritte sind das Einbringen der Zielstange und des Ausrichtinstruments (Abbildung 2-12a), die Einstellung der Resektionshöhe (Abbildung 2-12b), die Ausrichtung der Positionierlehre (Abbildung 2-12c) und die Ausrichtung der Probekomponente zur Fräsung des Verankerungskonus (Abbildung 2-12-d).

Durch das Eintreiben der Zielstange mit dem justierten Ausrichtinstrument sind die rotatorischen Freiheitsgrade in Flexion/Extension und in Varus/Valgus definiert und auch fixiert (s. Abbildung 2-12a). Der Valguswinkel wird gemäß der präoperativen Planung eingestellt. Durch den Anschlag des Ausrichtinstruments wird auch die translatorische proximodistale Ausrichtung festgelegt. Sie bestimmt z.B. die Länge des Oberschenkels. Die endgültige Entscheidung über diese translatorische Komponente fällt jedoch beim distalen Schnitt (Abbildung

2-12b), da der Operateur hier von der Voreinstellung abweichen kann, um die präoperativ ermittelte Resektionshöhe einzustellen.

Durch den Einsatz der Positionierlehre wird zuerst die Translation in Anterior/Posterior senkrecht zur Traglinie und anschließend durch das Einstecken der Bohrschablone die Außen-/Innenrotation um die Traglinie definiert (s. Abbildung 2-12c). Die Bohrungen konservieren die festgelegten Freiheitsgrade für den Einsatz der Sägelehre. Durch die folgenden vier Sägeschnitte werden die Freiheitsgrade fixiert. Die Lage der Schnitte kann jedoch durch typische Fehlerinflüsse bei der lehrengestützten Sägebearbeitung beeinträchtigt werden.

Nach dem Sägen besteht ein verbleibender translatorischer Freiheitsgrad, der durch das probeweise Einsetzen und Artikulieren der Gelenkkomponenten bestimmt wird. Die Fixierung der Translation in Medial/Lateral erfolgt abschließend durch die Fräsung des Verankerungskonus (s. Abbildung 2-12d). Damit sind alle Freiheitsgrade definiert und fixiert.

### **2.4.3.2 Vorgehenstypen**

Im letzten Abschnitt wurde gezeigt, wie die Freiheitsgrade der Implantatposition nacheinander festgelegt und fixiert werden. Bei genauer Betrachtung lassen sich dabei drei Vorgehenstypen (s. Abbildung 2-13) differenzieren.

Nur der Vorgehenstyp A stützt sich auf die präoperative Planung durch den Operateur. Der Wert des Parameters wird am Röntgenbild gemessen und intraoperativ am Instrumentarium eingestellt, ggf. mit mechanischen Hilfsmitteln (z.B. mit dem extramedullären Zielstab) auf Plausibilität geprüft und anschließend realisiert. Dieser Ansatz bedingt eine hohe Komplexität des Instrumentariums und eine entsprechende präoperative Messfunktionalität.

Der Vorgehenstyp B basiert nicht auf einer präoperativen Messung. Der Parameter folgt aus dem Planungskonzept als feste Vorgabe und wird intraoperativ am Instrumentarium eingestellt. Der Operateur nimmt keinen planerischen Einfluss.

Der Vorgehenstyp C kommt ohne besondere Einstellmöglichkeiten und Parameter aus. Die zugehörigen Freiheitsgrade des Implantats werden nach einem standardisiertem Schema durch die Anbringung des Instrumentariums definiert. Eine präoperative Festlegung oder eine gezielte Vorgabe durch den Operateur findet nicht statt.

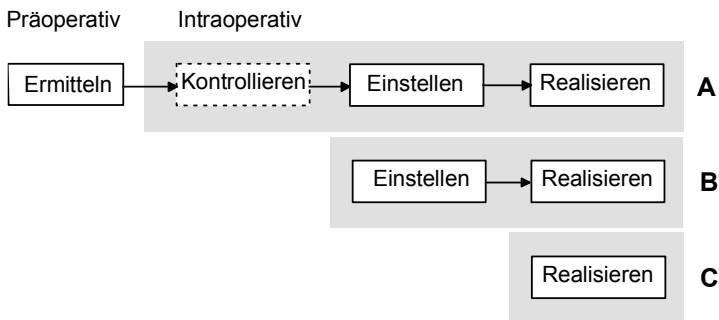


Abb. 2-13: Vorgehensmodelle zur Festlegung der Freiheitsgrade

Die rotatorische Ausrichtung in Varus/Valgus wird nach Vorgehensstyp A definiert. Sie wird in der präoperativen Planung ermittelt, intraoperativ mit dem Ausrichtinstrument eingestellt und mit dem extramedullären Zielstab kontrolliert, bevor die Fixierung mit dem distalen Sägeschnitt erfolgt.

Die translatorische Verschiebung in Proximal/Distal ergibt sich durch die Höhe der distalen Resektionslinie. Sie wird dem Vorgehensstyp A entsprechend vom Operateur im präoperativen Röntgenbild ermittelt und intraoperativ am Instrumentarium reproduziert.

Die rotatorische Ausrichtung des Implantats um die Femurachse in Außen/Innenrotation ist der einzige Vertreter des Vorgehensstyps B. Der Operateur bestimmt diese Orientierung nicht präoperativ, sondern stellt intraoperativ einen vom Implantathersteller empfohlenen Parameter ("3°") an der Bohrlehre ein. Ein Grund für den Verzicht auf eine präoperative Festlegung ist, dass ein Röntgenbild das Femur nicht senkrecht zu seiner Längsachse abbilden kann. Daher besteht keine Planungsgrundlage für die Positionierung einer Schablone.

Die übrigen Freiheitsgrade werden nach Vorgehensstyp C eingestellt. Die Einstellung und Realisierung der rotatorischen Ausrichtung in Flexion/Extension erfolgt durch das Einbringen der Zielstange ohne vorhergehende Planung oder Kontrolle. Die übrigen Parameter ergeben sich intraoperativ nach festen Schemata durch den Einsatz des Instrumentariums. Die Verschiebung in Anterior/Posterior ist nach der Ausrichtung der Kufen fixiert. Der letzte Freiheitsgrad, die Verschiebung in Medial/Lateral, wird mit Hilfe der Probekomponenten eingestellt und durch die Fräsung des Verankerungskonus fixiert. Tabelle 2-1 zeigt die Zuordnung aller Freiheitsgrade zu den Vorgehensmodellen.

A) Präop. Ermittlung	B) Feste Einstellung	C) Instrumentierschema
Varus/Valgus (R)	Innen/Aussen (R)	Flexion/Extension (R)
Proximal/Distal (T)		Anterior/Posterior (T)
		Medial/Lateral (T)

Tab. 2-1: Die Freiheitsgrade und die ihnen zugeordneten Vorgehensmodelle

## 2.4.4 Aufgabenkomplexe des Therapieverfahrens

In den vorangehenden Abschnitten wurden zwei wesentliche Aufgabenkomplexe des Therapieverfahrens erörtert; die Ausrichtung der Instrumente zur Rekonstruktion anatomischer Bezugspunkte und die Platzierung der Implantatkomponenten. Der Aufgabenkomplex der Platzierung beinhaltet zwei verschiedene Komponenten. Zum einen erfolgt die Positionierung der Komponente im Sinne der planerischen Festlegung ihrer Freiheitsgrade. Dabei werden Vorgaben aus der präoperativen Planung ergänzt oder umgesetzt. Zum anderen wird das knöcherne Lager zur Herstellung des Implantatsitzes bearbeitet. Diese genauere Einteilung in drei Aufgabenkomplexe - die Positionierung, die Ausrichtung und die Bearbeitung - erleichtert die Analyse wechselseitiger Abhängigkeiten und Fehlerwirkungen, die die Genauigkeit der Implantatplatzierung beeinträchtigen und so ein optimales Operationsergebnis verhindern. Zur Abgrenzung dienen dabei folgende begriffliche Definitionen:

*Positionierung:* Die Schritte zur Positionierung des Implantats setzen einerseits präoperativ ermittelte Planungsvorgaben durch Einstellungen des Instrumentariums um. Andererseits ergänzen sie die präoperative Definition der Freiheitsgrade durch die intraoperative Durchführung von Messfunktionen oder der Auswahl einer Alternative.

*Ausrichtung:* Die Schritte zur Ausrichtung des Instrumentariums dienen zur Orientierung an anatomischen Bezugspunkten. Sie schaffen die Voraussetzung zur lagerichtigen Umsetzung des Planungskonzepts an der realen Anatomie.

*Bearbeitung:* Die Schritte zur Bearbeitung des Implantatsitzes dienen zur passgenauen Herstellung des knöchernen Lagers. Sie fixieren die bereits definierten Freiheitsgrade des Implantats.

Der erste Therapieschritt zur Positionierung ist die Einstellung des präoperativ ermittelten Valguswinkels am Instrumentarium. Mit der Fixierung des distalen Schnittblocks wird die Resektionshöhe definiert. Mit der Auswahl der Bohrlehre ("3°" bzw. neutral) wird über die Außen/Innenrotation des Implantats entschei-

den. Der letzte positionierende Schritt ist die Festlegung der mediolateralen Position mit dem Probeimplantat.

Die Ausrichtung beginnt mit der Reproduktion der Femurschaftachse. Durch die Markraumeröffnung wird der erste Punkt der Achse festgelegt. Die durch die Eröffnungsbohrung eingebrachte Zielstange rekonstruiert ihren Verlauf. Die Orientierung der prothetischen Gelenklinie wird mit dem Anschlag des Ausrichtinstruments reproduziert. Abschließend wird die posteriore Kondylentangente mit der Positionierlehre angetastet.

Die spanende Bearbeitung des Implantatsitzes erfolgt durch Sägeschnitte und die abschließende Fräsung.

Die wesentlichen Therapieschritte sind in einem Ablaufdiagramm in Abbildung 2-15 dargestellt. Die Legende in Abbildung 2-14 erklärt die verwendeten Symbole. Die Einteilung der Therapieschritte in Aufgabenkomplexe entspricht der vertikalen Blockbildung, die zeitliche Abfolge ihrer Nummerierung. Die in der präoperativen Planung festgelegten Parameter sind wesentlich für die Positionierung und werden als präoperative Eingangsgrößen abgebildet. Die intraoperativen Fehlereinflüsse wurden in der Klinik beobachtet und im Rahmen eines Workshops mit Orthopäden und einem Implantathersteller identifiziert<sup>7</sup>.

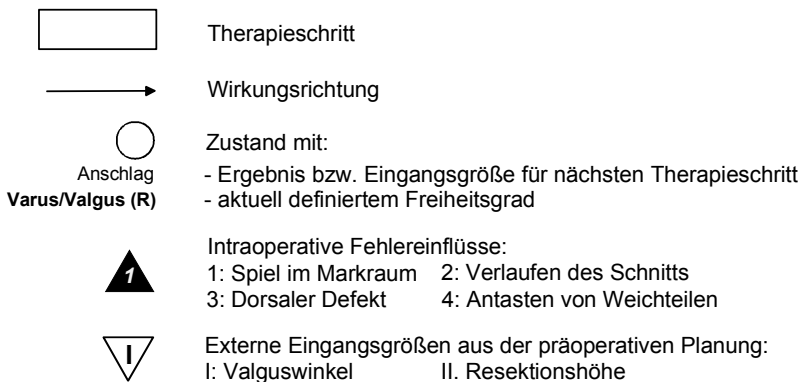


Abb. 2-14: *Legende des Ablaufdiagramms*

---

<sup>7</sup> Der Workshop erfolgte unter der Leitung der Fa. Howmedica unter Mitwirkung von Dr. Vahldieck und OA Dr. Gossé von der Medizinischen Hochschule Hannover.



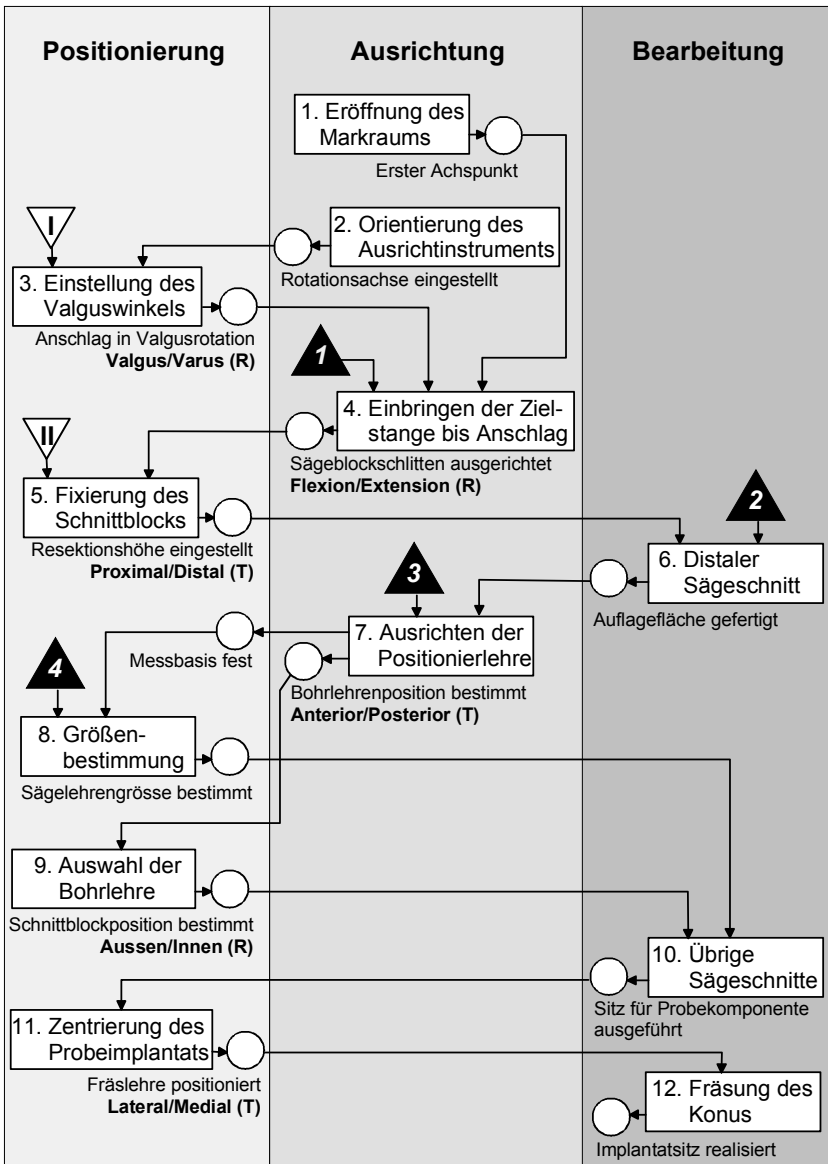


Abb. 2-15: Die Verknüpfung der wesentlichen Therapieschritte beim Einbau der Femurkomponente

Durch die Zuordnung und Darstellung des jeweils definierten Freiheitsgrads wird die Bedeutung der Ausrichtung und der Bearbeitung für die reale Platzierung des Implantats verdeutlicht. Die ausrichtenden Schritte definieren zum einen in der Planung offen gelassene Freiheitsgrade (s. Schritte 4 und 7), zum anderen beeinflussen sie die Definition bereits geplanter Freiheitsgrade (s. Schritte 2, 4 und 7). Die Qualität der Bearbeitung beeinflusst neben der Positionierung (s. Schritt 10) auch die Ausrichtung (s. Schritt 6). Insgesamt wird der große Einfluss aller Therapieschritte auf die letztendliche Implantatplatzierung klar. Der Einfluss der präoperativen Planung beschränkt sich demgegenüber lediglich auf zwei Parameter.

## 2.5 Diskussion

Nach der exemplarischen Vorstellung und Analyse des Therapieverfahrens erfolgt im vorliegenden Abschnitt eine Diskussion der beobachteten Limitationen und des möglichen Verbesserungspotentials. Die kritische Behandlung der Thematik ist gerechtfertigt, da der Totalersatz des Kniegelenks eine sehr "positionsempfindliche" Operation darstellt (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 131). Eine fehlerhafte Positionierung oder Ausrichtung der Komponenten kann zu beschleunigtem Abrieb, frühzeitiger Lockerung und eingeschränkter Funktion führen. Schon eine geringe anterioposteriore Fehlplatzierung (um 2,5mm) kann die Kniebeweglichkeit um mehr als 20° mindern (STULBERG 1999).

Da die Orientierung nicht immer optimal gelingt, zeigt eine Untersuchung von TETER ET AL. (1995, S. 106-110). Auf Röntgenaufnahmen von 201 Knie-totalalloarthroplastiken mit intramedullärer Instrumentierung wurde postoperativ der zwischen Femurkomponente und anatomischer Femurachse gebildete Winkel vermessen. Die Untersuchung zeigte Streuungen des vermessenen Winkels im Bereich von 2 bis 12°. Der Anteil der Schnitte, die als nicht ideal bewertet wurden, lag bei 8.5%. Für den Operateur ist der Einbau der Implantatkomponenten schwierig, weil die Knochen im Kniebereich durch Weichteile bedeckt sind und nur ein kleiner Bereich des Beins überschaubar ist. Da keine absolut sichere Zielvorrichtung am Bein angebracht werden kann, beruht die Orientierung am Kniegelenk auf seiner Erfahrung.

Im folgenden werden die drei Aufgabenkomplexe Positionierung, Ausrichtung, Bearbeitung und ihre Wechselwirkungen behandelt. Neben theoretischen und prinzipiellen Überlegungen werden auch einfach zu beobachtende intraoperative Fehlereinflüsse eingeordnet.

## 2.5.1 Einschränkungen bei der Implantatpositionierung

Wie aus Tabelle 2-1 hervorgeht, werden nur drei Freiheitsgrade der femoralen Komponente unter Verwendung von Planungsvorgaben definiert: die Rotation in Varus/Valgus, die Außen/Innen-Rotation und die proximodistale Verschiebung. Eine präoperative Planung erfolgt sogar nur für zwei der genannten Freiheitsgrade, den Varus/Valgus-Winkel und die distale Resektionshöhe. Die Wahl dieser Parameter kann präoperativ durch die Platzierung von Schablonen der Prothesenumrisse unterstützt werden (vgl. Abschnitt 2.3). Die Möglichkeiten zur vorherigen Veranschaulichung der resultierenden Implantatposition sind in den Röntgenbildern jedoch grundsätzlich begrenzt, da die Schablonen der Prothesenumrisse nur in zwei Projektionen verwendet werden können. Eine weitere Schwierigkeit besteht in den unterschiedlichen Größenmaßstäben des Röntgenbilds und der Schablonen.

Wie sich die übrigen Freiheitsgrade (Außen/Innenrotation, Flexion/Extension, Anterior/Posterior, Medial/Lateral) intraoperativ einstellen und welche Prothesengröße tatsächlich benötigt wird, kann wegen der beschränkten Planungsfunktionalität durch den Operateur nicht genau vorherbestimmt bzw. mit Schablonen veranschaulicht werden. Seine therapeutische Erfahrung wird bei der Planung im wesentlichen bei der Bestimmung der Resektionshöhe gefordert. Das Gesamtkonzept zur Positionierung des Implantats wird dagegen durch das Instrumentarium vorgegeben und kann daher den individuellen anatomischen Gegebenheiten (z.B. bei Deformitäten) nicht immer Rechnung tragen. Zudem bestehen Fehlerquellen durch mechanische Ungenauigkeiten und Unzulänglichkeiten des komplexen Instrumentariums. Ein Beispiel dafür ist die Größenbestimmung. In der Praxis verfälschen Antastfehler das Ergebnis, wenn sich Weichteile zwischen dem Knochen und der Spitze des Antasthakens befinden (intraoperativer Fehler Nr. 4 in Abbildung 2-15). Auch Defekte an den posterioren Kondylen erschweren die Größenbestimmung, die dann nur in Näherung erfolgen kann. Im folgenden werden weitere Schwachpunkte bei der Positionierung erörtert.

### 2.5.1.1 Einstellbarkeit der anterioposterioren Position

Durch die Außenrotation der Femurkomponente bei klassischer prothetischer Gelenklinienausrichtung bestehen neben dem Risiko möglicher Rotationsinkongruenzen zwischen der Tibia- und der Femurkomponente u.a. Gefahren durch das Einkerbungen der Kortikalis (sog. "Notching", s. Abbildung 2-15a) auf der

lateralen und die Lückenbildung (vgl. Abbildung 5-2 rechts) auf der medialen Seite der vorderen Femurkondylen (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 141).

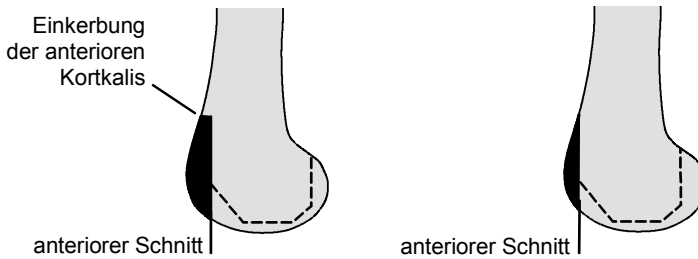


Abb. 2-16: a) Notching

b) idealer Verlauf

Diese Gefahren könnten durch Berücksichtigung bei der Größenwahl der Femurkomponente und der Verschiebung der Femurkomponente in der a.-p.-Ebene vermindert werden (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 141). Mit dem klassischen Planungsverfahren ist jedoch eine exakte präoperative Größenbestimmung und Visualisierung des Implantatsitzes nicht möglich. Die anterioposteriore Positionierung wird überdies nicht geplant, sondern intraoperativ durch das Instrumentarium vorgegeben.

### 2.5.1.2 Bezug der Aussen- bzw. Innenrotation

Bei starker Zerstörung der Kondylen gelingt die intraoperative Orientierung der Außen/Innenrotation durch das Antasten mit den Kufen der Positionierlehre nur näherungsweise.

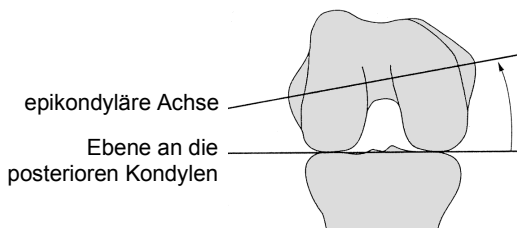


Abb. 2-17: Epikondyläre Achse (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 140)

Als alternative Bezugslinie für die Ausrichtung des Implantats in Außen/Innenrotation könnte in diesem Fall die epikondyläre Achse nach Abbildung 2-17 dienen (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 140). Da die Rotationsebene und die epikondyläre Achse senkrecht zur Längsachse des Beins stehen, können sie jedoch nicht planungsgerecht in Röntgenbildern dargestellt werden.

### **2.5.1.3 Einstellung der Flexion/Extension**

Die orthogonale Ausrichtung der distalen Schnittfläche auf die Traglinie ist eine zentrale Leitlinie. Aus diesem Grund erfolgt keine individuelle Planung der Orientierung des Implantats in Flexion/Extension. Eine genaue Einstellung kann aber hilfreich sein, um ein Notching oder eine Lückenbildung zu kompensieren<sup>8</sup>. Zwar ermöglicht das Planungsverfahren eine Einstellung der Flexion/Extension mit Hilfe der Umrisschablonen, die Auswirkungen auf den Implantatsitz können jedoch nicht visualisiert werden. Zudem ist mit dem verwendeten Instrumentarium keine intraoperative Umsetzung möglich, da die Orientierung in Flexion/Extension nach dem Einbringen des Zielstabs festgelegt ist.

## **2.5.2 Einschränkungen bei der Instrumentenausrichtung**

Eine grundlegende Schwäche des klassischen Verfahrens besteht bei der Instrumentenausrichtung an den anatomischen Bezugspunkten. Zum einen werden bei ihrer Lokalisierung in den präoperativen Röntgenbildern vereinfachte, zweidimensionale Modellvorstellungen zugrundegelegt. Zum anderen stehen beim Eingriff an der realen, dreidimensionalen Anatomie Strukturen nur einfache mechanische Mittel zu ihrer Rekonstruktion zur Verfügung. Ein Beispiel ist die Traglinie, die der zentrale Bezugsrahmen des Planungs- und Therapiekonzepts ist (vgl. Abschnitt 2.2 und 2.3). Da es für sie keine direkte intraoperative Referenz gibt, wird sie intraoperativ über die Femurschaftachse und den Valguswinkel rekonstruiert. Das beschriebene Konzept nimmt dabei eine Reihe von Vereinfachungen und Ungenauigkeiten in Kauf:

- Da der Valguswinkel beim Röntgen in die Bildebene projiziert wird, geht sein Anteil senkrecht zur Bildebene verloren. Bei der mechanischen Rekonstruktion der Traglinie aus der Femurschaftachse kann die korrespondierende Verkipfung nicht berücksichtigt werden. Eine Rotation des Femurs bei der

---

<sup>8</sup> Lt. Aussage von Oberarzt Dr. R. Burgkart von der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München (1999)

a.-p.-Aufnahme kann die Messung des Valguswinkels zwischen der mechanischen und der anatomischen Achse daher stark beeinflussen. Bei einer Innenrotation um  $1,5^\circ$  bzw. einer Außenrotation um  $1^\circ$  kann der gemessene Winkel um jeweils  $20^\circ$  verändert werden (JIANG & INSALL 1989, S. 50-56). Der Grund liegt in der natürlichen Krümmung des Femurs.

- Die intraoperative Reproduktion des präoperativ ermittelten Valguswinkels kann nur in Näherung erfolgen. Denn die Lage der mechanischen Rotationsachse ist von der Drehung des Ausrichtinstruments um die Zielstange abhängig. Sie wird per Augenmaß ausgerichtet und weicht daher von der ursprünglichen Rotationsachse bei der Bildgebung ab.

Durch diese Ungenauigkeiten können rotatorische Fehler bei der Implantatplatzierung in Flexion/Extension und in Valgus/Varus resultieren. Weiter bestehen die folgenden elementaren Probleme:

- Die Festlegung der Bezugspunkte in den Röntgenbildern ist mehrdeutig
- Die mechanische Kontaktbildung ist nicht eindeutig reproduzierbar
- Die Zahl der verwendeten Bezugspunkte ist gering, daher bestehen keine redundanten Bezugspunkte für einen Fehlerausgleich
- Das mechanische Instrumentarium ist komplex und schwierig zu handhaben
- Starke Deformitäten schließen die intramedulläre Instrumentierung aus

Im folgenden werden die Fehlereinflüsse bei der Rekonstruktion der einzelnen Bezugspunkte erläutert.

### 2.5.2.1 Reproduktion der Femerschaftachse

Im Beispiel der Femerschaftachse wird eine idealisierte gerade Achse in den Röntgenbildern konstruiert und mit der Zielstange im Markkanal reproduziert. Bei der Ausrichtung der Zielstange kann es erhebliche Abweichungen zwischen der Längsachse der Zielstange und der präoperativ definierten Femerschaftachse geben. Die folgenden Ursachen spielen dabei eine Rolle:

- Die intraoperative Ausrichtung der Zielstange hängt wesentlich von der willkürlich gewählten Eröffnung des Markraums ab.
- Der Markkanal kann die Zielstange beim Vortreiben nicht eindeutig zentrieren. Die intramedulläre Zielstange hat beim hier zugrundegelegten Instrumentarium einen Durchmesser von 8mm, während der Markkanal insbesondere in anterioposteriorer Richtung eine größere Ausdehnung haben kann.

- Bei einem stark gekrümmtem Femur kann die Zielstange u.U. nicht weit genug in den Markkanal eingeführt werden (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 133). Sie bildet dann die Femurschaftachse nur ungenügend ab.
- Die Konstruktion einer geraden Femurschaftachse in den Röntgenbildern kann nicht in eindeutiger Weise gelingen, da das Femur gekrümmt ist.

Als Folge der ersten beiden Fehlereinflüsse kommt es häufig zu Fehlern bei der Implantatausrichtung in Flexion/Extension (vgl. intraoperativer Fehler Nr. 1 in Abbildung 2-15). Dies kann dazu führen, dass das Knie nicht in Streckung gebracht werden kann bzw. eine Überstreckung resultiert.

### **2.5.2.2 Reproduktion der posterioren Kondylentangente**

Die Lage der posterioren Kondylentangente wird mit den Kufen der Positionierlehre reproduziert. Die Ausrichtung der Kufen der Positionierlehre ist schwierig, wenn an den posterioren Kondylen Defekte des Gewebes auftreten (vgl. intraoperativer Fehler Nr. 3 in Abbildung 2-15). Die Kufen können dann die Tangentialebene an die ursprüngliche Kondylenform nicht rekonstruieren. In diesem Fall wird das Ausmaß des Defekts geschätzt und manuell mit Augenmaß an der Positionierlehre kompensiert. Durch dieses Vorgehen kann eine fehlerhafte Ausrichtung in Anterior/Posterior und in Außen/Innenrotation entstehen. Die rotatorische Ausrichtung der Positionierlehre hat direkten Einfluss auf die Außen- bzw. Innenrotation des Implantats. Eine fehlerhafte Rotation der Femurkomponente stört die Patellaführung und die anatomisch durch die Seitenbänder vorgegebene Ausrichtung zur Tibia.

### **2.5.3 Einschränkungen bei der Bearbeitung**

Die richtige Positionierung und die optimale Passform der Femurkomponente hängen von der Übereinstimmung zwischen den knöchernen Schnittflächen und den korrespondierenden Innenflächen des Implantats ab. Die Qualität der Passform ist besonders wichtig, wenn das Implantat ohne die Verwendung von Knochenzement fixiert werden soll. Dann kommt es auch auf die Ebenheit der einzelnen Schnitte an.



*Abb. 2-18: Spaltbildung zwischen dem Probe-Implantat und den resezierten Femurkondylen durch ungenaue Sägeschnitte*

Die Positionierung der Komponente, die Passform und die Ebenheit der Schnitte wird durch folgende Schwachpunkte der Sägebearbeitung gefährdet:

- Durch das oszillierende Sägeblatt werden im Moment des Aufsetzens große Kräfte auf den Handgriff zurückgekoppelt, die zu einem Verreißen der Säge führen können. Dadurch wird eine genaue Orientierung des Sägeschnitts bereits beim Ansatz erschwert (MOCTEZUMA ET AL. 1995, S. 37).
- Beim Vordringen muss unterschiedlich hartes Knochenmaterial (weiche Spongiosa, harte Kortikalis) durchtrennt werden. Dabei droht ein Verlaufen des Schnitts, insbesondere auf der Seite der Kondylen, an der die größere Sklerose auftritt (intraoperativer Fehler Nr. 2 in Abbildung 2-15). Denn die flexiblen Sägeblätter haben die Neigung, vor harten Knochenanteilen auszuweichen (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 148). Das Resultat sind konkav gekrümmte Schnittflächen.
- Zusätzliche Ungenauigkeiten können durch die Verwendung mehrteiliger Schnittblöcke entstehen. Anders als beim "4-in-1"-Schnittblock werden die Schnitte dabei an mehreren, nacheinander zu montierenden Blöcken abgestützt.
- Bei ungenügender Passgenauigkeit (s. Abbildung 2-18) ist eine Nachbearbeitung einzelner Schnitte mit der frei geführten Säge notwendig. Überstehende Kanten oder Erhebungen müssen durch Feilen beseitigt werden.



### **2.5.4 Wechselwirkungen der Aufgabenkomplexe**

Durch die verflochtene Ausführung der verschiedenen Aufgabenkomplexe kommt es zu Wechselwirkungen. Folgende Beispiele zeigen den Einfluss einer ungenauen Ausrichtung auf die intraoperative Einstellung der Planungsvorgaben:

- Die Kontaktzone des Anschlags des Ausrichtinstruments mit den Kondylen hängt von der Lage der Zielstange ab. Fehler beim Einbringen der Zielstange beeinflussen damit indirekt auch die Übertragung der Resektionshöhe aus der präoperativen Planung.
- Wird das Ausrichtinstrument stark um die Zielstange verdreht, resultiert eine falsche Rotationsebene für die Valguswinkeleinstellung. Weicht die Lage der Zielstange nach dem Einbringen stark vom Verlauf der tatsächlichen Femurschaftachse ab, resultiert eine fehlerhafte Ausrichtung.

Ein alle Aufgabenkomplexe übergreifender Zusammenhang ergibt sich bei der Größenbestimmung: Die Messbasis wird durch die Positionierlehre gebildet, die auf der Schnittebene des distalen Schnitts ausgerichtet wird. Verläuft der Schnitt durch sklerotisierte Areale der Kondylen, resultiert eine Neigung der Positionierlehre, z.B. in Extensions-Richtung. Das kann beim Antasten des anterioren Femurschafts zu einer Fehlmessung der Komponentengröße führen.

### **2.5.5 Schlussfolgerungen**

Wie gezeigt wurde, sind in Planung und Therapie drei Aufgabenkomplexe zu lösen: die Positionierung der Implantatkomponenten, die intraoperative Ausrichtung der Instrumente an anatomischen Bezugspunkten und die Bearbeitung des knöchernen Lagers. Bei der Entwicklung eines Planungs- und Therapiesystems sollten diese Aufgaben durch voneinander entkoppelte Verfahren gelöst werden, um die wechselseitige Fehlerfortpflanzung zu vermindern und eine unabhängige Fortentwicklung der Verfahren zu ermöglichen. Wesentliche Erfolgsfaktoren sind eine möglichst geringe Komplexität sowie die leichte Handhabung und hohe Genauigkeit der implementierten Systemkomponenten.

Das zukünftige Planungsverfahren muss eine explizite Bestimmung und Visualisierung möglichst aller Freiheitsgrade der Implantatplatzierung zulassen. Für eine optimale Unterstützung sind eine präoperative dreidimensionale Darstellung des Implantatsitzes und differenzierte Einstellmöglichkeiten der Implantatposition erforderlich. Die derzeit intraoperativ realisierten Messfunktionalitäten

mit rein knöchernem Bezug sollten schon in der präoperativen Planung genutzt werden können.

Eine in allen Freiheitsgraden geplante Implantatposition erfordert eine größere Zahl an anatomischen Bezugspunkten und leistungsfähige Hilfsmittel zu ihrer intraoperativen Rekonstruktion. Da sie durch ein klassisches Instrumentarium nicht zur Verfügung gestellt werden können, sollte ein neues, z.B. sensorbasiertes Verfahren zur Lokalisierung des Patienten entwickelt werden. Die exakte Ausrichtung der Werkzeuge muss auf seiner Grundlage erfolgen.

Bei der Bearbeitung müssen die Einstellmöglichkeiten für die planungsgerechte Positionierung und die exakte Führung der Knochensäge und des Bohrers erweitert werden. Auf die Anbringung von Ausrichthilfen, Schnittblöcke und Bohrlehren sollte dabei verzichtet werden. Die Schwächen der Sägebearbeitung können durch die Weiterentwicklung des Sägewerkzeugs verbessert werden.

## **2.6 Zusammenfassung**

Der Kniegelenksersatz ist sehr positionsempfindlich. Wichtige Erfolgsfaktoren sind die achsgerechte Orientierung der Prothesenkomponenten und die optimale Kraftverteilung an der Prothesen-Knochen-Grenze.

Die Operationsplanung erfolgt auf der Grundlage von 2D-Röntgenbildern. Dabei werden die Größe der Implantatkomponenten und wesentliche, aber nicht alle Freiheitsgrade der Implantatpositionierung festgelegt.

Beim Therapieverfahren dienen mechanische Ausrichthilfen zur Rekonstruktion wichtiger anatomischer Bezugspunkte der Operationsplanung (wie z.B. die Femurschaftachse und die Gelenklinie) und zur Positionierung von Bohr- und Sägelehren bei der Bearbeitung des Implantatsitzes. Zu seiner Herstellung werden Bohr- und Sägewerkzeuge an den Lehren abgestützt und vom Operateur in Femur und Tibia vorgetrieben.

Folgende Problempunkte wurden bei der Operationsplanung und der Therapiedurchführung identifiziert:

- Die vorhandene Funktionalität der präoperativen Planung ist durch die Verwendung zweidimensionaler Röntgenbilder limitiert. Die Möglichkeiten zur Visualisierung und Einstellung des Implantatsitzes, zur Lokalisierung anatomischer Bezugspunkte und zur Größenmessung sind nicht ausreichend.
- Den zur Kopplung von Planung und Therapie eingesetzten anatomischen Bezugspunkten liegen ungenaue zweidimensionale Modellvorstellungen

zugrunde. Sie können mit den verwendeten mechanischen Positionierhilfen nur unzureichend auf die reale Anatomie übertragen werden. Die Handhabung des Instrumentariums ist aufwendig und fehleranfällig.

- Die Bearbeitung des Knochenlagers erfolgt mit einer handgeführten Knochensäge an mit dem Instrumentarium positionierten Sägeblöcken. Die Schnittführung ist schwierig und fehleranfällig.

Diese Defizite sollen durch die Entwicklung eines Planungs- und Therapiesystems gelöst werden, das die explizite Bestimmung und Visualisierung aller Freiheitsgrade der Implantatplatzierung sowie die genaue Lokalisierung des Patienten ermöglicht und erweiterte Einstellmöglichkeiten zur planungsgerechten Positionierung und exakten Führung der Knochensäge und des Bohrers zur Verfügung stellt.

## **3 Planungs- und Therapiesysteme für die Knieendoprothetik**

In diesem Kapitel werden ausgewählte Planungs- und Therapiesysteme für die Knieendoprothetik vorgestellt. Nach der Klärung des Unterschieds zwischen aktiven und passiven Systemen wird ein Kriterienkatalog aufgestellt, mit dem die wichtigsten Merkmale der einzelnen Systeme eingeordnet, diskutiert und gegenübergestellt werden. Abschließend werden Ansätze identifiziert, die bei der Neuentwicklung eines Planungs- und Therapiesystems berücksichtigt und weitergeführt werden sollen.

### **3.1 Aktive und passive Systeme**

Nach der Definition des Operationsziels mit der Planungskomponente wird seine intraoperative Umsetzung durch die Therapiekomponente unterstützt. Dabei kann die Therapieunterstützung grundsätzlich passiver oder aktiver Art sein: Während aktive Systeme robotergeführte Werkzeuge für die Bearbeitung des Implantatsitzes am Patienten einsetzen, beschränken sich passive Systeme auf die computergestützte Navigation manuell geführter Instrumente ohne Einsatz eines Roboterarms. Die Positionierung und Bearbeitung wird dabei wie beim klassischen Eingriff durch den Operateur durchgeführt. Die Unterstützung der Therapiekomponente besteht in einer genauen Positionskontrolle der Instrumente und der Anzeige von geplanten Soll-Positionen. Das Instrumentarium der herkömmlichen Operationsmethode wird meist beibehalten und für die Navigation modifiziert. Um die unterstützenden Funktionen auch auf die Bearbeitung auszudehnen, wird in aktiven Systemen ein Roboter eingesetzt. Der Roboter erlaubt das präzise Abfahren einer Bahn, das effektive und genaue Anfahren einer Vielzahl von Positionen und bei Integration geeigneter Sensoren auch das Nachführen bei Patientenbewegungen. Der Übergang auf ein aktives System erfordert u.a. die Entwicklung geeigneter robotergeführter Werkzeuge und Einsatzstrategien.

### **3.2 Bewertungsgrundlagen**

Die Einordnung der Systeme erfolgt nach anwendungs- und systembezogenen Kriterien. Ein wichtiger Aspekt der anwendungsorientierten Einordnung ist die Formulierung einer Therapiehypothese. Sie benennt die Ziele, Ansatzpunkte und Prinzipien, die von den Systementwicklern zur Verbesserung des klassischen

Planungs- und Therapieverfahrens zugrundegelegt worden sind. Ein weiterer Aspekt ist die Flexibilität, d.h. ob das System auch für andere orthopädische Anwendungen eingesetzt werden kann bzw. entsprechend erweitert werden soll. Die systembezogenen Kriterien beziehen sich auf seinen Aufbau und seine Funktionen. Im einzelnen werden die Bilddatenrekonstruktion, die Operationsplanung, die Registrierung<sup>9</sup>, die Lageverfolgung, die Patientenfixierung, die Bearbeitung und die Interaktion zur Bedienersteuerung des Robotersystems untersucht. Außerdem werden besondere Eigenschaften des Roboters und sicherheitsrelevante Aspekte des Systems beschrieben. Die anschließende Diskussion orientiert sich an den systembezogenen Kriterien durch den Vergleich mit einem Idealprofil:

- Durch die Bilddatenrekonstruktion soll die globale und lokale Beurteilung der Patientenanatomie im dreidimensionalen Modell und in zweidimensionalen Ansichten (z.B. rekonstruierte orthogonale CT-Schichten und Röntgenbilder) ermöglicht werden. Die dafür notwendige Aufnahme von Computertomografien wird nicht als Nachteil angesehen, sondern als Voraussetzung für eine fortschrittliche Operationsplanung.
- Bei der Operationsplanung sind Funktionen zur rechnergestützten Geometrieanalyse (z.B. für die 3D-Achsenrekonstruktion), zur Vorgabe eines Positionsvorschlags für die Implantatkomponenten und zur Simulation der postoperativen Achsenstellung wünschenswert. Bei aktiven Systemen sollte auch eine Definition oder Simulation des Werkzeugeinsatzes erfolgen.
- Die ideale Registrierung erfolgt nichtinvasiv (d.h. ohne Voroperation) und hochgenau. Sie soll einfach durchführbar und nur einmal erforderlich sein. Sie wird von einer Lageverfolgung unterstützt, die Lageänderungen nicht nur detektiert, sondern die Patientenposition im System ständig aktualisiert.
- Eine bei aktiven Systemen erforderliche Patientenfixierung muss mechanisch sicher und darf nur wenig invasiv sein.
- Die Bearbeitung wird mit Werkzeugen durchgeführt, die unter Minimierung mechanischer Fehlerquellen eine schnelle und genaue Präparation des Implantatsitzes ermöglichen. Damit umliegende Weichteilstrukturen geschützt werden können, ist die taktile Kontrolle des Bearbeitungsvorgangs durch den

---

<sup>9</sup> Bei der Registrierung wird die räumliche Lage der zu bearbeitenden anatomischen Strukturen mit einem Sensorsystem festgestellt (vgl. Abschnitt 5.2.3). Anschließende Bewegungen des Patienten werden ggf. durch eine Lageverfolgung erfasst.

Operateur wichtig. Die Handhabung der Werkzeuge soll gegenüber dem klassischen Operationsverfahren vereinfacht werden.

- Die Interaktion mit der Therapiekomponente (Navigations- oder Robotersystem) zur Positionierung der Werkzeuge für die Bearbeitung gestaltet sich möglichst intuitiv und einfach.
- Der verwendete Roboterarm hat einen ausreichenden Arbeitsraum und eine hohe Absolutpositioniergenauigkeit. Seine Ausführung und Abmaße müssen die Integration am engen Operationsfeld erlauben. Der Roboter ist ausgiebig im medizinischen oder zumindest im industriellen Einsatz erprobt worden. Für den medizinischen Einsatz sind Sicherheitssysteme integriert. Die hygienische Tauglichkeit des Roboterarms wird grundsätzlich vorausgesetzt.
- Sicherheit muss von den Entwicklern als zentrale Aufgabe verstanden werden. Sie kann durch ein risikoarmes Grundprinzip und ein systemübergreifendes technisches Sicherheitskonzept gewährleistet werden. Grundsätzlich verringert die Vermeidung einer automatischen Bearbeitung wesentliche Gefahren. Verbleibenden Restrisiken muss durch technische Maßnahmen wie z.B. der Überwachung der Reaktionskräfte beim Zerspanen des Knochens oder der Einrichtung von Sicherheitszonen (zur Kollisionsvermeidung und zum Schutz besonderer Gewebestrukturen) begegnet werden. Das Systemverhalten muss in jeder Situation verlässlich und vorhersehbar sein.

### 3.3 Einordnung der Systeme

Die diskutierten Systeme stammen aus der universitären Forschung oder werden bereits vermarktet. In die erste Kategorie fallen das System der Northwestern University, USA, das System des Instituto Rizzoli, Italien, und der *ACROBOT* des Imperial College, Großbritannien. Unter den bereits vermarktetten Systemen befinden sich der *OrthoPilot* der Aesculap AG, Deutschland, *CASPAR* von ortoMaquet, Deutschland, und *ROBODOC* von Integrated Surgical Systems (ISS), USA. Der *OrthoPilot* ist ein passives System. Alle anderen verwenden einen Roboterarm. Die detaillierte Einordnung und Diskussion dieser Systeme findet sich in Abschnitt 12.1 im Anhang.

### 3.4 Schlussfolgerungen

Aus den diskutierten Systemkonzepten (s. Abschnitt 12.1 im Anhang) können Schlussfolgerungen für die Neuentwicklung eines Therapiesystems abgeleitet

werden. In Tabelle 3-1 werden die untersuchten Systeme anhand der systembezogenen Kriterien (vgl. Abschnitt 3-2) gegenübergestellt. Volle Kreise bezeichnen dabei einen hohen Erfüllungsgrad der aufgestellten Forderungen. Leere Kreise weisen auf Schwächen, leere Felder auf stärkere Mängel hin. Beim *OrthoPilot* als passivem System entfallen bestimmte Fragestellungen (z.B. die Bewertung eines verwendeten Roboters). Die entsprechenden Felder sind grau markiert. Den einzelnen Bewertungskriterien werden im Anschluss technisch und medizinisch tragfähige Ansätze zugeordnet. Weiter werden Schwachpunkte aufgezeigt, bei denen Handlungsbedarf für eine Neu- oder Weiterentwicklung besteht.

*Anwendung:* Während sich die prototypisch realisierten Systeme (*ACROBOT*, die Systeme der Northwestern University und des Instituto Rizzoli) auf die Knieendoprothetik fokussieren, wird für die kommerziell verfügbaren Systeme die Unterstützung einer Vielzahl von orthopädischen Anwendungen erprobt (*CASPAR*, *ROBODOC*) oder zumindest angekündigt (*OrthoPilot*). Die vielseitige Anwendbarkeit ist aus Kostengesichtspunkten und zur Minimierung des Einarbeitungsaufwands für die Operateure wichtig. Bei einer künftigen Systementwicklung müssen die grundlegenden Systemkomponenten und Verfahren, wie z.B. zur Registrierung und zur Bearbeitung, für möglichst breite Einsatzmöglichkeiten ausgelegt werden. Das Gesamtsystem sollte offen und modular aufgebaut werden, um die Integration von neuen anwendungsspezifischen Komponenten zu erleichtern.

*Bilddatenrekonstruktion:* Es zeigt sich, dass aus dem Bildmaterial rekonstruierte 3D-Modelle nur bei den Prototypen eingesetzt werden. Dafür sind wahrscheinlich drei Gründe verantwortlich: Erstens ist die Segmentierung des Bildmaterials und die Rekonstruktion der zugehörigen 3D-Modelle bei degenerativ veränderten Gelenken schwierig. Zweitens sind die Operateure den Umgang mit 3D-Modellen nicht gewohnt. Drittens fehlen plausible Positionierregeln für die Anwendung in 3D-Modellen (vgl. Abschnitt 5.1.4). Der erste Problempunkt kann heute in vielen Fällen mit Verfahren zur Segmentierung und Rekonstruktion gelöst werden, die eine Interaktion in kritischen Bildbereichen zulassen. Ein verstärkter Anreiz zur Nutzung von 3D-Modellen kann sich aus der Verfügbarkeit wissenschaftlich abgesicherter 3D-Positionierregeln ergeben. Um diesen Entwicklungsprozess zu fördern, sollten die Bilddaten neben der Rekonstruktion beliebiger 2D-Ansichten auch für die Rekonstruktion von 3D-Modellen aufbereitet werden können.

## Planungs- und Therapiesysteme für die Knieendoprothetik

		<i>Ortho- pilot</i>	<i>NWU</i>	<i>IR</i>	<i>ACRO- BOT</i>	<i>CASPAR</i>	<i>ROBO- DOC</i>
<b>Bilddaten- rekonstruk- tion</b>	CT-Schicht	Keine			•	•	•
	2D-Röntgenbild	Bild- gebung			•		
	3D-Modell		•	•	•		
<b>Operations- planung</b>	Geometrieanalyse	•		•			
	Positionsvorschlag	•		•	○	○	○
	Postop. Simulation		•	•			
	Einsatzdefinition				•		
<b>Registrie- rung &amp; Lagever- folgung</b>	Ohne Voroperation	•					
	Einfaches Handling	○		•		•	•
	Hohe Genauigkeit	○	•	•	•	•	•
	Lageverfolgung	•					
<b>Fixierung</b>	Sichere Fixierung	Nicht notw.	•			•	•
	Geringe Invasivität						
<b>Bearbei- tung</b>	Taktile Kontrolle	•	•		•		
	Hohe Genauigkeit			•	○	•	•
	Schnelligkeit	•	○	○		○	○
	Einfaches Handling			•		•	•
<b>Interaktion</b>	Intuitive Position.	•	•	•		•	•
	Einfache Bedienung			•	○	•	•
<b>Roboter</b>	Ausr. Arbeitsraum	Kein Robo- ter	•	•		•	•
	Hohe Genauigkeit		•		○	•	•
	Robotersicherheit				•	○	○
	Erprobungsgrad		○	○		•	•
	Einfache Integration		○	○		○	○
<b>Sicherheit</b>	Integriertes Konzept	○			•		
	Keine autom. Bearb.	Kein Robo- ter	•		•		
	Sicherheitszonen				•		
	Kraft-Überwachung			•	•	•	•

Tab. 3-1: Erfüllung der systembezogenen Anforderungen<sup>10</sup>

<sup>10</sup> Folgende Anforderungen wurden abgekürzt: "Postoperative Simulation", "Intuitive Positionierung", "Ausreichender Arbeitsraum" und "Keine automatische Bearbeitung"



*Operationsplanung:* Die meisten der vorgestellten Planungskomponenten nutzen die Analysemöglichkeiten des Rechners nicht zur Bestimmung und Optimierung der vorliegenden Achsverläufe, sondern delegieren diese Aufgabe an den Operateur. Der *OrthoPilot* orientiert sich automatisch an der Kinematik des Beins, ermöglicht aber keine bildbasierte Operationsplanung. Da bei diesem System kein Rückschluss auf die Lage der relevanten Achsen in einem bildbasierten Patientenmodell gegeben wird, können die kinematisch ermittelten Parameter nicht für eine verbesserte Operationsplanung unter Nutzung aller verfügbaren Informationsquellen verarbeitet werden. Ein ideales Planungssystem sollte daher Bilddaten nutzen und über Werkzeuge zu ihrer Darstellung, Analyse, Manipulation und Simulation in 3D und in 2D verfügen.

*Registrierung:* Die eingesetzten Verfahren zur Registrierung basieren sämtlich auf der materialbasierten Registrierung mit Pins oder Schrauben. Einerseits ist damit eine sehr hohe Genauigkeit erreichbar, andererseits bestehen für den Patienten Nachteile durch die Implantation. Daher sollten künftig genaue nichtinvasive Verfahren (vgl. Abschnitt 5.2.4) zum Einsatz kommen.

*Lageverfolgung:* Ohne eine Lageverfolgung wird bei Lageänderungen eine erneute Registrierung erforderlich, die den Ablauf der Operation verzögert und behindert. Lediglich der *OrthoPilot* unterstützt Umlagerungen durch eine videooptische Lageverfolgung. Die vorgestellten aktiven Systeme haben keine Lageverfolgung, obwohl sie beim Einsatz eines Roboters auch aus Sicherheitsgründen sehr sinnvoll ist: Durch die Einbeziehung des Roboterarms und des Patienten in die Lageverfolgung ergäbe sich ein geschlossener Regelkreis, bei dem die Position des Roboterarms relativ zur bearbeiteten anatomischen Struktur überprüft und korrigiert werden kann. Dieser Aspekt sollte bei einer Neuentwicklung verwirklicht werden.

*Fixierung:* Eine rigide und praktikable Fixierung präsentieren die Systeme *ROBODOC*, *CASPAR* und das System der Northwestern University. Die vorgestellten Lösungen sind jedoch stark invasiv. Vorzuziehen ist eine schonendere Fixierung, die zudem Umlagerungen durch flexible Einstellmöglichkeiten unterstützt. Auf ein Durchbohren des Knochens mit Spießen sollte wegen der vergrößerten Infektionsgefahr, auf intramedulläre Stäbe wegen der grundsätzlichen Emboliegefahr verzichtet werden.

*Bearbeitung:* Gegenüber der Sägebearbeitung bestehen beim Einsatz eines Fräswerkzeugs Nachteile im größeren Zeitaufwand für die vollständige Zerspaltung des abzutragenden Knochengewebes und im weiträumigen Verspritzen durch das rotierende Werkzeug. Bei einer automatischen Werkzeugführung

(z.B. bei *ROBODOC* und *CASPAR*) besteht zudem die Gefahr des Verletzens und Aufwickelns von umliegenden Weichteilstrukturen<sup>11</sup>. Die klassische lehren-gestützte Sägebearbeitung (s. z.B. *NWU*) unterliegt aber mechanischen Fehler-einflüssen und ist deshalb zu ungenau. Ein verbesserter Ansatz muss dem Operateur ausreichende Kontrollmöglichkeiten über die Bearbeitung bieten und einen Präzisionsverlust ausschließen. Gleichzeitig muss der Schutz der Weichteile gewährleistet sein, ohne (wie beim *ACROBOT*) die technische Komplexität stark zu erhöhen.

*Interaktion:* Die Positionierung des Instrumentariums mit einem Roboterarm stellt geringere Anforderungen an das manuelle Geschick und erfolgt dabei genauer als mit graphischer Unterstützung durch ein passives System. Zur Korrektur der manuellen Vorpositionierung sind jedoch automatische Bewegungen des Roboters erforderlich, die schwer vorauszusehen sind und Kollisionsgefahren bergen. Diesen Schwachpunkten könnte künftig mit Komponenten zur vorausgehenden Visualisierung, situationsabhängigen Bahnplanung und Kollisionsprüfung der Bewegungen begegnet werden.

*Roboter:* Die meisten Robotersysteme haben industriellen Ursprung. Dort bestehen hohe Anforderungen an die dynamische Leistungsfähigkeit und die Wiederholgenauigkeit. Im medizinischen Einsatz kommt es dagegen auf Sicherheit, optimale Bediener-Kooperation und hohe Absolutpositioniergenauigkeit an. Richtungsweisend ist die Kombination der taktilen Fähigkeiten des Menschen mit der mechanischen Genauigkeit des Roboters beim *ACROBOT*. Die Verbesserung der Integrationsfähigkeit und der Flexibilität erfordern die Vergrößerung des Arbeitsraums und der Freiheitsgrade. Um die Vorteile eines Roboters voll nutzen zu können, bedarf es auch geeigneter Werkzeuge. Eine mögliche Lösung sind schwingungsarme Säge, Bohr- und Fräswerkzeuge, die vom Roboter positioniert und vom Bediener geführt werden.

*Sicherheit:* Dokumentierte Einzelmaßnahmen zur Verhinderung kritischer Zustände bestehen in der Schleppfehler- und Kraftüberwachung beim Roboter-einsatz. Künftige Maßnahmen müssen einen Kollisionsschutz und eine redundante Positionüberwachung beinhalten. Nur der *ACROBOT* bietet ein integriertes Sicherheitskonzept. Beim *OrthoPilot* entfallen zwar Risiken durch den passiven Systemcharakter. Es verbleiben jedoch Unsicherheiten, da die vorge-

---

<sup>11</sup> Insbesondere das Ligamentum Patellae ist bei einer automatischen Fräsbearbeitung gefährdet. Laut Aussage von Prof. Hennig, Universität Nürnberg-Erlangen (2000), erfordern die auftretenden Schädigungen in Einzelfällen seine operative Rekonstruktion.

nommene kinematische Analyse schwer nachvollziehbar ist. Größere Sicherheit setzt hier Möglichkeiten zur Verifikation am Bilddatensatz voraus. Analog können bei einem aktiven System Visualisierung, Simulation und Überwachung der Roboteraktionen die Sicherheit erhöhen.

## 4 Sicherheitsaspekte des Robotereinsatzes

Robotersysteme für den Einsatz in der Orthopädie gibt es erst seit ca. 10 Jahren. Da sich die junge Technologie in einer schnell fortschreitenden Entwicklung befindet, haben sich noch keine standardisierten Sicherheitsvorschriften für die Auslegung, die Programmierung, den Betrieb und die Wartung solcher Systeme etabliert. Eine andere Situation herrscht im industriellen Umfeld. Hier unterliegt der Einsatz der seit langem verbreiteten Industrieroboter<sup>12</sup> standardisierten Regelungen für Sicherheit und Arbeitsschutz.

Die Sicherheit ist eine der zentralen Fragestellungen im Zusammenhang mit dem Robotereinsatz im Operationssaal. Bevor später eine sinnvolle Konzeption für ein robotergestütztes Assistenzsystem erfolgen kann, müssen in den folgenden Abschnitten zunächst seine prinzipiellen Gefahrenpotentiale untersucht und offengelegt werden. Dazu werden die im industriellen Bereich reichhaltig verfügbaren Erfahrungen diskutiert und die Übertragbarkeit industriell erprobter Schutzmassnahmen auf den medizinischen Einsatz erörtert. Eine kurze Einführung in die Auflagen des Medizinproduktegesetzes legt die gesetzlichen Rahmenbedingungen zu Sicherheitsfragen dar. Am Beispiel eines Robotersystems für die Knieendoprothetik erfolgt abschließend eine Darstellung konkreter Sicherheitsrisiken des medizinischen Robotereinsatzes.

### 4.1 Gefahrenpotentiale beim industriellen Einsatz

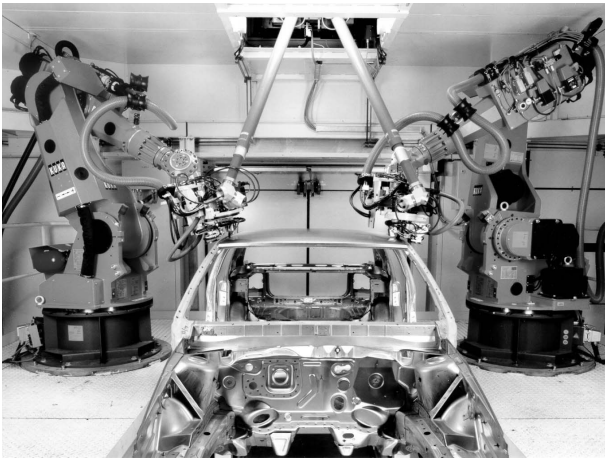
Typische Einsatzfelder für Industrieroboter sind der Rohbau und die Montage in der Automobilfertigung. Hier werden Roboter bei der Handhabung und zum Fügen von Werkstücken eingesetzt (s. Abbildung 4-1, Robotergeführtes Laserschweißen im Rohbau der Fa. Volvo). Der Aufgabenbereich der Anlagenbediener umfasst im wesentlichen das Einrichten beim Serienanlauf und die fortwährende Instandhaltung. Während des normalen Betriebs ist ein Eingreifen oder Zutun des Personals in direkter Nähe des Roboterarms weder erlaubt noch erforderlich. Dennoch sind Maßnahmen zur Sicherheit und zum Arbeitsschutz wegen der besonderen Gefahrenpotentiale des Roboters wesentliche Einsatzvoraussetzungen. Zum einen können Gefahrenquellen weit über den Arbeitsraum

---

<sup>12</sup> Der erste funktionsfähige Prototyp eines Roboters für den industriellen Einsatz wurde 1959 in den USA vorgestellt. Die ersten wesentlichen Installationen in Deutschland wurden in den 70er Jahren bei Mercedes-Benz in Sindelfingen vorgenommen (SCHRAFT 1998, S. 8). Im Jahr 2000 waren in Deutschland ca. 90.000 Industrieroboter in Betrieb (VDMA 2000, S. 5)

des Roboters hinaus wirken, wie beispielsweise Laserstrahlung beim Schweißvorgang. Zum anderen ist es bei Wartungs- oder Programmier Tätigkeiten manchmal erforderlich, dass sich das Personal nah am Roboter befindet, während Energie an den Antrieben ansteht. In Reichweite des Roboterarms bestehen für Menschen erhebliche Verletzungsgefahren durch (NICOLAISEN 1991, S. 2-3):

- Die große Energie der Roboterbewegungen (mit hohen Geschwindigkeiten und großen bewegten Massen)
- Weite Bewegungsräume und komplexe, schwer antizipierbare Bewegungsmuster
- Scharfe Kanten, Quetsch- und Scherstellen
- Angetriebene, vom Roboter geführte Werkzeuge



*Abb. 4-1: Robotergeführtes Laserschweißen bei Volvo (Quelle KUKA)*

## 4.2 Sicherheit bei Industrierobotern nach EN775

Eine maßgebliche Vorschrift<sup>13</sup> zur Regelung des industriellen Robotereinsatzes ist die Europäische Norm DIN EN 775 (1993) über Sicherheit bei Industrierob-

---

<sup>13</sup> vgl. auch die früher gültige VDI-RICHTLINIE 2853 (1987) zu „Sicherheitstechnischen Anforderungen an Bau, Ausrüstung und Betrieb von Industrierobotern“.

botern<sup>14</sup>. Ihr Anwendungsbereich ist die Auslegung, die Programmierung, der Betrieb und die Instandhaltung von Robotern und Robotersystemen für die industrielle Anwendung. Ihre Zielsetzung ist in erster Linie, den Aufenthalt von Menschen im Arbeitsraum und im Gefahrenbereich des Roboters zu verhindern. In zweiter Linie zielt sie auf die Ausschaltung oder die Verminderung von Gefährdungen bei unvermeidbaren Eingriffen im Gefahrenbereich. Für diese Zwecke werden technische Schutzeinrichtungen eingesetzt. Muss Personal im Gefahrenbereich des Roboters tätig werden, ist zusätzlich große Vorsicht und die Einhaltung von besonderen Verhaltensregeln geboten. Technische Schutzmaßnahmen allein können dem Menschen dann keinen ausreichenden Schutz mehr bieten.

### 4.2.1 Gestaltung des Robotersystems und der Schutzeinrichtungen

Das Robotersystem muss technisch so ausgelegt werden, dass ein einzelner Bauteilausfall die Wirksamkeit der Sicherheitsfunktionen nicht beeinträchtigt. Der Roboter und sein Arbeitsraum müssen außerdem durch Schutzeinrichtungen abgegrenzt werden, die das Betreten des Gefahrenbereichs während des Betriebs verhindern bzw. nötige manuelle Tätigkeiten absichern.

In Abbildung 4-2 sind die wesentlichen Komponenten eines Robotersystems im Schema dargestellt. Der gesamte Arbeitsraum (4) des Roboters (1) ist von der Außenwelt durch Schutzeinrichtungen (8), z.B. einer Umzäunung, abgetrennt. Die Zu- und Abfuhr von Werkstücken (3), z.B. durch Förderanlagen (5), ist ebenfalls durch Schutzeinrichtungen (6) abgesichert. Personen können nur durch die Tür (7) in den Gefahrenbereich gelangen. Sie ist beim Betrieb durch die Verriegelungseinrichtung versperrt und kann nur bei Stillstand des Robotersystems geöffnet werden. Ein reales Beispiel für eine ähnliche Konfiguration zeigt die Laserschweiß-Arbeitsstation in Abbildung 4-1. Für die Sicherung des Bewegungsraums der beiden Roboter und um eine Gefährdung von Menschen durch weiterreichendes Laserlicht auszuschließen, ist die Zelle nach außen abgeschirmt. Nach einem Schweißvorgang werden die Türen der Zelle geöffnet und die Karosserie wird durch eine Fördereinrichtung zur Weiterbearbeitung

---

<sup>14</sup> Die DIN EN 775 definiert den Roboter als „ein automatisch gesteuertes, wiederprogrammierbares, vielfach einsetzbares Handhabungsgerät mit mehreren Freiheitsgraden, das entweder ortsfest oder beweglich in automatisierten Fertigungssystemen eingesetzt werden kann“.

abtransportiert. Ein neues Werkstück folgt zur Bearbeitung nach. Innerhalb der Zelle sind keine Werker zugelassen.

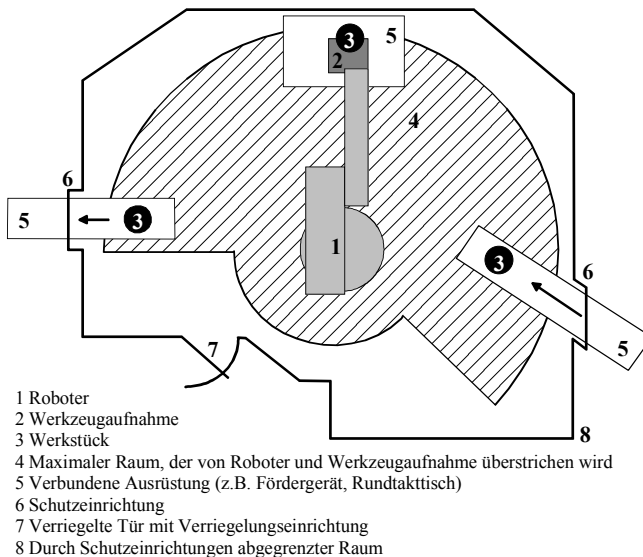


Abb. 4-2: Robotersystem mit Peripherie und Schutzeinrichtungen, nach (DIN EN 775 1993, S. 16)

## 4.2.2 Betriebsarten des Roboters

Die verschiedenen Betriebsarten des Roboters bergen unterschiedlich große Gefahrenpotentiale. Deshalb sind die Auflagen für den Einsatz von Schutzeinrichtungen beim Automatikbetrieb wesentlich strenger als bei der Programmierung, dem Testen, der Störungssuche oder der Wartung. Bei diesen Arbeiten ist geschultes Personal im Einsatz, das auf den Umgang mit bestehenden Gefahren vorbereitet ist.

Beim Automatikbetrieb werden die zuvor erstellten und getesteten Programme in Arbeitsgeschwindigkeit und unter Mitwirkung peripherer Einrichtungen abgearbeitet. Dabei besteht für Personen im Arbeitsraum eine erhöhte Verletzungsgefahr durch Quetschung oder Scherung an Gefahrstellen. Weiter in die Umgebung reichende Gefährdungen können z.B. durch Blendung, Strahlung, fliegende Teile oder Lärm entstehen. Der Automatikbetrieb darf deshalb nur

eingeleitet werden, wenn sich im abgegrenzten Bereich keine Personen aufhalten und die Schutzeinrichtungen wirksam sind.

Die Programmierung, das Testen, die Störungssuche und die Wartung erfordern vom Personal eine intensive Beschäftigung mit dem Robotersystem. Damit diese Arbeiten nötigenfalls auch in der unmittelbaren Umgebung des Roboters ausgeführt werden können, darf die Wirkung der Schutzeinrichtungen unter bestimmten Umständen aufgehoben werden. Je nach Betriebsart werden unterschiedliche Anforderungen definiert, darunter u.a. die folgenden:

- Der Automatikbetrieb wird unmöglich gemacht.
- Der Programmierer übt die alleinige Kontrolle über das Robotersystem aus und benutzt die Steuerungsfunktionalität des Programmierhandgeräts. Sein Einsatz bedingt eine Reduzierung der Geschwindigkeit der Roboterbewegungen.
- Die anwesenden Personen benutzen Zustimmungsschalter oder ähnliche Geräte, so dass Roboterbewegungen nur während ihrer Betätigung ausgeführt werden können.

### 4.2.3 Übertragbarkeit industrieller Sicherheitsvorschriften

Die wesentliche Voraussetzung für den Automatikbetrieb im Produktionsprozess ist die Einrichtung eines abgegrenzten und geschützten Arbeitsbereichs für den Roboter. Eine derartige Trennung der Aufenthaltsorte des OP-Teams und des Patienten vom Arbeitsbereich des Roboters ist im Operationssaal nicht durchführbar: Damit der Roboter eine Assistenzfunktion ausüben kann, müssen sich sein Arbeitsraum und der des Operators am Patienten optimal überdecken (s. Abbildung 4-3, Einsatz des *ROBODOC* in der Hüftendoprothetik). Würde der Roboter alternativ im Sinne des Programmierbetriebs eingesetzt, wären seine Wirkungsmöglichkeiten zwangsläufig auf statische Haltefunktionen für Haken oder Instrumente eingeschränkt. Denkbar ist die Übertragung des Testbetriebs mit reduzierter Geschwindigkeit unter ständiger Kontrolle der Roboterbewegung über Zustimmungsschalter. Um dem Personal dabei einen wirksamen Selbstschutz zu ermöglichen, müsste jede Person in Reichweite des Roboters die Roboterbewegungen ständig aufmerksam beobachten und nach eigenem Ermessen abbrechen können. Dies ist jedoch in einer klinischen Arbeitssituation mit geteilten Verantwortungs- und Tätigkeitsbereichen nicht praktikabel. Ein Selbstschutz des Patienten kann so nicht realisiert werden.





Abb. 4-3: Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik (Quelle ISS)

Die direkte Übertragung der industriellen Sicherheitsvorschriften ist im Operationssaal aufgrund der räumlichen Beschränkungen schwierig. Die Sicherheitsvorschriften und die eingesetzte Anlagen- und Sicherheitstechnik sind grundsätzlich nicht im Hinblick auf die besonderen Rahmenbedingungen und Gefahrenpotentiale eines medizinischen Einsatzes entwickelt worden. Ihr Hauptziel ist nicht, Menschen einen gefahrlosen Aufenthalt im Arbeitsraum und Gefahrenbereich des Roboters zu ermöglichen, sondern sie von ihnen fernzuhalten. Für den Einsatz des Roboters im medizinischen Umfeld müssen daher besondere Sicherheitsmaßnahmen auf der Grundlage der industriellen Erfahrungen entwickelt und auf die medizinischen Erfordernisse so zugeschnitten werden, dass die technischen Möglichkeiten des Roboters zur Unterstützung des Operators genutzt und gleichzeitig die Gefahrenpotentiale für Patient und Personal beherrscht werden können.

### 4.3 Auflagen des Medizinproduktegesetzes

Wesentliche Rahmenbedingungen bei der Auslegung eines Assistenzrobotersystems und der Entwicklung geeigneter Sicherheitsmaßnahmen bilden die gesetzlichen Auflagen für die Zulassung von Medizinprodukten, die durch das MEDIZINPRODUKTEGESETZ<sup>15</sup> (1993) formuliert werden. Es definiert sog.

<sup>15</sup> Seit dem 13.6.1998 ist das Medizinproduktegesetz in vollem Umfang in Kraft. Es setzt die EG-Richtlinien 90/385/EWG (Aktive implantierbare medizinische Geräte) und 93/42/EWG

„Grundlegende Anforderungen“ an ihre Konstruktion und Auslegung, wie z.B. die Forderung nach dem Schutz des Patienten vor mechanischen Risiken im Zusammenhang mit beweglichen Teilen des Produkts. Die zur Umsetzung dieser Anforderungen nötigen technischen Festlegungen sind in europaweit harmonisierten Normen enthalten, die von den Europäischen Normungsorganisationen erstellt werden (s. Abbildung 4-4). Die Übereinstimmung (Konformität) eines Medizinprodukts mit den Grundlegenden Anforderungen wird in einem Konformitätsbewertungsverfahren festgestellt, bevor das Produkt in Verkehr gebracht werden darf.

Der Umfang des Konformitätsbewertungsverfahrens richtet sich nach der Höhe des Gefahrenpotentials eines Produkts (RICHTLINIE 93/42/EWG 1993, ANHANG I), die von der Verletzbarkeit des menschlichen Körpers und den potentiellen Risiken bei der Auslegung und Herstellung des spezifischen Medizinprodukts abhängt. Die Klassifizierung in die vier Risikoklassen<sup>16</sup> I, IIa, IIb und III erfolgt durch die Anwendung eines Regelwerks. Ein Assistenzroboter für die Endoprothetik ist nach dem Regelwerk ein Aktives Gerät der Klasse IIb, bei dem von einem hohen Gefahrenpotential ausgegangen wird. Der Hersteller hat für ein derartiges Erzeugnis die Wahl zwischen der Errichtung eines vollständigen Qualitätssicherungssystems oder einer EG-Baumusterprüfung in Verbindung mit der Qualitätssicherung der Produktion und des Produkts. Im Rahmen dieser Verfahren muss auch eine Risikoanalyse durchgeführt werden.

Die im Zusammenhang mit dem Medizinproduktegesetz einschlägigen Bestimmungen und Richtlinien sehen eine Einzelfallprüfung des Produkts vor. Es werden jedoch keine konkreten Gestaltungsanweisungen gegeben, die eine Anwendung standardisierter, spezifischer Sicherheitsmaßnahmen für einzelne Produkte fordern. Die Einrichtung eines abgegrenzten Bereich um ein medizinisch eingesetztes Robotersystem ist daher a priori ebenso wenig nötig wie die im industriellen Einsatz vorgeschriebenen Schutzeinrichtungen.

---

(Medizinprodukte) in nationales Recht um und löst die früher in Deutschland gültige Medizingeräteverordnung (MedGV) ab.

<sup>16</sup> Beispielprodukte	Klasse I:	Wundverband, Schwerkraft-Extensionsapparat
	Klasse IIa:	Bohrer zum Anschluss an aktive Geräte
	Klasse IIb:	Künstlicher Gelenkersatz
	Klasse III:	Antibiotischer Knochenzement

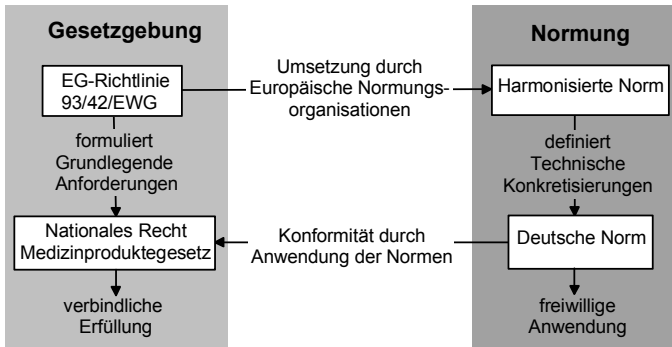


Abb. 4-4: Beziehung zwischen Gesetzgebung und Normung, nach (KINDLER & MENKE 1998, S. 18)

## 4.4 Grundsätzliche Gefahrenpotentiale beim Einsatz im Operationssaal

Durch die unterschiedlichen Einsatzcharakteristika in Industrie und Operationssaal entstehen spezifische Gefahrenpotentiale. Der industriell eingesetzte Roboter bewegt, verschweißt oder lackiert Werkstücke auf festprogrammierten Bahnen und kommt im normalen Betrieb ohne direktes menschliches Zutun aus. Dagegen muss der Roboter im Operationssaal in direktem räumlichem Kontakt und in enger Abstimmung mit dem OP-Team flexibel agieren und Werkzeuge und Instrumente am Körper des Patienten positionieren, bewegen und aktivieren.

Durch den Einsatz der robotergeführten Werkzeuge am Menschen und durch die enge Kooperation von Roboter und Operateur erwachsen dabei neue und größere Sicherheitsrisiken. Wie im industriellen Bereich besteht die grundsätzliche Unfall- und Verletzungsgefahr durch den bewegten Manipulator. Sie wird durch die räumliche Nähe und die nötige flexible Anpassung der Roboterbewegungen an den individuellen Operationsablauf verschärft. Eine Milderung entsteht durch die geringere erforderliche Arbeitsgeschwindigkeit. Trotzdem bleiben Gefahren durch große Antriebskräfte des Roboterarms bestehen.

Darüber hinaus resultiert durch die Vielzahl der vernetzten Teilfunktionen des Therapiesystems eine große Komplexität und eine entsprechend hohe Störanfälligkeit, die zu Verzögerungen des Operationsablaufes führen kann. Generell bedeutet eine Verlängerung der Operationsdauer einen Anstieg des Infektionsri-

sikos für den Patienten. Werden darüber hinaus zeitliche Beschränkungen für den Eingriff verletzt (z.B. bei Eingriffen mit Blutsperre<sup>17</sup>), kann der Erfolg der Operation beeinträchtigt werden.

Weiter besteht die Gefahr, dass die Bearbeitung anatomischer Strukturen durch das Robotersystem in falscher Weise oder an falscher Stelle ausgeführt wird. Ein großer Unterschied zum industriellen Einsatz liegt in der Tragweite eines solchen Bearbeitungsfehlers. Während ein fehlerhaftes Werkstück Fehlerkosten durch Nacharbeit oder Ausschuss verursacht, können dem Patienten irreversible gesundheitliche Schäden entstehen.

### 4.5 Untersuchung ausgewählter Risiken

Um sicherheitsrelevante Problemfelder beim Robotereinsatz im Operationssaal zu identifizieren, werden im folgenden typische Störungen eines Beispielsystems qualitativ untersucht und als Ursachenwirkgefüge dargestellt. Das zugrunde gelegte Therapiesystem enthält einen Roboter<sup>18</sup>, der sich zu verschiedenen Startpositionen bewegen und dort vordefinierte Behandlungsschritte (z.B. Säge- oder Bohrvorgänge) am fixierten Patienten ausführen soll.

Aus der Vielzahl möglicher Störfälle (z.B. durch verschiedene Defekte in der Robotersteuerung) wird die folgende exemplarische Auswahl diskutiert:

- die Kollision mit einem Hindernis
- das mechanische Versagen der Knochenfixierung
- das Auftreten von Funktionsstörungen des Winkelmeßsystems des Roboters
- und die Annäherung an eine Singularität

---

<sup>17</sup> Bei Operationen in Blutsperre wird eine Druckluftmanschette zur Minimierung von Blutungen in der Extremität angelegt. Um eine Vergiftung des Körpers durch angesammelte Stoffwechselprodukte beim Öffnen der Manschette zu verhindern, kann sie nur für eine begrenzte Zeit aufrechterhalten werden. Diese Zeit stellt eine natürliche Obergrenze für die Operationsdauer dar.

<sup>18</sup> Es handelt sich um das Modell *RX90CR* von Stäubli, Frankreich

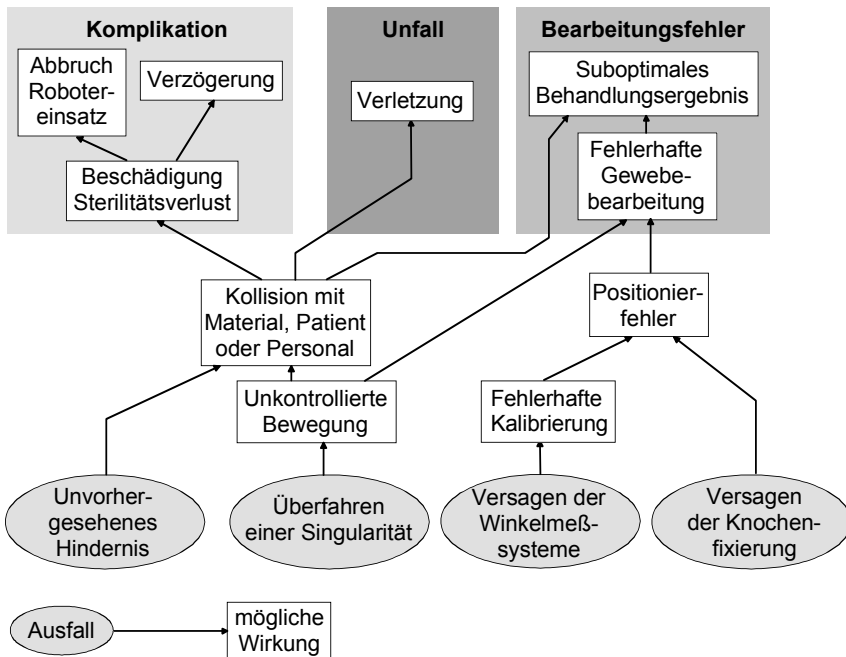


Abb. 4-5: Ursachenwirkgefüge der diskutierten Ausfälle

Während die letzten beiden Störungen im Robotersystem stattfinden, treten die übrigen bei der Interaktion des Robotersystems mit mechanischen Komponenten oder der Umgebung auf. Um die Folgewirkungen nach ihrer Gefährlichkeit zu klassifizieren, werden die Störungen durch folgende Definitionen in Komplikationen, Bearbeitungsfehler und Unfälle unterteilt:

- *Komplikationen* werden als solche Störungen des Operationsverlaufs verstanden, die keine direkten negativen Auswirkungen auf den Patienten, das Behandlungsergebnis oder das OP-Team haben. Sie führen jedoch zu Verzögerungen oder zum Abbruch des Systemeinsatzes. Komplikationen sind z.B. Beschädigungen eines Werkzeugs durch eine Kollision der Roboterhand.
- *Bearbeitungsfehler* werden als Störungen des Werkzeugeinsatzes am Patienten definiert, die zu einer fehlerhaften Bearbeitung des Gewebes und damit zu einem suboptimalen Behandlungsergebnis führen. Ein Bearbeitungsfehler kann beispielsweise auftreten, wenn das Werkzeug vom Roboter ungenau positioniert wird.

- *Unfälle* sind Störungen des Systemeinsatzes, die zu einer Verletzung des Patienten oder des Personals führen. Sie treten durch Zusammenstöße zwischen Roboter und Mensch oder durch gravierende Fehler bei der Gewebebearbeitung ein.

Die Zusammenhänge zwischen den Störungen und den resultierenden Gefahren sind in Abbildung 4-5 dargestellt und werden im folgenden diskutiert.

### 4.5.1 Kollision mit Hindernissen

Bei einer Roboterbewegung (z.B. für einen Werkzeugtransfer zum Operationsgebiet) kann es zu einer Kollision mit Hindernissen kommen. Potentielle Hindernisse im Bewegungsraum des Roboters sind einerseits der Patient und das Personal, andererseits Gegenstände, wie z.B. die Knochenfixierung am Knie oder die OP-Lampe. Während bei einer Kollision mit Gegenständen Komplikationen folgen können, besteht bei einer Kollision mit Menschen Unfallgefahr.

Bei Kollisionen des Roboters mit Material im Operationssaal kann es prinzipiell zu Beschädigungen und Verletzungen der Sterilität bei den Kollisionspartnern (Roboter, Werkzeug und Hindernis) kommen. Eine Sterilitätsverletzung ist wegen der großen Infektionsgefahr bei Knochen-Operationen schwerwiegend. Durch Berührung der unsterilen Stelle können Keime an andere Orte, z.B. in das Operationsgebiet, verschleppt werden. Während beim Roboter in diesem Fall die sterile Verpackung ausgewechselt werden kann, muss das Werkzeug wegen des direkten Kontakts mit dem Patienten und dem Operateur ausgetauscht werden. Kollidiert der Roboter mit der sterilen Abdeckung, kann es bei einer Beschädigung der Tücher dort auch zu Problemen mit der Sterilität kommen. Am Werkzeug können Schäden wie z.B. Funktionsstörungen oder Bruch auftreten. Bei einer Verbiegung kommt es zum Positionierfehler, der durch eine neue Werkzeugkalibrierung kompensiert werden muss. Die Konsequenz sind Verzögerungen oder der Abbruch des Systemeinsatzes, wenn ein Austausch des Werkzeugs nicht möglich ist. Am Roboter sind Beschädigungen aufgrund der robusten Ausführung bei kleinen Geschwindigkeiten unwahrscheinlich. Werden die Antriebe bei einer Kollision blockiert, kommt es zur Abschaltung durch die Robotersteuerung. Eine etwaige Verklemmung mit dem Kollisionspartner muss dann durch manuelles Lösen der Antriebe gelöst werden. Beim erneuten Starten der Robotersteuerung kann es zu Verzögerungen durch Funktionsstörungen in den Antrieben kommen.

Bei einer Kollision mit Personen können die auch beim industriellen Einsatz bestehenden Gefahrenpotentiale (vgl. Abschnitt 4-1) zu einem Unfall führen.

Neben dem Operateur und dem Patienten halten sich auch die Assistenten, Schwestern und Pfleger im Arbeitsraum des Roboters auf und sind deshalb unfallgefährdet. Bei einer Verletzung am robotergeführten Werkzeug besteht das Risiko einer Infektion. Am größten ist die Gefahr für den Patienten, weil ihm durch die Narkose und Fixierung eigene Schutz- und Reaktionsmöglichkeiten genommen sind. Die Gefahr einer Schädigung ist bei Bewegungen und Aktionen nah an freipräparierten oder bereits bearbeiteten empfindlichen anatomischen Strukturen besonders groß. Die möglichen Konsequenzen reichen vom Bearbeitungsfehler durch eine Beeinträchtigung des Behandlungsergebnisses bis hin zum Unfall mit bleibenden Schäden durch eine Verletzung.

#### **4.5.2 Mechanisches Versagen der Knochenfixierung**

Während der Bearbeitung mit dem robotergeführten Werkzeug wird das Bein des Patienten mit der Knochenfixierung eingespannt. Bei einem Versagen der Fixierung (s. Abbildung 4-5 rechts unten) werden Eigenbewegungen des Patienten, die trotz der Narkose auftreten können, nicht ausreichend blockiert. Die Lage des Beins wird verändert. Da das Therapiesystem bei der Bestimmung der Zielpositionen von der ursprünglich gültigen Patientenposition ausgeht, kann der Roboter die Werkzeuge nicht korrekt positionieren. Erfolgt die Bewegung vor dem ersten Bearbeitungsschritt und treten keine weiteren Patientenbewegungen auf, ergibt sich für alle Schnitte und Bohrungen der gleiche Lagefehler. In diesem Fall stimmen die Kontaktflächen von Implantat und Femur überein und das Implantat passt auf das bearbeitete Femur. Seine Position ist allerdings fehlerbehaftet. Treten zwischen den Bearbeitungsschritten Patientenbewegungen auf, wird auch die Passgenauigkeit der Kontaktflächen zueinander beeinträchtigt und es resultiert zusätzlich ein Formfehler. Die Geometrie des Implantatsitzes muss dann manuell nachbearbeitet und an die Implantatgeometrie angepasst werden. Ein ähnlicher Fall tritt ein, wenn das Versagen der Knochenfixierung durch zu hohe Prozesskräfte beim Eingriff der Werkzeugschneide ausgelöst wird. Wird die Bearbeitung nicht abgebrochen, können Form- und Lagefehler auftreten. In allen Fällen kommt es durch die fehlerhafte Gewebearbeitung zu einem suboptimalen Behandlungsergebnis.

### 4.5.3 Funktionsstörungen des Winkelmesssystems

Durch Funktionsstörungen im Winkelmesssystem (s. Abbildung 4-6) kann es zu einer falschen Kalibrierung<sup>19</sup> kommen, die sich in einem konstanten Winkelfehler eines oder mehrerer Armgelenke (in der Größenordnung von einigen Grad) äußert. Ein derartiger Winkelfehler kann bemerkt werden, wenn eine definierte Stellung angefahren und die resultierende Pose überprüft wird (z.B. durch eine Sichtprüfung der Kalibrier-Marken in der Grundstellung des Roboters). Unbekannt führt er zu einem Positionierfehler des Endeffektors und des Werkzeugs am Patienten. Der Einfluss eines Winkelfehlers auf den Positionierfehler hängt von der Stellung der anderen Gelenke ab und ist nicht über den Arbeitsraum konstant.

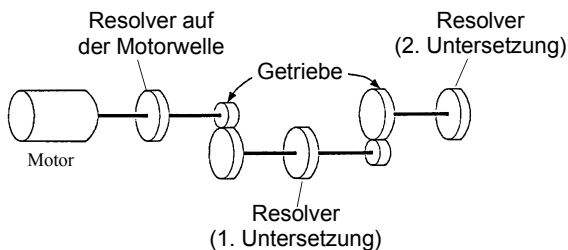


Abb. 4-6: Winkelmesssystem mit kaskadierten Resolvern (Quelle Stäubli)

Je nach Anwendung hat der Positionierfehler unterschiedliche Konsequenzen. Wird ein Werkzeug zum Startpunkt der Bearbeitung bewegt, resultiert dort zunächst ein Fehler in Position und Orientierung. Handelt es sich um ein Werkzeug mit eigener Kinematik, wie z.B. eine Säge mit manueller Führungsvorrichtung (vgl. Abschnitt 8.3.5), wirkt sich der Positionierfehler entsprechend auf die Lage des Sägeschnitts aus. Werden mehrere Ebenen bearbeitet, variiert der Lagefehler an den Startpunkten über den Arbeitsraum. Die bearbeiteten Knochenflächen bilden die Grenzflächen des Implantats daher mit einem Formfehler ab. Wird das Werkzeug dagegen durch den Roboter entlang einer Bahn bewegt,

---

<sup>19</sup>Bei der Kalibrierung des betrachteten Robotersystems, die im Stillstand nach dem Einschalten erfolgt, ermittelt die Robotersteuerung die aktuelle absolute Auslenkung der einzelnen Gelenke. Bei anschließenden Bewegungen des Roboters werden die inkrementellen Änderungen der Gelenkstellungen verfolgt. Bei anderen Robotertypen entfällt eine derartige Kalibrierung.



um z.B. eine Kontur zu fräsen, wirkt sich der Positionierfehler in jedem Bahnpunkt unterschiedlich aus. Dadurch entstehen zusätzlich Verformungen der Bahn bzw. der einzelnen Konturen. In beiden Fällen kommt es zu einem Bearbeitungsfehler, bei dem die Passgenauigkeit des Implantats leidet.

#### 4.5.4 Annäherung an eine Singularität

Singularitäten sind Stellen im Arbeitsraum des Roboters, die zwar geometrisch erreichbar, aber aus kinematischen Gründen nicht angefahren werden können. In ihrer Nähe ist die Steuerung von Robotern problematisch. Zwei Arten von Singularitäten werden unterschieden (SCHILLING 1990, S. 158):

- Singularitäten am Rand des Arbeitsraums, z.B. bei völliger Streckung des Roboterarms (boundary singularities).
- Singularitäten<sup>20</sup> innerhalb des Arbeitsraums, wenn zwei oder mehrere Drehachsen in einer Geraden stehen (interior singularities). Der Effekt einer Rotation um eine Achse des Roboterarms wird durch die Gegenbewegung in einer anderen gerade ausgeglichen. Der Roboter vollzieht in den betroffenen Gelenken Eigenbewegungen mit hoher Achsgeschwindigkeit und -beschleunigung ohne Wirkung auf die Lage des Endeffektors.

---

<sup>20</sup> Der Grund für das Auftreten der Singularitäten liegt im Steuerungsalgorithmus der Robotersteuerung. Die Definition einer Bewegung (z.B. einer geradlinigen Bahn) nach Form und Geschwindigkeit erfolgt üblicherweise im kartesischen Weltkoordinatensystem des Roboters. Für die Ausführung dieser Bewegung müssen die einzelnen Gelenke des Roboters koordiniert bewegt werden. Dazu wird die Trajektorie des Endeffektors in den Gelenkwinkelraum transformiert und zeitlich differenziert, um Geschwindigkeitsvorgaben für die Steuerung der einzelnen Antriebe zu ermitteln. Die Transformation in den Gelenkwinkelraum kann durch die direkte (und aufwendige) Berechnung der inversen Kinematik des Roboters ermittelt werden. Eine in Robotersteuerungen übliche Variante (resolved-motion rate control (SCHILLING 1990, S. 164-170)) umgeht die direkte Berechnung der Inversen Kinematik und ermittelt die Geschwindigkeitswerte mit Hilfe der Inversen der Jacobi-Matrix, die durch die zeitliche Differentiation der Vorwärtstransformation gebildet wird. In Singularitäten kommt es zum Rangabfall der Jacobi-Matrix, die dann nicht mehr invertiert werden kann. Eine Steuerung in den Singularitäten ist deshalb nicht möglich. In ihrer Umgebung erzeugt der Algorithmus sehr hohe Geschwindigkeitswerte. Nähert sich der Roboterarm einer Singularität, kommt es durch die großen Achswinkeländerungen zu Schleppfehlern. Die Trajektorie kann nicht eingehalten werden. Werden die Schleppfehler zu groß, bricht die Steuerung die Bewegung ab.

Singularitäten an der Grenze des Arbeitsraums können leicht vermieden werden, wenn alle Roboterbewegungen mit einem ausreichenden Abstand zur Arbeitsraumhülle durchgeführt werden. Ihr Auftreten im inneren Bereich des Arbeitsraums kann durch die Berechnung der inversen Kinematik des Roboters für die definierte Bahn geprüft werden (DOU 1997, S. 47-51).

Das hier zugrunde gelegte Robotersystem erkennt Singularitäten auf der programmierten Bahn in der Regel vor Ausführen einer Bewegungsanweisung und gibt eine Fehlermeldung aus. Die Singularität bei Parallelität der 4. und 6. Achse bildet dabei eine Ausnahme und wird durch die Steuerung<sup>21</sup> nicht erkannt. Die beschriebene Problematik tritt nur bei linear interpolierten Bewegungen, nicht aber bei PTP-Bewegungen<sup>22</sup> auf. Während eine PTP-Bewegung z.B. für das Positionieren eines Werkzeugs ausreichend ist, muss bei der Fräsbearbeitung einer Ebene eine linear interpolierte Bewegung ausgeführt werden. Das Problem ist in Abbildung 4-7 am Beispiel dargestellt. Ausgehend von einer Startpose (links) soll der Roboter durch eine geradlinige Bewegung die Zielpose (rechts) anfahren. Ausgehend von negativen Werten des Achswinkel  $J_5$  wird zwangsläufig eine Singularität (Mitte) erreicht, bei der die 4. und die 6. Achse fluchten (Achswinkel  $J_5=0^\circ$ ) und der Achswinkel in den positiven Bereich wechselt. Werden Start- und Zielpose einprogrammiert und die Bewegung gestartet, werden beim Erreichen der Singularität die 4. und die 6. Achse mit maximaler Geschwindigkeit unvermittelt und gleichzeitig in positive Richtung gedreht. Dabei kommt es zu einem großen Schleppfehler mit Abbruch der Bewegung in unmittelbarer Nähe der Singularität. Die resultierende Endstellung ist in Abbildung 4-8 skizziert. Der Endeffektor ist um ca.  $220^\circ$  gegenüber der geforderten Orientierung verdreht.

Aus manchen Roboterstellungen heraus gelingt die schnelle Bewegung der 4. und 6. Achse um jeweils  $+180^\circ$ , so dass eine Singularität ohne Konfigurationswechsel (Vorzeichenwechsel von  $J_5$ ) und ohne Abbruch durchfahren wird. Eine Voraussetzung sind kleine Bahngeschwindigkeiten, damit der Schleppfehler nicht zu stark anwachsen kann. In anderen Situationen wird schon während der Anfangsphase eine Bewegung dieser Achsen eingeleitet, so dass sich die

---

<sup>21</sup> Dieses Problem trat bei Tests mit Robotersystemen bis einschl. Version 12.3 der Steuerungssoftware *V+* auf.

<sup>22</sup> Bei einer PTP-Bewegung (Point-to-Point) werden die einzelnen Gelenke synchron entlang eines festen (z.B. trapezförmigen) Geschwindigkeitsprofils geführt und beschleunigt. Die Transformation von Bahnstützpunkten in den Gelenkwinkelraum ist nicht erforderlich. Aus diesem Grund treten Singularitäten nicht in Erscheinung.

Orientierung des Endeffektors über die gesamte Bewegung ändert und das Werkzeug rotiert. Das Verhalten des Roboters ist nicht eindeutig vorhersehbar.

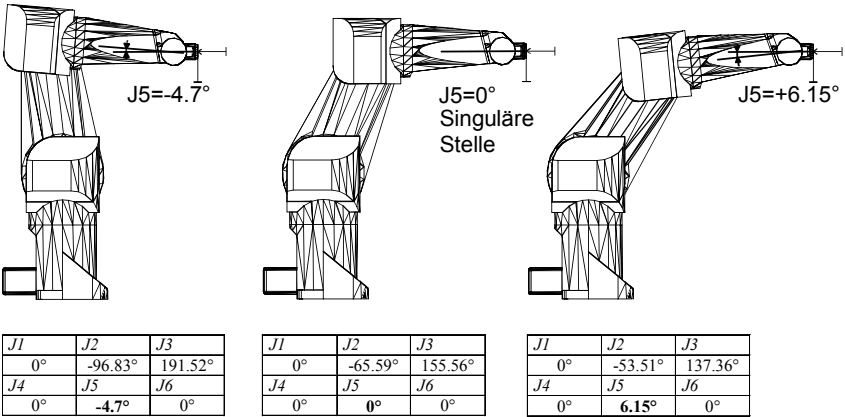


Abb. 4-7: Singularität (Mitte) in einer geradlinigen Bewegung vom Start (links) zum Ziel (rechts)

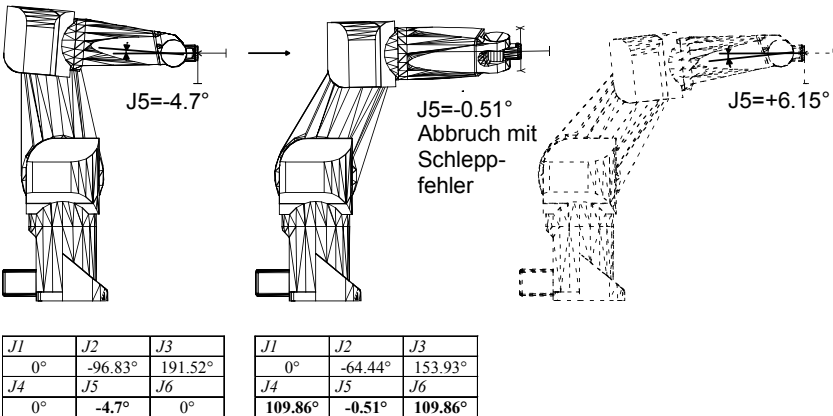


Abb. 4-8: Abbruch der geradlinigen Bewegung nahe der Singularität

Wird der Bereich um eine Singularität bei der Gewebearbeitung durchfahren, kann die fehlerhafte Werkzeugführung bei einer plötzlichen Verdrehung des Endeffektors zur Schädigung des umliegenden Gewebes führen. Bei einem solchen Bearbeitungsfehler können Weichteile zerrissen oder Knochendefekte durch das geführte Werkzeug beigebracht werden. Das unkontrollierte Bewegungsverhalten kann auch zu Kollisionen und damit zu Komplikationen oder Unfällen führen.

### 4.5.5 Lösungsansätze

Die beschriebenen Risiken können durch technische Lösungsansätze entschärft werden. Die Gefahr einer Kollision mit Hindernissen besteht insbesondere bei automatisch ausgeführten Bewegungen des Roboters. Sie kann durch die Verwendung eines Zustimmungsschalters bei gleichzeitig starker Begrenzung der Ausführungsgeschwindigkeit verringert werden. Der Operator kontrolliert in diesem Fall die Roboterbewegungen visuell, um sie bei einer Kollisionsgefahr abubrechen. Weitergehende Möglichkeiten eröffnet der Einsatz eines 3D-Simulationssystems. Durch die grafische Visualisierung können geplante Roboterbewegungen vom Operator antizipiert werden. Wird die Hindernissituation im Simulationsmodell realitätsgetreu abgebildet, kann die Zielposition im Einklang mit der Operationsplanung und der Hindernissituation angepasst werden. Dadurch wird eine Kollision des Werkzeugs an seinem präoperativ geplanten Einsatzort mit intraoperativ eingebrachten Objekten verhindert. Die Planung einer kollisionsfreien Bewegung zum Zielort erfolgt dann mit Hilfe von Bahnplanungsalgorithmen. Die Ausführung der Bewegung muss durch einen Kollisionsschutz überwacht werden (vgl. Abschnitt 8.1.5).

Die Wahrscheinlichkeit von Patientenbewegungen wird durch eine stabile und rigide Fixierung des Patienten verringert. Sie erfordert ggf. invasive Schnittstellen zwischen Mechanik und Knochen. Da dadurch Bewegungen nicht sicher ausgeschlossen werden, sollten Lageänderungen durch ein Sensorsystem, wie z.B. ein videooptisches Tracking-System, detektiert und verfolgt werden. Mit den erhobenen Lagedaten kann die Werkzeug-Zielposition schritthaltend korrigiert werden.

Funktionsstörungen des Winkelmesssystems können durch die Überprüfung mit einem redundanten Messsystem erkannt werden. Zum einen kann ein zusätzliches Winkelmesssystem in den Roboterarm integriert werden (BÜRGER ET AL. 2001, S. 297), zum anderen kann ein externes Sensorsystem zur Überprüfung der Lage zwischen Roboter und Patient eingesetzt werden.

## 5 Konzeption des Assistenzsystems

Die im folgenden vorgestellte Konzeption des Assistenzsystems basiert auf den Ergebnissen der vorangegangenen Kapitel. Die Teilsysteme werden analog zur Dreiteilung der Aufgabenkomplexe Positionierung, Ausrichtung und Bearbeitung (vgl. Abschnitt 2.4.4) konzipiert. Dabei werden die Verfahren zur Lösung der verschiedenen Komplexe voneinander entkoppelt. Bei der Ermittlung und Definition der jeweiligen Anforderungen wird auf die Ergebnisse, Schlussfolgerungen und Ansätze der vorangehenden Kapitel 2, 3 und 4 zurückgegriffen. Grundsätzliche Anforderungen für alle zu entwickelnden Verfahren und Komponenten bestehen in der möglichst geringen Komplexität, leichten Handhabung, hohen Genauigkeit und großen Sicherheit. Die Positionierung der Implantatkomponenten wird präoperativ durch die computergestützte Operationsplanung bestimmt. Die Leitlinie besteht dabei in der vollständigen und intraoperativ reproduzierbaren Festlegung der Implantatposition an 3D-Modellen der Patientenanatomie (vgl. Abschnitt 5.1.3). Die intraoperative Ausrichtung des Therapiesystems an der Patientenanatomie erfolgt durch eine berührungslose Patientenlokalisierung. Hier liegt der Fokus auf der nichtinvasiven Lagebestimmung und der schritthaltenden Lageverfolgung mit sensorbasierten Verfahren (vgl. Abschnitt 5.2.2). Danach nimmt der Operateur die Bearbeitung des Implantatsitzes beim robotergeführten Werkzeugeinsatz vor. Die wesentliche Zielrichtung besteht hier in der planungsgerechten Positionierung und exakten Führung der Werkzeuge unter der vollen Kontrolle des Operateurs (vgl. Abschnitt 5.3.2).

### 5.1 Konzeption der computergestützten Operationsplanung

In den folgenden Abschnitten werden die Möglichkeiten der Computerunterstützung für die Operationsplanung erörtert. Nach der Diskussion des langfristigen Potentials werden konkrete Ansatzpunkte und Randbedingungen formuliert. Abschließend wird ein Planungsverfahren zur Realisierung der wesentlichen vorgestellten Ideen entworfen.

#### 5.1.1 Motivation

Zwischen der Operationsplanung und der Therapiedurchführung bestehen starke Wechselwirkungen. Einerseits verbessert eine präzisere Planung die Zielrich-

tung der Therapie, andererseits erweitern neue Möglichkeiten der Therapiedurchführung die Anforderungen an bestehende Planungskonzepte. Daher besteht eine praktische Notwendigkeit für den Einsatz einer computergestützten Planung darin, dass computergestützte Therapiesysteme auf die exakte Formulierung räumlicher Zielkoordinaten angewiesen sind, die das klassische Planungsverfahren nicht liefern kann. Die weitreichendere Perspektive liegt jedoch in der Bereitstellung von neuen Werkzeugen zur genauen dreidimensionalen Analyse der patientenspezifischen Biomechanik und zur individuell angepassten Planung des Implantat-Einbaus.

### 5.1.2 Potential der Computerunterstützung

Das klassische Planungsverfahren unterstützt den Implantat-Einbau nicht optimal (vgl. Abschnitt 2). So kommt es häufig zu Problemen bei der Größenbestimmung der Implantate und bei ihrer achsgerechten Positionierung. Die Gründe liegen insbesondere in der Beschränkung auf zweidimensionale Röntgenaufnahmen als Planungsgrundlage.

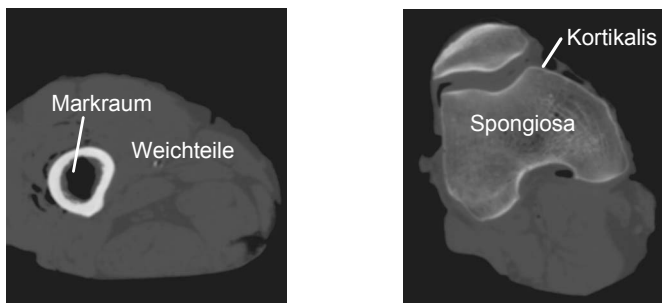


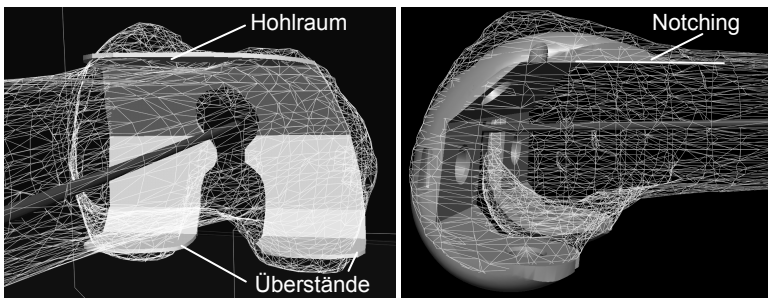
Abb. 5-1: CT-Schichtaufnahme des Femurschafts (links) und der Femur-Kondylen (rechts) mit Spongiosa und kortikalem Rand

Wird die Bildgebung dagegen durch den Einsatz der Computertomografie (s. Abbildung 5-1) erweitert, können genaue dreidimensionale Modelle der Gelenkkörper (Femur, Tibia und Patella) mit Rechnerunterstützung konstruiert und als Planungsgrundlage<sup>23</sup> verwendet werden (s. Abbildung 5-3). Die rekon-

---

<sup>23</sup> Ein Vorteil des Röntgenbilds gegenüber dem Computertomogramm besteht neben der geringeren Strahlenbelastung darin, dass es die Verhältnisse im belasteten Stand wiedergeben

struierten dreidimensionalen Modelle erlauben die computergestützte Extraktion und Vermessung der biomechanisch relevanten Punkte und Achsen (z.B. der Traglinie) in ihrer exakten räumlichen Lage und Orientierung (MOCTEZUMA 1996, S. 65-78). Mit den gemessenen Parametern können Vorschläge für die Größen und die achsgerechte Positionierung der Implantatkomponenten bestimmt werden. Dem Operateur wird durch die detaillierte dreidimensionale Visualisierung eine genaue Untersuchung des voraussichtlichen Implantatsitzes ermöglicht, um z.B. Hohlräume an den Grenzflächen von Implantat und Knochen aufzufinden (s. Abbildung 5-2) und zu korrigieren. Am dreidimensionalen Modell kann auch der Übergang zwischen dem Patellaschild und dem ventralen Femur überprüft werden, um ein sog "Notching", das ventrale Eintauchen des Patellaschildes, zu verhindern.



*Abb. 5-2: Simulierter Implantateinbau am Femur: Auftreten unerwünschter Hohlräume und Überstände an den Kontaktflächen durch falsche Implantatgröße oder Positionierung (links), anteriores Eintauchen (Notching) der femoralen Implantatkomponente (rechts).*

Eine weitergehende lokale Überprüfung des Implantatsitzes wird möglich, wenn das Innere des Knochens beim Modellaufbau modelliert wird. Dabei wird aufgrund der unterschiedlichen Grauwerte des Bildmaterials durch eine Segmentierung zwischen Kortikalis und Spongiosa unterschieden. Mit dem differenzierten Modell kann das Aufliegen des Implantats auf den kortikalen Schnitterändern simuliert, visualisiert und optimiert werden. Mit Hilfe der Finite-

---

kann. Soll dieser Vorteil nicht aufgegeben werden, können Röntgenaufnahmen als zusätzliche Bildquelle im rechnergestützten Planungsverfahren berücksichtigt werden.

Elemente-Methode<sup>24</sup> (FEM) kann eine Belastungs- und Beanspruchungsanalyse der Kontaktzone zwischen Implantat und Knochen vorgenommen werden. Die Modellierung ist jedoch schwieriger als in den meisten technischen Anwendungs-fällen. Zum einen ist der Knochen ein inhomogener und anisotroper Werkstoff, zum anderen lassen sich die komplexe Lagerungssituation der Gelenke und die einwirkenden Lasten in der numerischen Simulation nur schwer nachbilden (LENZ 1999, S. 196-198).

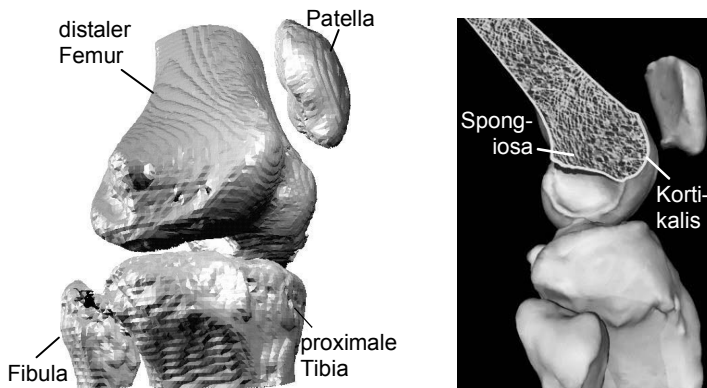


Abb. 5-3: *Rekonstruktion eines Kniemodells aus CT-Aufnahmen (GÖTTE & REINHART 1999, S. 20) (links), grafische Darstellung des Knocheninneren (STOLLER 1999) (rechts)*

Neben den genannten Fragestellungen zur achsgerechten Ausrichtung des Implantats und zum lokalen Implantatsitz ist die Bandsituation von Interesse. Denn die richtige Einstellung der Bandspannungen ist für die Gelenkbelastung und -funktion grundsätzlich sehr wichtig (POPE&FLEMING 1991) (JEROSCH&HEISEL 1999, S.160-162). Die Bewegung der knöchernen Gelenkkörper erfolgt im natürlichen Gelenk unter Führung der Kreuz- und Seitenbänder. Die Kreuzbandfunktion und die Kondylenform sind dabei untrennbar miteinander verbunden (MÜLLER 1982, S. 16) (KAPANDJI 1992, S. 120). Die Bandsituation wird durch den Einbau des Implantats verändert. Beim Gelenkersatz können nur die Seitenbänder und das hintere Kreuzband erhalten bleiben,

---

<sup>24</sup> Mit der Finite-Elemente-Methode (FEM) können insbesondere die Verformung und die inneren Spannungen komplexer elastischer Strukturen infolge von Krafteinwirkungen und äußeren Randbedingungen berechnet werden. Zur Einführung s. z.B. (BATHE 1990)



zumindest das vordere Kreuzband wird bei den meisten Implantattypen entfernt. Die resultierenden Auswirkungen auf die Bandspannungen im hinteren Kreuzband und in den Seitenbändern sind mit dem klassischen Planungsverfahren nicht erfassbar. Notwendige Korrekturen der Bandspannungen werden chirurgisch vorgenommen.

Durch den Übergang auf weitere Verfahren zur dreidimensionalen Bildgebung, wie z.B. der Kernspintomografie<sup>25</sup>, wird künftig die funktionelle Modellierung von Weichteilen möglich. Gelingt es, das Zusammenspiel der Gelenkkörper, der Bänder, der Muskeln, der Menisken und der Gelenkkapsel realitätsnah und patientenspezifisch zu modellieren, können die biomechanischen Verhältnisse vor und nach dem geplanten Implantateinbau unter verschiedenen Lastfällen simuliert und überprüft werden. Gegenstand der Untersuchung wären z.B. der Bewegungsverlauf der Gelenkkörper, ihre Kontaktzonen, die auftretenden Bandspannungen und -längen sowie die im Gelenk übertragenen Kräfte. Die Operationsplanung würde mit den Simulationsergebnissen überprüfbar und korrigierbar.

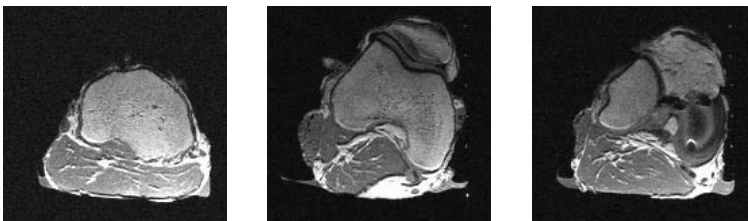


Abb. 5-4: Kernspintomografien des Kniegelenks

Die Optimierung der Modellbildung aus Kernspintomografie-Datensätzen und die Simulation der Gelenkstrukturen ist gegenwärtig Gegenstand der Forschung. LAIDLAW (1995) untersucht die Möglichkeiten zur automatischen Differenzierung verschiedener Materialien in biologischen und künstlichen Objekten für eine anschließende geometrische Modellierung. COHEN ET AL. (1998) setzt ein Mehrkörper-Modell des Femoropatellargelenks für die patientenspezifische

---

<sup>25</sup> Durch den Einsatz eines Kernspintomografen lassen sich Weichteile wie Muskeln und Bandstrukturen in Schnittbildern darstellen. Eine grundsätzliche Problematik ist die für die rationelle Verarbeitung großer Bildmengen notwendige vollautomatische Segmentierung der Bilddaten (POMMERT 1995, S. 159-161). Sie ist aktuell Gegenstand der Forschung.

Simulation von chirurgischen Eingriffen bei Osteoarthritis ein. Dabei erfolgt eine Rekonstruktion der Gelenkflächen von Femur und Patella mit ihren Knorpelstrukturen, den Knochenkonturen, den Wirklinien der Muskeln sowie der Sehnen- und Bandansätze. Das Ziel der anschließenden Mehrkörper-Simulation<sup>26</sup> (MKS) ist die Vorhersage des Verlaufs der Kontaktzonen sowie der Kontakt- und Bandkräfte bei der Interaktion von Weichteilen und Knochen im Gelenk. Grundsätzlich erschwert die hohe Komplexität biomechanischer Systeme heute noch ihre Modellierung und Beschreibung mit der Mehrkörper-Simulation (HIPPMANN 1998).

Die Operateure erhoffen sich durch die Nutzung der dreidimensionalen Bildgebung und der Rechnerunterstützung eine insgesamt exaktere, reproduzierbarere und zeitsparende Planungsprozedur, deren Ergebnis mit computergestützten Therapieverfahren präzise umgesetzt werden kann<sup>27</sup>. Darüber hinaus wird durch die verbindliche Festlegung der Implantatpositionen ein definierter Ausgangspunkt für die Qualitätssicherung in Planung und Therapie geschaffen. Wird die Implantatlage nach dem Einbau präzise ermittelt, kann ein Vergleich mit den Planungsdaten erfolgen. Für eine langfristige Kontrolle der Implantatwanderung oder -lockerung können bildgebende Verfahren wie die Röntgenstereoanalyse (WALDKRANKENHAUS 2000) während des gesamten Lebenszyklus der Komponenten eingesetzt werden. Durch den Rückfluss von Informationen aus der Nachsorge könnte dadurch der Erfolg neuer Planungsstrategien oder Therapieverfahren langfristig evaluiert werden.

### 5.1.3 Anforderungen an die Planungsfunktionalitäten

Konkrete Anforderungen zur Erweiterung der klassischen Planungsfunktionalitäten ergeben sich aus den in Kapitel 2 identifizierten Schwachpunkten. Um der Bildung von Lücken und Einkerbungen (Notching) zu begegnen, muss neben der exakten Größenbestimmung der Komponenten zusätzlich zu den bereits möglichen Freiheitsgraden eine freie Einstellung der anterioposterioren Positionierung und der Flexion/Extension möglich sein. Zur Überprüfung ist eine Simulation des resultierenden Implantatsitzes mit der resezierten Knochenober-

---

<sup>26</sup> Durch Einsatz der Mehrkörper-Simulation (MKS) kann das kinetische Verhalten eines Systems aus gekoppelten Körpern bei räumlichen Bewegungen untersucht werden. Zur Einführung s. z.B. (SCHIEHLEN 1993) (SCHWERTASSEK&WALLRAPP 1999)

<sup>27</sup> Dies ist das Resümee einer Diskussion mit Oberarzt Dr. Burgkart, Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar, Technische Universität München (1997)

fläche und der Außenhaut des Implantats notwendig. Durch den Übergang auf die Bildgebung mit dem Computertomografen kann die epikondyläre Achse ermittelt und als alternative Bezugslinie für eine freie Einstellung der Außen- bzw. Innenrotation genutzt werden. Die größere präoperative Freiheit bei der Planung muss intraoperativ durch ein geeignetes Verfahren zur Referenzierung unterstützt werden.

### **5.1.4 Formulierung exakter Positionierungsregeln**

Eine Schwierigkeit bei der Umsetzung eines computergestützten Planungskonzepts besteht im Fehlen eindeutiger Vorschriften zur biomechanisch begründeten Lokalisierung von Achsen an der dreidimensionalen Anatomie und zur anschließenden Positionierung der Komponenten an diesen Achsen. Für das Fehlen von exakten, dreidimensional orientierten Positionierungsregeln gibt es mehrere Gründe. Zum einen werden für die Diagnostik und die Planung vornehmlich Röntgenbilder zugrundegelegt. Der Operateur nimmt die Ermittlung von Achsen mit Lineal und Filzschreiber vor. Dabei wird die zweidimensionale Projektion der Anatomie in die Bildebene in Kauf genommen (vgl. Abschnitt 2.5.2) und vernachlässigt, dass die Achsen nicht notwendigerweise parallel zur a.-p.-Ebene des Röntgenbilds verlaufen müssen und oder wegen eines mehr oder weniger stark gekrümmten Verlaufs von Femur oder Tibia nicht eindeutig definiert werden können.

Zum anderen bietet das für die Knieendoprotektik verwendete Instrumentarium aufgrund seines mechanischen Aufbaus nur beschränkte Möglichkeiten zur Navigation und zur Umsetzung komplexerer Planungsvorgaben. Das behindert die Formulierung und Erforschung von differenzierten Planungskonzepten. Erst die technologisch erweiterten Möglichkeiten der Navigation und Therapierung (z.B. mit Robotersystemen) motivieren auch neue Anforderungen an die Operationsplanung und die weitere Erforschung der Biomechanik der Endoprothesen.

Bis zur vollständigen Klärung der komplexen Mechanik des physiologischen und des implantierten künstlichen Gelenks, die vor allem die Einbeziehung der Weichteile voraussetzt, müssen dreidimensionale orientierte Regeln zur Analyse der physiologischen Parameter und zur Positionierung der Implantatkomponenten zunächst hypothetisch in enger Absprache mit Orthopäden, Biomechanikern und den Implantat-Konstrukteuren formuliert und langfristig durch die Überprüfung des Therapieerfolgs evaluiert werden.

### 5.1.5 Entwurf eines computergestützten Planungsverfahrens

Für den prototypischen Einsatz mit dem Assistenzsystem soll eine einfache Planungsmethodik definiert und realisiert werden. Der Schwerpunkt liegt auf der dreidimensionalen Modellbildung und der Entwicklung einer einfachen Strategie zur virtuellen Positionierung der Implantatkomponenten. Auf die Berücksichtigung der Weichteilsituation wird wegen der erwähnten Schwierigkeiten bei der Modellbildung verzichtet.

Für die Bildgebung kommt die Computertomografie zum Einsatz. Aus den binär segmentierten Schichtaufnahmen wird ein präzises dreidimensionales Modell der knöchernen Strukturen als Planungsgrundlage aufgebaut, das auch bei der Patientenlokalisierung eingesetzt wird.

Eine Vorauswahl passender Implantatkomponenten erfolgt durch ein probeweises interaktives Einpassen in die Kondylen von Femur und Tibia. Aus einer Datenbasis mit kompletten Größensätzen können dazu CAD-Modelle der in Frage kommenden Implantatkomponenten importiert werden.

Die Ausrichtung eines Achsengerüsts an den wesentlichen biomechanischen Bezugspunkten erfolgt manuell durch den Operateur. Anhand des Achsengerüsts wird die initiale Positionierung der Komponenten nach einem biomechanisch begründeten, auf die Bauart des Implantats abgestimmten Schema eingestellt. Der Bediener führt anschließend eine Feinpositionierung in allen Freiheitsgraden durch, um die Komponenten optimal in die lokale Anatomie einzupassen. Dabei sollen die Modelle der Anatomie und des Implantats in frei wählbaren Perspektiven und verschiedenen Darstellungsarten (schattiert, Drahtgitter) visualisiert werden, um eine genaue Überprüfung des Implantatsitzes zu gewährleisten.

Um die Implantatpositionierung an alternativen Bezugspunkten zu orientieren, kann der Bediener eigenständig Punkte, Achsen und Ebenen konstruieren und an der Anatomie platzieren. Außerdem stehen ihm umfangreiche Funktionen zur Messung von Längen und Winkeln an der Anatomie und am Implantat zur Verfügung. Die endgültige Implantatposition wird fixiert und bezüglich eines später reproduzierbaren, globalen Koordinatensystems (z.B. des CT-Koordinatensystems) dokumentiert.

Neben der Implantatposition werden alle Schnitte und Bohrungen geplant, bei denen der Roboter unterstützend eingesetzt wird. Die einzelnen Gestaltveränderungen müssen dabei exakt und für das Therapiesystem eindeutig nach der Form, dem Ort und der Orientierung beschrieben werden. Dazu werden sie als

geometrische Körper modelliert, die bei der Therapie visualisiert werden können. Außerdem wird das einzusetzende Werkzeug definiert. Alle Arbeitsvorgänge werden in einem Operationsplan beschrieben und gespeichert, der in das Therapiesystem geladen und mit dem Robotersystem abgearbeitet wird.

Für die Führung der Werkzeuge verbleiben Freiheitsgrade, die erst in der Therapie fixiert werden sollen. Durch ihre situationsabhängige, flexible Handhabung kann am besten auf räumliche Engpässe am Situs reagiert werden. Auch die Reihenfolge der Arbeitsschritte kann vom Operateur intraoperativ festgelegt werden. Die spätere Orientierung des Roboterinstrumentariums erfolgt nicht anhand weniger ausgesuchter Achsen, wie das bei der Ausrichtung des Instrumentariums im klassischen Planungs- und Therapieverfahren der Fall ist. Für die Ausrichtung des Roboterinstrumentariums wird das gesamte Knochenmodell berücksichtigt (vgl. Abschnitt 5.2.7). Damit ist die Methodik zur Positionierung des Implantats anders als beim klassischen Operationsverfahren von der Fragestellung der Ausrichtung entkoppelt.

## **5.2 Konzeption der berührungslosen Patientenlokalisierung**

In den folgenden Abschnitten wird die Konzeption der Patientenlokalisierung erörtert. Nach einer Definition der Aufgabenstellung werden die verfügbaren Sensortechnologien und Verfahren beschrieben und ausgewählt. Abschließend wird der Verfahrensentwurf zur Patientenlokalisierung vorgestellt.

### **5.2.1 Aufgabenstellung der Patientenlokalisierung**

Für die Positionierung von Werkzeugen benötigt ein Robotersystem Zielkoordinaten, die in seinem Basis-Koordinatensystem definiert sind. Die verfügbaren Zielkoordinaten aus der Operationsplanung reichen nicht aus, denn sie sind nur lokal am virtuellen Planungsmodell definiert und beziehen sich auf das zugehörige anatomische Objekt-Koordinatensystem. Die gesuchten Zielkoordinaten für den Roboter sind aber auch von der Lage des Patienten abhängig.

Abbildung 5-5 zeigt links als Beispiel die Planung eines Sägeschnitts an den distalen Femurcondylen, bei der die Position und die Orientierung der robotergeführten Säge lokal im Femur-Koordinatensystem (Femur-KOS) definiert werden. Vor dem Robotereinsatz muss die lokal definierte Zieltransformation (vgl. Abbildung 5-5 links) in das Basis-Koordinatensystem des Roboters übertragen werden. Die resultierende globale Zieltransformation (vgl. Abbildung 5-5

rechts) ist dabei von der Position des Patienten bzw. der entsprechenden anatomischen Struktur relativ zum Roboter abhängig. Sind Ort und Orientierung des anatomischen Objekt-Koordinatensystems als aktuelle Lage-Transformation bezüglich des Basis-Koordinatensystems bekannt, können die lokalen Zielkoordinaten in globale Koordinaten für das Robotersystem umgerechnet werden. Die Aufgabe der Patientenlokalisierung ist daher, die räumliche Beziehung zwischen dem Planungsmodell und dem Roboter über die intraoperative Lokalisierung der realen anatomischen Strukturen initial zu ermitteln und anschließend aktuell zu halten.

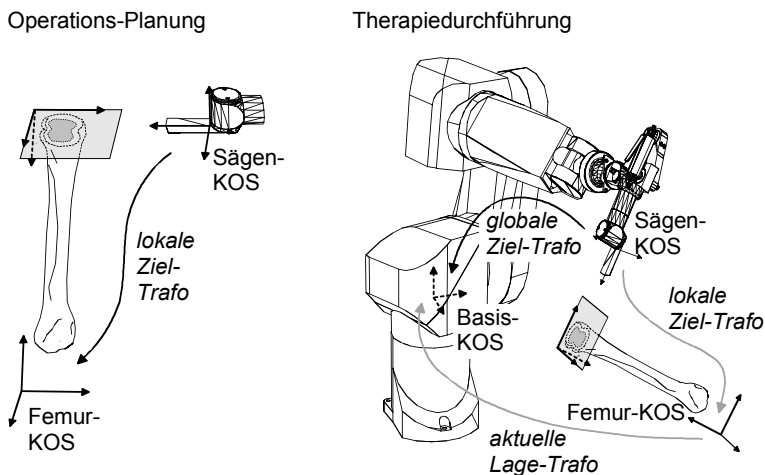


Abb. 5-5: Transformation der Zielkoordinaten

### 5.2.2 Anforderungen an die Patientenlokalisierung

Die Aufgabe der Patientenlokalisierung besteht in grundsätzlicher Form auch beim klassischen Planungs- und Therapieverfahren. Allerdings wird dabei keine vorgefundene räumliche Beziehung ermittelt, sondern eine definierte Raumbeziehung durch die Ausrichtung des Instrumentariums an anatomischen Bezugspunkten hergestellt. Um die in Abschnitt 2.5.2 identifizierten Fehlerquellen zu vermeiden, sollten beim Entwurf eines computergestützten Verfahrens zur Patientenlokalisierung u.a. folgende Forderungen erfüllt werden:

- Einsatz eines Verfahrens mit hoher Genauigkeit und Störungstoleranz

- Verwendung einer Vielzahl von anatomischen Bezugspunkten mit Durchführung eines Fehlerausgleichs
- Eindeutige Definition der anatomischen Bezugspunkte im Planungsmodell
- Verzicht auf eine mechanische Kontaktbildung zur intraoperativen Rekonstruktion der Bezugspunkte
- Verzicht auf ein am Knochen anzubringendes mechanisches Instrumentarium
- Robustheit gegenüber anatomischen Deformitäten (vgl. Abschnitt 2.3)
- Entkopplung der Patientenlokalisierung von den Therapieschritten zur Bearbeitung des Knochenlagers und zur Positionierung des Implantats
- Überprüfbarkeit der gefundenen Korrespondenzen zwischen dem Planungsmodell und der realen Anatomie

### **5.2.3 Grundprobleme der Patientenlokalisierung**

Die Ermittlung der räumlichen Beziehung zwischen dem Planungsmodell und dem Robotersystem kann mit einem sensorbasierten Verfahren erfolgen. Dabei werden Einzelheiten der anatomischen Struktur mit einem geeigneten Sensorsystem lokalisiert und mit dem Planungsmodell korreliert. Verschiedene Sensortechnologien erlauben die räumliche Erfassung von z.B. Punkten, Konturen oder der Oberfläche der Struktur. Die Korrelation dieser Einzelheiten mit dem Planungsmodell erfolgt mit einem Verfahren zur Registrierung. Die so ermittelte räumliche Beziehung stellt allerdings nur eine Momentaufnahme dar, die bei Lageänderungen des Patienten ihre Gültigkeit verliert. Um eine Wiederholung der gesamten Prozedur zu vermeiden, muss ein zusätzliches Sensorsystem zur Lageverfolgung eingesetzt werden. Die Korrelation mehrerer intraoperativ eingesetzter Sensoren untereinander erfordert ihre gegenseitige Kalibrierung. Die Problemstellungen der Registrierung, der Kalibrierung und der Behandlung von Lageänderungen werden im folgenden abgegrenzt und erläutert.

#### **5.2.3.1 Registrierung**

Bei einer gedanklichen Durchführung der Patientenlokalisierung würde das Planungsmodell in der Vorstellung an die Stelle des realen Knochens verschoben und mit ihm zur Deckung gebracht. Gäbe es in der Vorstellungswelt Messverfahren für Längen und Winkel, könnten der Ursprung und die Orientierung des am Planungsmodell befestigten Objekt-Koordinatensystem im Basis-

Koordinatensystem des Roboters vermessen werden. In der Praxis besteht die besondere Schwierigkeit darin, dass sich das Planungsmodell in einer virtuellen Welt befindet und sein Koordinatensystem deshalb nicht direkt auf den realen Roboter bezogen lokalisiert werden kann. Da eine räumliche Barriere besteht, handelt es sich nach der Definition von BAINVILLE (1999, S. 17) um ein Problem der Registrierung: Dabei wird eine räumliche Beziehung zwischen Koordinatensystemen hergestellt, die sich nicht in der gleichen räumlichen oder zeitlichen Domäne befinden. Dagegen wird von einer Kalibrierung gesprochen, wenn sich die Koordinatensysteme in der gleichen zeitlichen und räumlichen Domäne befinden<sup>28</sup>.

Abbildung 5-6 verdeutlicht die Problemstellung. Das Planungsmodell besitzt ein eigenes Objekt-Koordinatensystem  $K_{Femur}$ , das beispielsweise aus dem zugehörigen präoperativ gewonnenen Bilddatensatz übernommen wurde. Zur Lokalisierung des Patienten wird intraoperativ ein geeigneter Sensor (z.B. ein Digitalisiergerät oder eine Röntgenkamera) eingesetzt, um Oberflächenpunkte bzw. Konturen des Knochens zu lokalisieren. Sie werden im Koordinatensystem  $K_{Sensor}$  des Sensorsystems beschrieben. Während sich das Sensor-Koordinatensystem wie auch der Sensor selbst im realen Raum befinden, stellt der Bilddatensatz eine Abstraktion dar. Sein Koordinatensystem ist an den virtuellen Raum der Bilddaten gebunden. Mit dem Registrierungsverfahren wird diese Barriere überwunden. Die beiden Repräsentationen werden durch das Verfahren übereinander gelegt und die Transformation  $T_{Sensor}^{Femur}$  zwischen den Koordinatensystemen wird ermittelt.

---

<sup>28</sup> Die von Bainville formulierte Unterscheidung zwischen den Problemen der Kalibrierung und der Registrierung aufgrund räumlicher und zeitlicher Aspekte ist nicht zur eindeutigen Abgrenzung der jeweils zur Lösung eingesetzten Verfahren geeignet. Denn beispielsweise kann bei der Registrierung eines CT-Patientenmodells und eines Robotersystems mit externen Markern das gleiche Verfahren zur Zuordnung von 3D-Punkten angewendet werden wie bei der Kalibrierung eines Digitalisiergeräts und einer Röntgenkamera. Durch die Bezugnahme auf die räumliche Domäne und den Zeitpunkt der Datengenerierung wird aber klar, dass bei der Beteiligung präoperativer Bildgebung immer von einer Registrierung gesprochen wird. Die Forderung einer "gleichen zeitlichen Domäne" für die Kalibrierung sollte im Sinne einer Gleichzeitigkeit der Datenerhebung oder eines statischen Zustands der untersuchten anatomischen Struktur verstanden werden, bei der eine Verformung oder ein Ortswechsel zwischen den Datenerhebungen ausgeschlossen werden kann.



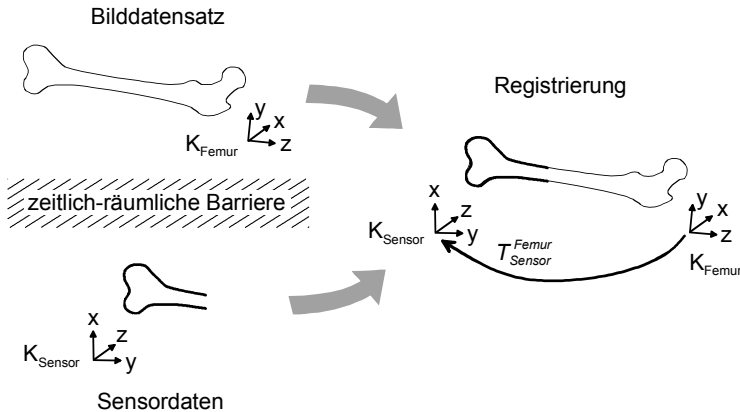


Abb. 5-6: Prinzip der Registrierung

Das prinzipielle Vorgehen zur Registrierung kann durch ein generalisiertes Schema beschrieben werden (LAVALLÉE 1996, S. 78):

1. Definition einer Relation zwischen den Koordinatensystemen der zu registrierenden Repräsentationen
2. Segmentierung von Referenzmerkmalen und Definition einer Ähnlichkeits- bzw. Fehlerfunktion zwischen den Merkmalen der zu registrierenden Repräsentationen
3. Optimierung der Ähnlichkeits- bzw. Fehlerfunktion

Entsprechend den unterschiedlichen Arten der zu korrelierenden Referenzmerkmale können die entwickelten Registrierungsverfahren in unterschiedliche Klassen unterteilt werden. Für die Korrelation eines 3D-Modells mit Sensordaten (vgl. unten) sind die folgenden relevant:

- 3D-Punkte mit 3D-Punkten
- 3D-Punkte mit 2D-Punkten
- 3D-Konturen mit 3D-Konturen
- 3D-Oberflächen mit 3D-Oberflächen oder 3D-Punkten
- 3D-Oberflächen mit 2D-Projektionen

Um beispielsweise das in dieser Arbeit für die Operationsplanung verwendete 3D-Oberflächenmodell mit mechanisch oder videooptisch digitalisierten Ober-

flächenpunkten des realen Femurs zu registrieren, würden 3D-Oberflächen mit 3D-Punkten in Beziehung gesetzt. Bei der Registrierung mit Aufnahmen eines Bildwandlers käme ein Verfahren zur Korrelation von 3D-Oberflächen mit 2D-Projektionen zum Einsatz. Für die weitere Einordnung und Übersicht bekannter Verfahren zur Registrierung mit unterschiedlichen Sensortechnologien siehe (BRACK 1999, S. 9-15).

Würde der Roboterarm selbst als Sensor zur Aufnahme von Oberflächenpunkten eingesetzt, wäre die aktuelle Lage transformation zwischen dem Objekt-Koordinatensystem des Planungsmodells und dem Basis-Koordinatensystem des Roboters durch ein geeignetes Registrierverfahren direkt bestimmbar. Werden andere Sensorsysteme verwendet, sind weitere Zwischenschritte zur Kalibrierung des Robotersystems mit diesen Sensorsystemen bzw. zur Kalibrierung der Sensorsysteme untereinander notwendig.

### 5.2.3.2 Kalibrierung

Um die Lagedaten unterschiedlicher Sensorsysteme konsistent ineinander überführen zu können, muss eine Kalibrierung der Sensorsysteme erfolgen. Anschließend können die auf das Koordinatensystem des einen Sensors bezogenen Lagedaten im Koordinatensystem des anderen ausgedrückt werden. Abbildung 5-7 zeigt die Kalibrierung zweier Sensorsysteme schematisch. Mit beiden Systemen wird eine Lokalisierung von Kalibriermarken durchgeführt. Die anfallenden Koordinaten-Datensätze werden durch ein Kalibrierverfahren miteinander verknüpft. Als Resultat steht die räumliche Transformation  $T_{Basis}^{Sensor}$  zwischen den Koordinatensystemen der beiden Sensorsysteme zur Verfügung. Nach diesem Schema kann z.B. die Kalibrierung eines Robotersystems und eines Digitalisiergeräts erfolgen. Dazu werden punktförmige Marken auf dem Kalibrierkörper mit dem Digitalisiergerät erfasst und mit dem Roboter angefahren. Die Punkt-Koordinaten werden zur Kalibrierung verwendet. Mit Hilfe der ermittelten Transformation kann jeder weitere digitalisierte Punkt im Arbeitsraum des Roboters in Roboter-Koordinaten ausgedrückt und angefahren werden<sup>29</sup>. Da der Kalibrierkörper zwischen den Messungen nicht bewegt wird und sich die Messungen auf die gleiche räumliche Domäne (in diesem Fall den realen Raum) beziehen, handelt es sich bei dieser Prozedur definitionsgemäß um

---

<sup>29</sup> Dabei bestehen Einschränkungen hinsichtlich der positionsabhängigen Absolutgenauigkeit des Roboters, mit der die Punkte angefahren werden können. Um sie zu steigern, bedarf es des Einsatzes spezieller Kalibrierungsverfahren für das Robotersystem (SCHRÖER 1993).

eine Kalibrierung (vgl. Abschnitt 5.2.3.1). Die Ermittlung der Transformation  $T_{Basis}^{Sensor}$  erfolgt durch Korrelation von 3D-Punkten mit 3D-Punkten.

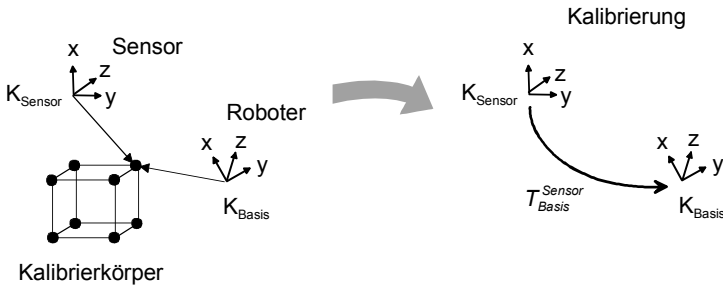


Abb. 5-7: Kalibrierung zweier Sensorsysteme

### 5.2.3.3 Behandlung von Lageänderungen

Die durch Registrier- und Kalibrierverfahren ermittelte Raumbeziehung zwischen dem Robotersystem und dem Planungsmodell verliert ihre Gültigkeit, wenn die Lage des Patienten z.B. durch Eigenbewegungen des Patienten, Umlagerungen, Verstellungen des OP-Tisches oder Krafteinwirkung bei der Bearbeitung des Knochens verändert wird. Lageänderungen können auch durch eine rigide Fixierung des Patienten nicht sicher ausgeschlossen werden. Eine Möglichkeit zu ihrer Behandlung besteht in der Wiederholung des Lokalisierungsvorgangs. Eine Voraussetzung dafür ist, dass das Auftreten von Lageänderungen durch Einsatz geeigneter Bewegungsmelder sicher erkannt wird. Ein großer Nachteil besteht im hohen Zeitaufwand für die erneute Registrierung, der bei weiteren Bewegungen wiederholt anfallen kann. Als Alternative kann ein Sensorsystem zur kontinuierlichen Verfolgung von Lageänderungen eingesetzt werden. Das Ergebnis der initialen Lokalisierung wird mit den festgestellten Lageänderungen verrechnet und aktualisiert. Abbildung 5-8 stellt die Zusammenhänge vereinfacht dar. Zur Lageverfolgung wird beispielhaft ein Tracking-System eingesetzt, das einen bewegten Marker-Rahmen lokalisieren kann. Er wird am Knochen befestigt. Sein Marker-Koordinatensystem  $K_{Marker\_1}$  wird zunächst mit dem Koordinatensystem des Planungsmodells  $K_{Femur\_1}$  korreliert. Anschließende Lageänderungen  $T_{Marker\_1}^{Marker\_2}$  des Marker-Rahmens können über Koordinatentransformationen in Lageänderungen  $T_{Femur\_1}^{Femur\_2}$  des Planungsmodells umgerechnet werden.

Die Korrelation der Koordinatensysteme des Marker-Rahmens und des Planungsmodells ist definitionsgemäß ein Problem der Registrierung (s. Abbildung 5-6 oben). Wurde bereits eine Registrierung des Planungsmodells mit einem anderen Sensorsystem durchgeführt, kann die dabei ermittelte Raumbeziehung benutzt werden. Die gesuchte Korrelation wird dann über eine Kalibrierung des Tracking-Systems und des zur Registrierung verwendeten Sensorsystems gefunden.

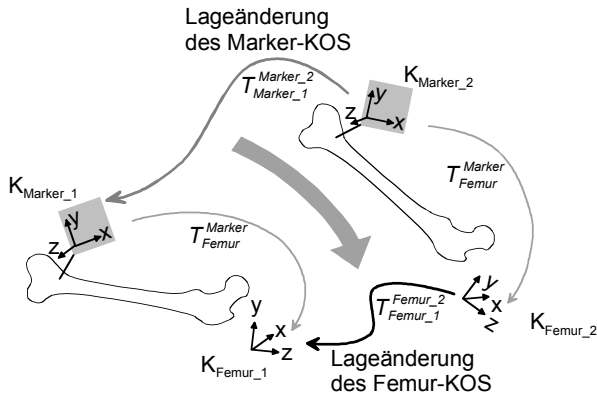


Abb. 5-8: Berücksichtigung von Lageänderungen

### 5.2.4 Verfügbare Verfahren für die Registrierung

Im folgenden werden die in der Orthopädie eingesetzten Registrierverfahren vorgestellt und ihre Eignung für die Knieendoprothetik diskutiert. Dokumentiert ist der Einsatz folgender Geräte bzw. Sensortechnologien (BAINVILLE 1999, S. 21):

- Roboter
- Digitalisiergeräte
- 3D-Scanner
- 2.5D-Ultraschall-Bildgebung
- Röntgen-Bildwandler

- Video-Kamera<sup>30</sup>

Bei der zuerst beschriebenen materialbasierten Registrierung werden Metall-Pins mit dem Roboter angetastet. Sie müssen bei einer Voroperation eingesetzt und bei der präoperativen Bildgebung abgebildet werden. Bei den anschließend erläuterten Verfahren zur anatomiebasierten Registrierung werden dagegen natürliche Entsprechungen zwischen dem präoperativ erstellten Modell und den intraoperativ erfassten Sensordaten ausgenutzt. Da keine künstliche Marken verwendet werden, entfällt die Notwendigkeit einer Voroperation.

### 5.2.4.1 Materialbasiert mit Robotern

Dokumentierte Beispiele für die materialbasierte Registrierung mit künstlichen Marken in der Orthopädie geben der Einsatz der Robotersysteme *ROBODOC* (TAYLOR ET AL. 1996, S. 386-388) und *CASPAR* (DECKING ET AL. 2000, S. 145) in der Hüftendoprothetik (vgl. Abschnitte 3.3.5 und 3.3.6 zum Einsatz in der Knieendoprothetik). Die Systeme stützen sich bei der Patientenlokalisierung auf Metall-Pins, die dem Patienten vor dem eigentlichen Eingriff bei einer Voroperation am Femur implantiert werden. Die Genauigkeit der Markenlokalisierung mit dem *ROBODOC* wird von Mittelstadt (1997) mit 0.16mm angegeben.

Bei der präoperativen Bildgebung mit dem Computertomografen werden sie mit dem Knochen abgebildet und lokalisiert. Mit Hilfe mehrerer Pins kann ein Planungskoordinatensystem zur Definition aller geplanten Schnitte und Bohrungen am Knochen konstruiert werden. Beim eigentlichen Eingriff tastet der Roboter die freigelegten Pins an und lokalisiert sie in seinem eigenen Basis-Koordinatensystem. Die Registrierung erfolgt mit einem Verfahren zur Zuordnung von 3D-Punkten mit 3D-Punkten. Danach können die zuvor geplanten Geometrieänderungen in dieses Koordinatensystem transformiert und vom Roboter ausgeführt werden.

Wesentliche Nachteile dieser Methode sind die Notwendigkeit zur Durchführung einer Voroperation und die Belastung des Patienten durch zusätzliche Schmerzen. Vorteilhaft ist die erreichbare große Genauigkeit bei der Bestimmung der Knochenlage. Da keine weiteren Sensorsysteme beteiligt sind, werden keine zusätzlichen Ungenauigkeiten in die Registrierung eingebracht. Eine

---

<sup>30</sup> Der Einsatz von Video-Kameras zur Registrierung befindet sich noch in der Forschungsphase (BAINVILLE 1999, S. 30-31) und wird hier nicht diskutiert. Ein potentielles Einsatzgebiet liegt in endoskopischen Eingriffen.

Genauigkeit der Registrierung im Submillimeter-Bereich kann erreicht werden (TAYLOR ET AL. 1992, S. 450-468).

### 5.2.4.2 Anatomiebasiert mit Digitalisiergeräten

Mit Digitalisiergeräten können die 3D-Koordinaten diskreter Punkte von der Oberfläche einer anatomischen Struktur aufgenommen werden, z.B. des freigelegten Knochens. Zur Verwendung kommen passive mechanische Arme<sup>31</sup> sowie Zeiger, die durch akustische (BARNETT ET AL. 1993, S. 113-119), elektromagnetische<sup>32</sup> und videooptische<sup>33</sup> Tracking-Systeme verfolgt werden. Der maximale Fehler beim Antasten von Marken mit einem mechanischen Arm liegt bei 0.5mm (ROHLING ET AL. 1994, S. 280). Der Fehler bei der Digitalisierung mit einem ultraschallbasierten Tracking-System liegt im Bereich von 1mm, mit einem elektromagnetischen System bei 5mm und mit einem videooptischen System zwischen 0.1 und 0.5mm (SIMON 1997, S. 62-64).

Eine einfache Möglichkeit zur Registrierung besteht im Antasten vorbestimmter Merkmale. Dazu eignen sich auffällige Regionen wie z.B. Vertiefungen oder Kanten, die in der präoperativen Planung am Knochenmodell identifiziert und intraoperativ angetastet werden. Die Zuordnung erfolgt mit Punktepaaren (3D-Punkte zu 3D-Punkten). Da Wirbelkörper ausgeprägte geometrische Merkmale bieten, liegt ein geeignetes Einsatzfeld in der Wirbelsäulenchirurgie (VISARIUS ET AL. 1999, S. 81-88) (FOLEY ET AL. 1999, S.89-98).

Nachteilig ist, dass sich der Operateur an das vorgegebene Protokoll zum Antasten der Merkmale halten muss, um eine eindeutige Zuordnung der Punkte durch die Software zu gewährleisten. Für das Erreichen einer guten Genauigkeit ist zudem besondere Sorgfalt beim Antasten erforderlich (BAINVILLE 1999, S. 23). Falsch oder ungenau erfasste Merkmale bringen Fehlereinflüsse in die Berechnung ein, die nur bei einer großen Zahl richtig angetasteter Einzelheiten durch das Berechnungsverfahren ausgeglichen werden können. Foley et al. geben einen maximalen Fehler von 0.9mm bei der Registrierung von Wirbelkörpern an (1999, S. 95).

---

<sup>31</sup> z.B. der *FaroArm* von FARO, USA

<sup>32</sup> z.B. die Systeme *FASTTRAK* von Polhemus, USA und *Flock of Birds* von Ascension Technology Corporation, USA

<sup>33</sup> z.B. die Systeme *Optotrak 3020* von NorthernDigital, USA und *Flashpoint 5000* von Image Guided Technologies, USA.

Durch die Verwendung eines anderen Registrierungsverfahrens werden diese Nachteile überwunden. Beim sog. *surface matching*<sup>34</sup> werden beliebige 3D-Punkte auf der Oberfläche des Knochens angetastet und mit dem 3D-Oberflächenmodell abgeglichen. Eine Registrierung mit diesem Verfahren gelingt am Wirbelkörper mit einem maximalen Fehler von 0.9mm (LAVALLÉE ET AL. 1996, S. 440).

Wesentlich für die Genauigkeit und die Konvergenz des Verfahrens ist, dass die angetastete Oberfläche nicht zu flach oder kugelförmig ist und verschiedene, möglichst weit auseinanderliegende Segmente der Struktur beinhaltet (BAINVILLE 1999, S. 25). Eine Registrierung des Femurs oder der Tibia sollte daher nicht ausschließlich im Bereich des Kniegelenks erfolgen, sondern müsste zusätzlich Regionen an Hüft- und Sprunggelenk miteinbeziehen. Der Knorpelüberzug der Gelenkflächen erschwert die Digitalisierung. Er wird nicht durch den Computertomografen abgebildet und beim Aufbau des Planungsmodells nicht berücksichtigt. Die Digitalisierung der Kondylen muss daher unter der Knorpelschicht erfolgen.

Durch den Einsatz eines 3D-Scanners kann die Digitalisierung einer Vielzahl von 3D-Punkt-Koordinaten bei der Digitalisierung der Hautoberfläche automatisiert werden (BAINVILLE 1999, S. 26). Die eingesetzte Technologie basiert auf der Kombination eines Linienprojektors<sup>35</sup> mit einer Videokamera (ARM ET AL. 1995, S. 63-67) (CHAMPLEBOUX ET AL. 1994, S. 69-72) (BAINVILLE 1999, S. 26). Dabei wird die Genauigkeit des Verfahrens bei der Ermittlung von Konturen durch Champleboux mit 1mm angegeben. Der Einsatz des Verfahrens zur Darstellung von knöchernen Oberflächen wird durch das Vorhandensein von Geweberesten erschwert. Die Darstellung der Knorpelschicht an den Kondylen des Kniegelenks ist ebenso problematisch, da die Reflexion der vom Scanner ausgesandten Lichtstrahlen im Inneren der einige Millimeter dicken Schicht erfolgt.

### **5.2.4.3 Anatomiebasiert mit Ultraschall-Bildgebern**

Mit einem Ultraschall-Sensor können Strukturen unter der Haut dargestellt werden. Obwohl die Ultraschallbildgebung primär für die Weichteilbildgebung

---

<sup>34</sup> surface matching [engl.]: Abgleich der Oberflächen

<sup>35</sup> z.B. der LCD-Linienprojektor *LCD-320* von ABW, Deutschland oder der Laserprojektor *GRF* von K2T, USA

eingesetzt wird, können die reflektierenden Grenzflächen der für den Ultraschall undurchlässigen knöchernen Strukturen erfasst werden. Bei der 2.5D-Ultraschall-Bildgebung wird die Lage eines üblicherweise für die Diagnostik eingesetzten 2D-Ultraschall-Sensors mit einem Tracking-System verfolgt.

Das Bildmaterial wird in einem ersten Schritt mit dem frei über die Hautoberfläche bewegten Ultraschallkopf aufgenommen. Gleichzeitig mit der Akquisition der Ultraschallbilder wird die Position des Ultraschallkopfes vom Tracking-System abgefragt. In einem zweiten Schritt erfolgt die interaktive Segmentierung der aufgenommenen 2D-Bilder, um Konturen und Punkte zu extrahieren (LAVALLÉE ET AL. 1996, S. 434-438) (BAINVILLE 1999, S. 27-28). Zur Identifikation der knöchernen Konturen ist dabei kein spezielles diagnostisches Know-How erforderlich (LAVALLÉE ET AL. 1996, S. 435). Aufgrund der Reflexionscharakteristik des Knochens können in der Regel keine lückenlosen Konturen abgebildet werden. Die gewonnenen Konturpunkte reichen aber für die Registrierung aus. Der Fehler bei der Lokalisierung von Punkten beträgt ungefähr 1mm (SIMON 1997, S. 62-64). Die 2D-Bildpunkte werden mit der Positionsinformation des Tracking-Systems in 3D-Punkte umgerechnet und durch ein surface matching mit dem Oberflächenmodell registriert.

Ein großer Vorteil des Verfahrens liegt in der nichtinvasiven perkutanen Darstellung. Durch das Tracking des Sensors können großflächige Areale für die Registrierung eingesetzt werden, ohne im gleichen Maß Knochen freilegen zu müssen. Ein Nachteil ist das Erfordernis zur manuellen Segmentierung der Ultraschallbilder.

Besonders geeignet ist das Verfahren für die Wirbelsäulenchirurgie. Der maximale Fehler bei der Registrierung eines Wirbelkörpers beträgt 1mm (LAVALLÉE 1996, S. 441). Im Gegensatz dazu wird für die Registrierung eines isolierten Femurs mit einem teilweise manuellen Registrierungsverfahren ein Fehler von 5mm angegeben (AULT & SIEGEL 1994, S. 79).

Die Gelenkflächen an Hüft- und Kniegelenk sind nicht ohne weiteres für die Bildgebung zugänglich, da sie durch umgebende knöcherne Strukturen verdeckt werden (z.B. durch die Hüftpfanne bzw. die Kniescheibe). Deshalb ist ein größerer Aufwand zur Akquisition, Interpretation und Segmentierung in diesen Bereichen notwendig. Wegen des Fehlens von Konturinformation an signifikanten Merkmalen im Gelenkbereich ist bei der Registrierung von Femur und Tibia mit größeren Ungenauigkeiten als beim Einsatz am Wirbelkörper zu rechnen. Durch die zusätzliche Akquisition von Kondylenpunkten mit dem als



Digitalisiergerät betriebenen Tracking-System könnte die Genauigkeit gesteigert werden.

#### **5.2.4.4 Anatomiebasiert mit Röntgen-Bildwandlern**

Mit einem Röntgen-Bildwandler werden 2D-Röntgenbilder aufgenommen, aus denen durch eine manuelle bzw. semiautomatische Segmentierung Konturen und Punkte der knöchernen Strukturen extrahiert werden. Mit Hilfe von Kalibrierungsverfahren wird vorher ein Kameramodell des Bildwandlers ermittelt, das die Entzerrung der Röntgenbilder und die Lagebestimmung der Röntgenkamera im Raum erlaubt. Die Genauigkeit bei der Lagebestimmung der Röntgenkamera liegt bei den meisten Verfahren im Bereich von 0.5mm. Die Genauigkeit der zweidimensionalen Abbildung liegt nach der Entzerrung im Bereich von 0.1 bis 0.3mm. Für eine Übersicht bekannter Verfahren zur Kalibrierung von Bildwandlern siehe (BRACK 1999, S. 16-18).

Mit mindestens zwei aus verschiedenen Richtungen aufgenommenen Röntgenbildern eines fixierten Objekts kann dann eine Registrierung der 2D-Konturen mit einem 3D-Oberflächenmodell vorgenommen werden (LAVALLÉE ET AL. 1996, S. 430). Da keine Freilegung der dargestellten knöchernen Strukturen erforderlich ist, arbeitet das Verfahren nichtinvasiv. Die Strahlenbelastung durch eine kleine Zahl notwendiger Aufnahmen ist für den Patienten gering.

Bei der Registrierung eines Wirbelkörpers treten translatorische Fehler von 1mm auf (HAMADEH ET AL. 1995, S. 45). Die Registrierung eines Femurs gelingt mit einem translatorischen Fehler von 1mm bzw. rotatorischen Fehler von 1° (BRACK 1999, S. 99). Vorteilhaft sind die Nichtinvasivität und die Verfügbarkeit von Röntgen-Bildwandlern in den meisten Operationssälen. Nachteilig ist, dass mehrere Aufnahmen vorgenommen und manuell segmentiert werden müssen. Beim Einsatz am Kniegelenk treten im Bereich des Kniegelenks Überlagerungen benachbarter Strukturen auf, die eine sorgfältige Bildgebung und Segmentierung erfordern.

#### **5.2.5 Verfügbare Verfahren für die Lageverfolgung**

Für die berührungslose Lageverfolgung werden Tracking-Systeme eingesetzt, deren Funktionsprinzipien auf Elektromagnetismus, der Ausbreitung von Ultraschall oder infrarotem Licht basieren. Mit ihnen kann die Position und

Orientierung von Objekten in 6D<sup>36</sup> verfolgt werden, wenn die Objekte mit geeigneten Markeranordnungen versehen werden. Die genannten Technologien haben spezifische Vor- und Nachteile. Die elektromagnetisch arbeitenden Systeme<sup>37</sup> sind gegen die Verdeckung der Marker unempfindlich. Ihr Genauigkeit leidet aber unter magnetischen Störeinflüssen, die z.B. von metallischen Gegenständen in ihrem Arbeitsbereich ausgehen (SIMON 1997, S. 62-64). Gravierende Nachteile weisen die zuerst entwickelten ultraschallbasierten Systeme<sup>38</sup> auf. Ihre Genauigkeit ist Umwelteinflüssen wie Temperatur und Luftfeuchtigkeit unterworfen. Bei Verdeckung können Funktionsstörungen in Form falscher Messwerte resultieren (MÖCKEL 2000, S. 49).

Heute haben sich in der Medizin überwiegend die videooptisch basierten Systeme<sup>39</sup> durchgesetzt. Sie weisen die höchste Genauigkeit, Auflösung und Abfragegeschwindigkeit auf (SIMON 1997, S. 62-64) und arbeiten unter kontrollierten Lichtverhältnissen stabil. Ihr Nachteil ist jedoch, dass eine ungestörte Sichtverbindung zwischen den bewegten Infrarot-Emittern und dem feststehenden Videokamerasystem bestehen muss. Eine vergleichende Untersuchung mehrerer videooptischer Tracking-Systeme ermittelt u.a. die Abweichungen bei der Bestimmung der Lagetransformation zwischen zueinander fixierten, gemeinsam bewegten Markeranordnungen. Das beste Gerät zeigt translatorische bzw. rotatorische Abweichungen, die bei statischen Messungen und bei Bewegung unter wechselnden dynamischen Bedingungen im Bereich von 1mm bzw. unter  $0.1^\circ$  liegen (CHASSAT & LAVALLÉE 1998, S. 277-284). Bei der Verwendung eines videooptischen Tracking-Systems während des Operationsablaufs treten typische Probleme auf. Dazu gehören u.a. die optimale Aufstellung der Kamera, die Notwendigkeit zur Sterilisierung der Markeranordnungen (und ggf. der Verbindungskabel), die zeitweise Verdeckung der Markeranordnungen oder der Kameras durch das Personal oder Gegenstände und die Einschränkung des Zugangs zum Operationsgebiet durch die Markeranordnungen. Diese Fragen

---

<sup>36</sup> Bei der Lageverfolgung in 6D werden der Aufenthaltsort (3 translatorische Freiheitsgrade) und die Orientierung im Raum (3 rotatorische Freiheitsgrade) erfasst.

<sup>37</sup> z.B. die Systeme *FASTTRAK* von Polhemus, USA und *Flock of Birds* von Ascension Technology Corporation, USA

<sup>38</sup> Sie wurden früher in Navigationssystemen für die Neurochirurgie integriert, wie z.B. in das System *SPOCS/I* von Aesculap, Deutschland

<sup>39</sup> z.B. die Systeme *Optotrak 3020* von NorthernDigital, USA und *Flashpoint 5000* von Image Guided Technologies, USA.

müssen spezifisch für die unterstützte Operationsmethode gelöst werden und sind entscheidend für den erfolgreichen Einsatz des Systems.

## **5.2.6 Auswahl geeigneter Technologien und Verfahren**

In Vorbereitung des Verfahrensentwurfs werden im folgenden Sensortechnologien und Verfahren für die Registrierung sowie die Lageverfolgung zur Anwendung in der Knieendoprothetik ausgewählt.

### **5.2.6.1 Registrierung**

Die Konkretisierung der eingangs aufgestellten Anforderungen an die Patientenlokalisierung (vgl. Abschnitt 5.2.2) führt für das Verfahren zur Registrierung zu den folgenden Auswahlkriterien:

- Verzicht auf präoperativ zu implantierende Pins
- Hohe Genauigkeit der eingesetzten Sensortechnologie
- Große Ausdehnung der erfassbaren Region
- Berücksichtigung der inneren Gelenkstrukturen

Um den Patienten zu schonen, soll auf eine Voroperation verzichtet werden können. Auch eine über das medizinisch erforderliche Maß hinausgehende intraoperative Freilegung von Strukturen wird nicht toleriert. Die Genauigkeit der Registrierung muss nicht nur durch eine hohe Genauigkeit des Messprinzips, sondern auch durch eine große Ausdehnung der erfassbaren Strukturen und die Berücksichtigung der großen Zahl von anatomischen Merkmalen im Gelenkbereich erhöht werden.

Aufgrund der Invasivität der materialbasierten Registrierung scheidet das beschriebene robotergestützte Verfahren trotz der hohen erreichbaren Genauigkeit aus. Vielmehr soll ein anatomiebasiertes Verfahren eingesetzt werden. Für die Auswahl muss berücksichtigt werden, dass die meisten der oben genannten Sensortechnologien am Kniegelenk nur mit Einschränkungen eingesetzt werden können. Gegen eine Digitalisierung sprechen die geringe Ausdehnung der bei der Operation freigelegten, zugänglichen Region im Bereich des Kniegelenks und die Messungen verfälschende Knorpelschicht auf den Kondylen. Die Ultraschallbildgebung im Gelenkbereich wird durch die Patella und die Nähe von Femur und Tibia erschwert. Vielversprechend stellt sich dagegen der Einsatz eines Röntgen-Bildwandlers dar (s. Tabelle 5-1). Die überlappenden

Strukturen am Knie werden durchdrungen. Da wie bei der Computertomografie Röntgenstrahlen zur Bildgebung genutzt werden (wenn auch mit unterschiedlichen Spektren), werden die Gewebesorten in entsprechender Weise abgebildet.

<i>Sensortechnologie</i>	<i>Genauigkeit</i>	<i>Größe der Region</i>	<i>Erfassung der Gelenkstrukturen</i>
Röntgen-Bildwandler	+	+	+
2.5D-Ultraschall		+	—
3D-Scanner	+	—	—
Digitalisiergerät	+	—	—

*Tab. 5-1: Bewertung der Sensortechnologien für eine anatomiebasierte Registrierung am Kniegelenk*

### 5.2.6.2 Lageverfolgung

Für die Lageverfolgung werden entsprechend den eingangs aufgestellten Anforderungen (vgl. Abschnitt 5.2.2) die folgenden Auswahlkriterien konkretisiert:

- Hohe Genauigkeit des Messverfahrens
- Toleranz gegenüber elektromagnetischen Störeinflüssen
- Detektierbarkeit von Verdeckungen bzw. Toleranz gegenüber Verdeckungen

Das wichtigste Kriterium ist die Genauigkeit. Denn wird z.B. zwischen Schnitten am Femur umgelagert und die neue Lage nur ungenau lokalisiert, leidet zwangsläufig die Passform des Implantatsitzes. Gegenüber der Vielzahl der elektromagnetischen Störeinflüsse im Operationssaal (z.B. OP-Tisch und Roboter aus metallischen Werkstoffen und mit elektrischen Antrieben) muss das eingesetzte System eine hohe Toleranz aufweisen. Die Einschränkung des Messbetriebs durch Verdeckungen ist problematisch. Sie kann aber toleriert werden, wenn Verdeckungen vom System detektiert und gemeldet werden (s. Tabelle 5-2).

Die größte Genauigkeit bietet ein videooptisches Messsystem. Zwar werden Verdeckungen beim Messbetrieb nicht toleriert, können aber gemeldet werden. Elektromagnetische Systeme können wegen der großen Anfälligkeit für Störeinflüsse nicht mit ausreichender Genauigkeit eingesetzt werden. Akustische

Systeme sind ebenfalls nicht genau genug und anfällig gegenüber Verdeckungen, die überdies nicht zuverlässig detektiert werden.

<i>Sensortechnologie</i>	<i>Genauigkeit</i>	<i>Toleranz gegen Störungen</i>	<i>Detektierung von Ver- deckungen</i>	<i>Toleranz gegen Ver- deckungen</i>
Videooptisch	+	+	+	–
Elektromagnetisch	–	–		+
Akustisch	–		–	–

Tab. 5-2: *Bewertung der Sensortechnologien zur Lageverfolgung*

## 5.2.7 Entwurf eines Verfahrens zur Patientenlokalisierung

Der im folgenden vorgestellte Verfahrensentwurf sieht ein zweistufiges Vorgehen zur Patientenlokalisierung vor. Zu Beginn des operativen Eingriffs wird eine initiale Lagebeziehung zwischen dem Roboter und dem Patienten ermittelt. Ihre Bestimmung erfolgt durch ein Registrierverfahren und erfordert den Einsatz prä- und intraoperativer Bildgebung. Anschließende Lageänderungen während der Operation werden auf die initiale Lagebeziehung bezogen und durch ein sensorbasiertes Verfahren ermittelt.

In Kombination erlauben die beiden Verfahren die schritthaltende Bestimmung der aktuellen Lagetransformation für jede anatomische Zielstruktur. Diese Transformation beschreibt die Lage des anatomischen Objekt-Koordinatensystems bezüglich des Basis-Koordinatensystems des Roboters (vgl. Abbildung 5-5).

### 5.2.7.1 Verfahren für die initiale Lagebestimmung

Zur Bestimmung der initialen Lagebeziehung wird ein berührungsloses, bildwandlerbasiertes Verfahren eingesetzt. Es erfordert eine präoperative Bildgebung mit dem Computertomografen (CT) und den Aufbau von rechnerinternen 3D-Knochenmodellen der relevanten anatomischen Strukturen aus den CT-Schichtaufnahmen (vgl. Abschnitt 6.2). Für die intraoperative Lokalisierung wird ein Bildwandler eingesetzt, mit dem mehrere 2D-Röntgenaufnahmen der anatomischen Strukturen aufgenommen werden (s. Abbildung 5-9).

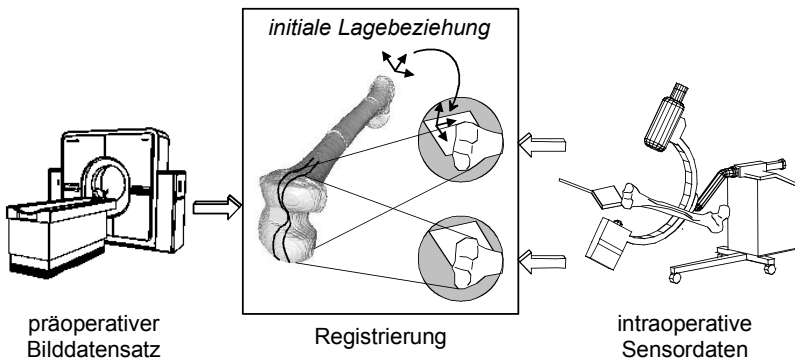


Abb. 5-9: Registrierung mit 3D-Knochenmodell und Bildwandler

Dabei wird ein Kalibrierkörper in den Strahlenkegel des Bildwandlers gehalten. Die Marken des Kalibrierkörpers definieren ein Koordinatensystem und werden gemeinsam mit den anatomischen Strukturen abgebildet. Ihre bekannte geometrische Anordnung auf dem Kalibrierkörper wird als rechnerinternes Modell abgebildet. Über ein computergestütztes Registrierverfahren werden die Röntgenaufnahmen mit den rechnerinternen Modellen in Beziehung gesetzt und die aktuelle räumliche Beziehung der Objekt-Koordinatensysteme der Knochenstrukturen des präoperativ erzeugten Modells zum Koordinatensystem des Kalibrierkörpers errechnet. Gegenüber dem mechanischen Vorgehen zur Instrumentenausrichtung bei der klassischen Operationsmethode (vgl. Abschnitt 2.4.2) bietet das beschriebene Verfahren die folgenden Vorteile:

- Keine Mehrdeutigkeiten der Bezugspunkte durch die Verwendung des gesamten 3D-Modells und korrespondierender 2D-Konturen
- Durchführung eines Fehlerausgleichs
- Einsatz physikalisch ähnlicher Verfahren zur Akquisition des Modells (Computertomografie) und der Konturen (Röntgen-Bildwandler)
- Keine wachsende Ungenauigkeit durch anatomische Deformitäten
- Kein mechanischer Kontakt erforderlich
- Kein Einsatz von Ausrichtinstrumenten notwendig
- Entkopplung des Verfahrens von der Bearbeitung und der Positionierung

Die Entwicklung des Registrierverfahrens wird von Brack (1999) beschrieben. Zur Integration in das Verfahren zur initialen Lagebestimmung müssen Fragen

hinsichtlich der Kalibrierung des Bildwandlers mit dem Robotersystem und dem Sensorsystem zur Lageverfolgung, der Steuerung und Synchronisation aller beteiligten Systeme, der geeigneten Lagerung und stabilen Fixierung des Patienten sowie der konstruktiven Auslegung der Kalibrierkörper gelöst werden. Die erreichbare Genauigkeit der initialen Lagebestimmung hängt stark von der Umsetzung dieser Teilaspekte ab.

### **5.2.7.2 Bestimmung der initialen Lagebeziehung**

Die initiale Lagebeziehung einer anatomischen Zielstruktur ist eine Momentaufnahme der räumlichen Beziehung zwischen dem Basis-Koordinatensystem des Roboters und dem Objekt-Koordinatensystem der Struktur. Sie wird einmal zu Beginn der Operation ermittelt. Abbildung 5-10 veranschaulicht die Ermittlung der initialen Lagebeziehung des Femurs. Der Roboterarm besitzt das ortsfeste Basis-Koordinatensystem (Basis-KOS) und ein an der beweglichen Roboterhand lokalisiertes Tool-Koordinatensystem<sup>40</sup> (Tool-KOS), dessen Lage von der Robotersteuerung kontrolliert wird.

Die initiale Lagebeziehung des Femurs beschreibt die Anfangslage seines Objekt-Koordinatensystems (Femur-KOS) bezüglich des Basis-Koordinatensystem des Roboters. Sie wird aus den übrigen dargestellten räumlichen Beziehungen errechnet. Durch das Registrierverfahren (R) wird die situationsabhängige Beziehung zwischen den Koordinatensystemen des Femurs und des an der Roboterhand angebrachten Kalibrierkörpers ermittelt. Die Beziehung zwischen ihm und der Roboterhand wird durch eine Kalibrierung (K) festgestellt.

Die letzte benötigte Beziehung besteht zwischen der Roboter-Basis und der Roboter-Hand, die durch die internen Winkelmess-Systeme des Roboterarms ermittelt wird. Die einzelnen Beziehungen können als Transformationsmatrizen beschrieben werden. Die initiale Lagebeziehung ergibt sich dann durch Produktbildung (vgl. Abschnitt 7.1.3).

---

<sup>40</sup> Tool [engl.]: Werkzeug. Das Tool-Koordinatensystem sitzt auf dem Werkzeugflansch der Roboterhand. Bei bekannter Werkzeuggeometrie kann es per Steuerbefehl in die Spitze eines montierten Werkzeugs verschoben und parallel zu ausgewählten Werkzeugachsen ausgerichtet werden. Roboterbewegungen entlang der Werkzeugachsen können dann einfach programmiert werden.

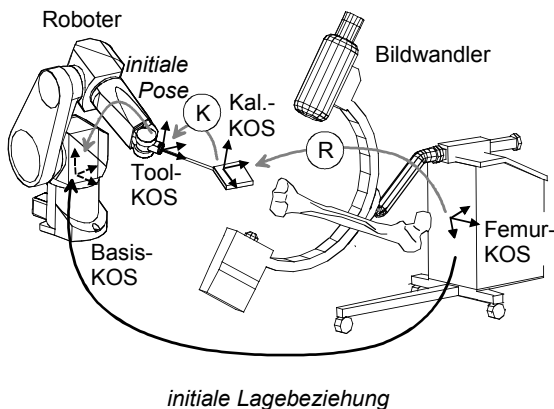


Abb. 5-10: *Initiale Lagebeziehung zwischen dem Femur-Koordinatensystem und dem Basis-Koordinatensystem des Roboters*

### 5.2.7.3 Verfahren zur Lageverfolgung

Während des operativen Eingriffs sind Lageänderungen des Patienten unvermeidbar. Dabei gehen die initial ermittelten Lagebeziehungen verloren. Eine denkbare Lösung dieses Problems ist eine erneute Lagebestimmung. Das oben vorgestellte Verfahren kann jedoch aufgrund von Überdeckungen der Konturen der tibialen und femoralen Kondylen nur bei bestimmten Lagerungen des Patienten eingesetzt werden. Mit fortschreitender Bearbeitung des Implantatsitzes geht zudem die Ähnlichkeit zwischen Modell und realem Knochen verloren, die eine wesentliche Voraussetzung zur Registrierung ist. Weitere Nachteile eines wiederholten Einsatzes sind die Erhöhung der Strahlenbelastung für den Arzt und den Patienten sowie die Verzögerung des Operationsablaufs.

Eine adäquate Möglichkeit zur Feststellung der veränderten Lagebeziehung bietet der Einsatz eines Verfahrens zur Lageverfolgung. Bei dem hier eingesetzten Verfahren kommt ein kommerziell verfügbares videooptisches Tracking-System<sup>41</sup> zum Einsatz, das aus einem Kamerasystem mit PC und einem Satz von Markern mit Infrarot-Leuchtdioden besteht, deren Lagen im Raum in schneller Folge erfasst werden können.

<sup>41</sup> Das eingesetzte System ist das *Flashpoint 5000* von Image Guided Technologies, USA



Wesentliche bei der Realisierung der Lageverfolgung zu behandelnde Fragestellungen bestehen hinsichtlich der technischen Integration des Tracking-Systems in das Gesamtsystem zur Therapieunterstützung sowie der konstruktiven Gestaltung und Fixierung der Markeranordnungen für den Roboter und die anatomischen Strukturen.

#### 5.2.7.4 Bestimmung von Lageänderungen

Lageänderungen des Knochenkoordinatensystems werden durch die Lokalisierung einer fest angebrachten Markeranordnung bestimmt. Zur Bestimmung der Lageänderung z.B. des Femur-Koordinatensystems wird die Ausgangslage zum Zeitpunkt der initialen Lagebestimmung und schritthaltend die aktuelle Lage des Marker-Koordinatensystems mit dem Tracking-System ermittelt. Die Lageänderung des Femur-Koordinatensystems ergibt sich dann durch Produktbildung der zugehörigen Transformationsmatrizen (obere Schleife in Abbildung 5-11).

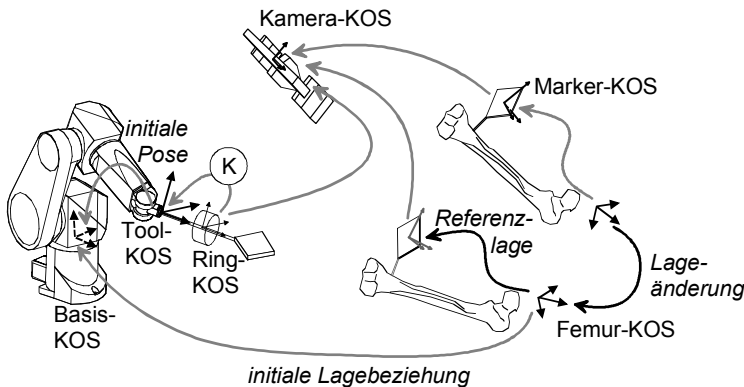


Abb. 5-11: Lageverfolgung mit einem Kamerasystem

Zur Berechnung der Lageänderung muss die feste Raumbeziehung zwischen Marker-Koordinatensystem und Femur (Markerlage) ermittelt werden. Da die zwei Koordinatensysteme aus unterschiedlichen Domänen (präoperatives CT und intraoperatives Tracking) stammen, handelt es sich dabei definitionsgemäß um ein Problem der Registrierung (vgl. Abbildung 5-8 zur Lageverfolgung). Da bei der initialen Lagebestimmung bereits eine Registrierung des Kalibrierkörpers mit dem Modell des Femurs und eine Kalibrierung zwischen Kalibrierkörper und Roboter vorgenommen wurde, werden die dabei berechneten Raumbe-

ziehungen (z.B. die initiale Pose und die initiale Lagebeziehung) zwischen Roboter und Femur verwendet. Dadurch reduziert sich das Problem auf eine Kalibrierung des Roboters mit dem Tracking-System. Sie erfolgt mit Hilfe einer zusätzlichen ringförmigen Markeranordnung an der Roboterhand. Die Kalibrierung (K) erfolgt durch die einmalige Vermessung der festen Beziehung zwischen dem Tool-Koordinatensystem an der Roboterhand und dem Koordinatensystem dieser speziellen Markeranordnung.

Die Bestimmung der Markerlage erfolgt gleichzeitig mit der initialen Lagebestimmung. Der Roboter und das Femur (untere Darstellung vor der Lageänderung) befinden sich in Abbildung 5-11 in unveränderter Lage. Das Ergebnis der Kalibrierung, die bereits berechneten Raumbeziehungen sowie die Lage des Rings und des Femur-Markers im Kamera-Koordinatensystem werden als Transformationsmatrizen beschrieben. Die offene Kette der räumlichen Beziehungen (s. untere Schleife in Abbildung 5-11) wird durch die zu ermittelnde Markerlage geschlossen und durch eine entsprechende Produktbildung der Transformationsmatrizen berechnet.

### 5.3 Konzeption des robotergeführten Werkzeugeinsatzes

In den folgenden Abschnitten wird ein Konzept für den Werkzeugeinsatz vorgestellt. Es orientiert sich an den Anforderungen, die bei der Untersuchung des klassischen Verfahrens und der verfügbaren Therapiesysteme identifiziert werden konnten. Sie werden mit Hilfe einer Reihe von Leitprinzipien umgesetzt. Insbesondere wird ein neues Verfahren zur robotergeführten Werkzeugpositionierung vorgestellt.

#### 5.3.1 Aktive und passive Werkzeugführung

Zur Umsetzung einer differenzierten Operationsplanung müssen die Werkzeuge frei in sechs Freiheitsgraden positioniert und bei der Bearbeitung des Implantatsitzes exakt geführt werden können (vgl. Abschnitt 2.5.5). Die Forderung nach einer freien Positionierung kann ohne Roboter durch eine passive Therapieunterstützung erfüllt werden, z.B. durch die Navigation der Sägeschablonen (wie beim System *OrthoPilot*). Eine exakte Werkzeugführung kann mit einem passiven System nur unter Einschränkungen erfolgen. So kommt es bei der mechanisch unterstützten Führung durch Sägeschablonen prinzipbedingt zu Winkelabweichungen (WIRTH 97). Da ein Roboterarm Werkzeuge exakt positi-

onieren und führen kann, besteht in dieser Hinsicht ein wesentlicher Vorteil aktiver Systeme. Er muss durch den Einsatz zusätzlicher Systemkomponenten erkaufte werden. Die Robotersteuerung, der Roboterarm und die robotergeführten Werkzeuge erhöhen die Komplexität des Systems und seiner Handhabung.

Die Sicherheit von Patient und Personal ist beim Einsatz passiver und aktiver Therapiesysteme unterschiedlichen Risiken ausgesetzt. Während es bei der passiven Therapieunterstützung v.a. auf die richtige Bedienung des Systems ankommt, um eine Fehlpositionierung der navigierten Sägeschablonen zu vermeiden, bestehen beim Einsatz eines aktiven Systems weitere Risiken durch Störungen, die zu gesundheitlichen Gefährdungen für Patient und Personal führen können. In diesem Punkt besteht ein Problempotential aktiver Systeme.

Da der exakten Werkzeugführung ein großer Stellenwert eingeräumt wird, soll in der vorliegenden Arbeit die Entwicklung eines Therapiesystems mit Roboterunterstützung verfolgt werden. Um die vorhandenen Risiken des Robotereinsatzes einzugrenzen, werden Schutzmassnahmen für den Robotereinsatz entwickelt. Ein weiteres Ziel besteht in der Begrenzung der Komplexität der Roboterbedienung auf niedrigem Niveau.

## **5.3.2 Grundlegende Einsatzbedingungen**

Zur Klärung des grundlegenden Einsatzszenarios im Operationssaal und der Ableitung entsprechender Anforderungen an die Systemgestaltung werden zunächst die räumliche Situation, die Möglichkeiten zur Unterstützung einzelner Arbeitsschritte sowie die Lagerung und Fixierung des Patienten erörtert.

### **5.3.2.1 Räumliche Situation**

Das räumliche Umfeld beim Eingriff am rechten Knie zeigt Abbildung 5-12. Der Patient liegt auf dem Operationstisch. Hinter der Abdeckung arbeitet das Anästhesie-Team im unsterilen Bereich des Kopfes und des Oberkörpers. Es stellt die vitalen Funktionen des Patienten sicher und hält seine Narkose aufrecht. Der Operateur und die Assistenten stehen um das Operationsgebiet herum. Das Operationsgebiet, die übrigen Teile des Beins und der OP-Tisch sind steril abgedeckt. Auch die Kleidung des abgebildeten Personals ist steril. Die Assistenten befinden sich auf der rechten, operierten Seite des Patienten. Sie halten das Bein und unterstützen den Operateur, z.B. beim Absaugen von Blut. Der Operateur steht auf der anderen Seite des Patienten und nimmt den Eingriff vor. Zwischen ihm und der instrumentierenden Schwester erfolgt ein fortwährender

Austausch von Kommandos, Instrumenten und Material. Die Schwester hält die benötigten Gegenstände auf dem sterilen Instrumentiertisch vor. Zusätzliches Material kann ihr bei Bedarf von weiteren unsteril gekleideten Mitarbeitern (Springern) im Operationssaal angereicht werden, die auch die Einrichtungen im Umfeld (OP-Tisch, Röntgen-Bildwandler, HF-Strom, Sauger, Lampen, Abwürfe, etc.) beaufsichtigen. Zwei schwenkbare OP-Lampen beleuchten das Knie und den Bereich der Anästhesie vom Deckenbereich her. Die OP-Lampe über dem Operationsgebiet hat einen sterilen Griff und wird vom Operateur positioniert.

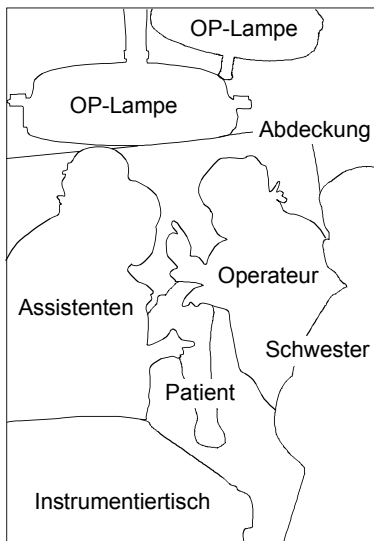


Abb. 5-12: Räumliche Situation am Operationstisch

Beim Einsatz eines Robotersystems ändert sich die Raumsituation um das Operationsgebiet herum. Abbildung 5-13 zeigt die Verhältnisse für einen Eingriff am linken Knie beim klassischen (a) und beispielhaft beim roboterunterstützten Eingriff (b). Durch die Fixierung des Patienten werden die Assistenten von ihrer Haltefunktion entlastet und können auf der dem Operationsgebiet gegenüberliegenden Seite des Patienten stehen. Die Position des zweiten Assistenten entfällt. Die Position des Operateurs (dunkelgrau) wechselt auf die operierte Seite des Patienten. Dort besteht ein direkter Zugang zum Operationsgebiet (schraffiert) und zur Patientenfixierung. Der Roboter wird auf der gege-

nüberliegenden Seite positioniert. Die Schwester wechselt die Seite, um die räumliche Nähe zum Operateur aufrechtzuerhalten.

Der notwendige Arbeitsbereich des Roboters (gestrichelte Ellipse in Abbildung 5-13) überstreicht das Operationsgebiet weiträumig und überschneidet sich mit den Arbeitsbereichen des Operateurs und des verbliebenen Assistenten. Der maximale Arbeitsraum des Roboters ist etwas größer. In diesem Bereich besteht das Risiko einer Kollision mit anwesenden Personen und Hindernissen (z.B. dem OP-Tisch, der OP-Lampe, dem Lagerungs-, Fixierungs- und Abdeckmaterial).

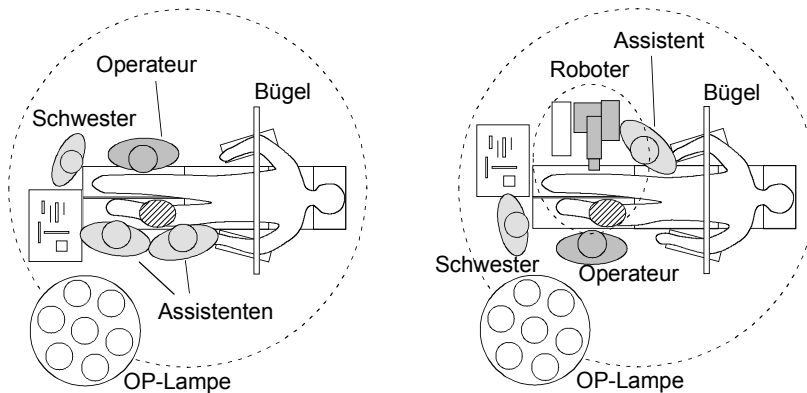


Abb. 5-13: a) Klassische Raumaufteilung b) Raumaufteilung mit Roboterarm

Grundsätzlich sind andere Aufstellorte für den Roboter möglich, bei denen sich die Anordnung des Personals entsprechend ändert. Denkbar ist z.B. die hängende Deckenbefestigung des Roboters. Die beschriebene Variante wurde gewählt, weil der Roboter nach Bedarf aufgestellt und wieder entfernt werden kann, der Bewegungsbereich der OP-Lampe nicht eingeschränkt wird und Reinigungsarbeiten am Robotersystem einfach ausgeführt werden können.

### 5.3.2.2 Unterstützbare Arbeitsschritte

Der Werkzeugeinsatz am Kniegelenk beinhaltet eine Reihe von Arbeitsschritten, die in Abbildung 5-14 und Abbildung 5-15 symbolisiert sind.

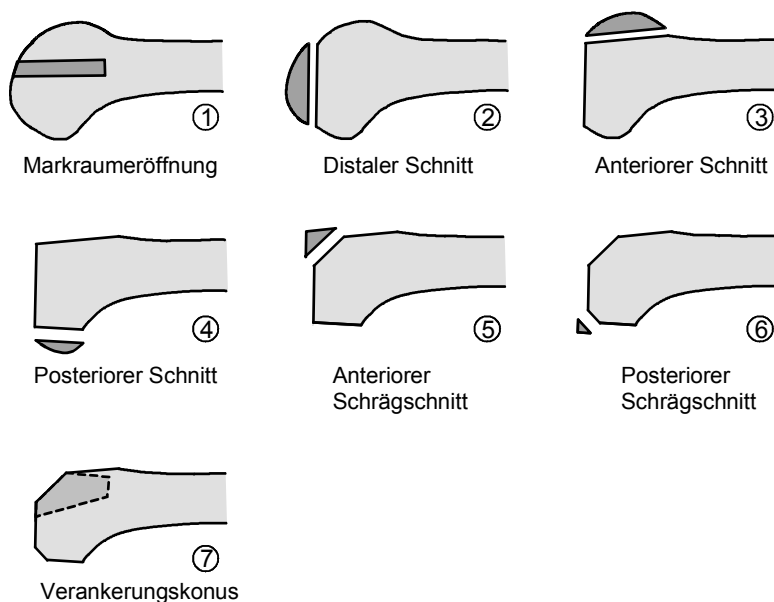


Abb. 5-14: *Bearbeitung des Implantatsitzes am Femur, Darstellung nach (HOWMEDICA 1997, S. 20)*

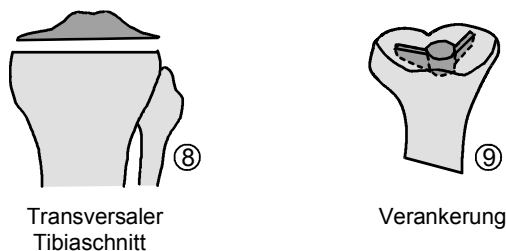


Abb. 5-15: *Bearbeitung des Implantatsitzes an der Tibia, Darstellung nach (HOWMEDICA 1997, S. 20)*

Für die Bearbeitung des Implantatsitzes müssen am Femur fünf Schnitte (distaler (2), anteriorer (3) und posteriorer Schnitt (4), anteriorer (5) und posteriorer Schrägschnitt (6)) mit der Knochensäge ausgeführt werden. Zur Sicherheit wird auch die Markraumeröffnung (1) am Femur mit einem Bohrer vorgenommen, damit die Operation beim Ausfall des Therapiesystems manuell mit dem klassi-

schen Instrumentarium weitergeführt werden kann. An der Tibia ist ein transversaler Sägeschnitt (8) erforderlich. Diese Arbeitsschritte können mit robotergeführten Säge- und Bohrwerkzeugen ausgeführt werden.

Zur Reihenfolge der Arbeitsschritte müssen verschiedene Überlegungen berücksichtigt werden. Zum einen soll die Bewegung der Gelenke des Roboters möglichst ohne Umkehrspiel erfolgen. Zum anderen soll zu jedem Zeitpunkt ein konventionelles Weiterarbeiten bei Ausfall des Systems möglich sein. Weiter soll das schräge Aufsetzen des Sägeblatts auf der (resezierten) Knochenoberfläche vermieden werden. Eine mögliche Reihenfolge wird durch die Nummerierung in Abbildung 5-14 und Abbildung 5-15 gekennzeichnet.

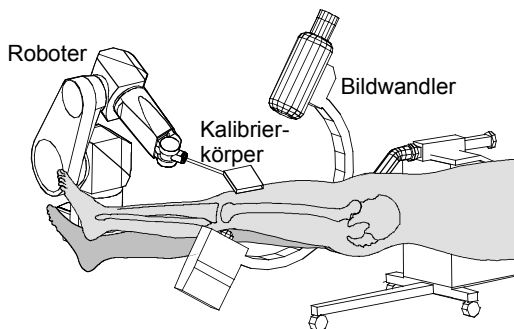
Der soweit bearbeitete Implantatsitz bietet noch Freiheitsgrade bei der Positionierung der Implantatkomponenten, die erst nach dem Setzen der Verankerungen (7 und 9) vollständig definiert sind. Für die femorale Komponente besteht ein translatorischer Freiheitsgrad, da die Komponente auf dem Implantatsitz nach lateral oder medial verschoben werden kann. Bei der konventionellen Therapie wird dieser Freiheitsgrad genutzt, um die Führung der Patella durch das ventrale Schild der Femurkomponente zu beeinflussen.

Bei der tibialen Komponente bestehen drei Freiheitsgrade. Sie kann auf der Schnittfläche frei verschoben und rotiert werden. Daher bestehen zwei translatorische Freiheitsgrade in Medial/Lateral und Anterior/Posterior sowie ein rotatorischer Freiheitsgrad in Außen/Innenrotation. Die translatorischen Freiheitsgrade werden bei der konventionellen Therapie dazu genutzt, die Komponente vorab an den kortikalen Schnittkanten (anterior, medial und lateral) auszurichten. Der rotatorische Freiheitsgrad wird anschließend bei einer Probereposition des Gelenks eingestellt (HOWMEDICA 1997, S. 11-12). Mit ihm wird das Zusammenspiel der Gelenkflächen auf den verbliebenen Bandapparat angepasst.

Bei der Behandlung der Patella bestehen in der klinischen Praxis unterschiedliche Varianten. Ein Patella-Ersatz durch eine Implantat-Komponente wird nicht immer zwingend vorgenommen. In manchen Fällen passt der Operateur lediglich die Form der Patella an die Vertiefung des ventralen Schildes der femoralen Implantatkomponente an. Daher soll die Bearbeitung der Patella zunächst ohne Roboterunterstützung durchgeführt werden.

Da die Position der Komponenten bei der computergestützten Operationsplanung in allen sechs Freiheitsgraden festgelegt wurde, bestehen beim Einsatz eines Robotersystems grundsätzlich zwei Alternativen zur Festlegung der Verankerungsbohrungen. Zum einen kann der Roboter dazu eingesetzt werden, die geplante Positionierung durch den Einsatz zusätzlicher Werkzeuge, z.B. zur

Platzierung der tibialen Schablone, eindeutig in allen sechs Freiheitsgraden zu reproduzieren. Zum anderen kann das konventionelle Vorgehen beibehalten werden, um den Einfluss des Bandapparates und das Zusammenspiel der Gelenkpartner intraoperativ zu berücksichtigen. Da diese Wirkungen mit der hier realisierten Planungskomponente nicht gut genug simuliert werden können, wird das konventionelle Vorgehen beibehalten. Die Verankerungen sollen daher ohne Roboterunterstützung mit dem konventionellen Instrumentarium hergestellt werden, nachdem die verbliebenen Freiheitsgrade intraoperativ bestimmt wurden.



*Abb. 5-16: Positionierung des Bildwandlers und des Kalibrierkörpers*

Weitere Arbeitsschritte mit Roboterunterstützung fallen im Zusammenhang mit der Patientenlokalisierung an. Für die intraoperative Aufnahme von Röntgenbildern wird bei der Registrierung ein Bildwandler in Verbindung mit einem robotergeführten Kalibrierkörper eingesetzt. Nachdem der Kalibrierkörper grob mit dem Roboter vorpositioniert wurde, wird die Aufnahmeposition des Bildwandlers eingestellt (s. Abbildung 5-16). Anschließend wird der Kalibrierkörper im Strahlenkegel mit dem Roboter nachpositioniert. Das Bildmaterial wird aufgenommen und gespeichert. Diese Prozedur muss für mehrere Aufnahmepositionen wiederholt werden (vgl. Abschnitt 5.3.5.1).

Bei der Positionierung des Kalibrierkörpers und der anderen robotergeführten Werkzeuge besteht prinzipiell die gleiche Aufgabenstellung: Nach dem Anflanschen des Werkzeugs an der Roboterhand muss es kollisionsfrei zum Patienten bewegt und in eine vorgegebene Zielposition gebracht werden. Anschließend erfolgt die interaktive Feinpositionierung.



### 5.3.2.3 Lagerung und Fixierung

Für die Registrierung und die Bearbeitung sind zwei verschiedene Lagerungen des Patienten erforderlich. Die Registrierung erfolgt bei gestrecktem Bein (s. Abbildung 5-16), um Überdeckungen der femoralen und tibialen Gelenkanteile in den Röntgenbildern zu minimieren. Die Bearbeitung wird dagegen in starker Beugung durchgeführt, damit die Schnittflächen und Bohrachsen gut zugänglich sind. Abbildung 5-17 zeigt links das Aufstellen des operierten Beins und rechts die entsprechende Lage der Schnitte und Bohrungen bei der Lagerung für die Bearbeitung.

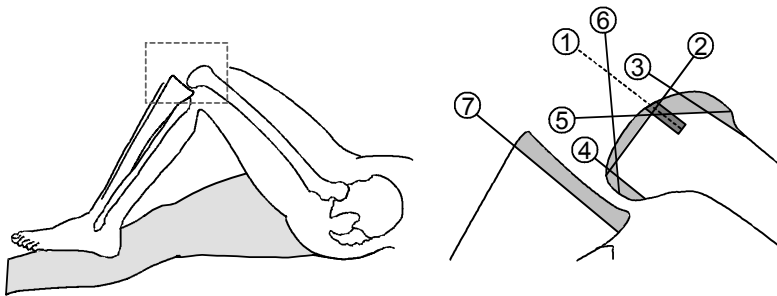


Abb. 5-17: Lagerung zur Bearbeitung (links), Schnitte und Bohrung (rechts)

Bei der konventionellen Therapie wird das Bein durch die Assistenten gehalten. Für den robotergeführten Werkzeugeinsatz eignet sich diese Lösung nicht, da auch kleine Bewegungen des Knochens während der Bearbeitung zu Bearbeitungsfehlern führen würden. Deshalb müssen Femur und Tibia durch eine mechanische Vorrichtung zuverlässig fixiert werden. An diese Patientenfixierung besteht eine Reihe von Anforderungen, die den mechanischen Aufbau insgesamt und die Gestaltung der Schnittstellen am Knochen betreffen:

- Der stabile mechanische Aufbau nimmt Gewichts-, Prozess- und Muskelkräfte auf, damit die starre Fixierung von Femur und Tibia bei der Bearbeitung sichergestellt ist
- Die Fixierung kann leicht gelöst und eingestellt werden, damit Umlagerungen schnell und flexibel vorgenommen werden können
- Die Schnittstellen zum Knochen sind nach anatomischen und operationstechnischen Überlegungen angeordnet, damit keine Behinderungen des Operationsablaufes auftreten

- Die Schnittstellen verletzen den Knochen möglichst wenig, um die Infektionsgefahr zu minimieren und die Heilung zu fördern

Die Bearbeitung der Schritte 4 und 7 (vgl. Abbildungen 5-14 und 5-15) kann durch den engen Gelenkspalt behindert werden. Gegebenfalls muss eine mechanische Vorrichtung zur Vergrößerung und zur Stabilisierung des Spalts (Distraction) in die Patientenfixierung integriert werden.

### **5.3.3 Anforderungen aus der Untersuchung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme**

Bei der Untersuchung der verfügbaren Planungs- und Therapiesysteme wurden Kritikpunkte und Anregungen zu unterschiedlichen Aspekten der roboterassistierten Therapiedurchführung formuliert (vgl. Abschnitt 3.4), die bei der Neuentwicklung eines Systems beachtet werden sollen. Sie werden im folgenden als Anforderungen zu den Themenkomplexen Bearbeitung, Interaktion, Robotersystem und Sicherheit konkretisiert.

#### **5.3.3.1 Bearbeitung des Implantatsitzes**

Die Bearbeitung des Implantatsitzes soll präzise und ohne Kontrollverlust für den Operateur erfolgen. Dazu müssen folgende Anforderungen erfüllt werden:

- Der Operateur erhält die volle Kontrolle über die Bearbeitung, damit er den Vorschub an die Konsistenz des knöchernen Materials anpassen und den Schutz der Weichteile sowie die Sicherheit des Patienten garantieren kann.
- Die präzise Positionierung und Führung der Werkzeuge wird durch das Robotersystem übernommen und erfolgt wegen des sonst auftretenden mechanischen Spiels nicht mit Hilfe von Sägelehren oder Bohrschablonen.
- Es wird keine Fräse eingesetzt, da Weichteile von einem rotierenden Fräswerkzeug zertrennt und aufgewickelt werden können. Außerdem muss das abzutragende Material vollständig zerspant und abgeführt werden.
- Die Fixierung des Patienten erfolgt mechanisch stabil und mit geringer Invasivität der Schnittstellen zum Knochen.
- Die Komplexität des Robotersystems und des Werkzeugs bleiben gering, um die Zuverlässigkeit zu erhöhen und die Bedienung zu vereinfachen.

### **5.3.3.2 Interaktion mit dem Therapiesystem**

Die Interaktion mit dem Therapiesystem muss für den Operateur durch den Einsatz von Hilfsmitteln erleichtert werden. Hier bestehen folgende Anforderungen:

- Nach der Operationsplanung verbliebene Freiheitsgrade der Werkzeugpositionierung werden vom Operateur situationsabhängig für einen optimalen Zugang zum Operationsgebiet festgelegt.
- Programmgesteuerte Roboteraktionen werden zugelassen, um den Roboter für den Werkzeugtransfer nutzen zu können. Sie werden vor ihrer Ausführung visualisiert, um eine Plausibilitätskontrolle vornehmen zu können.
- Zu seiner Entlastung wird der Operateur während der Ausführung von Roboterbewegungen bei der Kollisionsüberwachung unterstützt.
- Der Operateur übernimmt mit zunehmender Annäherung an den Situs größere Anteile an der Kontrolle und der Steuerung des Roboters, da die Zunahme der räumlichen Komplexität und des Risikos für den Patienten eine verstärkte Umsicht und Aufmerksamkeit verlangt.

### **5.3.3.3 Das Robotersystem**

Das Robotersystem muss technisch an die besondere Situation im Operationsaal angepasst sein. Die Präzision und die Flexibilität der Aktionen des Roboters müssen durch die Erfüllung der folgenden Anforderungen gewährleistet werden:

- Das Robotersystem hat eine hohe Absolutpositioniergenauigkeit, da von ihr die Passgenauigkeit zwischen den Schnittflächen und den Innenflächen des Implantats abhängt.
- Der Roboterarm hat ausreichende Freiheitsgrade, um die Positionierung der Werkzeuge gemäß der Operationsplanung zu ermöglichen.
- Der Arbeitsraum des Roboters reicht für die Bearbeitung des gesamten Implantatsitzes aus, um zeitraubende Umpositionierungen des Roboters und erneute Registrierungen zu vermeiden.
- Das Robotersystem muss grundsätzlich auch für die Unterstützung anderer orthopädischer Eingriffe einsetzbar sein, um die Eintrittsbarrieren der Klinik zu verringern.

- Die Anschaffungskosten des Robotersystems sind vertretbar, um einen rentablen Einsatz zu ermöglichen.

### 5.3.3.4 Sicherheitsaspekte

Die besonderen Risiken des Robotereinsatzes erfordern die Berücksichtigung von Sicherheitsaspekten auf verschiedenen Systemebenen. Dazu werden folgende Anforderungen formuliert:

- Sicherheit ist ein auf allen Systemebenen durchgängig zu berücksichtigender Aspekt des Systementwurfs.
- Insbesondere werden übergeordnete Schutzmassnahmen gegen Kollisionen des Roboters mit Personen oder Objekten realisiert, um der Gefahr von Komplikationen und Unfällen entgegenzuwirken.

Für das Robotersystem gelten dabei konkrete Sicherheitsanforderungen:

- Die möglichen Kräfte, Geschwindigkeiten und Beschleunigungen werden sicher beschränkt, um das Gefährdungspotential von vornherein zu minimieren.
- Die Annäherung an Singularitäten wird grundsätzlich vermieden bzw. sicher erkannt und behandelt.
- Zum Schutz gegen Ausfälle und Störungen werden redundante Komponenten (z.B. zur Ermittlung der aktuellen Roboterpose) und steuerungsinterne Überwachungseinrichtungen eingesetzt.
- Bei der Durchführung von Roboterbewegungen ist die ständige Zustimmung des Operateurs erforderlich.

### 5.3.4 Leitprinzipien für den robotergeführten Werkzeugeinsatz

Die Rolle des Roboters bei der Therapiedurchführung kann in unterschiedlicher Weise festgelegt werden (vgl. Kapitel 3). Die Bandbreite reicht von der Positionierung einer Bohrschablone bis zum automatischen Fräsen des Implantatsitzes. Da die vorgestellten Ansätze zur Therapieunterstützung spezifische Defizite aufweisen, soll in dieser Arbeit ein neues Konzept für den robotergeführten

Werkzeugeinsatz entwickelt werden. Es orientiert sich an den folgenden Leitprinzipien<sup>42</sup>:

- der Gestaltung des Robotereinsatzes im Sinne einer Assistenz
- der modellbasierten Steuerung der Roboterbewegungen
- der virtuellen Zielvorgabe
- dem Einsatz hybrid geführter Werkzeuge

Mit diesen Leitprinzipien wird das folgende Szenario für den Robotereinsatz konzipiert: Der Roboter wird nur zum Transfer und zum Positionieren der hybrid geführten Werkzeuge am Patienten eingesetzt. Die anschließende Bearbeitung der knöchernen Strukturen erfolgt mit Hilfe der in die Werkzeuge integrierten Führungsvorrichtungen unter manuellem Vorschub des Operators. Dabei werden keine weiteren Roboterbewegungen ausgeführt. Für den sicheren und kollisionsfreien Transfer der Werkzeuge zum Patienten werden die Roboterbewegungen modellbasiert gesteuert, d.h. mit Hilfe eines 3D-Simulationssystems definiert, geplant, dargestellt und kontrolliert. Die endgültige Zielposition wird dabei in Übereinstimmung mit der Operationsplanung interaktiv vom Operator an die Hindernissituation am Situs angepasst. Im folgenden werden die Leitprinzipien im einzelnen erläutert.

#### **5.3.4.1 Der Roboter als Assistent**

Die Aufgaben- und Rollenverteilung zwischen Operator und Roboter bildet eine wichtige Grundlage für die Gestaltung des Therapiesystems. Eine geeignete Charakterisierung des Robotereinsatzes ist die der Assistenz. Der Operator konzentriert sich auf den Ablauf der Operation, die situationsabhängige Nutzung von Freiheitsgraden der Werkzeugpositionierung, die manuelle Roboterführung nah am Situs und den Werkzeugeinsatz bei der Bearbeitung des Implantatsitzes. Der Roboter unterstützt die präzise Positionierung der Werkzeuge entsprechend der Operationsplanung und den Vorgaben des Operators, greift aber nicht in die Bearbeitung ein. Außerdem übernimmt er Hilfsfunktionen wie den Werkzeugwechsel und den Transfer der Werkzeuge zum Situs.

Diese Rollenverteilung entspricht den oben formulierten Anforderungen an die Bearbeitung und die Interaktion. Durch die Kombination der komplementären

---

<sup>42</sup> Eine weiteres Leitprinzip, das im Rahmen dieser Arbeit nicht umgesetzt werden kann, ist die Entwicklung eines sicheren und flexiblen Standard-Roboters für die Orthopädie.

Stärken des Menschen und der Maschine können Synergien genutzt werden. Für die Steuerung des Operationsablaufes ist das Wissen und die Erfahrung des Operators sowie seine Fähigkeit zum situationsgerecht angepassten Handeln und Entscheiden unerlässlich. Für die optimale Werkzeugführung werden seine visuelle und taktile Wahrnehmung benötigt. Die komplementären Stärken des Roboters bestehen beispielsweise im präzisen und ermüdungsfreien Positionieren und Halten sowie in der automatischen Ausführung von vorgegebenen Bewegungssequenzen (TAYLOR 1999, S. 35).

### 5.3.4.2 Die modellbasierte Steuerung

Für jede elementare Roboterbewegung (z.B. eine Punkt-zu-Punkt-Bewegung oder eine linear interpolierte Bahnbewegung<sup>43</sup>) muss ein Verfahrbefehl programmiert und durch die Robotersteuerung ausgeführt werden. Im komplexen räumlichen Umfeld sind zum Anfahren einer Zielposition mehrere solcher Bewegungen notwendig, um die Roboterhand kollisionsfrei an Hindernissen vorbei zum Ziel zu führen. Zur Entlastung des Operators von der entsprechenden Programmierung des Robotersystems soll ein Verfahren zur modellbasierten Steuerung des Roboters eingesetzt werden. Das Ziel dieses Verfahrens ist, die zum Anfahren einer Zielvorgabe notwendigen Roboterbewegungen automatisch und situationsgerecht zu ermitteln, zu programmieren und bei der Ausführung zu kontrollieren. Dazu wird ein 3D-Simulationssystem<sup>44</sup> mit Funktionalitäten zur Bahnplanung und Kollisionskontrolle eingesetzt (GÖTTE ET AL. 1996, S. 102). Einen ähnlichen Ansatz zur Simulation und Visualisierung von Roboterbewegungen beschreibt (STIEN ET AL. 1999, S. 820).

Abbildung 5-18 zeigt das Grundprinzip. Der Roboter, seine Werkzeuge und seine Umgebung werden in einem 3D-Simulationsmodell als geometrische Modelle abgebildet. Die aktuellen Positionen und Stellungen der Objekte werden ständig aktualisiert. Mit der Bahnplanungsfunktionalität des Simulationssystems wird eine kollisionsfreie Bahn zum gegebenen Zielort gesucht. Durch beliebig geformte feste Sicherheitszonen kann der beplante Bewegungsraum des Roboters auf einen engen Korridor verkleinert werden. Durch Sicherheitszonen, die mobilen Hindernissen angeheftet werden und sie vollständig umgeben, kann ihre weiträumige Umgebung bei der Bahnplanung erzwungen

---

<sup>43</sup> zu den verschiedenen Bewegungsarten vgl. z.B. (KREUZER & LUGTENBURG 1994, S. 120-139)

<sup>44</sup> Zu den Grundlagen des Simulationssystems USIS vgl. (WRBA 1990)

werden. Nach der graphischen Simulation wird die Bewegung in ein Roboterprogramm konvertiert, das über eine Schnittstelle in die Robotersteuerung geladen und ausgeführt wird. Während der realen Roboterbewegung werden Änderungen im realen Umfeld registriert und im Modell aktualisiert. Durch eine bewegungsbegleitende Kollisionskontrolle können die Roboterbewegungen kontrolliert und bei einer drohenden Kollision mit einem Hindernis oder einer Bewegung des Patienten abgebrochen werden.

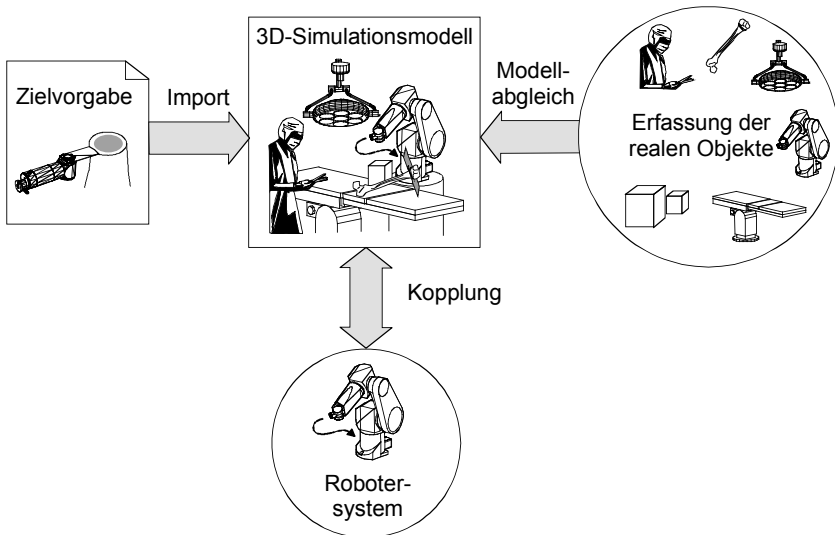


Abb. 5-18: Prinzip der modellbasierten Steuerung

Der ständige Abgleich zwischen dem Simulationsmodell und der realen Situation findet mit Hilfe von Sensoren statt, mit denen alle relevanten Hindernisse im geplanten Arbeitsraum des Roboters erfasst werden. Zur Erfassung frei im Raum beweglicher Hindernisse, wie z.B. der Patientenfixierung, kann dabei das videooptische Tracking-System eingesetzt werden. Fixierte Kinematiken, wie beispielsweise die OP-Lampe, können mit Gelenkwinkelsensoren ausgestattet werden. Die Voraussetzung des Ansatzes ist, dass die zu berücksichtigenden Hindernisse lokalisierbar und modellierbar sind. Verformbare Objekte, wie z.B. die Abdeckung des OP-Tisches, und stark veränderliche Raumstrukturen, wie z.B. das Operationsgebiet mit eingebrachten Haken und Klemmen, können nur durch feste, ausreichend große Sicherheitszonen dargestellt werden.

Mit der modellbasierten Steuerung wird den Anforderungen nach Vorausschau, nach Plausibilitätskontrolle und nach Entlastung des Operators bei der Kollisionsüberwachung entsprochen. Der Roboter kann außerhalb der Reichweite des Operators bewegt und ohne Führung durch einen Kraft-Momenten-Sensor an den Situs angenähert werden. Durch den Einsatz der Kollisionsprüfung werden Sicherheitsfunktionen auf übergeordneten Systemebenen etabliert. Der vorgestellte Ansatz kann als off-Line-Programmierverfahren<sup>45</sup> mit graphischer Unterstützung eingeordnet werden, das durch Funktionalitäten zur Modellaktualisierung, Kollisionsprüfung und Bahnplanung erweitert wurde. In Kombination mit der virtuellen Zielvorgabe (vgl. Abschnitt 5.3.4.3) und einer Ablaufsteuerung können die notwendigen Vorgaben des Bedieners auf die Angabe eines Bearbeitungsschritts aus der Operationsplanung und einer Zielvorgabe für das Werkzeug reduziert werden. Da die Koordination von Werkzeugwechsel-, Transfer- und Positionierbewegungen und die Generierung kollisionsfreier Bahnbewegungen automatisch erfolgt, wird eine aufgabenbezogene Programmierung der chirurgischen Werkzeugpositionierung verwirklicht.

### 5.3.4.3 Die virtuelle Zielvorgabe

Durch die Operationsplanung sind die Freiheitsgrade der Implantatpositionierung festgelegt. Für die Werkzeugposition verbleiben jedoch Freiheitsgrade, die zur optimalen Anpassung an die aktuelle Situation genutzt werden können: Im Beispiel eines Sägeschnitts ist zwar die Lage der Schnittebene fest vorgegeben, die Säge kann jedoch noch in der Schnittebene verschoben und rotiert werden, um z.B. an Lagerungs- und Fixierungsmaterial vorbei einen optimalen Zugang zum Knochen zu finden (s. Abbildung 5-19). Die Zielposition muss so definiert werden, dass sie einerseits im Einklang mit der Operationsplanung steht und andererseits mit der räumlichen Situation am realen Situs verträglich ist.

Im Fall eines Sägeschnitts ist die erste Forderung erfüllt, wenn die Schnittebene des Sägeblatts mit der präoperativ geplanten Schnittebene zusammenfällt. Im Fall einer Bohrung muss die Bohrerachse mit der präoperativ geplanten Bohrungsachse zusammenfallen. In beiden Fällen kann das Werkzeug durch eine Translation parallel zur Bohrachse bzw. Schnittebene lagerichtig an den Situs angenähert werden. Durch Rotationen um die Bohrachse bzw. den Normalenvektor der Schnittebene kann seine Orientierung verändert werden, ohne die

---

<sup>45</sup> zur Einteilung der Programmierverfahren vgl. (KUGELMANN 1999, S. 5-6) (HEß 1994, S. 474-478)



richtige Ausrichtung zu verlieren. Die zweite Forderung nach der Verträglichkeit mit der Raumsituation ist gegeben, wenn die Zielposition kollisionsfrei angefahren und als Ausgangspunkt für eine weitere ungehinderte räumliche Annäherung an den Situs dienen kann.

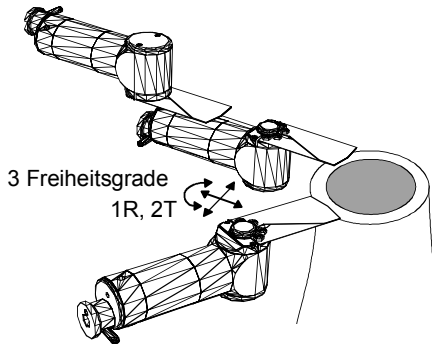


Abb. 5-19: Freiheitsgrade der Werkzeugpositionierung beim Sägeschnitt

Um diese werkzeugspezifischen Freiheitsgrade zu nutzen, erfolgt die endgültige Zielvorgabe virtuell<sup>46</sup>, d.h. durch die Interaktion des Operators mit dem Simulationsmodell. Das Modell bildet die Raumsituation ab und enthält u.a. den Patient, das Lagerungs- und Fixierungsmaterial sowie den Roboter und die Werkzeuge. Die durch die Operationsplanung festgelegte Schnittebene bzw. Bohrachse wird ebenfalls als geometrisches Modell dargestellt und der aktuellen Lage des Patienten entsprechend positioniert. Durch die Manipulation des Roboterarms und des Werkzeugs im Simulationsmodell kann der Operator eine optimale, kollisionsfreie Zielposition für das Werkzeug innerhalb der präoperativ geplanten Schnittebene oder Bohrachse vorgeben.

Um die Bedienung besonders einfach zu gestalten, können die Bewegungen eines vom Operator geführten Handbediengeräts mit dem videooptischen Tracking-System verfolgt und in Bewegungen des virtuellen Roboters im Simulationsmodell übertragen werden (s. Abbildung 5-20). Um ein Verlassen

<sup>46</sup> der Begriff der "virtuellen Zielvorgabe" wurde gewählt, da die realen Bewegungen des Handbediengeräts in einem virtuellen, realitätsgetreuen 3D-Modell des realen Operationsraumes visualisiert und erst dort in eine gültige Zielvorgabe transformiert werden.

der geplanten Achsen oder Ebenen zu verhindern, werden die Bewegungen auf die erlaubten Freiheitsgrade der Werkzeugbewegung eingeschränkt.

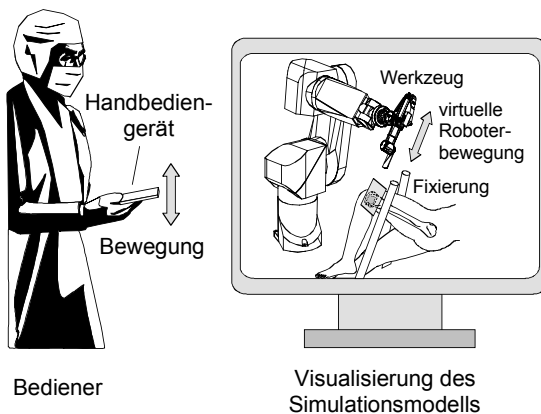


Abb. 5-20: Virtuelle Interaktion zur Definition der Zielposition

### 5.3.4.4 Der Einsatz hybrid geführter Werkzeuge

Die Einsatz des Roboters erfordert die Entwicklung von geeigneten Werkzeugen, die eine sichere und präzise Bearbeitung des Knochens unter Kontrolle des Operators erlauben. Diese Aufgabe soll mit speziellen, hybrid geführten Säge- und Bohrwerkzeugen für den Robotereinsatz gelöst werden. Bei der hybriden Führung werden die Werkzeuge durch den Roboter positioniert und anschließend in werkzeugspezifischen Freiheitsgraden durch den Operator manuell geführt. Die wesentlichen Merkmale dieser Werkzeuge bestehen in:

- der Integration von manuellen Führungsvorrichtungen mit werkzeugspezifischen Freiheitsgraden
- der Begrenzung der Einkopplung mechanischer Schwingungen auf die Roboterhand
- der Eignung für andere orthopädische Eingriffe

Die Ausgangsbasis bilden Standardwerkzeuge der Orthopädie, wie z.B. Bohrer und Knochensäge mit pneumatischen Antrieben. Mit Hilfe integrierter Führungsvorrichtungen werden der Werkzeugeinsatz und die Werkzeugbewegung manuell vom Operator geführt und kontrolliert, um den Schutz der Weichteile

und die Sicherheit des Patienten zu gewährleisten. Über die direkte taktile Kontrolle des Bearbeitungsprozesses passt der Operateur den Werkzeugvor-  
schub optimal an die heterogenen Materialeigenschaften des Knochens an.

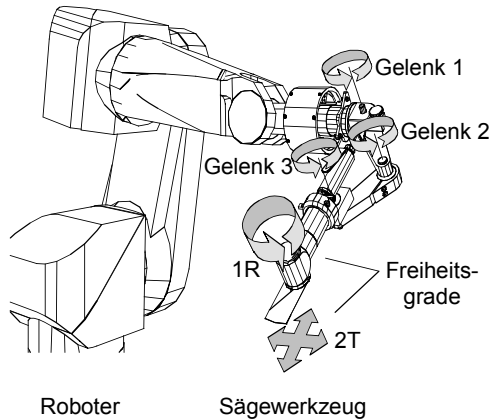


Abb. 5-21: Hybrid geführtes Sägewerkzeug am Roboter

Abbildung 5-21 verdeutlicht das Prinzip an einem Sägewerkzeug. Mit der Roboterhand wird das Sägewerkzeug zunächst in der Schnittebene positioniert. Über drei Gelenke kann das Sägewerkzeug manuell in drei Freiheitsgraden bewegt werden, ohne die eingestellte Schnittebene zu verlassen<sup>47</sup>. Eine wichtige Randbedingung besteht in der Empfindlichkeit der Robotersteuerung gegenüber eingekoppelten mechanischen Schwingungen an der Roboterhand. Sie wird durch konstruktive Maßnahmen an den Werkzeugen reduziert, da sonst eine Haltefunktion durch den Roboter während der Bearbeitung nicht möglich ist (MOCTEZUMA ET AL. 1995, S. 37).

Mit hybriden Werkzeugen können die Anforderungen nach der vollen Kontrolle des Operators über die Bearbeitung, nach der Nutzung werkzeugspezifischer Freiheitsgrade und nach Ausschluss klassischer Fehlerquellen der lehrengestützten Sägebearbeitung mit geringer Komplexität umgesetzt werden. Die für den Robotereinsatz weiterentwickelten Standardwerkzeuge eignen sich grund-

<sup>47</sup> Die gewählte Kinematik bietet eine genaue ebene Führung und zeichnet sich durch einen großen Arbeitsraum bei kompakter Bauweise und geringem Gewicht aus.

sätzlich auch für andere orthopädische Eingriffe, bei denen Schnitte und Bohrungen vorgenommen werden.

### 5.3.4.5 Die Entwicklung eines Orthopädie-Roboters

Im Operationssaal muss ein Robotersystem erheblich mehr Sicherheit und eine bessere Absolutpositioniergenauigkeit bieten als ein Industrieroboter. Er eignet sich andererseits hinsichtlich der Anforderungen an den Arbeitsraum, die Traglast und die Anschaffungskosten für eine Vielzahl orthopädischer Eingriffe. Als Reinraumausführung und in steriler Verpackung kann er auch die hygienischen Anforderungen erfüllen. Durch den Einsatz von Kalibrierungsverfahren kann die Positioniergenauigkeit ohne konstruktive Veränderungen verbessert werden (SCHRÖER 1993). Der klinische Einsatz eines Industrieroboters ist jedoch nur vertretbar, wenn erhebliche Sicherheitsmassnahmen (z.B. Umrüstung mit hochuntersetzenden Getrieben, verbesserte Schleppfehlerüberwachung, sichere Behandlung von Singularitäten) auf der Ebene der Robotersteuerung und des Roboterarms ergriffen werden (vgl. Kapitel 4). Dazu ist eine Zusammenarbeit mit dem Hersteller erforderlich. Im Rahmen dieser Arbeit können diese Forderungen nicht umgesetzt werden. Daher kommt ein industriell erprobter Roboter zum Einsatz.

### 5.3.5 Entwurf eines Verfahrens für die robotergeführte Werkzeugpositionierung

Unter Einsatz der modellbasierten Steuerung und der virtuellen Interaktion wird ein Verfahren zur robotergeführten Werkzeugpositionierung entworfen. Die Roboterbewegungen werden dazu in Phasen strukturiert, für die unterschiedliche Steuerungsstrategien entworfen werden.

#### 5.3.5.1 Ablauf der Therapiedurchführung

Durch die Roboterunterstützung verändern sich Teile der Therapiedurchführung (vgl. Abschnitt 2.4), während der übergeordnete Ablauf der Operation erhalten bleibt. Er besteht in der vorbereitenden Eröffnung des Gelenks, der planungs- und situationsgerechten Ausrichtung der Werkzeuge, der formgebenden Bearbeitung des Implantatsitzes, dem manuellen Einsetzen der Komponenten, gegebenenfalls weichteilchirurgischen Korrekturen und dem abschließenden Wundverschluss. Wesentlich ändert sich das Vorgehen bei der Ausrichtung und Bearbeitung. Die Ausrichtung der Werkzeuge basiert nun auf der Registrierung

und Lageverfolgung des Patienten statt auf dem Einbringen der mechanischen Ausrichthilfen. Der Einsatz der Sägelehren bei der Bearbeitung entfällt anforderungsgemäß, dafür werden Arbeitsschritte zur Positionierung des Roboters erforderlich. Die lehrengestützte Bohr- und Sägebearbeitung wird durch den robotergeführten Werkzeugeinsatz ersetzt.

Möglich wäre folgender Ablauf der roboterunterstützten Operation<sup>48</sup>: Nach der Einleitung der Anästhesie erfolgt die Vorbereitung des Patienten. Er wird auf dem Rücken gelagert. Das zu operierende Bein wird vom Springer ausgewickelt und die Blutsperrle aktiviert. Anschließend wird es gewaschen und desinfiziert. Der eigentliche Eingriff beginnt mit dem Hautschnitt. Nach dem Durchtrennen des subkutanen Fettgewebes wird die Kniescheibe medial umschnitten. Das Gelenk wird eröffnet und in ca. 90° Beugung aufgestellt. Das vordere Kreuzband und ein Teil der Gelenkinnenhaut werden entfernt. Die nachfolgenden Schritte werden in Verbindung mit dem Therapiesystem ausgeführt:

### *Registrierung und Vorbereitung der Lageverfolgung*

1. Anbringen der Markerrahmen an Femur und Tibia<sup>49</sup>
2. Fixierung von Femur und Tibia in Streckstellung
3. Aufnehmen des Kalibrierkörpers mit dem Roboter
4. Robotergeführte Positionierung des Kalibrierkörpers am Kniegelenk
5. Videooptische Lokalisierung der Roboterhand und der Markerrahmen
6. Einrichten des Bildwandlers am Gelenk
7. Feinpositionierung des Kalibrierkörpers
8. Bildgebung und Datenerfassung
9. Wiederholung der Schritte 6-8 mit veränderten Aufnahmewinkeln
10. Wegführen des Kalibrierkörpers
11. Robotergeführte Ablage des Kalibrierkörpers
12. Ermittlung der initialen Lagebeziehung

### *Bearbeitung des Femurs*

13. Umlagern und Fixieren des Beins in Beugstellung
14. Aufnehmen des Markraumeröffnungsbohrers

---

<sup>48</sup> Der Operationsablauf wurde in Zusammenarbeit mit Orthopäden von der MHH, Hannover, und dem Klinikum rechts der Isar, München, erarbeitet

<sup>49</sup> Die Markerrahmen können bei der Positionierung des Kalibrierkörpers nah am Knochen und bei der Bearbeitung für einen besseren Zugang zum Operationsgebiet entfernt werden. Während dieser Zeit ist keine Lageverfolgung des Patienten möglich.

15. Robotergeführte Positionierung des Markraumeröffnungsbohrers
16. Feinpositionieren des Markraumeröffnungsbohrers
17. Manuell geführtes Bohren
18. Wegführen des Markraumeröffnungsbohrers
19. Robotergeführte Ablage des Markraumeröffnungsbohrers
20. Aufnehmen der Knochensäge mit dem Roboter
21. Robotergeführte Positionierung der Knochensäge für den distalen Schnitt
22. Feinpositionierung der Knochensäge
23. Manuell geführtes Sägen
24. Wegführen der Knochensäge
25. Wiederholung der Schritte 21-24 für den vorderen, den hinteren und die schrägen Schnitte

### *Bearbeitung der Tibia*

26. Ggf. Korrektur der Lagerung und Fixierung
27. Einsetzen eines Osteotoms zum Schutz des hinteren Kreuzbandes
28. Robotergeführte Positionierung der Knochensäge für den Tibiaschnitt
29. Feinpositionierung der Knochensäge
30. Manuell geführtes Sägen
31. Manuelles Entfernen des Tibiakopfes
32. Wegführen der Knochensäge
33. Robotergeführte Ablage der Knochensäge
34. Lösen der Patientenfixierung für die Probereposition

Weitere Arbeitsschritte zur Vorbereitung der Verankerung der Komponenten werden ohne Unterstützung des Therapiesystems ausgeführt. Ihnen geht eine Probereposition des Kniegelenks voraus, bei der die Ausrichtung der Implantatkomponenten für ein optimales Zusammenspiel der Gelenkpartner (Femur, Tibia, Patella) und des Bandapparates vom Operateur manuell korrigiert wird<sup>50</sup>. Zur Vorbereitung der Reposition wird am Femur die Probekomponente auf den Implantatsitz aufgesteckt. Auf der Resektionsfläche am Tibiakopf wird eine Schablone an den kortikalen Schnittträndern ausgerichtet und durch Einschlagen eines zentralen Sicherungszylinders gegen Verschiebung gesichert. Außerdem werden tibiale Probeplateaus in die Schablone eingesetzt, deren Höhe an die Bandspannung angepasst wird. Die Schablone und die Probeplateaus überneh-

---

<sup>50</sup> Falls weitergehende Korrekturen erforderlich sind, wird die Bandsituation durch weichteilchirurgische Maßnahmen adaptiert.

men die Rolle der tibialen Implantatkomponente. Zur Reposition wird das Bein von der Fixierung gelöst und in volle Streckung gebracht. Dabei wird die tibiale Schablone rotatorisch um den Sicherungszylinder ausgerichtet und das Ineinandergreifen der Implantatkomponenten von Femur und Tibia an die Bandsituation angepasst. Nach der Fixierung der Probeprothesen wird das Bein wieder in Beugung gebracht. Mit Hilfe einer auf die tibiale Schablone aufgesetzten Lehre wird die Verankerung der Tibiakomponente durch Fräsung einer Verankerungsbohrung und Einschlagen eines Flügelmeißels vorbereitet. Am Femur wird mit dem Markraumborher ein Verankerungskonus gebohrt. Er wird durch eine auf der Probekomponente aufgesetzte Fräslehre geführt. Anschließend werden die endgültigen Implantatkomponenten in vollständig definierter Lage eingesetzt. Zum Abschluss der Operation erfolgt die Blutstillung mit heißen Kompressen. Nach der Öffnung der Blutsperrre wird die Blutstillung mit HF-Strom fortgesetzt und das Gelenk mit Nähten verschlossen. Der Hautschnitt wird geklammert und ein steriler Verband angelegt.

### 5.3.5.2 Strukturierung der Werkzeugbewegungen

Die Werkzeugbewegungen können in den Werkzeugwechsel, den Transfer, die manuelle Positionierung und die eigentliche Einsatzphase bei der Bearbeitung gegliedert werden (s. Abbildung 5-22).

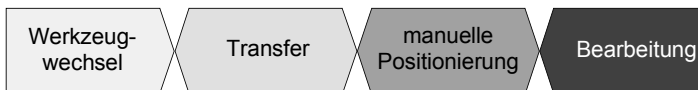


Abb. 5-22: Die verschiedenen Phasen des Einsatzzyklus

Während der ersten drei Phasen erfolgen Roboterbewegungen zum Transport des Werkzeugs an seinen Einsatzort. Unterschiede bestehen in der Nähe zum Situs, der Komplexität der räumlichen Situation und der erforderlichen Steuerungsstrategie. Die letzte Phase dient zur manuell geführten Bearbeitung.

Abbildung 5-23 zeigt einen exemplarischen Einsatzzyklus am Beispiel eines Sägeschnitts. Die Bewegungen des Roboters und des Werkzeugs sind in den einzelnen Phasen des Zyklus durch Pfeile dargestellt. Der Zyklus beginnt mit dem Werkzeugwechsel, bei dem das Werkzeug im Werkzeugmagazin aufgenommen und zu einem festen Ausgangspunkt bewegt wird. Im nächsten Schritt erfolgt der Transfer des Werkzeugs in die Nähe des Situs.

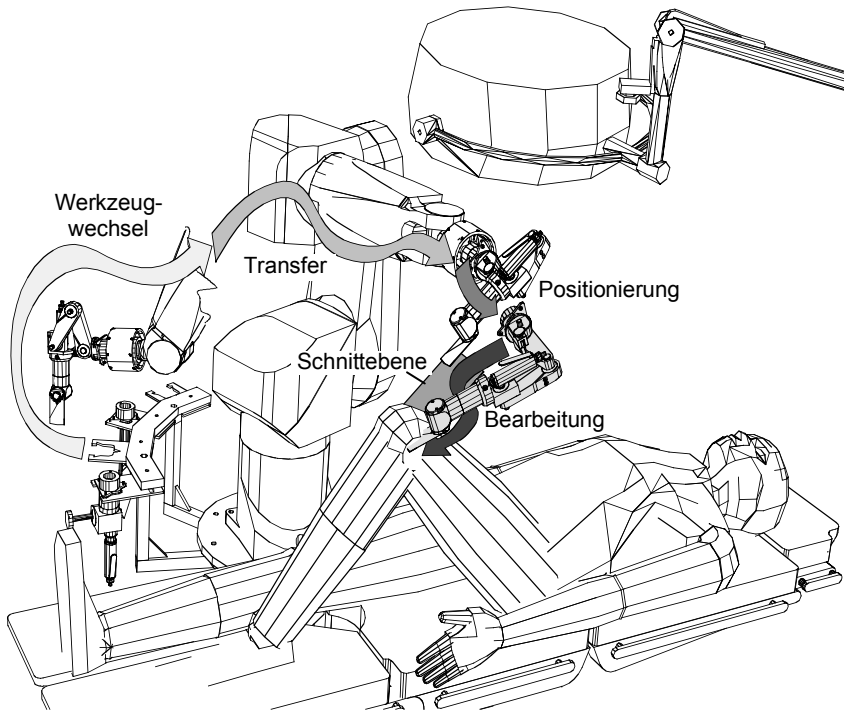


Abb. 5-23: Phasen des Einsatzzyklus zur Herstellung einer Schnittfläche

Bei der Planung und Ausführung der entsprechenden Roboterbewegung werden feste und bewegliche Hindernisse berücksichtigt. Bei der Bewegung wird gleichzeitig eine Umlagerung des Werkzeugs vorgenommen, damit es sich nach Ausführung der Transferbewegung lagerichtig in der Schnittebene befindet. Die weitere Annäherung an den Situs wird durch die manuelle Positionierung vorgenommen. Sie erfolgt durch eine translatorische Bewegung parallel zur Schnittebene in Richtung des Situs. Zusätzliche erlaubte Freiheitsgrade können zur Veränderung der Orientierung und Position des Werkzeugs genutzt werden, ohne dass das Sägeblatt die Schnittebene verlässt. Der Operateur steuert die manuelle Positionierung über eine Handsteuerung. Nach der manuellen Positionierung erfolgt die Bearbeitung mit dem Sägewerkzeug. Durch Lösen der integrierten mechanischen Führungsvorrichtung kann es manuell vom Operateur vorgeschoben werden, ohne dass eine Bewegung des Roboters erforderlich ist. Für die Führungsvorrichtung bestehen die gleichen Freiheitsgrade wie bei der vorhergehenden robotergeführten Positionierung. Der Operateur führt den



geplanten Knochenschnitt unter voller taktiler und visueller Kontrolle aus. Damit ist der Einsatzzyklus aus Werkzeugaufnahme, Transfer, manueller Positionierung und Bearbeitung abgeschlossen.

### **5.3.5.3 Werkzeugwechsel**

Der Werkzeugwechsel dient zur Aufnahme und Ablage von Werkzeugen im Werkzeugmagazin<sup>51</sup>. Die Bewegungen werden automatisch ausgeführt und finden zwischen festen lernprogrammierten Positionen im Werkzeugmagazin und einem festen peripheren Punkt (Übergabeposition) statt, an dem die Werkzeuge von einer Transferbewegung übernommen bzw. bereitgestellt werden. Alle Bewegungen erfolgen in einer fest definierten räumlichen Zone weit vom Situs entfernt. Kollisionen in diesem Raumbereich können die Werkzeuge und den Roboter beschädigen und stellen überdies eine Gefahr für ihre Sterilität dar. Wenn es die Raumverhältnisse zulassen, können die Bewegungen am Werkzeugmagazin durch eine Abschränkung gesichert werden. Alternativ wird eine bewegungsbegleitende Kollisionsprüfung mit dem Simulationsmodell durchgeführt.

### **5.3.5.4 Transfer**

Der Transfer dient zur lagerichtigen Orientierung und Positionierung des Werkzeugs an der anatomischen Zielstruktur. Er findet zwischen der Übergabeposition am Werkzeugmagazin und einer interaktiv bestimmten Zielposition bzw. zwischen zwei Zielpositionen statt. Die Transferbewegung besteht aus einer Folge von Verfahrbefehlen, mit denen Hindernisse umgangen und eine Umorientierung des Werkzeugs vorgenommen werden müssen. Am Ende der Bewegung befindet sich das Werkzeug der Operationsplanung entsprechend lagerichtig zur Zielgeometrie.

Der Transfer wird in sicherem Abstand vom Patienten und dem Operationsgebiet vorgenommen. Dadurch ist die Hindernissituation vorhersehbar und durch die Entfernung zum Operationsgebiet auf wenige Objekte beschränkt. Ihre räumliche Anordnung ist veränderlich. Aufgrund der Komplexität der auszuführenden Bewegung und der überschaubaren Raumsituation wird der Roboter in dieser Phase modellbasiert gesteuert (vgl. Abschnitt 5.3.4.2), um den Operateur

---

<sup>51</sup> Der Werkzeugaufnahme kann prinzipiell auch aus der Hand der Schwester oder des Operateurs erfolgen.

von der Führung des Roboters zu entlasten. Die Zielposition wird mit Hilfe der virtuellen Interaktion vom Operateur ausgewählt und vorgegeben. Die Startposition der Transferbewegung ergibt sich situationsabhängig aus der vorangegangenen Bewegung, z.B. einer manuellen Positionierung oder einer Werkzeugaufnahme.

### 5.3.5.5 Manuelle Positionierung und Bearbeitung

Die manuelle Positionierung dient der Annäherung des Werkzeugs an den Patienten. Die Positionierbewegungen finden direkt am Operationsgebiet statt. Die räumliche Situation ist aufgrund des situationsabhängigen Einbringens von Instrumenten und Hilfsmitteln nicht vorhersehbar, komplex und stark veränderlich. Daher ist eine modellbasierte Steuerung und Kollisionskontrolle nicht möglich. Die Roboterbewegungen müssen durch den Operateur kontrolliert werden. Weil das Werkzeug durch den vorangegangenen Transfer schon lage-richtig zur Zielgeometrie liegt, kann es durch Bewegungen in einzelnen Freiheitsraden angenähert werden. Im Fall des Sägewerkzeugs werden nur translatorische Bewegungen parallel zur Schnittebene und eine Rotation um ihren Normalenvektor zugelassen. Die richtige Orientierung des Sägeblatts zur Schnittebene ist so zu jedem Zeitpunkt garantiert. Beim Bohrwerkzeug besteht ein translatorischer Freiheitsgrad parallel zur Bohrachse und ein rotatorischer Freiheitsgrad um die Bohrachse. Dabei fallen Bohrer- und Bohrungsachse immer zusammen. Durch die Kombination der lagerichtigen Ausgangsposition und der beschränkten Beweglichkeit wird dem Operateur eine einfache und intuitiv kontrollierbare Annäherung der Werkzeuge an das Operationsgebiet ermöglicht. Bei der anschließenden Bearbeitung kann die Werkzeugposition bei Bedarf durch eine erneute Positionierung angepasst werden.

## 6 Realisierung der computergestützten Operationsplanung

In den folgenden drei Kapiteln wird die Implementierung des Assistenzsystems beschrieben. Den Anfang macht das vorliegende Kapitel, das die Realisierung der Operationsplanung beschreibt (vgl. Kapitel 5.1 zur Konzeption).

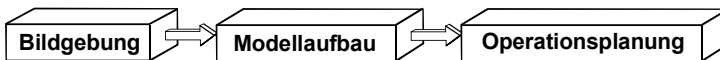


Abb. 6-1: Vorbereitung der Operation

Im Zuge der Operationsvorbereitung erfolgt die Bildgebung mit dem Computertomografen, der dreidimensionale Modellaufbau und die computergestützte Operationsplanung (s. Abbildung 6-1). Die realisierte Planungskomponente unterstützt diesen Zyklus mit Werkzeugen zur Verarbeitung der bei der Bildgebung erhobenen Bilddaten und zur Visualisierung, Simulation und Definition des Implantateinbaus. Die folgenden Abschnitte beschreiben die angewandten Verfahren und die realisierte Systemstruktur.

### 6.1 Verfahren bei der Bildgebung

Die Basis für den Modellaufbau sind Röntgenschichtaufnahmen, die mit einem Computertomografen (CT) aufgenommen werden. Die präoperativ vorgenommene Bildgebung erfolgt über das gesamte Bein von der Hüfte bis zum Sprunggelenk. Die Bereiche des Hüft-, Knie- und Sprunggelenks werden mit einer geringen Schichtdicke (z.B. 1-2mm) erfasst, um eine detaillierte Modellierung zu ermöglichen. Die Zwischenbereiche werden mit einer kleineren Anzahl von Einzelaufnahmen größerer Schichtdicke (z.B. 5mm) erfasst, um die Strahlenbelastung des Patienten insgesamt zu minimieren. Das Bein des Patienten wird fixiert, um Bewegungen während der Bildgebung auszuschließen. Die CT-Schichtaufnahme in Abbildung 6-2 zeigt den Schaftbereich eines freipräparierten menschlichen Oberschenkelknochens. Der Grauwert eines Pixels<sup>52</sup> entspricht der mittleren Strahlenschwächung des zugeordneten Volumenelements in der Objektschicht. Weil sie die Röntgenstrahlung stärker schwächt, wird die äußere

<sup>52</sup> Pixel (von Picture element [engl.]): kleinstes Bildelement

Knochenhülle (Kortikalis) heller dargestellt als das Knochenmark (Spongiosa) im Inneren. Oben links in der Abbildung ist die Lage des Bildkoordinatensystems zur Lokalisierung der Pixel eingezeichnet.

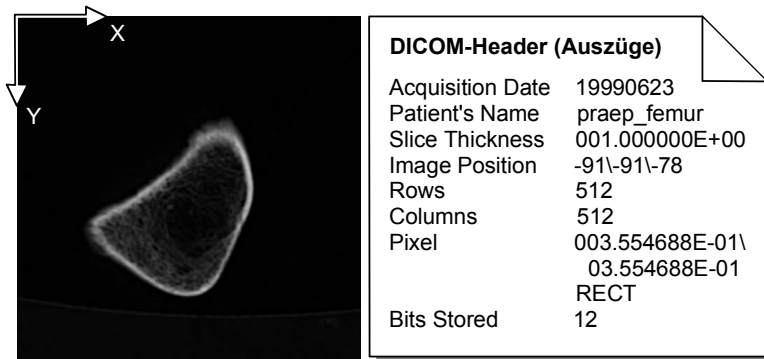


Abb. 6-2: Grauwertinformation und Aufnahmeparameter<sup>53</sup> der CT-Schichtaufnahme eines Oberschenkelknochens

Jede Aufnahme enthält dem DICOM-Standard<sup>54</sup> entsprechend neben den Grauwertinformation ein Protokoll mit wichtigen Aufnahmeparametern, z.B. der Schichtdicke, der aktuellen Tischposition, der Auflösung und der Bildgröße (s. Abbildung 6-2). Mit Hilfe der Bildkoordinaten der Pixel und der Tischposition kann ein Objekt-Koordinatensystem konstruiert werden, mit dem eine Zuordnung zwischen den Pixeln und den Volumenelementen des untersuchten Objekts über alle Schichten möglich ist.

## 6.2 Verfahren zum Modellaufbau

Das Ziel des Modellaufbaus ist die Erstellung eines dreidimensionalen Knochenmodells des Beins des Patienten. Für den Modellaufbau werden die Bild-

---

<sup>53</sup> Im Beispiel liegt die aktuelle Tischposition der Aufnahme bei -78mm. Die Aufnahme besteht aus 512 x 512 rechteckigen Pixeln, die Objekt-Volumenelementen mit einer Grundfläche von 0.35mm x 0.35mm entsprechen. Die Grauwertauflösung beträgt 12 bit.

<sup>54</sup> DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine) ist ein herstellerübergreifender Standard für den Austausch von Bilddaten.

daten einer Folge von Arbeitsschritten unterworfen. Abbildung 6-3 zeigt die Prozesskette schematisch am Beispiel des Oberschenkelknochens (Femur). Bei der Segmentierung der Grauwertbilder des CT werden zuerst die knöchernen Strukturen des Oberschenkels schichtweise im zweidimensionalen Bildmaterial vom umgebenden Weichgewebe getrennt. Anschließend werden die Konturen der äußeren Ränder der entstandenen inselförmigen Knochen-Areale extrahiert. Durch eine Triangulation mit den Nachbarschichten wird schließlich ein dreidimensionales Polyeder-Modell der Knochenoberfläche rekonstruiert. Das Koordinatensystem des CT bleibt als Basis-Koordinatensystem für den Modellaufbau erhalten und wird für die Operationsplanung und die Patientenlokalisierung beim Eingriff genutzt.

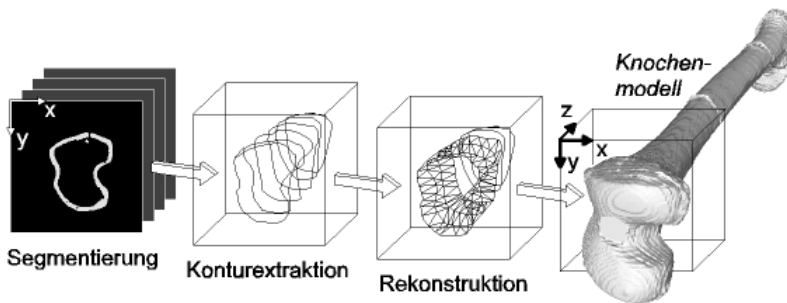


Abb. 6-3: Erstellung eines 3D-Knochenmodells aus CT-Daten

Nach der Rekonstruktion des 3D-Modells wird eine Datenreduktion nach dem Verfahren von SCHROEDER ET AL. (1992) vorgenommen. Bei dieser Reduktion kann die Zahl der Eckpunkte, Kanten und Polygone des Modells verringert, die Topologie aber weitgehend erhalten werden. Das fertige 3D-Modell wird im STL-Format<sup>55</sup> für den Einsatz in der Operationsplanung exportiert. Abbildung 6-4 zeigt die Prozesskette für den Modellaufbau und die Operationsplanung.

<sup>55</sup> Im Stereolithografie-Format (STL) wird die Oberfläche eines Volumens durch ebene Dreiecke approximiert (GEUER 1996).

### 6.3 Verfahren zur Operationsplanung

Bei der Operationsplanung werden die Arbeitsschritte für den robotergeführten Einbau der Implantatkomponenten festgelegt (s. Abbildung 6-4). Passende Implantatkomponenten werden nach Typ und Größe ausgewählt und interaktiv nach biomechanischen Gesichtspunkten positioniert. Dabei ergeben sich die zur Aufnahme des Implantats vorzunehmenden Gestaltveränderungen an der Knochengeometrie. Die Lage der erforderlichen Sägeschnitte und Bohrungen wird mit Parametern für den Werkzeugeinsatz in einem Operationsplan protokolliert.

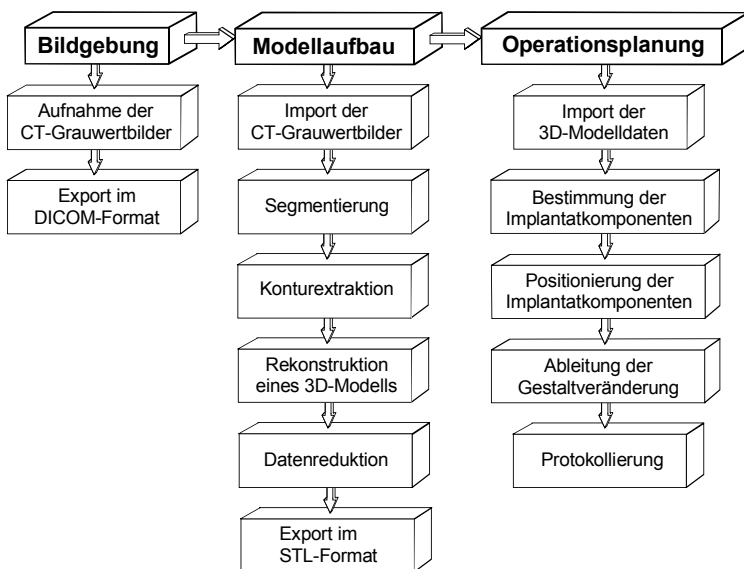


Abb. 6-4: Präoperative Arbeitsschritte

#### 6.3.1 Auswahl der Implantatkomponenten

Nach ihrer typenmäßigen Vorauswahl erfolgt die Größenbestimmung der Implantatkomponenten durch Einpassen an der lokalen Geometrie des Kniegelenks. Nach dem Import aus der Datenbasis werden die Implantatkomponenten probeweise mit Hilfe von Drehgebern am Knochenmodell platziert. Der Operateur kann ihre Eignung anhand folgender Kriterien visuell beurteilen:

- Die ursprüngliche physiologische Kondylenform und -größe muss durch die femorale Implantatkomponente annähernd nachgebildet werden
- Die tibiale Implantatkomponente muss an den Kontaktflächen eine gute Überdeckung mit dem harten kortikalen Rand des Knochens aufweisen
- Es dürfen keine übermäßigen Überstände oder Hohlräume zwischen dem Knochen und den Implantatkomponenten entstehen

### 6.3.2 Positionierung der Implantatkomponenten

Nach der Größenbestimmung erfolgt die Positionierung. Das Vorgehen wurde in Zusammenarbeit mit Orthopäden erarbeitet und orientiert sich an biomechanischen Parametern, z.B. dem Verlauf der Traglinie.

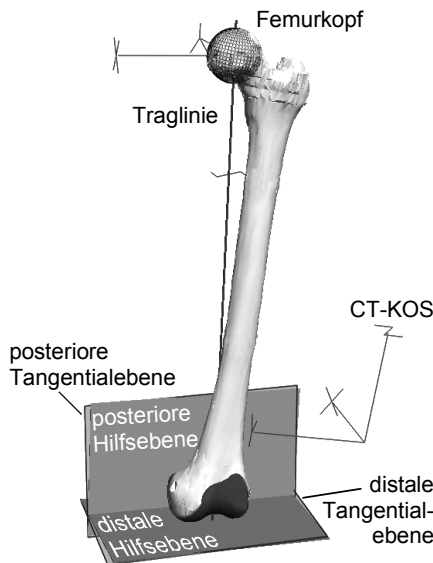


Abb. 6-5: Positionierung der femoralen Implantatkomponente am Knochenmodell

Zunächst werden Achsen und Hilfsebenen am Knochenmodell definiert. Anschließend wird die Orientierung der Komponente zu den Hilfsebenen ermittelt. Die verbleibenden translatorischen Freiheitsgrade nutzt der Operateur, um den Implantatsitz im Knochenmaterial zu optimieren. Die Planungsschritte werden

in der prototypischen Implementierung manuell ausgeführt. Abbildung 6-5 zeigt die Positionierung der femoralen Implantatkomponente (dunkelgrau) am 3D-Knochenmodell mit den verwendeten Hilfsebenen und der Traglinie. Im folgenden wird exemplarisch ihre Positionierung erläutert:

*1. Ermittlung der Traglinie:* Dem Femurkopf wird eine Kugel aufgeprägt. In ihrem Mittelpunkt wird ein Koordinatensystem so ausgerichtet, dass dessen verlängerte z-Achse als Traglinie durch die grubenförmige Vertiefung zwischen den femoralen Kondylen (Fossa Intercondylaris) weist (s. die Abbildungen 6-5 und 6-6).

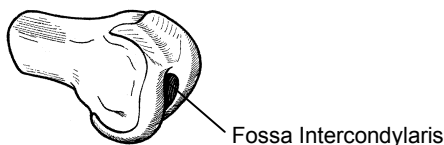


Abb. 6-6: *Distales Femurende, nach (KAPANDJI 1992, S.77)*

*2. Konstruktion einer distalen Hilfsebene:* Eine distale Hilfsebene wird normal zur Traglinie (TL) und tangential an der lateralen Kondyle platziert.

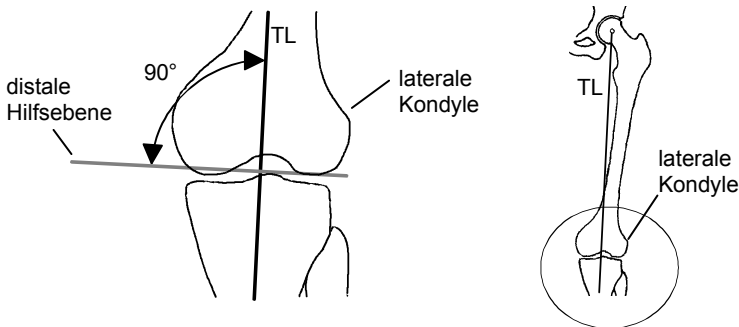


Abb. 6-7: *Distale Hilfsebene (Frontalansicht in Streckung)*

Sie schneidet die mediale Kondyle (s. Abbildung 6-7) und entspricht in ihrer Orientierung dem Verlauf des distalen Schnitts bei klassischer prothetischer Gelenklinienausrichtung (vgl. Kapitel 2).



3. *Konstruktion einer posterioren Tangentialebene:* Parallel zur Traglinie (z-Achse des Koordinatensystems) wird eine Tangentialebene an die posterioren Kondylen konstruiert. Ihre Orientierung ist in Abbildung 6-8 bei einer Beugung von  $90^\circ$  dargestellt. Die y-Achse des Koordinatensystems wird durch Drehung um die z-Achse orthogonal auf diese posteriore Tangentialebene ausgerichtet.

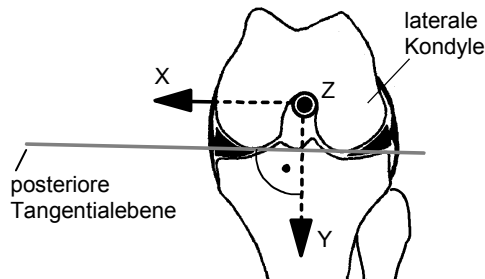


Abb. 6-8: *Posteriore Tangentialebene (Frontalansicht in Beugung)*

4. *Winkelmessung:* Aus der distalen Hilfsebene wird durch Drehung um die y-Achse und durch Parallelverschiebung eine distale Tangentialebene an die Femurkondylen erzeugt (s. Abbildung 6-9).

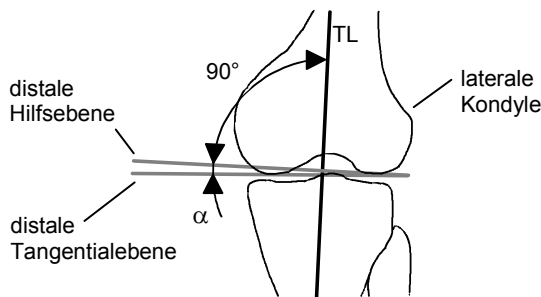


Abb. 6-9: *Distale Tangentialebene (Frontalansicht in Streckung)*

Sie markiert den Verlauf der physiologischen Gelenklinie. Der Winkel  $\alpha$  zwischen ihr und der distalen Hilfsebene wird gemessen.

5. *Außenrotation*: Aus der posterioren Tangentialebene entsteht analog eine posteriore Hilfs-Ebene (s. Abbildung 6-10) durch Drehung und Verschiebung. Die Drehung erfolgt mit dem Winkel  $\alpha$  um die Traglinie (z-Achse) im negativen Drehsinn. Die Hilfsebene wird danach parallel an die laterale Kondyle verschoben. Sie entspricht in ihrer Orientierung dem Verlauf des posterioren Schnitts (vgl. Kapitel 2).

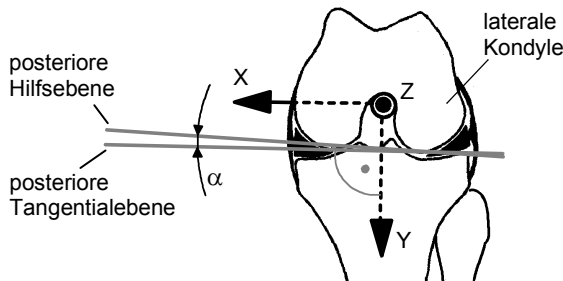


Abb. 6-10: Posteriore Hilfs-Ebene (Frontalansicht in Beugung)

6. *Orientierung der Implantatkomponente*: Die femorale Implantatkomponente wird nun mit Hilfe der konstruierten Ebenen ausgerichtet (s. Abbildung 6-11).

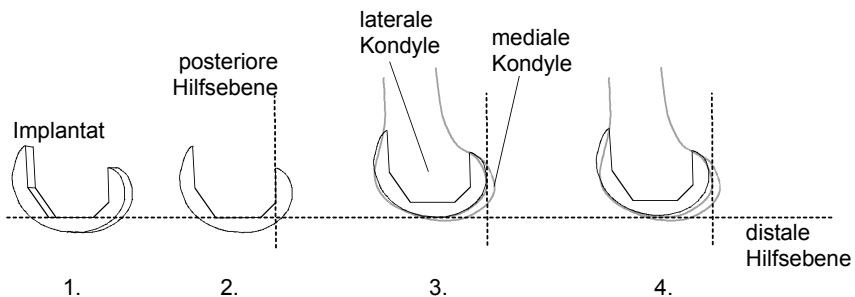
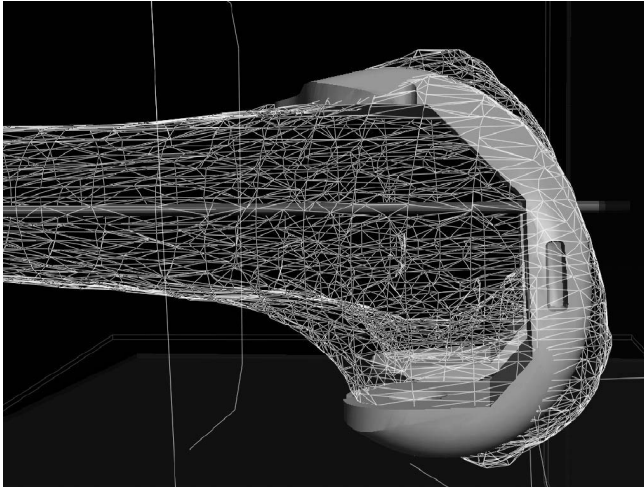


Abb. 6-11: Schema der Komponentenpositionierung am Femur

Mit ihrer distalen Schnittfläche wird sie zunächst parallel zur distalen Hilfs-Ebene (1) und mit ihrer posterioren Schnittfläche parallel zur posterioren Hilfs-Ebene orientiert (2). Durch Parallelverschiebungen werden die distalen und posterioren Implantatkondylen an die entsprechenden Hilfsebenen geschoben, bis jeweils

ein tangentialer Kontakt vorliegt (3). Durch weitere Parallelverschiebungen kann der Sitz der Implantatkomponente im Knochen optimiert werden, ohne ihre Orientierung zu verändern (4). Das Endergebnis zeigt Abbildung 6-12.



*Abb. 6-12: 3D-Darstellung des Implantatsitzes<sup>56</sup> (medialer Kondylus)*

Um der Bildung von Lücken oder Einkerbungen zu begegnen, ist eine Veränderung der gefundenen Positionierung in allen Freiheitsgraden möglich.

### **6.3.3 Ableitung der Gestaltveränderung**

Durch die Positionierung des Implantats ist die Lage der Kontaktflächen und Verankerungen festgelegt, die vor dem Einbau der Komponenten durch entsprechende Gestaltveränderungen am Knochen hergestellt werden müssen. Für die intraoperative Herstellung mit dem Therapiesystem müssen sie genau beschrieben werden. Die Beschreibung erfolgt mit drei Elementen:

---

<sup>56</sup> Die Darstellung zeigt keine übermäßigen Überstände oder Hohlräume. Die Krümmung und die Form der Kondylen des Implantats und des Knochens sind nicht identisch. Bei Verwendung einer größeren Komponente könnte hier eine bessere Übereinstimmung erzielt werden, dabei entstünden jedoch größere Überstände an den Kontaktflächen.

- der Definition der Elementaroperationen „Bohrung“ und „Sägeschnitt“ mit geometrischen Parametern
- der Lokalisierung durch Objektkoordinatensysteme
- der geometrischen Beschreibung durch Körper wie Quader und Zylinder

Bohrungen werden durch ihren Durchmesser, ihre Tiefe und die Lage der Bohrungsachse definiert. Die Bohrungsachse wird durch den Fußpunkt der Bohrung und einen parallel zur Bohrungsachse entgegen der Vorschubrichtung orientierten Richtungsvektor festgelegt (s. Abbildung 6-13). Sägeschnitte werden durch die Lage und die Abmessungen einer rechteckigen Schnittfläche in Breite und Tiefe definiert. Die Schnittfläche stellt bei der Bearbeitung die Grenzebene zwischen dem abgetrennten und dem erhaltenen Knochenmaterial dar.

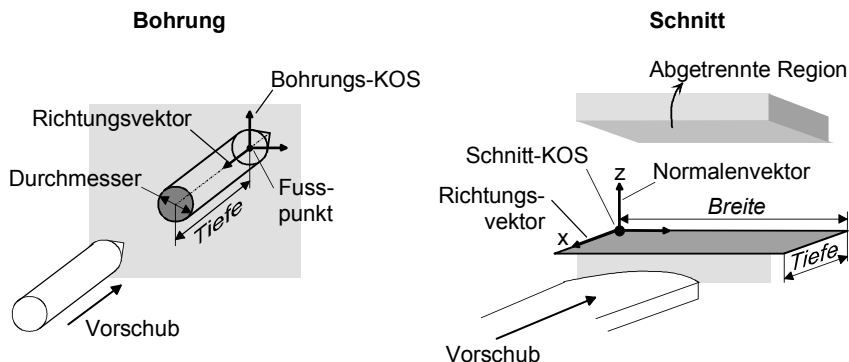
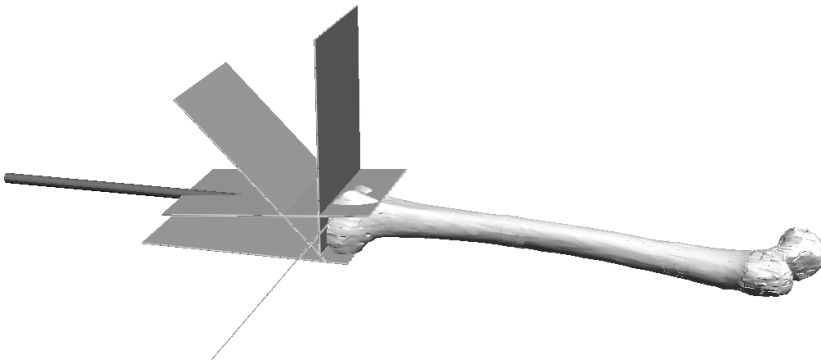


Abb. 6-13: Definition von Schnitten und Bohrungen

Für eine eindeutige Lagebeschreibung im Basiskoordinatensystem des Knochenmodells dienen Objektkoordinatensysteme (in Abbildung 6-13 mit Schnitt- bzw. Bohrungs-KOS bezeichnet). Ihr Ursprung wird in die Spitze der Bohrung bzw. den Eckpunkt der Schnittfläche gelegt. Sie werden so ausgerichtet, dass ihre x- bzw. z-Achse die Lage des Richtungs- bzw. des Normalenvektors repräsentiert.

Zur geometrischen Beschreibung und Visualisierung der Gestaltveränderungen werden Körper wie Quader und Zylinder verwendet. Ein Quader repräsentiert die Breite und die Tiefe des Sägeschnitts sowie ggf. die Dicke des Sägeblatts. Analog stellt ein Zylinder den Durchmesser und die Tiefe einer Bohrung dar.

Die Positionierung der Körper und Objektkoordinatensysteme am Knochen ist wesentlich für die richtige Modellierung der Gestaltveränderung. Um die richtige Positionierung der Körper und Objektkoordinatensysteme am Knochenmodell zu vereinfachen, werden sie bei der Modellierung der Implantate erzeugt und in definierter Lage integriert. Die Positionierung am Knochenmodell erfolgt gemeinsam mit den Implantatkomponenten. Abbildung 6-14 zeigt die durchzuführenden Sägeschnitte und Bohrungen am Femur im 3D-Simulationssystem entsprechend der Operationsplanung in Abbildung 6-5.



*Abb. 6-14: Lage der Schnittflächen und der Bohrung am Femur*

Ausgehend von den geplanten Gestaltveränderungen wird der Werkzeugeinsatz für jeden Therapieschritt festgelegt:

- Jedem Vorgang wird eine gültige Werkzeuglage in der Schnittebene bzw. Bohrachse zugeordnet.
- Jedem Vorgang wird ein Werkzeug mit definierten Freiheitsgraden zugeordnet. Ausgehend von der Anfangsposition können in der Therapiedurchführung andere lagerichtige Positionen nur durch Bewegungen innerhalb der erlaubten Freiheitsgrade erreicht werden.

### **6.3.4 Protokollierung**

Das Ergebnis der Operationsplanung wird auf einem Datenträger abgelegt. Der erstellte Operationsplan dient als Schnittstelle zur Therapiedurchführung und beschreibt die Gestaltveränderungen und die Randbedingungen des Werkzeug-

einsatzes für alle Elementaroperationen. Jede Elementaroperation wird dabei durch einen Datensatz beschrieben, der folgende Parameter enthält:

- Referenzen auf Geometriemodelle der Körper und des Objektkoordinatensystems
- Lagekoordinaten der Geometriemodelle und des Objektkoordinatensystems
- die Werkzeugkennung des zugeordneten Werkzeugs und die gültige Werkzeugposition

## 6.4 Systemstruktur der Planungskomponente

Für den dreidimensionalen Modellaufbau kommt ein vorhandenes Software-Werkzeug (MOCTEZUMA 1996, S. 43-54) zum Einsatz, mit dem die Segmentierung von Computertomografien, die Konturextraktion und die Rekonstruktion von 3D-Modellen vorgenommen wird. Zur Verbesserung der Handhabbarkeit der rekonstruierten Knochenmodelle im 3D-Simulationssystem erfolgt eine Datenreduktion mit dem Softwarewerkzeug *vtk Decimator* von Kitware Inc., USA. Zur Operationsplanung wird ein 3D-Simulationssystem<sup>57</sup> eingesetzt. Es unterstützt neben dem Import der rekonstruierten Knochenmodelle und der Implantatmodelle aus der CAD-Datenbasis alle weiteren Funktionalitäten der vorgestellten Methodik zur Operationsplanung<sup>58</sup>.

Die Protokollierung des robotergeführten Werkzeugeinsatzes erfolgt mit einem Postprozessor. Alle Werkzeuge sind auf einem Planungsrechner<sup>59</sup> implementiert (s. Abbildung 6-15).

---

<sup>57</sup> Für die Interaktion mit dem Knochenmodell und den Implantatkomponenten bei der Operationsplanung wird *USIS* (Universal Simulation System), ein Werkzeug zur 3D-Simulation, eingesetzt. Es wird seit 1985 am Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften (iwb) der Technischen Universität München entwickelt. Zunächst lediglich für die Simulation roboterunterstützter Fertigungsanlagen konzipiert, entwickelten sich Spezialanwendungen, z.B. für die roboterunterstützte Chirurgie, die Simulation von Menschmodellen, Sensoren und physikalischen Effekten (Gravitation, Reibung).

<sup>58</sup> Für die computergestützte Operationsplanung von Umstellungsosteotomien am Femur sind bereits auf *USIS* basierende Module entwickelt worden. Sie unterstützen die Bestimmung von charakteristischen Achsen und Punkten sowie die Positionierung von Implantaten und Werkzeugen an rekonstruierten 3D-Knochenmodellen des Femurs (MOCTEZUMA 1996).

<sup>59</sup> SGI Indigo<sup>2</sup> mit Maximum Impact-Grafikkarte und R10000 MIPS-Prozessor

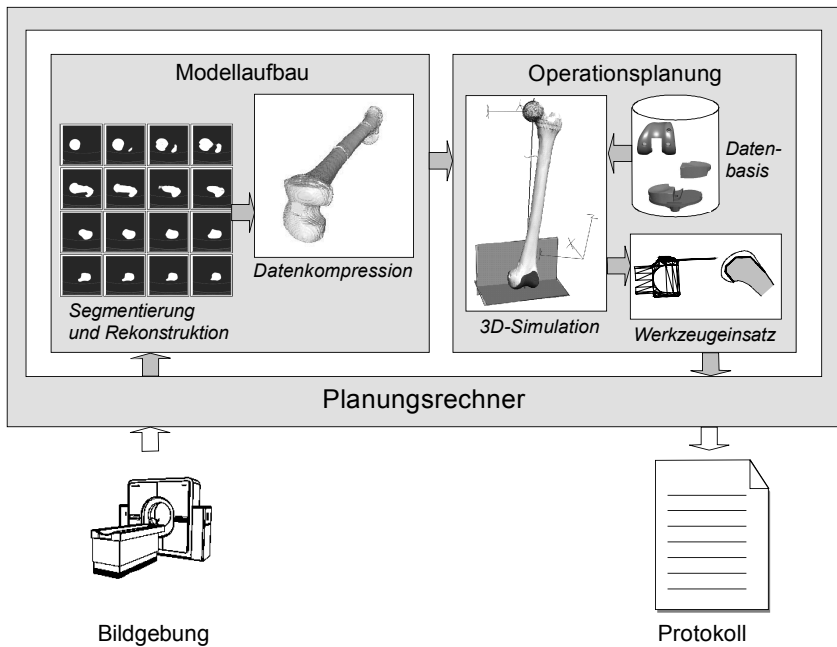


Abb. 6-15: Zusammenwirken der Werkzeuge auf dem Planungsrechner

## 6.5 Diskussion

Die realisierte Planungskomponente bietet gegenüber der klassischen Planungsmethode einen erweiterten Funktionsumfang. Er ermöglicht:

- die Visualisierung in 3D
- das virtuelle Platzieren verschiedener Implantatkomponenten
- die verlässliche Größenbestimmung
- die detaillierte Darstellung wichtiger Einzelheiten, z.B. des Implantatsitzes
- das Ermitteln von Abständen, Winkeln und räumlichen Transformationen
- das Erproben unterschiedlicher Positionierungsstrategien
- die präzise geometrische Beschreibung der geplanten Gestaltveränderungen

Die Nachteile der computergestützten Planungsmethodik sind:

- Der Einsatz eines Computertomografen verursacht eine höhere Strahlenbelastung für den Patienten sowie einen höheren Kosten- und Zeitaufwand. Die Bildgebung findet im Liegen statt und kann die biomechanischen Verhältnisse am belasteten Gelenk nicht abbilden
- Der dreidimensionale Modellaufbau erfordert zusätzlichen Arbeitsaufwand bei der Segmentierung und Rekonstruktion
- Die Anschaffung der Hard- und Software des Planungsrechners ist kostenintensiv

Diese Nachteile können durch die Optimierung der Planungskomponente und die Erweiterung des Funktionsumfangs überwunden werden. Eine verbesserte Unterstützung erfordert z.B.:

- die zusätzliche biomechanische Analyse von 2D-Röntgenaufnahmen des im Stand belasteten Beins
- die Aufwandsminimierung beim Modellaufbau
- die Implementierung von Assistenzmodulen zur Unterstützung von Flächen- und Volumenberechnungen (z.B. für die Ermittlung von Kontaktflächen) sowie zur Konstruktion von Referenzsystemen (z.B. der Traglinie)
- die Senkung der Anschaffungskosten durch die Implementierung der Planungskomponente auf PC-Basis.



## 7 Realisierung der berührungslosen Patientenlokalisierung

Das vorliegende Kapitel beschreibt die Realisierung der Patientenlokalisierung. Sie erfolgt entsprechend Abbildung 7-1. Nach einer initialen Lagebestimmung werden Änderungen durch die Lageverfolgung erfasst. Die Voraussetzung für die Patientenlokalisierung ist das präoperativ rekonstruierte Knochenmodell. Die eingesetzten Verfahren und die Systemstruktur werden in den folgenden Abschnitten erläutert und abschließend diskutiert.

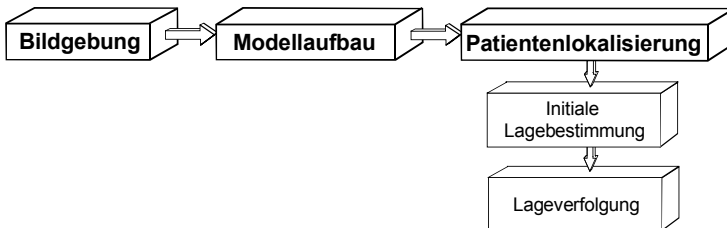


Abb. 7-1: Vorgehen bei der Patientenlokalisierung

### 7.1 Initiale Lagebestimmung

Das Ziel der initialen Lagebestimmung ist die Erfassung der anatomischen Zielstrukturen im Basis-Koordinatensystem des Roboters. Sie erfolgt mit einem Verfahren zur Registrierung des präoperativ erzeugten Patientenmodells und den intraoperativ erzeugten Bildwandleraufnahmen (vgl. Abschnitt 5.2.7.1). Für den Einsatz eines beweglichen, robotergeführten Kalibrierkörper wird das Registrierungsverfahren erweitert.

#### 7.1.1 Grundlagen des Verfahrens zur Registrierung

Das Ziel des vorgestellten Registrierungsverfahrens ist die Lokalisierung fixierter anatomischer Zielstrukturen im Bezugs-Koordinatensystem eines ortsfesten Kalibrierkörpers. Abbildung 7-2 veranschaulicht die Ermittlung der Registrierlage des Femur-Koordinatensystems (Femur-KOS).

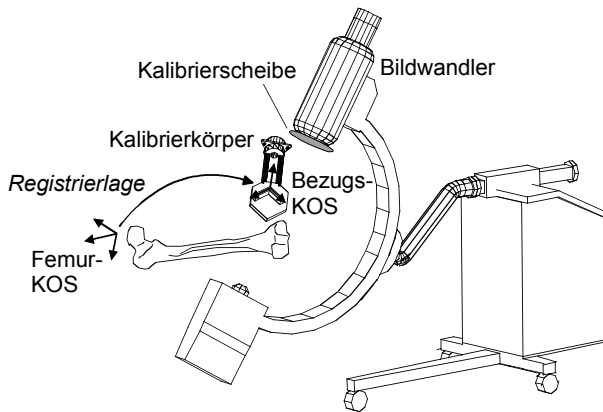


Abb. 7-2: Registrierung

Der intraoperativ eingesetzte Bildwandler stellt eine Röntgenkamera dar. Das Registrierverfahren erfordert die Kenntnis des aktuellen Kameramodells. Es beschreibt die Abbildung eines beliebigen Raumpunkts in das Kamerabild und repräsentiert die Verzerrungs- und Projektionseigenschaften sowie die aktuelle Kameraposition gegenüber dem Bezugs-Koordinatensystem des Kalibrierkörpers. Die Abbildungseigenschaften des Bildwandlers unterliegen Störungen, die von der Position und Orientierung des Detektors im Erdmagnetfeld abhängig sind und Verzerrungen in den Röntgenbildern bedingen (s. Abbildung 7-3) (GÖTTE ET AL. 1996, S. 99-107). Eine direkte analytische Bestimmung und Kompensation der Störabhängigkeiten ist nicht möglich. Die Bestimmung der Kameraparameter erfolgt daher mit dem Kalibrierverfahren von Brack et al. (1998).

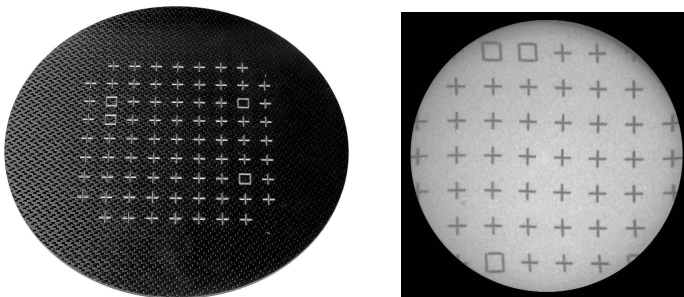


Abb. 7-3: Reale Kalibrierscheibe (links), Bildwandler-Aufnahme (rechts)

Bei jeder Aufnahme wird eine Kalibrierscheibe mit eingearbeiteten, exakt vermessenen Metallmarken abgebildet. Sie ist fest am Detektor des Bildwandlers angebracht (s. Abbildung 7-4 links) und definiert ein Referenzgitter. Die Verzerrungseigenschaften des Bildwandlers werden durch ein kubisches Polynom-Modell modelliert. Durch die Abbildung der Kalibrierscheibe werden die tatsächlichen Abweichungen erfasst (s. Abbildung 7-3 rechts) und mit den durch das Modell vorausgesagten Werten verglichen. Die Polynomparameter werden durch ein geschlossenes Lösungsverfahren bestimmt (BRACK 1999, S. 33-45)



*Abb. 7-4: Kalibrierscheibe am Bildwandler*

Mit den entzerrten Röntgenbildern werden die Projektionseigenschaften und die Position der Kamera gegenüber dem Kalibrierkörper bestimmt. Er repräsentiert das fixierte Bezugs-Koordinatensystem des Kamera-Modells. Die Abbildung seiner kugelförmigen Marken (s. Abbildung 7-5) wird über ein ideales, verzerrungsfreies perspektivisches Kameramodell (mit einem Parametervektor aus der Kameraposition, der Brennweite und dem optischen Nullpunkt) vorhergesagt. Die exakte Bestimmung der Parameter erfolgt über die Minimierung einer Fehlerfunktion zwischen der Abbildung und der tatsächlichen Position der vermessenen Marken auf dem Kalibrierkörper (BRACK 1999, S. 45-56). Damit ist das Kameramodell vollständig bestimmt. Abbildung 7-5 rechts zeigt die gemeinsame Abbildung<sup>60</sup> des Kalibrierkörpers mit den Femurkondylen.

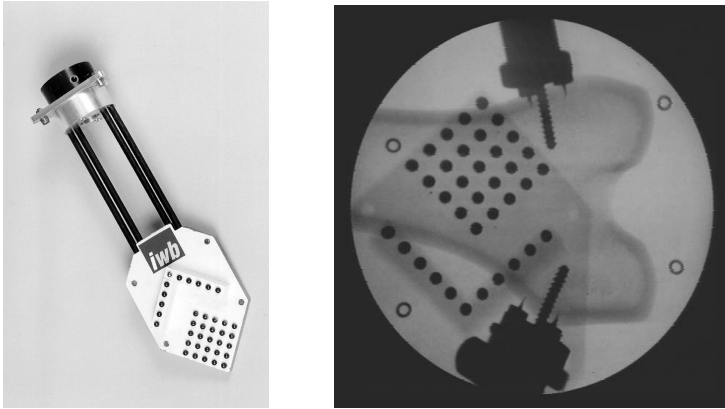
Die eigentliche Lokalisierung der Zielstrukturen erfolgt über eine konturbasierte Registrierung des präoperativ aus CT-Daten erzeugten Knochenmodells<sup>61</sup> (vgl.

---

<sup>60</sup> Die Marken der Kalibrierscheibe sind durch wenige Beilagscheiben ersetzt worden. Ihre Verwendung reduziert die Gefahr von Überlappungen im Bild.

<sup>61</sup> Es ist für die Genauigkeit der Therapiedurchführung wichtig, dass die jeweils bei der Planung und der Registrierung verwendeten Knochenmodelle identisch sind.

Abschnitt 6.2) mit den intraoperativen Röntgenaufnahmen (BRACK 1999, S. 75-99). Hierbei wird die räumliche Lage des Knochenmodells algorithmisch ermittelt, bei der seine Projektion mit der segmentierten Knochenstruktur in den Röntgenbildern zur Deckung kommt. Damit ist die Lage des Knochenmodells im Bezugs-Koordinatensystem des Kalibrierkörpers bekannt.



*Abb. 7-5: Kalibrierkörper (links), Abbildung mit Kunststoff-Femur im Röntgenbild (rechts)*

### 7.1.2 Registrierung mit regional verteilter Bildgebung

Mit einem starr positionierten Kalibrierkörper können nur anatomische Regionen in unmittelbarer Nähe des Kalibrierkörpers durch den Bildwandler abgebildet werden. Für ein genaueres Ergebnis bei der Lokalisierung der Zielstrukturen ist die Berücksichtigung weiter vom Knie entfernter Regionen (z.B. des proximalen Femurs) wünschenswert, da sich bei einer lokal begrenzten Bildgebung Invarianzen gegenüber Objektrotationen als Fehlerquellen auswirken können. So drückt sich z.B. eine kleine Rotation des Femurs um die Femurschaftachse kaum bei der Abbildung der Kondylen aus. Ihr Effekt kann aber durch eine zusätzliche Aufnahme am Femurkopf quantifiziert werden (s. Abbildung 7-6).

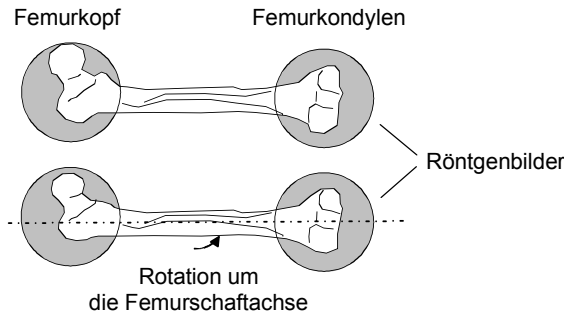


Abb. 7-6: Auswirkung einer Schaftrotation in der Bildgebung

Die statische Positionierung des Kalibrierkörpers wird aus diesem Grund durch eine robotergeführte Handhabung flexibilisiert. Bei der Lokalisierung einer bestimmten anatomischen Zielstruktur (z.B. des Femurs) werden verschiedene, voneinander entfernte Regionen der Struktur abgebildet und für eine stabile und genaue Lokalisierung berücksichtigt.

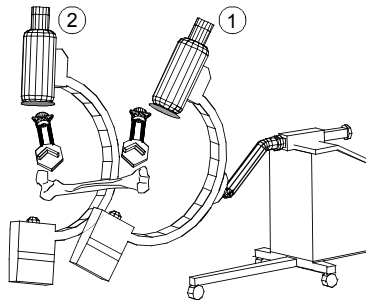


Abb. 7-7: Registrierung mit regional verteilten Röntgenbildern

Dazu wird der Kalibrierkörper mit dem Roboter an der abzubildenden Region positioniert (Position 1 in Abbildung 7-7). Der Bildwandler wird von Hand nachgeführt und so eingestellt, dass der Kalibrierkörper und die Region zusammen im Röntgenbild abgebildet werden. Die Position des Kalibrierkörpers kann mit dem Roboter für eine optimale Abbildung korrigiert werden. Nach der Bildgebung wird die nächste Region angefahren (Position 2). Für die verschiedenen Aufnahmen wird jeweils das Kameramodell bestimmt. In Kenntnis der robotergeführten Bewegungen des Kalibrierkörpers können die Kamerapositionen

nen auf ein gemeinsames Bezugssystem bezogen werden. Die Übernahme der Kalibrierkörperlagen erfolgt gleichzeitig mit der Röntgenaufnahme über das Handbediengerät des Therapiesystems. Das Registrierverfahren verarbeitet die Roboterposen bei der Bildverarbeitung und liefert als Ergebnis die Registrierlagen der anatomischen Zielstrukturen. Abbildung 7-8 zeigt die Positionierung des Kalibrierkörpers.



Abb. 7-8: Robotergeführte Positionierung des Kalibrierkörpers im Versuch

### 7.1.3 Ermittlung der initialen Lagebeziehung

Wenn die auf den Kalibrierkörper bezogene Registrierlage bestimmt ist, kann die initiale Lagebeziehung der Zielstruktur gegenüber dem ortsfesten Basis-Koordinatensystem des Roboters ausgedrückt werden (s. Abbildung 7-9). Die Registrierung liefert die Registrierlage  $T_{\text{Kalibrierkörper}}^{\text{Femur}}$  des Femurs. Mit der Werkzeugtransformation  $T_{\text{Flansch}}^{\text{Kalibrierkörper}}$  und der aktuellen Registrierpose des Roboters  $T_{\text{Basis}}^{\text{Flansch}}$ , die von der Robotersteuerung ermittelt wird, ist auch der Zusammenhang zwischen dem ortsfesten Basiskoordinatensystem  $K_{\text{Basis}}$  und dem patientenbezogenen Femur-Koordinatensystem  $K_{\text{Femur}}$  zum Zeitpunkt der Registrierung bekannt. Die initiale Lagebeziehung des Femurs  $T_{\text{Basis}}^{\text{Femur}}$  relativ zur Basis des Roboters ergibt sich zu:

$$T_{\text{Basis}}^{\text{Femur}} = T_{\text{Basis}}^{\text{Flansch}} \cdot T_{\text{Flansch}}^{\text{Kalibrierkörper}} \cdot T_{\text{Kalibrierkörper}}^{\text{Femur}} \quad (7.1)$$

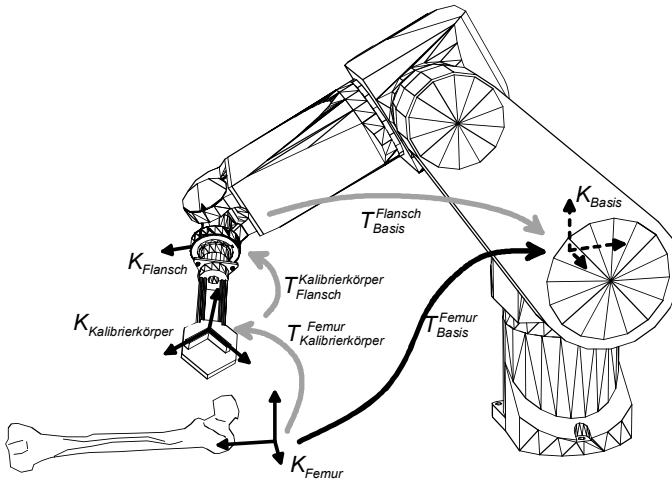


Abb. 7-9: Ermittlung der initialen Lagebeziehung des Femurs

Neben dem Femur wird analog auch die Tibia lokalisiert.

## 7.2 Lageverfolgung

Ausgehend von der initialen Lagebestimmung werden Lageänderungen des Patienten stetig verfolgt. Sie werden über die videoptische Lokalisierung von Infrarot-Leuchtdioden an den anatomischen Zielstrukturen ermittelt. Als Voraussetzung zur lagerichtigen Bestimmung der Bewegungen erfolgt eine Kalibrierung mit den Messsystemen der initialen Lagebestimmung.

### 7.2.1 Einsatz eines videoptischen Tracking-Systems

Das zur Lageverfolgung verwendete Tracking-System verwendet drei CCD-Zeilenkameras (s. Abbildung 7-10), mit denen die Brennflecke von bis zu 256 Infrarot-Leuchtdioden (IR-LED's, IR-Emitter) im Messraum trianguliert werden können (vgl. Abschnitt 12.3.1 im Anhang). Diese IR-LED's werden über Kabelverbindungen vom Auswerterechner des Tracking-Systems angesteuert. Die Positionsdaten jedes IR-Emitters können in schneller Folge abgerufen werden (ca. 10 mal pro Sekunde).

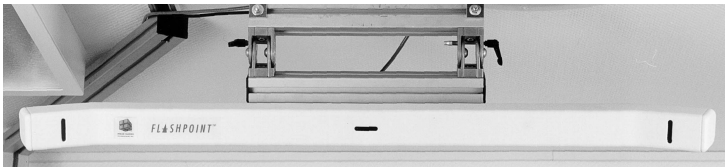


Abb. 7-10: Zeilenkameras des videobasierten Tracking-Systems<sup>62</sup> in Deckenmontage

Einzelne IR-LED's werden in kartesischen Koordinaten geortet. Mehrere IR-LED's auf einem gemeinsamen Träger bilden eine Markeranordnung und können als zusammenhängende Punktwolke lokalisiert werden. Typische Markeranordnungen sind rechteckige, ebene Träger mit drei bis vier IR-Emittern. Durch die Zuordnung von Koordinaten zu den einzelnen Emitttern wird implizit ein Objekt-Koordinatensystem für die Markeranordnung definiert (vgl. Marker-KOS in Abbildung 7-11). Bei einer erfolgreichen Lokalisierung werden zwei Basis-Vektoren und der Ursprung des Objekt-Koordinatensystems im Kamera-Koordinatensystem ausgegeben.

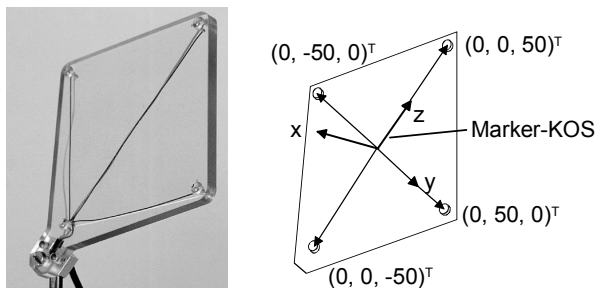


Abb. 7-11: Markeranordnung mit vier IR-LED's (links), Definition des Objekt-Koordinatensystems (rechts)

### 7.2.2 Lageverfolgung knöcherner Strukturen

Für die Lageverfolgung einer knöchernen Struktur wird an ihr eine Markeranordnung fest angebracht. Nach der Lokalisierung kann die aktuelle Lage des

---

<sup>62</sup> Eingesetzt wird das System Flashpoint 5000 der Firma Image Guided Technologies (IGT).



Knochen-Koordinatensystems berechnet werden, wenn die feste räumliche Beziehung (Markerlage) zwischen den Objekt-Koordinatensystemen der Markeranordnung und des Knochens bekannt ist.

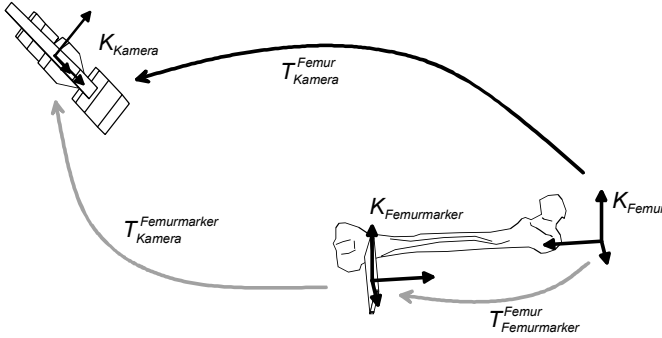


Abb. 7-12: Lageverfolgung knöcherner Strukturen

Abbildung 7-12 zeigt den Zusammenhang.  $T_{Femur\_Femurmarker}^{Femur}$  bezeichnet die als gegeben betrachtete Lage des Knochen-Koordinatensystems  $K_{Femur}$  im Marker-Koordinatensystem  $K_{Femurmarker}$ . Das Tracking-System ermittelt die Lage des Marker-Koordinatensystems zu  $T_{Femurmarker\_Kamera}^{Femurmarker}$ . Die aktuelle Lage des Knochen-Koordinatensystems ergibt sich in Kamera-Koordinaten zu:

$$T_{Kamera}^{Femur} = T_{Kamera}^{Femurmarker} \cdot T_{Femurmarker}^{Femur} \quad (7.2)$$

Da die Markerlage davon abhängig ist, wo und in welcher Ausrichtung die Anordnung an der Zielstruktur angebracht wurde, muss sie durch eine Kalibrierung ermittelt werden. Die unbekannte Markerlage (s. Abbildung 7-13) wird dabei durch die Lage der Koordinatensystemen  $K_{Femurmarker}$  und  $K_{Femur}$  definiert und aus bekannten Raumbeziehungen errechnet. Sie ergibt sich zu:

$$T_{Femurmarker}^{Femur} = T_{Femurmarker}^{Flansch} \cdot T_{Flansch}^{Kalibrierkörper} \cdot T_{Kalibrierkörper}^{Femur} \quad (7.3)$$

$$\text{mit } T_{Femurmarker}^{Flansch} = (T_{Kamera}^{Femurmarker})^{-1} \cdot T_{Kamera}^{Flansch} \quad (7.4)$$

Die Eingangsgröße für die Ermittlung der Markerlage ist die Raumbeziehung  $T_{Femurmarker}^{Flansch}$ . Ihre Bestimmung erfolgt durch die gleichzeitige videooptische Lokalisierung der Markeranordnung und der Roboterhand (s. Abschnitt 7.2.5). Die Größe  $T_{Flansch}^{Kalibrierkörper}$  wird durch die einmalige Werkzeugvermessung des Kalibrierkörpers bestimmt. Die Registrierlage  $T_{Kalibrierkörper}^{Femur}$  bezieht sich auf eine Referenzlage des Kalibrierkörpers bei der Registrierung mit regional verteilter Bildgebung

(vgl. Abschnitt 7.1.2). Für die richtige Berechnung muss sich die Roboterhand bei der videooptischen Lokalisierung in dieser Referenzlage befinden. Auch die Lage des Femur-Koordinatensystems darf gegenüber der Registrierung nicht verändert sein. Daher wird die videooptische Lokalisierung des Femurmarkers und der Roboterhand gleichzeitig zu Beginn der initialen Lagebestimmung vorgenommen.

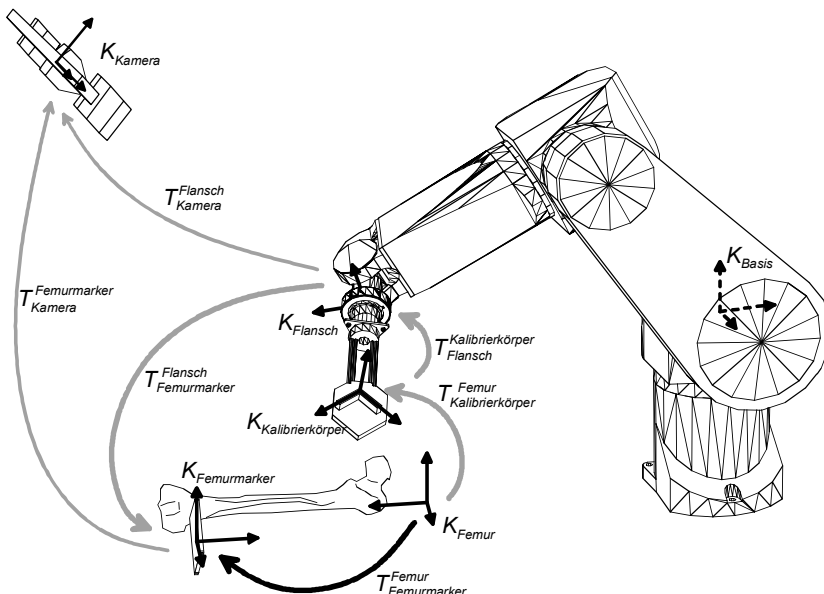


Abb. 7-13: Momentaufnahme der Lagebeziehungen für die Lagebestimmung und -verfolgung

### 7.2.3 Ermittlung der Lageänderung

Mit der Markerlage kann bei einer Positionsänderung des Markerrahmens auf die relative Lageänderung des Femur-Koordinatensystems geschlossen werden (s. Abbildung 7-14). Ausgehend von der Markerposition  $K_{Femur\_1}$  zum Zeitpunkt der Registrierung ergibt sich durch die Umlagerung des Patienten die Markerposition  $K_{Femur\_2}$ . Die entsprechende Markerbewegung  $T_{Femurmarker\_2}^{Femurmarker\_1}$  wird durch eine Transformation mit der vorher ermittelten Markerlage in die Lageänderung des Femur-Koordinatensystems  $T_{Femurmarker}^{Femur}$  überführt:

$$T_{Femur\_1}^{Femur\_2} = T_{Femur}^{Femurmarker} \cdot T_{Femurmarker\_1}^{Femurmarker\_2} \cdot (T_{Femur}^{Femurmarker})^{-1} \quad (7.5)$$

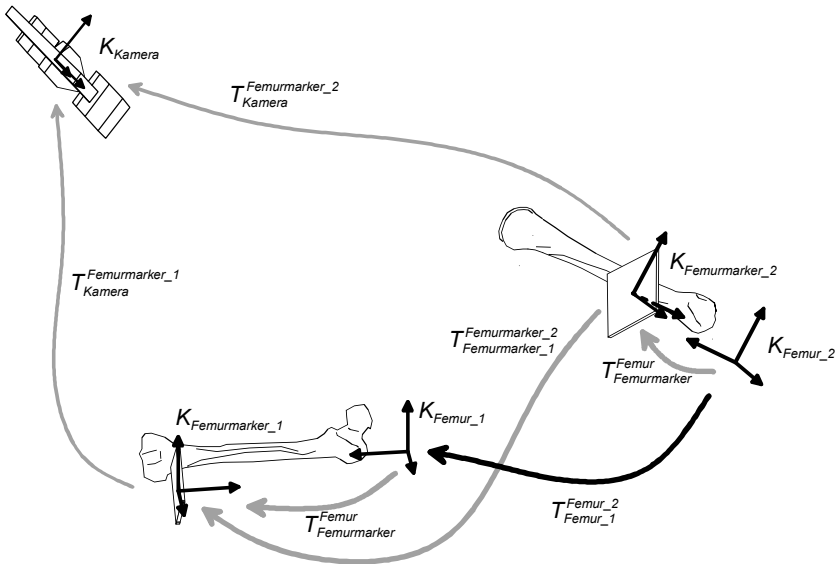


Abb. 7-14: Ermittlung einer Lageänderung

## 7.2.4 Auslegung der Markeranordnungen für den Patienten

Bei der Realisierung der Markeranordnungen für Femur und Tibia sind spezifische Anforderungen für den Einsatz in der Knieendoprothetik erarbeitet (s. Abschnitt 12.3.4 im Anhang) und umgesetzt worden.

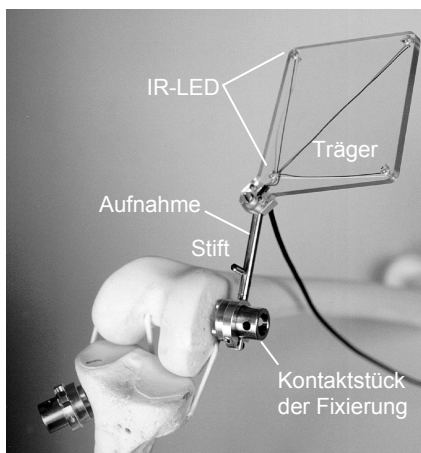
Die realisierte Markeranordnung besteht aus Infrarot-Leuchtdioden (IR-LEDs)<sup>63</sup>, die an den Ecken eines ebenen, rautenförmigen Trägers angeordnet sind (s. Abbildung 7-15). Der Träger sitzt am Ende einer zylindrischen Aufnahme, die spielfrei auf einen einstellbaren Ring am Kontaktstück der Knochenfixierung (vgl. Abschnitt 8.3.6) aufgesteckt und mit einem Stift fixiert wird. Die Verbindung ist lösbar, um den Zugang zum Operationsgebiet durch das Entfernen der Markeranordnung freigeben zu können. Durch den Stift wird der Träger nach dem Aufstecken wieder in der Ausgangslage positioniert. Durch dieses Prinzip

<sup>63</sup> Die IR-LEDs vom Typ OD 880 (OPTO DIODE CORP., USA) sind gassterilisierbar.

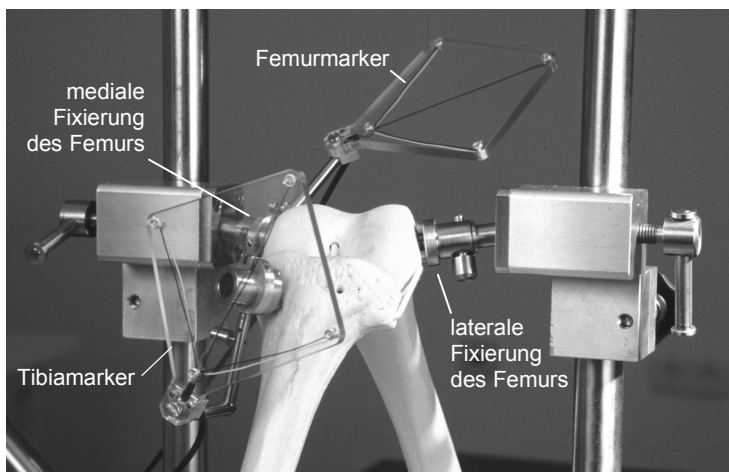
## Realisierung der berührungslosen Patientenlokalisierung

---

kann auf gesonderte Schnittstellen zum Knochen verzichtet werden. Abbildung 7-5 zeigt die Darstellung der Befestigungen im Röntgenbild, Abbildung 7-16 die am Kunststoff-Knochen montierte Markeranordnungen.



*Abb. 7-15: Markeranordnung für den Femur mit vier IR-LEDs*



*Abb. 7-16: Markeranordnungen an Femur und Tibia mit Fixierung*

## 7.2.5 Auslegung der Markeranordnung für die Roboterhand

Bei der Kalibrierung der Meßsysteme, die bei der initialen Lagebestimmung und der Lageverfolgung eingesetzt werden, erfolgt u.a. eine Lokalisierung der Roboterhand mit dem Tracking-System (vgl. Abschnitte 12.3.2 und 12.3.3 im Anhang). Eine ebene Markeranordnung kann für diesen Einsatzfall nicht verwendet werden, da sie nur unter einem engen Blickwinkel lokalisiert werden kann.

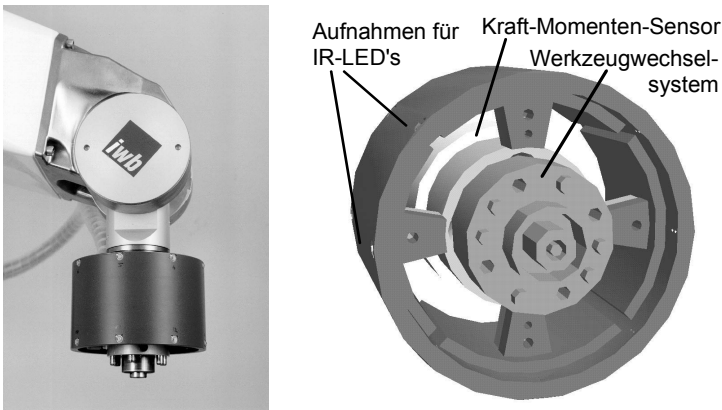


Abb. 7-17: Doppelring am Roboter (links), Aufbau (rechts)

Eine geeignete Anordnung soll folgende Anforderungen erfüllen:

1. Die hinreichend genaue Lokalisierung der Roboterhand soll in möglichst vielen Stellungen möglich sein
2. Am Roboter anzubringende Systemkomponenten dürfen die Beweglichkeit der Roboterhand und den Werkzeugwechsel nicht einschränken.

Diesen Anforderungen genügt eine ringförmige Markeranordnung. Zur Bestimmung des Orts und der Orientierung des Flansch-Koordinatensystems der Roboterhand wird ein Doppelring mit insgesamt sechzehn Infrarot-Leuchtdioden eingesetzt (s. Abbildung 7-17). Durch die ringförmige Anordnung ist eine gute Lokalisierbarkeit bei unterschiedlichen Stellungen der Roboterhand gewährleistet. Der Doppelring wird über einen vorhandenen Kraft-Momenten-Sensor mit der Roboterhand verbunden und trägt das Werkzeugwechselsystem zur Ankopplung der robotergeführten Instrumente. Bei der sterilen Verpackung

des Roboters muss im Bereich der IR-LED's eine transparente Folie verwendet werden.

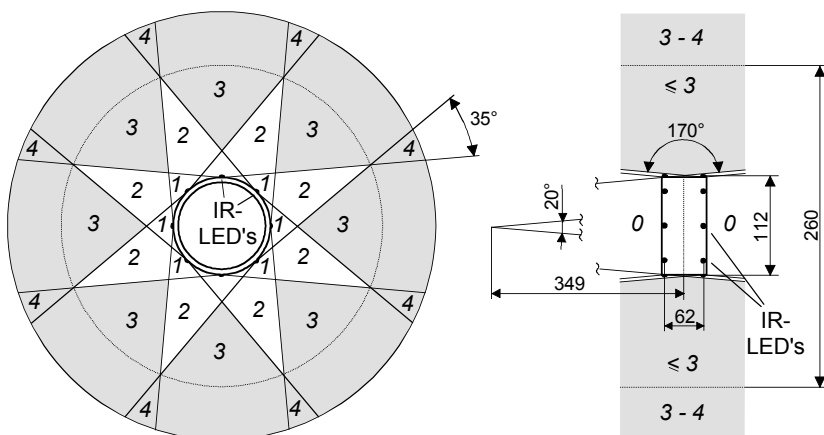


Abb. 7-18: Sichtbarkeitsbereiche der einzelnen Emitter

Abbildung 7-18 veranschaulicht die Abmessungen des Doppelrings und die resultierenden Raumzonen. Durch den begrenzten Öffnungswinkel der verwendeten IR-LED's von ca.  $170^\circ$  entstehen Bereiche, in denen weniger als drei Brennflecke je Einzelring sichtbar sind (weiße Gebiete). In einem radialen Abstand von mehr als 130 mm von der Mittelachse kann das Kamerasystem je Ring drei bis vier Leuchtdioden orten (graue Gebiete) und den Doppelring lokalisieren. Dieser Mindestabstand wird automatisch eingehalten, wenn sich die Anordnung im Messraum des Kamerasystem befindet. Mit wachsendem axialen Abstand erweitert sich ein kegelförmiger Totraum mit einem Öffnungswinkel von  $20^\circ$ , von dem aus eine Lokalisierung nicht möglich ist (s. Abbildung 7-18 rechts). Für den praktischen Einsatz im Therapiesystem bieten die Toträume keine Schwierigkeit. Abbildung 7-19 zeigt die gute Sichtbarkeit des Doppelrings aus der Kameraperspektive bei verschiedenen typischen Orientierungen der Roboterhand. Die Kamera ist im Beispiel unter der Decke angebracht und beobachtet den Roboter von der Seite. In den gezeigten Roboterstellungen sind jeweils zwischen sechs und acht IR-Emitter lokalisierbar (schwarze Darstellung). Relevante Einschränkungen der Sichtbarkeit ergeben sich erst, wenn die Emitter durch Gegenstände oder durch den Roboter selbst verdeckt werden.

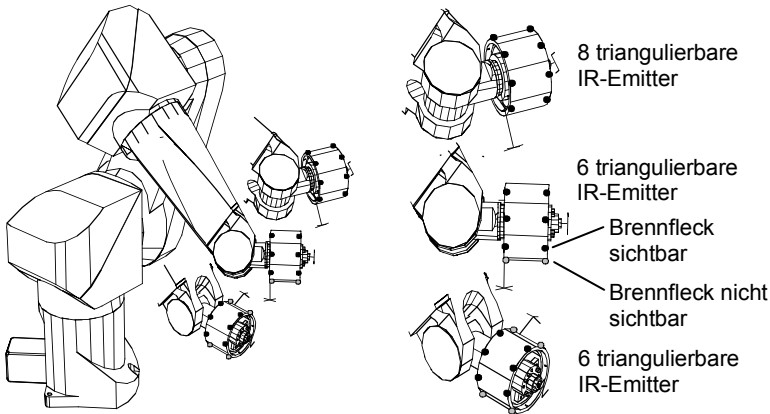


Abb. 7-19: Darstellung des Doppelrings aus der Kameraperspektive

### 7.3 Systemstruktur der Patientenlokalisierung

Die Verfahren zur Patientenlokalisierung sind auf dem Therapierechner implementiert (s. Abbildung 7-20). Für die Registrierung kommt ein in Zusammenarbeit mit dem Bayerischen Forschungszentrum für wissensbasierte Systeme (FORWISS) entwickeltes Softwarepaket (BRACK 1999) (ROTH 2000) zum Einsatz, mit dem die Bilddaten importiert und verarbeitet werden. Der Zugriff auf den Bildwandler erfolgt über den Video-Eingang einer im Therapierechner installierten Frame-Grabber-Karte.

Die Positionsdaten des Roboters, die bei der Ermittlung der Kalibrierkörperbewegungen verarbeitet werden, werden über eine Schnittstelle (vgl. Abschnitt 8.3.4) von der Robotersteuerung abgefragt. Die Bewegungen des Roboters werden vom Operateur vorgegeben und von den Systemkomponenten für den robotergeführten Werkzeugeinsatz gesteuert (vgl. Abschnitt 8.3.1). Das Tracking-System ist über eine serielle Schnittstelle an den Therapierechner<sup>64</sup> angeschlossen. Zur komfortablen Kontrolle aller Funktionen wurde eine Programmierschnittstelle zur Abfrage und Verarbeitung der Positionsdaten mit Hilfe nebenläufiger Routinen entwickelt.

<sup>64</sup> Es handelt sich um eine Workstation (SGI Indigo2 mit Maximum Impact-Grafikkarte und R10000 MIPS-Prozessor)

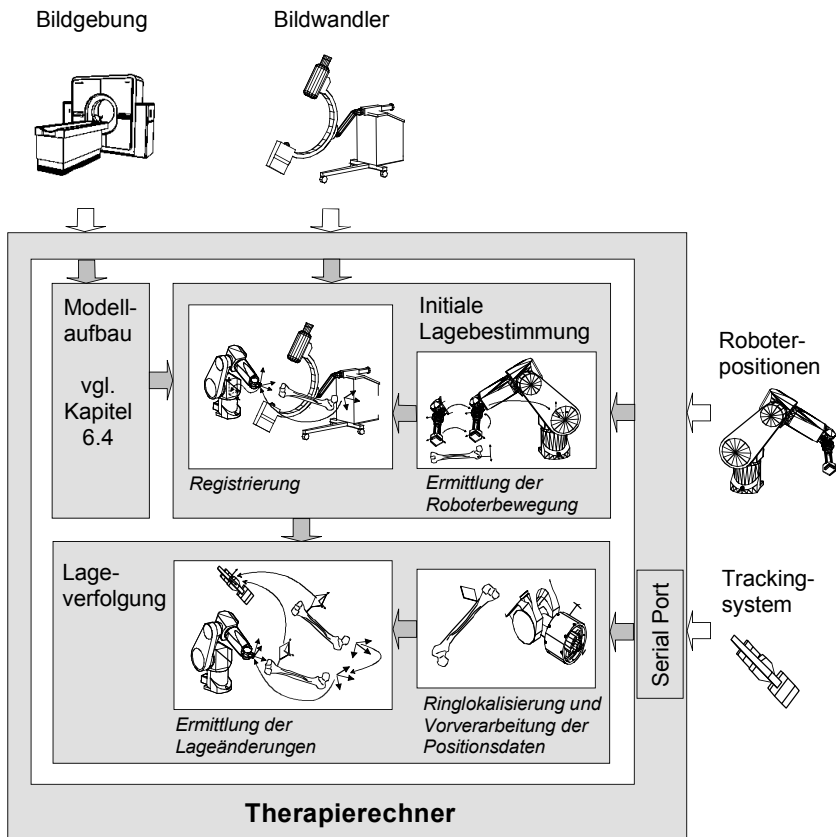


Abb. 7-20: Systemstruktur der Komponente zur Patientenlokalisierung

## 7.4 Diskussion

Das vorgestellte System besitzt gegenüber den bekannten Verfahren zur Patientenlokalisierung (vgl. Abschnitt 3) vorteilhafte Merkmale:

- Die Patientenlokalisierung erfolgt berührungslos mit anatomischen Landmarken
- Die Lageänderungen des Patienten werden automatisch erfasst
- Die Lage der Roboterhand kann bei der Bearbeitung unabhängig kontrolliert werden



Wesentlich ist, dass bei der Bestimmung der initialen Lagebeziehung nicht auf künstliche Landmarken, wie z.B. Pins, zurückgegriffen wird und daher auf Voroperationen verzichtet werden kann. Die knöchernen Strukturen können berührungslos ohne vorherige Freilegung lokalisiert werden. Das vermindert die Infektionsgefahr und die Belastung des Patienten.

Die automatische Erfassung von Lageänderungen vereinfacht den Ablauf der Operation, da bei Umlagerungen keine erneute initiale Lokalisierung des Patienten notwendig ist.

Das Flansch-Koordinatensystem des Roboterarms wird unabhängig von den robotereigenen Winkelmeßsystemen durch das Tracking-System verfolgt. Diese redundante Lageerfassung eröffnet als positiven Nebeneffekt eine Möglichkeit zur Kontrolle (und Korrektur) der Werkzeugposition in direktem Bezug zur gerade bearbeiteten anatomischen Struktur.

Die Nachteile des realisierten Systems bestehen durch:

- die Strahlenbelastung des Patienten durch den Einsatz des Computertomografen und des Bildwandlers
- die Aufwände für die präoperative Bildgebung mit dem Computertomografen und den Aufbau des 3D-Modells
- den Aufwand bei der intraoperativen Bildgebung für die gemeinsame Positionierung von Bildwandler und Roboter am Patienten sowie für die interaktive Konturextraktion in den Aufnahmen
- die Kumulation der Fehlereinflüsse des Computertomografen, der Systems zur 3D-Rekonstruktion, des Bildwandlers, des Roboters und des Tracking-Systems
- die Einschränkung des videooptischen Trackings durch Verdeckungen

Wird künftig ein weiterentwickeltes Verfahren zur bildwandlerbasierten Registrierung (ROTH 2000, S. 91-144) eingesetzt, kann auf den Aufbau eines 3D-Modells aus präoperativ erhobenen Computertomografien und auf die Konturextraktion in den intraoperativ erzeugten Bildwandleraufnahmen verzichtet werden.

Durch die Verwendung eines qualitativ höherwertigen Tracking-Systems können die Probleme bei der Ortung ungünstig orientierter IR-Emitter beherrscht und die Genauigkeit der Lageverfolgung entscheidend verbessert werden. Das Versagen der Lageverfolgung bei Verdeckungen könnte in Zukunft

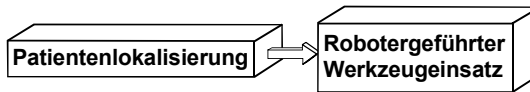
## **Realisierung der berührungslosen Patientenlokalisierung**

---

durch den Einsatz neuer Verfahren zur Positionsbestimmung, z.B. mit elektromagnetischen Wellen überwunden werden (vgl. (MÖCKEL 2000)).

## 8 Realisierung des robotergeführten Werkzeugeinsatzes

Die in der Operationsplanung definierten Bearbeitungsschritte werden beim Eingriff durch den robotergeführten Werkzeugeinsatz mit einer begleitenden Patientenlokalisierung umgesetzt (s. Abbildung 8-1).



*Abb. 8-1: Eingesetzte Verfahren bei der Durchführung der Operation*

Vor der Beschreibung des Verfahrens und der realisierten Systemstruktur wird zunächst der unterstützende Einsatz der 3D-Simulation beschrieben. Im letzten Abschnitt wird das realisierte Verfahren diskutiert.

### 8.1 Unterstützung durch die 3D-Simulation

In den folgenden Abschnitten wird die Umsetzung der virtuellen Interaktion und der modellbasierten Steuerung (vgl. Abschnitt 5.3) mit Hilfe der 3D-Simulation beschrieben. Durch den ständigen Abgleich des Simulationsmodells mit der realen Situation wird ein gültiges Umgebungsmodell vorgehalten, in dem der Operateur die Positionierung der Werkzeuge und des Roboters über Bewegungen eines Handbediengeräts vorgeben kann. Durch die modellbasierte Steuerung werden die notwendigen Roboterbewegungen anschließend kollisionsfrei umgesetzt.

#### 8.1.1 Die Objekte im Simulationsmodell

Die Anwendung der Simulationsfunktionalitäten erfolgt auf der Grundlage eines Simulationsmodells. Es bildet die Objekte im Arbeitsraum des Roboters ab, die bei der Steuerung der Transferbewegungen als Hindernisse berücksichtigt werden müssen. Sie werden als starre Körper oder kinematische Modelle mit einstellbaren translatorischen und rotatorischen Achsen repräsentiert. Das Gesamtmodell beinhaltet kinematische Modelle des Patienten, des Roboters, der OP-Lampe, des OP-Tisches und der robotergeführten Werkzeuge sowie starre Modelle der Zielgeometrien und verschiedener Hüllkörper.

Theoretisch ist eine möglichst große Übereinstimmung zwischen der realen Situation und dem Simulationsmodell wünschenswert, um über eine exakte Modellbasis für die Anwendung der Simulationsfunktionen zu verfügen. Unter praktischen Gesichtspunkten führt eine detaillierte Modellierung zu inakzeptabel großen Rechen- und Zeitaufwenden bei der Visualisierung und Simulation. Daher wird die Detailtreue der Modelle an diese Randbedingungen angepasst, indem mitunter vereinfachte Hüllkörper an die Stelle komplexer Geometrien gesetzt werden. Abbildung 8-2 zeigt ein Schirmbild des Gesamtmodells. Zu erkennen sind der Patient mit Schnittebenen und Bohrachsen, der Roboter, die OP-Tisch-Platte, die Fixierung, das Werkzeugmagazin und gitterförmig dargestellte Hüllkörper. Die entsprechende reale Situation ist in Abbildung 8-3 dargestellt.

Die Zielgeometrien (vgl. Abschnitt 6.3.3) visualisieren die Schnittebenen und Bohrachsen aus der Operationsplanung und ermöglichen dem Operateur eine weitergehende Plausibilitätsprüfung der patientenbezogenen Lagedaten. An ihrer Lage und Orientierung richtet sich die spätere Positionierung der Werkzeuge bei der virtuellen Zielvorgabe aus (vgl. Abschnitt 5.3.4.3).

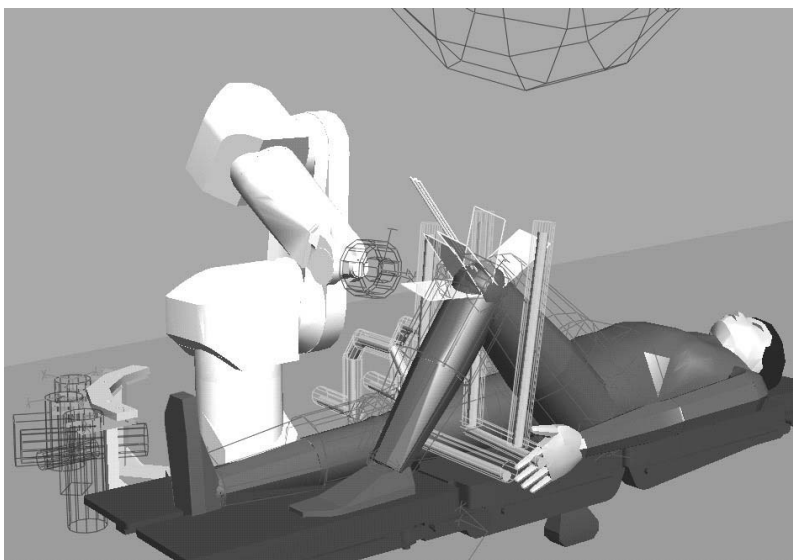


Abb. 8-2: Schirmbild des Simulationsmodells



Abb. 8-3: Realer Aufbau

Das Robotermodell dient zum einen bei der virtuellen Zielvorgabe für die Ermittlung und Visualisierung einer passenden Roboterstellung. Zum anderen werden die bei der Bahnplanung erzeugten Stützpunkte mit dem Modell dargestellt (s. Abbildung 8-9 links) (STETTER 1994, S.89-112). Weiter werden die Bewegungen des realen Roboters durch eine Visualisierung der schritthaltend aktualisierten Gelenkwinkel im Modell nachgebildet und einer begleitenden Kollisionsprüfung unterzogen (s. Abbildung 8-9 rechts).

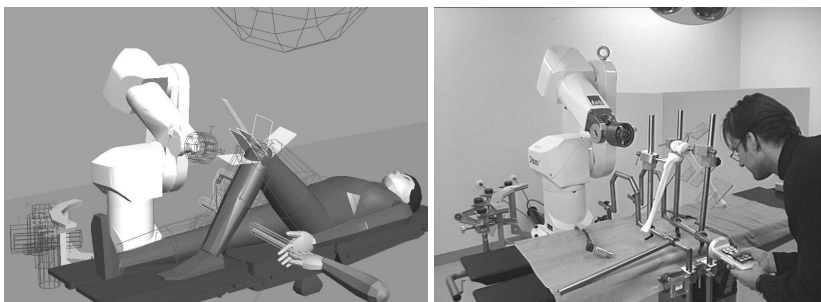
Für die OP-Lampe und den OP-Tisch werden weitere kinematische Modelle zur Abbildung von Hindernissen eingesetzt. Die OP-Lampe wird oft bewegt und schränkt die Roboterbewegung durch ihre Position über dem Operationsfeld in besonderem Maße ein. Die OP-Tischplatte stellt eine untere Begrenzungsebene für die Roboterbewegungen dar.

An dem OP-Tisch, der OP-Lampe, am Roboter, an der Roboterhand und an den Werkzeugmodellen werden vergrößerte Hüllkörper platziert, um eine weiträumige Umgehung der Hindernissen bei der Bahnplanung zu erzwingen. Bei der Kollisionsprüfung werden dadurch Kollisionen im Vorfeld erkannt, die durch sofortiges Stoppen des Roboters verhindert werden können. Ein weiterer Nutzen ist der Ausgleich von Ungenauigkeiten bei der Modellierung und Lokalisierung

und die wesentliche Verkürzung der Berechnungsdauer bei der Bahnplanung und der Kollisionsprüfung.

### 8.1.2 Abgleich des Modells

Als Voraussetzung für den Einsatz zur Steuerung der Werkzeugbewegungen wird das digitale Simulationsmodell mit der realen Situation abgeglichen (real-digitaler Abgleich) und ständig aktualisiert.



*Abb. 8-4: Hinzufügen der Patientenfixierung im Modell (links) und real (rechts)*

Zum einen muss dabei die Konsistenz der Aufenthaltsorte und der Gelenkstellungen bei realen und virtuellen Objekten gesichert sein, zum anderen müssen bei Bedarf neue Objekte in das Gesamtmodell aufgenommen werden können. Bei allen modellierten Objekten werden der Aufenthaltsort und die Orientierung mit dem videooptischen Tracking-System festgestellt. Bei beweglichen Objekten werden auch die Gelenkwinkel über Messsysteme erfasst. Die ermittelten Positions- und Stellungsdaten werden für die Platzierung und Einstellung der zugehörigen starren und kinematischen Modelle verwendet. Sind die Objekte an der Basis fest fixiert, wie z.B. die OP-Lampe oder der Roboter, muss die Objektposition nur einmal erfasst und ins Modell übernommen werden. Die Stellung der Achsgelenke wird anschließend ständig über angebrachte Gelenkwinkelsensoren erfasst. Bei frei beweglichen Objekten, wie z.B. der OP-Tischplatte oder dem Patientenmodell, werden Ort und Orientierung ständig über das videooptische Tracking-System aktualisiert. Die Messwerterfassung und Aktualisierung des Modells erfolgt schritthaltend, damit bei der interaktiven Zielvorgabe, der Bahnplanung und insbesondere der Kollisionskontrolle bei laufenden Roboterbewegungen stets auf eine verlässliche Modellbasis zugegriffen

werden kann. Der Einsatz der Bahnplanung und der Kollisionserkennung erfordert eine genaue Modellbasis, zumindest aber die sichere Abdeckung der Raumforderungen der Objekte. Daher ist eine möglichst genaue Objektlokalisierung und Gelenkwinkelmessung erforderlich. Die verbleibenden Ungenauigkeiten werden durch den Einsatz vergrößerter Hüllen um alle potenziellen Hindernisse ausgeglichen.

Die räumliche Situation kann sich durch das Einbringen neuer Objekte ändern. In diesem Fall besteht die Problemstellung, ihre Anwesenheit zu erkennen, passende geometrische Modelle zu laden und richtig zu platzieren. Eine solche Situation ergibt sich bei der Fixierung des Patienten. Der Operateur bringt eine mehrteilige Vorrichtung am OP-Tisch an und verbindet sie mit den Kontaktstücken am Bein des Patienten. Sie stellt ein relevantes Hindernis für den Roboter dar und muss im Simulationsmodell in der aktuell eingenommenen Lage abgebildet werden. Der Abgleich erfolgt mit Unterstützung des Operateurs. Er informiert das System über die eingebrachten Hindernisse und platziert die vorgehaltenen Geometriemodelle durch Antasten der realen Fixierung mit einem Handbediengerät (vgl. Abschnitt 8.3.3), dessen Lage durch das videooptische Tracking-System verfolgt wird. Abbildung 8-4 zeigt rechts das Antasten eines realen Rahmenteils, das links in der Abbildung lagerichtig in das Simulationsmodell integriert wird.

### **8.1.3 Virtuelle Zielvorgabe**

Zur situationsabhängigen Anpassung der Werkzeugposition am Situs werden die bei der OP-Planung verbliebenen Freiheitsgrade genutzt (vgl. Abschnitt 5.3.4.3). Die endgültige Zielvorgabe für das reale Werkzeug wird durch die Interaktion des Operateurs mit einem virtuellen Werkzeug im Simulationsmodell realisiert. Gesten des Operateurs werden dabei mit einem speziellen Handbediengerät erfasst (vgl. Abschnitt 8.3.3) und in skalierte, beschränkte Bewegungen des virtuellen Werkzeugs umgesetzt. Dieses Handbediengerät ist mit einer Markieranordnung zur Lokalisierung durch das videooptische Tracking-System ausgerüstet. Seine Bewegungen werden bei der Lokalisierung schritthaltend in eine diskrete Folge von Einzelpositionen zerlegt. Die Positionsänderungen werden skaliert und durch das Simulationssystem in Verschiebungen und Verdrehungen des virtuellen Werkzeugs übertragen.

Die Zielgeometrien (Schnittebenen und Bohrungen) werden in exakter Übereinstimmung mit dem Operationsplan entsprechend der aktuellen Patientenlage angeordnet. Sie bestimmen die Orientierung der Freiheitsgrade bei der virtuellen

Werkzeugpositionierung. Damit das virtuelle Werkzeug nur innerhalb der erlaubten Freiheitsgrade und lagerichtig zur Zielgeometrie bewegt wird, werden unerlaubte Bewegungsanteile unterdrückt. Als Startpunkt der Werkzeugbewegungen wird eine planungsgerechte Ausgangslage zur Zielgeometrie eingestellt. Abbildung 8-5 zeigt eine Momentaufnahme der Handbewegungen des Operateurs und die entsprechende Werkzeuglage für den anterioren Schnitt. Die gezeigte Handposition entspricht der aktuell lokalisierten Lage des Handbediengeräts.

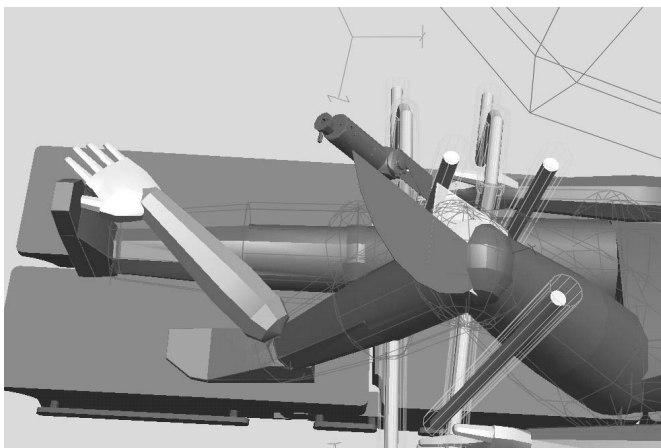


Abb. 8-5: *Übertragung der Bedienergeste in eine Zielvorgabe für den anterioren Schnitt*

Jede Zielvorgabe muss auf Erreichbarkeit und Kollisionsfreiheit überprüft werden. Dazu wird der Roboter im Simulationsmodell am Werkzeug positioniert. Das Simulationssystem berechnet die passende Gelenkstellung des Roboters durch eine Rückwärtstransformation<sup>65</sup>. Um eine spätere Kollision bei der realen Bewegung des Roboters insbesondere in den Randbereichen der Freiräume erkennen und verhindern zu können, werden die Objekte in der Nähe des Operationsfelds genau modelliert. Die entsprechenden räumlichen Einschränkungen durch das Fixierungs- und Lagerungsmaterial werden durch eine Kollisionsprüfung gegen das Werkzeug und den Roboter berücksichtigt. Die Schritte

---

<sup>65</sup> Rückwärtstransformation: Berechnung der Gelenkwinkel ausgehend von einer vorgegebenen räumlichen Position und Orientierung des Werkzeugs



zur Werkzeug- bzw. Roboterpositionierung und Kollisionskontrolle werden so lange wiederholt, bis eine kollisionsfreie Zielvorgabe gefunden ist und der Operateur ihre Gültigkeit bestätigt. Abbildung 8-6 zeigt die Positionierung des Werkzeugs durch den Roboter entsprechend der Zielvorgabe aus Abbildung 8-5.

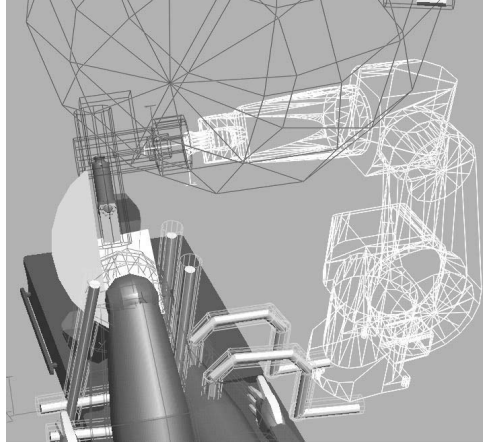


Abb. 8-6: Zielvorgabe mit Darstellung des Roboters

Der mathematische Hintergrund bei der Ermittlung der Zielvorgabe ist in Abbildung 8-7 dargestellt. Ausgangspunkt ist die Anfangslage  $T_{Schnitt}^{Säge\_1}$  des virtuellen Sägewerkzeugs, bei der es sich lagerichtig in der Ebene des Sägeschnitts befinden muss. Sie wird zu Beginn der Interaktion durch feste Zahlenwerte vorgegeben. Durch die Übertragung einer Handbewegung auf das virtuelle Werkzeug wird eine neue Werkzeuglage  $T_{Schnitt}^{Säge\_2}$  eingestellt. Sie stellt die Anfangslage für weitere interaktive Lageänderungen dar. Die neue Ziellage  $T_{Schnitt}^{Säge\_2}$  ergibt sich in Kenntnis der Werkzeugbewegung  $T_{Säge\_1}^{Säge\_2}$  zu:

$$T_{Schnitt}^{Säge\_2} = T_{Schnitt}^{Säge\_1} \cdot T_{Säge\_1}^{Säge\_2} \quad (8.1)$$

Die Werkzeugbewegung  $T_{Säge\_1}^{Säge\_2}$  wird durch eine Ähnlichkeitstransformation<sup>66</sup> der Bedienergeste  $T_{Hand\_1}^{Hand\_2}$  aus dem Koordinatensystem der Hand in das Werkzeug-Koordinatensystem ermittelt:

$$T_{Säge\_1}^{Säge\_2} = T_{Säge\_1}^{Hand\_1} \cdot T_{Hand\_1}^{Hand\_2} \cdot (T_{Säge\_1}^{Hand\_1})^{-1} \quad (8.2)$$

<sup>66</sup> Vgl. z.B. (ZURMÜHL & FALK 1984, S. 157-158) zur Ähnlichkeitstransformation

Die Bedienergeste  $T_{Hand\_1}^{Hand\_2}$  wird aus zwei aufeinanderfolgenden Handpositionen berechnet.

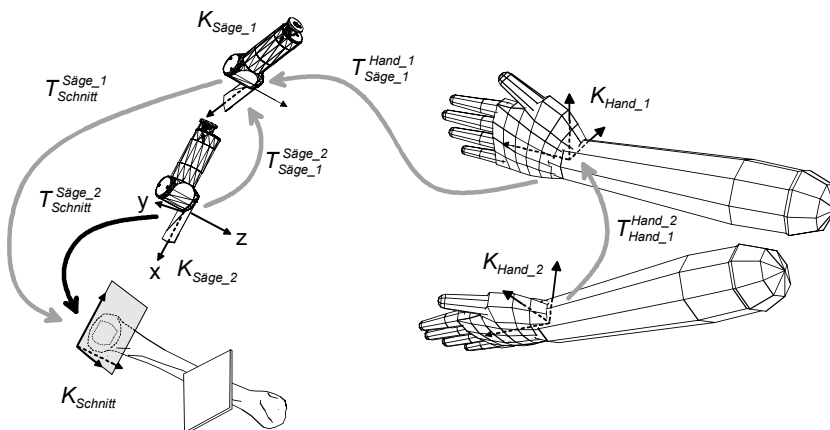


Abb. 8-7: Ermittlung der Werkzeugposition  $T_{Schnitt}^{Säge\_2}$

Vor der Einstellung und Visualisierung der neuen Werkzeuglage  $T_{Säge\_1}^{Säge\_2}$  werden Bewegungsanteile außerhalb der erlaubten Freiheitsgrade ausgeschaltet. Die Transformationsmatrix wird dazu in jeweils drei Elementartransformationen für Translationen und Rotationen bezüglich der x-, y- und z-Achse des Werkzeug-Koordinatensystems zerlegt. Im gegebenen Beispiel des Sägewerkzeugs werden dann die Rotationen um die x- und y-Achse sowie die Translation entlang der z-Achse neutralisiert. Daher bleiben nur Translationen entlang der x- und y-Achse und Rotationen um die z-Achse wirksam. Um die Bedienung bequemer zu gestalten, wird die z-Rotation des Säge-Werkzeugs aus der Handgelenksrotation um die Unterarm-Achse gewonnen. Im Fall des Bohrwerkzeugs erfolgt die Werkzeugpositionierung analog mit spezifischen Freiheitsgraden.

Für die Ermittlung der passenden Gelenkstellung des Roboters wird die Zielpose benötigt. Sie wird durch die Transformation zwischen dem Basis-Koordinatensystem und dem Flansch-Koordinatensystem beschrieben und hängt neben der Werkzeuglage  $T_{Schnitt}^{Säge\_2}$  von einer Reihe bereits behandelter Raumbeziehungen ab.

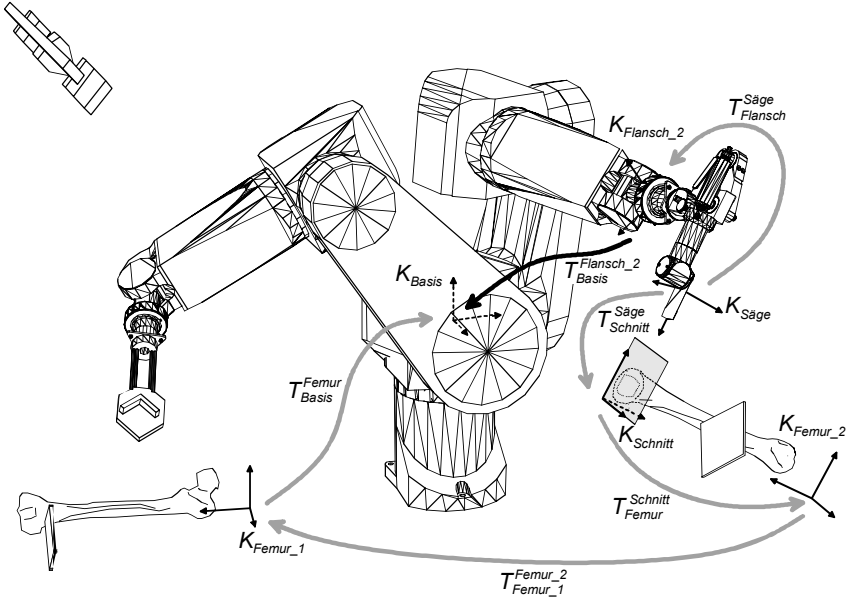


Abb. 8-8: Definition der Zielpose  $T_{\text{Flansch}_2}^{\text{Basis}}$

Abbildung 8-8 illustriert den Zusammenhang. Der Roboter ist in zwei Posen dargestellt. Links wird die Ausgangssituation der initialen Lagebestimmung gezeigt, bei der die vorgefundenen Lagebeziehungen zwischen dem Roboter und dem Patienten ermittelt werden. Rechts hat sich die Lage des Knochens aufgrund einer Umlagerung verändert. Um einen guten Zugang zum Kniegelenk zu haben, wurde das Bein gebeugt und aufgestellt. In dieser Position soll der distale Schnitt am Femur ausgeführt werden. Das Sägewerkzeug wird in der zuletzt vom Operateur vorgegebenen Lage positioniert. Der Roboter nimmt die passende Zielpose  $T_{\text{Flansch}_2}^{\text{Basis}}$  ein. Sie ergibt sich wie folgt:

$$T_{\text{Flansch}_2}^{\text{Basis}} = T_{\text{Basis}}^{\text{Femur}} \cdot T_{\text{Femur}_1}^{\text{Femur}_2} \cdot T_{\text{Femur}}^{\text{Schnitt}} \cdot T_{\text{Schnitt}}^{\text{Säge}} \cdot (T_{\text{Flansch}}^{\text{Säge}})^{-1} \quad (8.3)$$

Neben der Bedienervorgabe  $T_{\text{Schnitt}}^{\text{Säge}}$  werden eine Reihe bereits behandelter Größen aus der Patientenlokalisierung und der Operationsplanung zur Berechnung verwendet. Die Transformation  $T_{\text{Basis}}^{\text{Femur}}$  ist die initiale Lagebeziehung zwischen dem Basis-Koordinatensystem des Roboters und dem Femur-Koordinatensystem (vgl. Abbildung 7-9). Durch die Umlagerung hat das Femur demgegenüber die Lageänderung  $T_{\text{Femur}_1}^{\text{Femur}_2}$  erfahren (vgl. Abbildung 7-14). Die Lage der Schnittebene wurde bei der Operationsplanung gegenüber dem Femur-Koordinatensystem

durch die Transformation  $T_{Femur}^{Schnitt}$  festgelegt. Die Ermittlung der Beziehung  $T_{Flansch}^{Säge}$  zwischen dem Flansch-Koordinatensystem und dem Werkzeug-Koordinatensystem erfolgt durch eine Werkzeugvermessung.

Durch die Rückwärtstransformation der errechneten Zielpose werden vom Simulationssystem die Gelenkwinkel für den Roboterarm ermittelt. Dabei besteht grundsätzlich eine Mehrdeutigkeit, da jede Pose in mehreren Konfigurationen angefahren werden kann (KREUZER ET AL. 1994, S. 47). Unter den möglichen Lösungen wird diejenige ausgesucht, die ausgehend von der Startpose (z.B. dem Endpunkt des Werkzeugwechsels) mit den geringsten Gelenkbewegungen angefahren werden kann. Dadurch werden Umorientierungen der Roboterhand bzw. des Werkzeugs zwischen Start- und Zielpose minimiert. Die ermittelten Gelenkwinkel beschreiben die Zielpose eindeutig und werden bei der nachfolgenden Bahnplanung zugrundegelegt.

### 8.1.4 Modellbasierte Steuerung

Die technischen Voraussetzungen zur Realisierung der modellbasierten Steuerung werden durch die Kombination eines 3D-Bewegungssimulationssystems, des Einsatzes von Lage- und Bewegungssensoren und der schnellen Kopplung zwischen Leitrechner und Robotersteuerung geschaffen.

Basierend auf dem Simulationsmodell und den Simulationsfunktionalitäten zur Bahnplanung und Kollisionsprüfung wird die Zielvorgabe in eine kollisionsfreie Roboterbewegung umgesetzt. Ein Postprozessor generiert Bewegungsbefehle für die bei der Bahnplanung gefundenen Stützpunkte und fügt sie zu einem RC-Programm zusammen. Der Transfer (Download) des RC-Programms in die Robotersteuerung erfolgt über eine RC-Schnittstelle zwischen dem Leitrechner und der Robotersteuerung (vgl. Abschnitt 8.3.4).

Nach der Bahnplanung wird die Bewegung im Simulationsmodell visualisiert (s. Abbildung 8-9 links). Während der anschließenden realen Ausführung ist eine schnelle, schritthaltende Adaption des gesamten Modells erforderlich. Zur Aktualisierung des Roboters im Simulationsmodell werden die Gelenkwinkel abgefragt. Neben dem Roboter müssen die Positionen aller bewegten oder beweglichen Objekte im Modell abgefragt und aktualisiert werden. Gleichzeitig wird eine begleitende Kollisionsrechnung (WRBA 1990, S. 122-125) durchgeführt, um Veränderungen der Situation gegenüber der bei der Bahnplanung zugrundegelegten Momentaufnahme zu berücksichtigen. Wenn die bewegungsbegleitende Kollisionsprüfung eine Kollision zwischen den mitbewegten Hüllkörpern des Roboters und anderer Objekte im Simulationsmodell detektiert

(s. Abbildung 8-9 rechts), wird ein Stopp-Kommando an die Robotersteuerung ausgegeben. Die Kollisionspartner werden markiert, damit der Operateur für die Beseitigung der Kollision sorgen kann. Nach dem Bewegen des betreffenden Objekts wird die Ausführung des RC-Programms durch ein Start-Kommando des Leitrechners fortgesetzt.

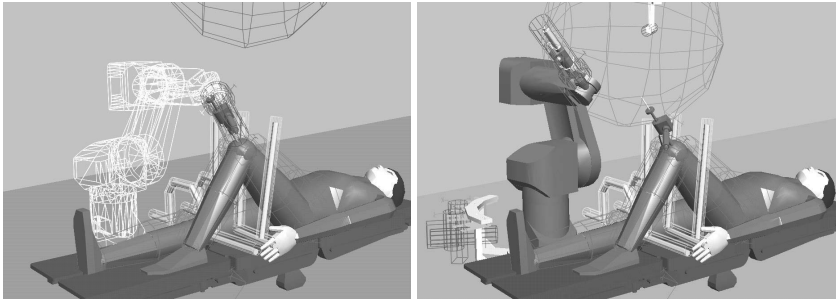


Abb. 8-9: Die OP-Lampe wurde nach der Bahnplanung (links) bewegt. Die Kollisionsgefahr wird erkannt und der Roboter gestoppt (rechts).

Das im verwendeten Simulationssystem implementierte globale Bahnplanungsverfahren nach GLAVINA (1991) stützt die Suche nach einer kollisionsfreien Bahn auf den sog. Hinderniskonfigurationsraum, der durch eine Diskretisierung des Arbeitsraums berechnet wird. Die bei der Bahnplanung gefundene Bahn setzt sich aus Geradenstücken im Konfigurationsraum (Gelenkwinkelraum) zusammen. Sie werden vom realen Roboter durch PTP-Bewegungen angenähert. PTP-Bewegungen haben den wichtigen Vorteil, dass bei ihrer Ausführung anders als bei linear interpolierten Bewegungen keine Singularitäten auftreten und damit eine wichtige Fehlerursache aus dem in Abschnitt 4.6 untersuchten Szenario entfällt. KUGELMANN (1994, S. 85-102) weist darauf hin, dass Abweichungen zwischen den Bewegungen im Konfigurationsraum und den realen PTP-Bewegungen des Roboters bestehen, die ihre Ursachen im Geschwindigkeits- und Beschleunigungsprofil der PTP-Bewegung haben. Sie können beim Abfahren der Bahn zu Kollisionen führen. Diese Abweichungen sind bei bestimmten Robotersteuerungen u.a. von der Geschwindigkeit der Bewegung abhängig. Sie können bei der Bahnplanung durch vergrößerte Hüllkörper um den Roboter kompensiert werden. Dieser Zusammenhang wird bei der Realisierung der modellbasierten Steuerung durch den Einsatz von Hüllkörpern (vgl. Abschnitt 8.1.1) und der starken Reduzierung der zulässigen Geschwindigkeit zur Verhinderung abweichungsbedingter Kollisionen ausgenutzt. Die Verwen-

dung von Hüllkörpern hat weitere Vorteile. Zum einen kann die Bahnplanung auf Basis der Hüllen mit vereinfachter geometrischer Form innerhalb weniger Sekunden durchgeführt werden. Damit wird eine Verzögerung des Operationsablaufs vermieden. Zum anderen können Sicherheitsabstände bei der Umgehung der Hindernisse im Arbeitsraum des Roboters erzwungen werden, um spätere Kollisionen bei der realen Bewegung sicher auszuschließen.

### 8.1.5 Der simulationsgestützte Kollisionsschutz

In dieser Arbeit wird der Kollisionsschutz mit Hilfe eines Simulationsmodells realisiert. Die Positionen der relevanten Objekte im Arbeitsraum des Roboters werden mit Sensoren erfasst, bei der Planung der kollisionsfreien Roboterbewegung berücksichtigt, während der Roboterbewegung schritthaltend aktualisiert und auf Kollisionsgefahren geprüft.

In der Literatur werden andere Ansätze für den Kollisionsschutz beschrieben. In (SUITA ET AL. 1995, S. 3089-3096) wird die Möglichkeit der "Koexistenz" von Personal und Robotersystemen in gemeinsamen Arbeitsräumen untersucht und der Überzug des Roboters mit einer kontaktsensitiven Folie vorgeschlagen. Sie mildert die auf den Menschen übertragenen Kontaktkräfte und meldet die Kollision an eine Überwachungseinheit, die den Roboter stoppt. Alternativ kann der Zusammenstoß prinzipiell durch eine Überwachung der Motorströme detektiert werden. Das Verfahren kann keinen Beitrag bei der kollisionsfreien Bahngenerierung oder -adaption leisten, sondern begrenzt die Wirkung im Fall einer Kollision. Der Nutzen des Ansatzes liegt in der Schutzfunktion für das Personal, die mit geringer technischer Komplexität verwirklicht wird.

In (WECK & STETTMER 1994, S. 107-128) wird ein Online-Kollisionsschutz für einen Portalroboter vorgestellt, der mit einem Laserstrahl stückweise das Höhenprofil der vorausliegenden Bahn vermisst (s. Abbildung 8-10). Hindernisse in der Bahn werden detektiert, vermessen und in ein Umgebungsmodell eingefügt. Durch eine anschließende Bahnplanung mit dem adaptierten Umgebungsmodell wird eine Ausweichbahn generiert und ausgeführt. Ein Nachteil dieses Ansatzes liegt im begrenzten Messraum des Sensors. Bei größeren Hindernissen muss eine stückweise Generierung und Ausführung der Ausweichbahn erfolgen. Dabei kann der Roboter in Sackgassen oder an die Grenze seines Arbeitsraumes gelangen. Die Übertragung des Ansatzes auf die Kontrolle der kompletten Bewegungsschneise eines Knickarmroboters ist jedoch schwer möglich. Zudem wären weiträumigere und langwierige Suchbewegungen erforderlich.

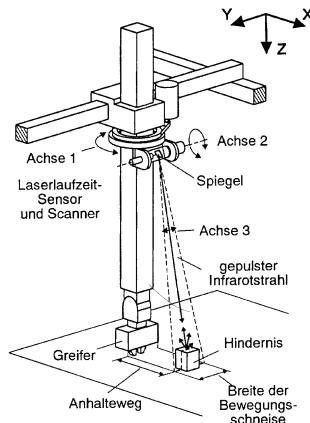


Abb. 8-10: Online-Kollisionsschutz (WECK & STETTNER 1994, S. 108)

Das besondere Merkmal des modellbasierten Ansatzes gegenüber den genannten Verfahren liegt in der globalen Berücksichtigung der Hindernisse bei der kollisionsfreien Bahnplanung (s. Tabelle 8-1).

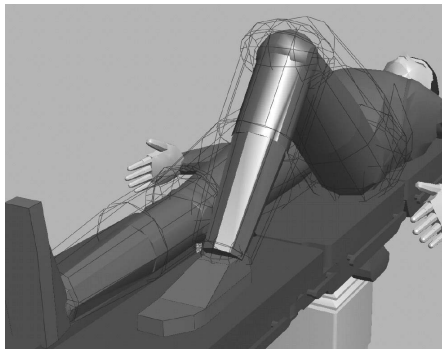
<i>Ansatz</i>	<i>Erfassung der Umgebung</i>	<i>Adaption</i>	<i>Bahnplanung</i>	<i>Kollisionsdetektion</i>
Modellbasiert	global	global	Global	Vor Kollision
WECK & STETTNER	lokal	lokal	Lokal	keine
SUITA ET AL.	keine	Keine	Keine	Bei Kollision

Tab. 8-1: Einordnung der Verfahren zum Kollisionsschutz

Die sensorgestützte Objekterfassung und die Kollisionsrechnung werden dabei auch während der Bewegung fortgesetzt, um Änderungen der Raumsituation gerecht zu werden. Dieser Ansatz könnte mit den oben genannten Verfahren kombiniert werden, um den Kollisionsschutz während der Bewegungsphase zu optimieren.

Beim modellbasierten Ansatz bestehen Randbedingungen. Zur Berücksichtigung im Modell müssen die Hindernisse vorhersehbar, lokalisierbar und modellierbar sein. Diese Bedingungen werden vom Patienten erfüllt, der durch ein Menschmodell dargestellt und durch die Patientenlokalisierung verfolgt werden kann. Dabei kommt es nicht auf eine exakte Reproduktion an. Vielmehr soll am

Modell ein durch Hüllkörper dimensionierter Schutzbereich geschaffen werden, in den der Roboter bei Transferbewegungen nicht eindringen kann (s. Abbildung 8-11).



*Abb. 8-11: Modellierung von Sicherheitszonen am Patienten-Modell*

Für die Stellungsermittlung des Operateurs und der Springer müssten zusätzliche Sensoren mit entsprechender Verkabelung eingesetzt werden. Die verfügbaren Sensortechnologien sind für diesen Anwendungsfall nur bedingt geeignet. Beim Einsatz videooptischer Sensoren besteht das Problem der Verdeckung. Beim Einsatz elektromagnetischer Sensoren treten Messungenauigkeiten durch die große Zahl metallischer Gegenstände im Operationssaal auf (vgl. Abschnitt 5.2.6.2). Ein begrenzter Schutz des Personals wird dadurch verwirklicht, dass die geplante Bewegung vor der Ausführung visualisiert und dadurch vom Operateur und den Springern antizipiert werden kann. Bei einer Weiterentwicklung der Sensortechnologie können die Schutzfunktionen durch die Integration des Personals in das Modell erweitert werden.

Das Abdeckmaterial aus Folien und Tüchern lässt sich nicht vorab modellieren und als starrer Körper lokalisieren, da seine Abmessungen und Ausdehnungen nicht exakt vorhersehbar und Änderungen unterworfen sind. Die am Operationsfeld eingesetzten Instrumente können vorab modelliert und theoretisch durch Einsatz des videooptischen Tracking-Systems als starre Körper lokalisiert werden. Durch den Aufwand für die Vorhaltung geometrischer Modelle und die Anbringung von Markeranordnungen wäre eine praktische Handhabung aber unmöglich.



<i>Hindernis</i>	<i>Vorhersehbar</i>	<i>Modellierbar</i>	<i>Lokalisierbar</i>	<i>Bewegung</i>
Patient	ja	ja	ja	selten
Operateur	Ja	ja	schwierig	dauernd
Springer	Ja	ja	schwierig	dauernd
OP-Tisch	Ja	ja	ja	selten
OP-Lampe	Ja	ja	ja	selten
Fixierung	Ja	ja	ja	selten
Abdeckung	Ja	nein	nein	selten
Instrumente	Nein	ja	ja	oft

Tab. 8-2: Mögliche Hindernisse und ihre Einordnung

In Tabelle 8-2 sind alle potenziellen Hindernisse aufgeführt und eingeordnet. Die erörterten Problemfälle sind schattiert gekennzeichnet. Die Beispiele zeigen, dass der simulationsgestützten Kollisionsvermeidung Grenzen gesetzt sind. Daher wird sie in der vorliegenden Anwendung auf die Steuerung der Transferbewegungen beschränkt, so dass Abdeckungsmaterial und Instrumente nicht in die Bahnplanung und Kollisionsrechnung einbezogen werden müssen.

## 8.2 Verfahren zur Steuerung der Roboterbewegungen

Mit dem Verfahren zur Steuerung des robotergeführten Werkzeugeinsatzes werden die präoperativ geplanten Bearbeitungsschritte am Patienten umgesetzt. Dabei werden die Leitprinzipien der modellbasierten Steuerung, der virtuellen Interaktion und der hybriden Werkzeugführung verwirklicht. Über eine Schnittstelle zur Patientenlokalisierung werden intraoperative Lageänderungen des Patienten berücksichtigt. Abbildung 8-12 stellt die Ablaufstruktur dar.

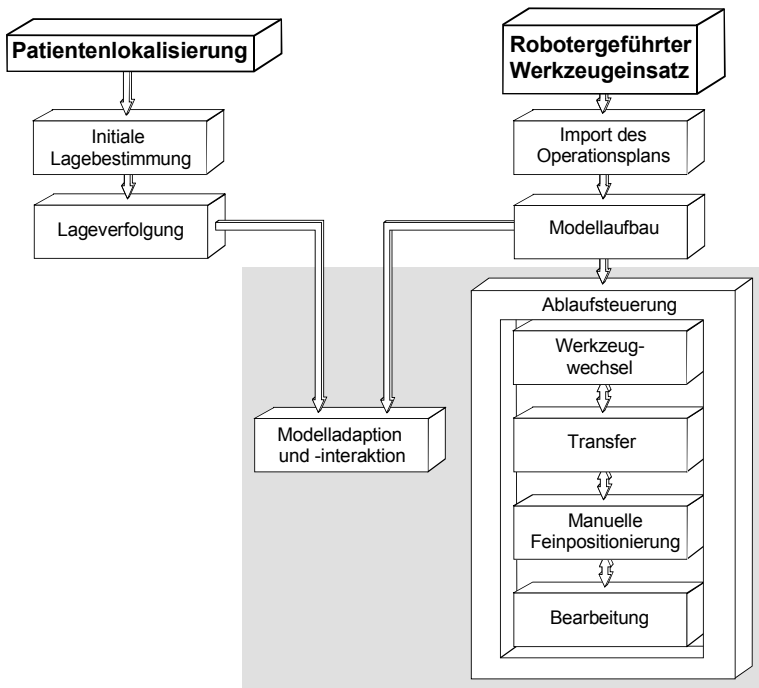


Abb. 8-12: Ablauf zur Umsetzung der Bearbeitungsschritte

### 8.2.1 Import des Operationsplans

Beim Import des Operationsplans (vgl. Abschnitt 6.3.4) werden Werkzeug- und Planungsdaten sowie Geometriemodelle der vorgesehenen Schnitte und Bohrungen eingelesen. Beim Modellaufbau werden sie den Planungsdaten und der Patientenlokalisierung entsprechend am Patientenmodell positioniert.

### 8.2.2 Modellaufbau

Der Aufbau des Gesamtmodells der Operationsumgebung erfolgt durch den Import kalibrierter Teilmodelle, u.a. des Roboters, der OP-Lampe und des OP-Tisches. Die Teilmodelle werden vor dem Systemeinsatz aufgrund von CAD-Daten generiert oder nach einer Vermessung der Außenhaut neu konstruiert. Den Modellen sind Marker-Koordinatensysteme für die Platzierung im Gesamtmodell angeheftet. Für die Kalibrierung der Teilmodelle wird die jeweilige

Raumbeziehung zwischen dem Objekt und seinem Marker-Koordinatensystem ermittelt.

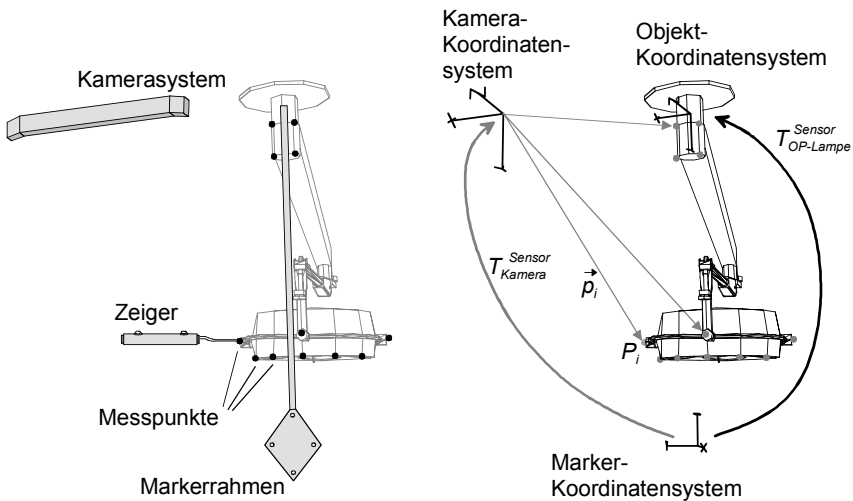
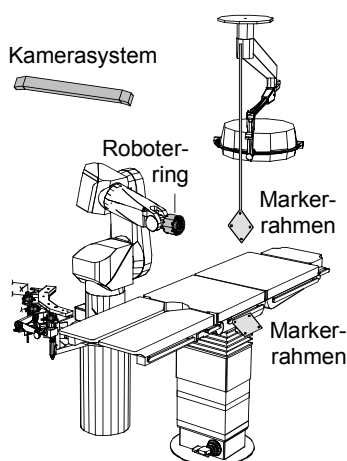


Abb. 8-13: Kalibrierung der Raumbeziehung  $T_{\text{Sensor OP-Lampe}}$  zwischen Objekt- und Marker-Koordinatensystem

Im Fall des Lampenmodells werden charakteristische Punkte  $P$  an der realen Lampe mit einem videooptisch verfolgten Zeigerinstrument angetastet und gleichzeitig die Lagedaten eines angebrachten Markerrahmens ermittelt (s. Abbildung 8-13). Die Messpunkte und die Lage des Markerrahmens werden visualisiert und durch Verschieben des Modells manuell mit ihm zur Deckung gebracht. Das Marker-Koordinatensystem wird anschließend fest mit dem Lampenmodell verbunden. Ähnliche oder genauere Vorgehensweisen lassen sich für alle Objekte realisieren. Beim Roboter wird die Korrelation zwischen der Markeranordnung und dem Roboterflansch durch eine Vermessung mit der Koordinatenmessmaschine ermittelt. Die gefundene Raumbeziehung wird im Modell zwischen dem Marker-Koordinatensystem und dem Roboterflansch-Koordinatensystem eingestellt.

Beim Aufbau des Gesamtmodells werden alle Teilmodelle geladen (s. Abbildung 8-14b). Für den Abgleich mit der realen Situation (Abbildung 8-14a) müssen zunächst die Gelenkwinkel der kinematischen Strukturen gemessen und an den Modellen eingestellt werden (s. Abbildung 8-14c).



a) Reale Situation



b) Laden der Teilmodelle

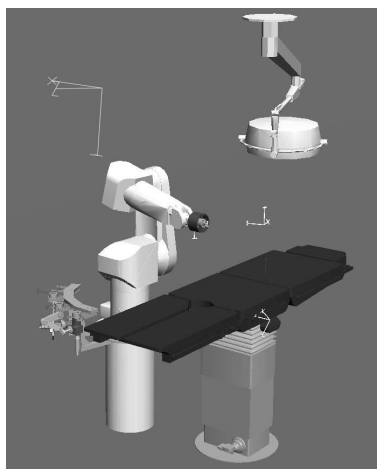
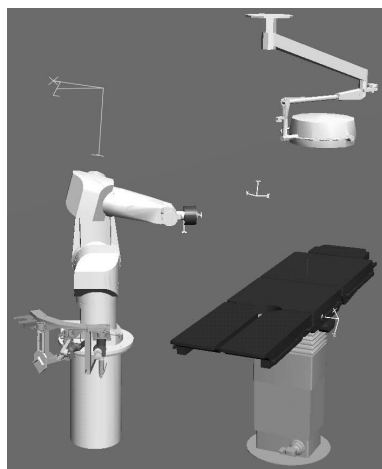


Abb. 8-14: c) Einstellen der Gelenke

d) Platzieren der Modelle

Die Stellung der OP-Lampe wird über angebrachte Gelenkwinkelsensoren ermittelt. Die Winkelstellungen der Roboterelken werden von der Robotersteuerung abgefragt. Die Sockeleinstellung des OP-Tisches wird über die videooptisch bestimmte Position der realen Tischplatte errechnet. Anschließend

werden die Objekte lagerichtig platziert, so dass die reale Situation wiedergegeben wird (siehe Abbildung 8-14d im Vergleich zu 8-14a). Die notwendigen Lagedaten werden über die an den Objekten angebrachten Markerrahmen mit dem videooptischen Tracking-System ermittelt.

Weitere Objekte, wie das Menschmodell und die Patientenfixierung, können nach dem gleichen Prinzip in das Gesamtmodell integriert werden, indem ihre Lage videooptisch mit einem Zeiger oder einem angebrachten Markerrahmen erfasst und dann zur Platzierung eines kalibrierten Teilmodells genutzt wird. Der Ort und die Gelenkstellung des Patientenmodells wird aus den Positionsdaten des Femurs und der Tibia abgeleitet, die von der Patientenlokalisierung bestimmt werden.

Nach der Platzierung der Teilmodelle und der Einstellung der kinematischen Strukturen repräsentiert das Gesamtmodell eine Momentaufnahme der Operationsumgebung. Änderungen der realen Situation werden im folgenden durch die Modelladaption berücksichtigt.

### **8.2.3 Modelladaption und -interaktion**

Nach dem Modellaufbau werden Positions- und Stellungsänderungen realer und virtueller Objekten verfolgt und im Simulationsmodell angepasst.

Beim Einsatz der modellbasierten Steuerung wird eine reine Adaption des Modells an die reale Situation vorgenommen. Die technische Umsetzung erfolgt analog zum Modellaufbau. Bei den unverrückbaren Objekten erfolgt jedoch keine weitere Lokalisierung und Platzierung, sondern lediglich eine Überwachung und Adaption der Gelenkstellungen. Das gilt für den Roboter, den OP-Tisch-Sockel und die OP-Lampe. Die OP-Tisch-Platte wird im Modell aufgrund ihrer Beweglichkeit vom OP-Tisch-Sockel entkoppelt. Ihre Lage wird wie die der Zielgeometrien videooptisch überwacht und durch Platzierung der entsprechenden starren Modelle adaptiert. Die Fixierung wird an die OP-Tisch-Platte gekoppelt und mit ihr platziert. Das Patientenmodell wird wie beim Modellaufbau anhand der Zielgeometrien eingestellt und platziert.

Bei der virtuellen Interaktion werden Adaption und Interaktion überlagert, indem reale Bewegungen (z.B. der OP-Lampe) gemeinsam mit den interaktiv vorgegebenen Bewegungen der virtuellen Werkzeuge im Modell abgebildet werden.

Die Informationsverarbeitung zur Modelladaption und -interaktion erfolgt mit der Ablaufsteuerung verzahnt in einem zeitlich parallelisierten Prozess (s. grauer

Bereich in Abbildung 8-12). Er wickelt die Abfrage aller Sensorsysteme, die Aufbereitung der Sensordaten, ihre Abbildung im Simulationsmodell, die Kollisionskontrolle und kollisionsbedingte Eingriffe in die Robotersteuerung ab. Eine weitere wichtige Aufgabe ist die Detektion von Patientenbewegungen, bei denen die Ablaufsteuerung zur Neupositionierung des Roboters informiert wird. Diese Konzentration der dynamischen sensor- und modellbezogenen Aufgaben in einem eigenen Prozess ist für die schritthaltende Modelladaption bzw. -interaktion, Visualisierung und Kollisionskontrolle notwendig. Weitere nebenläufige Prozesse<sup>67</sup> sind für die Vorverarbeitung der Sensordaten und die Kommunikation mit einzelnen Sensorsystemen zuständig.

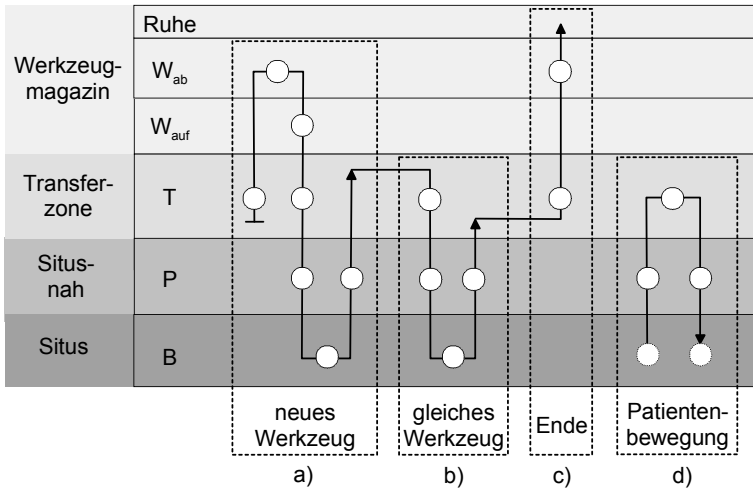
### 8.2.4 Ablaufsteuerung

Bei jedem Bearbeitungsschritt müssen die verschiedenen Phasen des Roboter-einsatzes situationsabhängig koordiniert werden. Im folgenden wird die Struktur der Einsatzzyklen und ihre Steuerung beschrieben.

Die Durchführung eines Bearbeitungsschrittes aus dem Operationsplan erfolgt durch einen Einsatzzyklus (vgl. Abbildung 5-23). Er beinhaltet Phasen für den Werkzeugwechsel (falls erforderlich), die Transferbewegung des Werkzeugs, dessen manuelle Positionierung und die Bearbeitung. Die Struktur und der Ablauf der Einsatzzyklen hängen davon ab, welches Werkzeug für den aktuellen Bearbeitungsschritt benötigt wird und welches Werkzeug aktuell am Roboter befestigt ist. Zu Anfang des Eingriffs befindet sich die leere Roboterhand in der Transferzone. Muss nun beispielsweise ein Sägeschnitt durchgeführt werden, wird zunächst ein Transfer (T) zum Werkzeugmagazin durchgeführt. Dort wird das Sägewerkzeug aufgenommen ( $W_{\text{auf}}$ ) und durch eine Transferbewegung (T) in die Nähe des Situs gebracht. Das nun bereits richtig orientierte Werkzeug wird durch die manuelle Positionierung (P) an den Situs angenähert und zur Bearbeitung (B) eingesetzt. Anschließend wird es durch eine manuelle Positionierung (P) wieder vom Situs entfernt und für den nächsten Zyklus in die Transferzone gebracht. Dieser Ablauf nach dem Schema T- $W_{\text{auf}}$ -T-P-B-P entspricht Sequenz a in Abbildung 8-15. Da zu Beginn kein Werkzeug an der Roboterhand befestigt war, wird die Werkzeugablage ( $W_{\text{ab}}$ ) ohne Aktion durchführen.

---

<sup>67</sup> Zu den Begriffen "verzahnte", "parallele" bzw. "nebenläufige Prozesse" vgl. (HERTWICH & HOMMEL 1994, S. 14-17)



$W_{ab}$	Werkzeugablage	T	Transfer
$W_{auf}$	Werkzeugaufnahme	P	Positionierung
		B	Bearbeitung

Abb. 8-15: Struktur und Ablauf der Einsatzzyklen

Um einen weiteren Schnitt an anderer Stelle auszuführen, wird das Sägewerkzeug in sicherem Abstand zum Situs durch einen Transfer (T) in die neue Ziellage gebracht. Nach einer manuellen Positionierung (P) zur Annäherung an den Situs erfolgt die Bearbeitung (B). Anschließend wird das Werkzeug wieder durch eine manuelle Positionierung (P) entfernt. Der Einsatzzyklus verläuft nach dem Schema T-P-B-P (Sequenz b in Abbildung 8-15).

Wird für den nächsten Bearbeitungsschritt ein neues Werkzeug benötigt, folgt der Einsatzzyklus der Sequenz a. Da ein Werkzeug geladen ist, muss nun auch die Werkzeugablage ( $W_{ab}$ ) ausgeführt werden. Der Zyklus folgt dem Schema T- $W_{ab}$ - $W_{auf}$ -T-P-B-P (Sequenz a in Abbildung 8-15).

Tritt während der Bearbeitung eine Patientenbewegung auf, wird die Werkzeuglage korrigiert und die Bearbeitung innerhalb des aktuellen Zyklus fortgesetzt (Sequenz d). Zum Ende des Eingriffs wird das letzte Werkzeug abgelegt (Sequenz c).

Die Koordinierung der verschiedenen Phasen der jeweiligen Einsatzzyklen wird durch eine Ablaufsteuerung übernommen. Abbildung 8-16 zeigt das Steue-

rungsprinzip im Flussdiagramm. Ein Zyklus beginnt jeweils in der Transferzone fern vom Situs. Zunächst wird entschieden, ob ein neues Werkzeug aus dem Werkzeugmagazin geholt werden muss. In diesem Fall erfolgt ein Transfer zum Magazin. Eine Zielvorgabe ist nicht erforderlich, da die Zielpunkte am Magazin fest einprogrammiert sind. Bei jedem Transfer wird zunächst eine Kollisionsprüfung der aktuellen Roboter- und Werkzeugposition vorgenommen und im Fall einer Kollision die Handsteuerung zum Anfahren eines kollisionsfreien Startpunkts aktiviert.

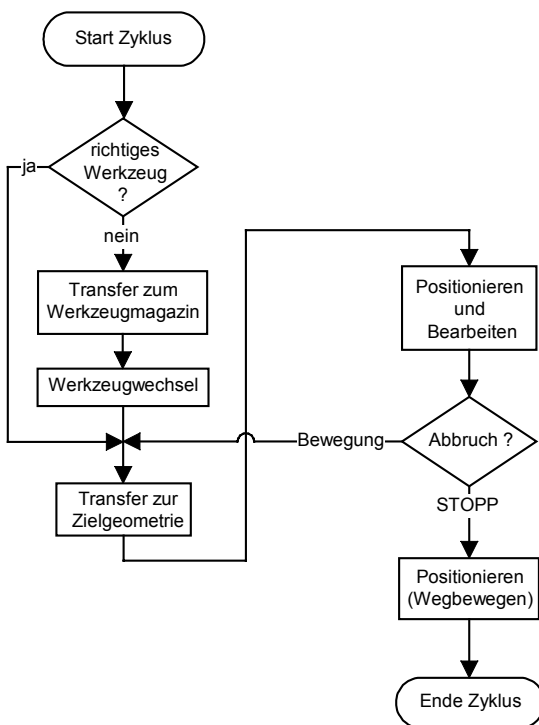


Abb. 8-16: Ablaufsteuerung des Einsatzzyklus

Nach dem Werkzeugwechsel erfolgt der Transfer in die Nähe des Situs. Das Ziel wird interaktiv durch den Operateur vorgegeben. Nach dem Transfer kann das Werkzeug durch eine Handsteuerung mit beschränkten Freiheitsgraden manuell an den Situs angenähert und zur Bearbeitung des Implantatsitzes eingesetzt



werden. Auch während der Bearbeitung werden Positionierbewegungen mit beschränkten Freiheitsgraden zugelassen. Wenn die Bearbeitung abgeschlossen ist, drückt der Operateur eine Stopp-Taste am Handbediengerät. Anschließend bewegt er das Werkzeug vom Situs weg. Dabei stehen ihm alle Freiheitsgrade der Handsteuerung zur Verfügung.

Die Lage des Patienten wird ständig durch die Patientenlokalisierung überwacht und im Simulationsmodell aktualisiert. Im Fall einer Bewegung während des Transfers zur Zielgeometrie oder der Bearbeitung wird der Einsatzzyklus unterbrochen und nach einer erneuten Zielvorgabe mit dem Transfer fortgesetzt. Tritt die Bewegung während der Bearbeitung auf, wird der Werkzeugeinsatz durch Abschalten der Werkzeugantriebe unterbrochen. Durch diesen Regelkreis wird auch beim Auftreten von Patientenbewegungen eine planungsgerechte Positionierung des Roboters und der Werkzeuge gesichert.

### **8.2.5 Werkzeugwechsel**

Der Werkzeugwechsel wird vom Roboter automatisch mit Programmen zur Aufnahme und Ablage der Werkzeuge im Werkzeugmagazin vorgenommen, um den Operateur von manuellen Tätigkeiten an der Roboterhand zu entlasten.

Beim automatischen Werkzeugwechsel besteht prinzipiell eine Kollisionsgefahr, wenn die Roboterprogramme für den Wechsel fehlerhaft ausgeführt werden oder sich andere Objekte, z.B. die OP-Lampe, im Bereich des Werkzeugmagazins aufhalten. Daher wird die bewegungsbegleitende Kollisionsprüfung auch beim Werkzeugwechsel durchgeführt. Da sie auf die Werkzeuge im Magazin und das Magazin selbst ausgedehnt wird, besteht auch ein Schutz gegen Fehler bei der Ausführung der Roboterprogramme.

Zur Werkzeugerkennung wird an der Roboterhand ein Sensor eingesetzt. Zum einen überwacht er das ordnungsgemäße Aufnehmen und Ablegen der Werkzeuge, damit im Fehlerfall (z.B. beim Fehlen eines Werkzeugs im Magazin) Routinen zur Fehlerbehandlung in den Roboterprogrammen (z.B. Fehlermeldungen, Wiederholen der Aufnahme) aufgerufen werden können. Zum anderen wird der Werkzeugstatus für die Ablaufsteuerung zur Auswahl der werkzeugspezifischen Ablageprogramme benötigt und ständig im Simulationsmodell aktualisiert.

### 8.2.6 Transfer

Der Transfer wird unter Einsatz der Simulationsfunktionalitäten zur Bahnplanung und Kollisionsprüfung gesteuert. Die Bahnplanung erzeugt eine Sequenz von Punkten, die kollisionsfrei abgefahren werden kann. Nach ihrer Konvertierung in ein Roboterprogramm wird es durch den Roboter unter schritthaltender Überwachung im Simulationsmodell ausgeführt. Die Zielposition für die Bahnplanung wird bei der Werkzeugpositionierung an einer Zielgeometrie interaktiv durch den Operator bestimmt.

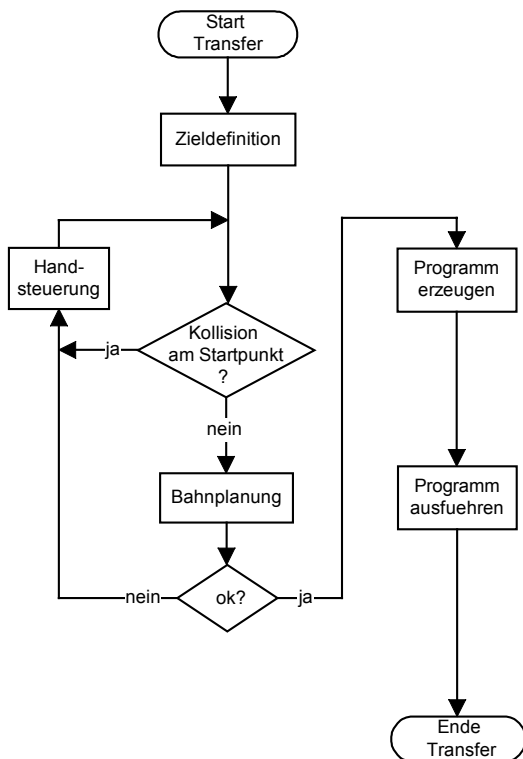


Abb. 8-17: Ablaufsteuerung des Transfers

Die Ablaufsteuerung des Transfers ist in Abbildung 8-17 dargestellt. Für die Bahnplanung ist ein kollisionsfreier Startpunkt notwendig, der ggf. mit der Handsteuerung angefahren werden muss. Die Kollisionsfreiheit wird dem

Operateur dabei im Simulationsmodell angezeigt. Führt die nachfolgende Bahnplanung nicht zu einer geschlossenen Bahn, wird sie nach der Korrektur des Startpunkts wiederholt. Bei der Konvertierung wird für jeden Bahnpunkt ein Bewegungsbefehl generiert und in das Roboterprogramm eingefügt. Die Ausführung des Programms erfolgt nach Betätigung des Handbediengeräts und unter Kollisionskontrolle.

Im Fall einer Kollision wird der Roboter gestoppt. Sobald das Hindernis aus der Bahn entfernt worden ist, wird die Bewegung fortgesetzt. Die Behandlung von Kollisionen und Patientenbewegungen kann verändert und erweitert werden, z.B. durch den Einsatz der Handsteuerung zum Entfernen des Roboters aus der Kollisionszone, falls ein Wegbewegen des Hindernisses nicht möglich ist. Beim Transfer besteht prinzipiell eine Kollisionsgefahr, wenn das Roboterprogramm fehlerhaft ausgeführt wird oder sich die Lage von Objekten, z.B. der OP-Lampe, seit der Bahnplanung verändert hat. Die bewegungsbegleitende Kollisionsprüfung schützt gegen diese Fehlermöglichkeiten.

Abbildung 8-18 links zeigt die interaktive Zielvorgabe für den zweiten Sägeschnitt am Femur. Der als Drahtgitter dargestellte Roboter signalisiert, dass die gewählte Werkzeugposition kollisionsfrei angefahren werden kann. Abbildung 8-18 rechts zeigt den realen Roboter nach Ausführung der Transferbewegung.



Abb. 8-18: Zielvorgabe (links), Umsetzung durch Transfer (rechts)

Nach der Ausführung der Transferbewegung wird der Roboterring videooptisch lokalisiert und mit der Lage der Zielgeometrie in Beziehung gesetzt. Dadurch wird eine redundante Überprüfung der Roboterpositionierung am Patienten unabhängig von den eingebauten Winkelmesssystemen verwirklicht. Bei einer ausreichenden Genauigkeit der Lageerfassung (im Sub-Millimeter bzw. Winkelsekunden-Bereich) wäre sogar eine Kompensation von Positionier-

Ungenauigkeiten des Robotersystems durch die Berechnung und Ausführung eine Korrekturbewegung möglich. Da das eingesetzte videooptischen Kamera-System diese Anforderungen nicht erfüllt, wird zumindest eine Plausibilitätsprüfung der Roboterposition vorgenommen.

### 8.2.7 Manuelle Feinpositionierung

Ausgehend von der durch den Transfer angefahrenen Werkzeuglage werden die Werkzeuge mit dem Handbediengerät an den Situs angenähert. Der Bediener aktiviert dazu die x-, y- oder z-Achse. Er hat jeweils die Wahl zwischen translatorischen oder rotatorischen Bewegungen. Sie werden bei der Feinpositionierung werkzeugspezifisch eingeschränkt, indem nur bestimmte Achsrichtungen (Freiheitsgrade) freigeschaltet werden (vgl. Abschnitt 5.3.4.3). Die möglichen translatorischen bzw. rotatorischen Bewegungsrichtungen werden automatisch an den Achsen des Werkzeug-Koordinatensystems (s. Abbildung 8-19) ausgerichtet. Durch Tastendruck werden Dauerbewegungen oder kleine Bewegung-Ticks ausgelöst. Während der Bearbeitung kann das Werkzeug in den werkzeugspezifisch freigeschalteten Achsen nachpositioniert werden. Die Handsteuerung wird auch beim Transfer zum Anfahren einer kollisionsfreien Startposition verwendet. Dabei werden alle Freiheitsgrade aktiviert.

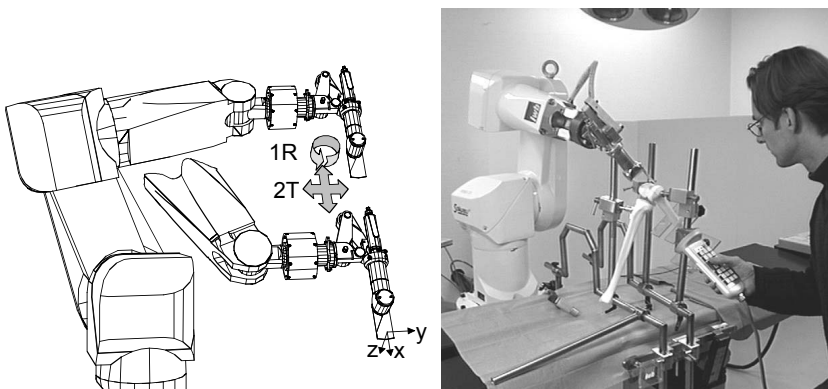


Abb. 8-19: Beschränkte Handsteuerung: Prinzip (links) und Einsatz (rechts)

### 8.2.8 Bearbeitung

Die Bearbeitung des Implantatsitzes erfolgt mit den robotergeführten Bohr- und Sägewerkzeugen. Dabei ist eine Fixierung der Ober- und Unterschenkelknochen notwendig, um Bewegungen des Beins zu verhindern. Bei der Herstellung der Markraumeröffnungsbohrung wird das Bohrwerkzeug nach dem Transfer mit der Handsteuerung in Richtung der Bohrachse an das Femur angenähert und auf die Kortikalis des Femurs aufgesetzt. Dabei wird der Markraum-Eröffnungsbohrer ("Femoral Entry Drill") des herkömmlichen Instrumentariums eingesetzt (s. Abbildung 8-20a). Der Druckluftantrieb des Bohrwerkzeugs wird aktiviert und der Bohrer unter Druck auf die manuelle Führungsvorrichtung vorgetrieben. Wenn der Arbeitsraum der Führungsvorrichtung für die erforderliche Bohrungstiefe nicht ausreicht, kann das Bohrwerkzeug mit der Handsteuerung nachpositioniert werden. Da der Roboter während der Bearbeitung still steht, besteht kein Unfallrisiko durch automatisch initiierte Roboterbewegungen.

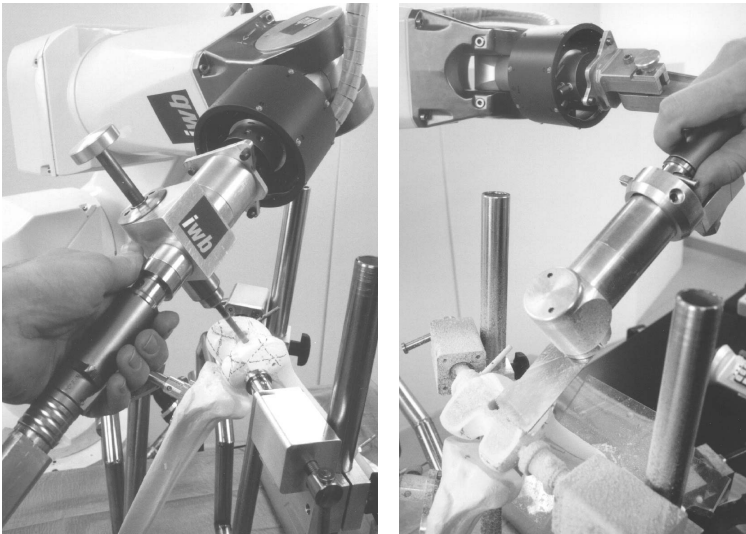


Abb. 8-20: a) Eintrittsbohrung

b) Distaler Schnitt

Zur Herstellung der fünf femoralen Schnitte (s. Abbildungen 8-20b, 8-21a und b) und der Schnittfläche am Tibiakopf wird das Sägewerkzeug nach dem Transfer mit der Handsteuerung an den Knochen herangeführt. Nach dem

Entriegeln der Führungsvorrichtung wird der Sägeschnitt bei aktiviertem Druckluftantrieb durchgeführt. Die Säge kann dabei innerhalb des Arbeitsraums der Führungsvorrichtung frei in der Ebene bewegt werden. Um den Arbeitsraum zu verlagern, kann das Sägewerkzeug mit der Handsteuerung nachpositioniert werden.

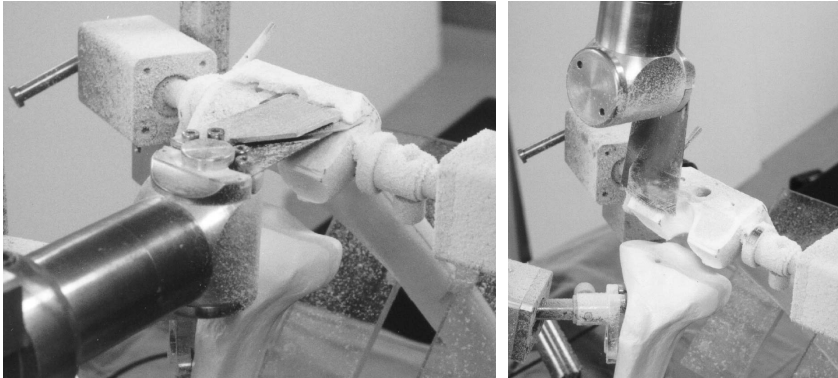


Abb. 8-21: a) Anteriorer Schrägschnitt

b) Posteriorer Schrägschnitt

Beim Sägen können aufgrund der harten kortikalen Knochenoberfläche und der begrenzten Steifigkeit der Sägeblätter Probleme beim Anschnitt auf Schrägen auftreten. In diesem Fall kann vor dem eigentlichen Anschnitt eine Führungsrinne auf der Oberfläche angeritzt werden und ein Niederhalter auf der Säge montiert werden (s. Abbildung 8-21a), der das Nachgeben der Sägeblätter beim Anschnitt verhindert.

### 8.3 Systemstruktur

Die Implementierung des Systems für den robotergeführten Werkzeugeinsatz erfordert einen Verbund mechanischer, elektronischer und Software-Komponenten. Im einzelnen handelt es sich um:

- Den zentralen Leitrechner für die Therapiedurchführung (Therapierechner)
- Den Roboter mit der V+-Robotersteuerung
- Die Winkelsensoren für die OP-Lampe mit einem PC zur Auswertung
- Das integrierte Handbediengerät

- Die Komponenten des Systems zur Patientenlokalisierung (vgl. Abschnitt 7.3).

### **8.3.1 Der Therapierechner**

Der Therapierechner ist mit einem System zur 3D-Bewegungssimulation (vgl. Abschnitt 6.4) und Software für die Therapieunterstützung ausgerüstet. Sie übernimmt die in Abbildung 8-22 dargestellten Aufgabenblöcke für den Import des Operationsplans, die übergeordnete Ablaufsteuerung, die Modelladaption und -interaktion mit dem Simulationssystem sowie die Kommunikation mit der RC-Schnittstelle und den Sensoren der OP-Lampe. Die genannten Funktionsblöcke werden in nebenläufigen und verzahnten Prozessen abgebildet. Für die notwendige prozess- und rechnerübergreifende Kommunikation werden Software-Mechanismen wie gemeinsame Speicherbereiche (shared memory), Semaphoren, Sockets, remote procedure calls (RPC) und Signal Handler eingesetzt (STEVENS 1990).

Die in Kapitel 7 behandelten Komponenten zur initialen Lagebestimmung und zur Lageverfolgung sind in die Software für die Therapieunterstützung integriert. Dabei wird die videooptische Lageverfolgung des Patienten (vgl. Abschnitt 7.2) auf Objekte ausgeweitet. Neben der Lagebestimmung der OP-Lampe beim Modellaufbau sowie der Lagebestimmung und -verfolgung der OP-Tischplatte wird auch die Ortung des Roboterrings und die Erfassung der Bedienergesten mit dem Handbediengerät übernommen.

Für die Ankopplung des Simulationssystems wird eine Programmierschnittstelle<sup>68</sup> genutzt. Die grafische Ausgabe kann über einen Monitor oder eine Video-Projektion erfolgen.

---

<sup>68</sup> Zum Einsatz kommt das 3D-Simulationssystem USIS mit der Programmierschnittstelle anysim-open.

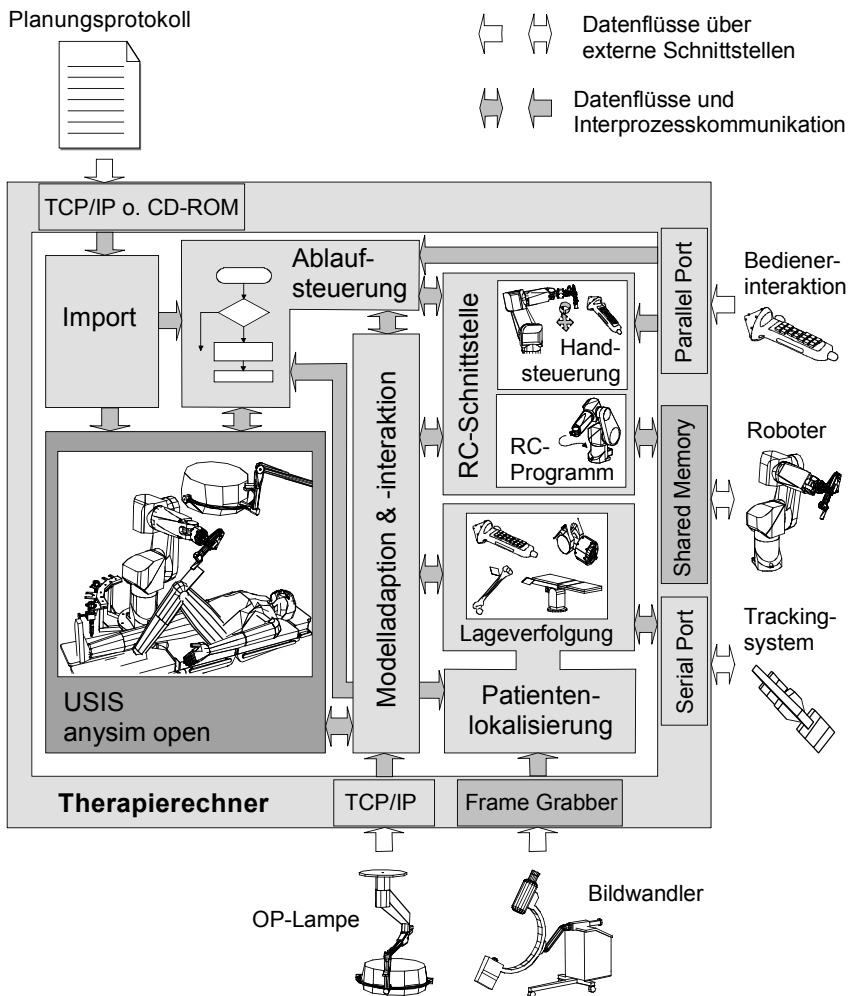


Abb. 8-22: Übersicht Therapiesystem

### 8.3.2 Einsatz und Anbindung der Sensorsysteme

Das videoptische Tracking-System wird neben der Lageverfolgung des Patienten in ähnlicher Weise auch zur Lokalisierung der Roboterhand, der OP-Lampe, der OP-Tischplatte und des Handbediengeräts eingesetzt. Seine Anbindung erfolgt über die serielle Schnittstelle.



Die Gelenkwinkel der OP-Lampe werden mit mehreren optischen Winkelmess-Sensoren bestimmt. Die Verarbeitung der Sensordaten erfolgt mit einem PC, der über ein lokales Netzwerk (LAN) mit dem Leitrechner verbunden ist. Die Auswerte-Routinen des PC's werden als Remote Procedures zyklisch vom Therapierechner angestoßen und liefern die aktuellen Gelenkwinkel zurück. Die Anbindung erfolgt über die Netzwerkschnittstellen der beiden Rechnersysteme.

Für die zuverlässige Erkennung des angeflanschten Werkzeugs wird ein Sensor zur Werkzeugetrkennung am Roboterflansch eingesetzt. Zur zyklischen Bestimmung der aktuellen Gelenkwinkel des Roboters wird sein internes Winkelmess-System verwendet. Beide Systeme werden über die RC-Schnittstelle angesprochen (vgl. Abschnitt 8.3.4).

### **8.3.3 Das integrierte Handbediengerät**

Der Operateur muss während der Therapiedurchführung mehrere Systemkomponenten bedienen, die mit eigenen Eingabegeräten ausgestattet sind. Für die Interaktion mit der Ablaufsteuerung, der Robotersteuerung und dem videooptischen Tracking-System wäre daher die Bedienung der Tastatur des Leitrechners, des Handbediengeräts der Robotersteuerung und das Führen eines getrackten Zeigerinstruments notwendig. Um die Bedienung des Systems zu erleichtern, werden alle Eingabegeräte in einem neuen Handbediengerät zusammengefasst (s. Abbildung 8-23). Es ermöglicht die Steuerung aller notwendigen Systemfunktionen bei der Therapie. Beispielsweise erfolgen die Steuerung einer Transferbewegung und einer nachfolgenden manuellen Positionierung mit dem Gerät durch:

1. die Vorgabe einer Zielposition für den Roboter durch virtuelle Interaktion
2. die Auslösung der geplanten und visualisierten Bewegung durch Tastendruck
3. die handgesteuerte Näherung des Roboters an den Situs über das Tastenfeld
4. die videooptische Lokalisierung der Roboterhand durch Tastendruck

Das Handbediengerät besteht aus einem kegelförmigen Markerkopf zur Aufnahme von IR-Emittern und einem Gehäuse, das die Tastatur, einen Zustimmungsschalter (Totmannschalter), die Not-Aus-Einrichtung und Elektronik zum Anschluss an die parallele Schnittstelle des Therapierechners aufnimmt. Die Lokalisierung des Markerkopfs ist von vorne und von der Seite möglich. Zur Anwendung im Operationssaal wird die gesamte Anordnung in einer sterilen Klarsichthülle verpackt.

Das Handbediengerät wird über die Parallele Schnittstelle mit dem Therapierechner gekoppelt. Die Ansteuerung der IR-Emitter des Markerkopfs erfolgt durch das videooptische Tracking-System.



Abb. 8-23: Handbediengerät

### 8.3.4 Das Robotersystem

Beim eingesetzten Robotersystem handelt es sich um den reinraumtauglichen Industrieroboterarm RX90CR und eine V+-Robotersteuerung<sup>69</sup>. Dieser Robotertyp erfüllt die Anforderungen an die Größe des Arbeitsraums und die Höhe der Traglast, an geringe Anschaffungskosten und die hygienische Verträglichkeit<sup>70</sup>. Auf die Integration von Sicherheitsmassnahmen auf der Ebene des Robotersystems und eine Steigerung der Genauigkeit durch eine Kalibrierung wurde verzichtet (vgl. Abschnitt 5.3.4.5). Der Eingriff des Therapierechners in die Robotersteuerung erfolgt über eine RC-Schnittstelle mit folgenden Funktionen:

- Download off-line generierter RC-Programme in die Robotersteuerung
- Upload von Daten und RC-Programmen auf den Therapierechner
- Starten und Stoppen von Roboterprogrammen durch den Therapierechner
- Ausführung von Einzelbefehlen des Therapierechners (z.B. Werkzeugkorrektur)

---

<sup>69</sup> Steuerungssoftware Version 11.0 von Stäubli

<sup>70</sup> Für den klinischen Einsatz wird der Roboterarm in einer sterilen Hülle verpackt.

- Schritthaltende Übertragung lokaler Meldungen und Parameter (z.B. Gelenkwinkel) von der Robotersteuerung zum Therapierechner
- Emulation einer Handsteuerung mit dem Handbediengerät

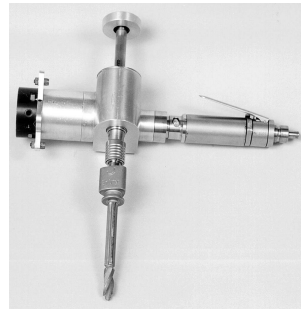
Die schnelle RC-Schnittstelle basiert auf einer Bus-zu-Bus-Kopplung zwischen dem Therapierechner (GIO-Bus) und der Robotersteuerung (VME-Bus). Die eingesetzte Hardware<sup>71</sup> stellt einen Speicherbereich für den gemeinsamen lesenden und schreibenden Zugriff der beiden Rechnersysteme zur Verfügung. Die Funktionen der RC-Schnittstelle werden über miteinander verzahnte und nebenläufige Prozesse auf beiden Rechnersystemen ausgeführt.

### 8.3.5 Werkzeuge für den robotergeführten Einsatz

Für die hybrid geführte Bearbeitung des Knochens (vgl. Abschnitt 5.3.4.4) wurden ein Säge- und ein Bohrwerkzeug entwickelt (s. Abbildung 8-24).



Abb. 8-24: a) Sägwerkzeug



b) Bohrwerkzeug

Sie sind mit Führungsvorrichtungen ausgestattet, die spezifische Freiheitsgrade bei der Bearbeitung zulassen. Die Aufnahme durch den Roboter erfolgt mit einer Werkzeugwechselvorrichtung. Angetrieben werden beide Werkzeuge mit einem Druckluftmotor. Die Antriebsdrehzahl kann über die verstellbare Druckluftzufuhr vom Operateur reguliert werden.

---

<sup>71</sup> Die Kopplung erfolgt mit den Adaptern 608-201 (GIO) und 487-1-202 (VME) von SBS Technologies, USA

### 8.3.5.1 Sägewerkzeug

Das Sägewerkzeug besteht aus einer oszillierenden Knochensäge mit Druckluftantrieb und einer externen Führungsvorrichtung. Die Lage und Orientierung der Schnittebene wird durch die Positionierung der Roboterhand bestimmt. Die an der Vorrichtung befestigte Säge ist innerhalb der eingestellten Ebene frei beweglich. Der Operateur bestimmt Richtung und Kraft des Vorschubs durch Druck auf die Säge. Diese manuelle Kontrolle des Vorschubs erlaubt das Reagieren auf unterschiedliche Materialeigenschaften der durchtrennten Gewebearten (harte Kortikalis, weichere Spongiosa und Weichgewebe).

Verfügbare Knochensägen können wegen der aus dem Sägeprozess reflektierten Reaktionskräfte nicht an der Roboterhand eingesetzt werden. Bei diesen Einblattsägen führt ein kreissegmentförmiges Sägeblatt oszillierende Winkelbewegungen aus (s. Abbildung 8-25a).



Abb. 8-25: a) Prinzip der Einblattsäge b) Prinzip der Doppelblattsäge

Um die Reaktionskräfte zu vermeiden, wurde ausgehend von den Vorarbeiten von MOCTEZUMA ET AL. (1995) eine Knochensäge mit zwei gegenläufig oszillierenden Sägeblättern entwickelt, die gegengleiche Schnittkräfte erzeugen. Das Doppelblatt-Prinzip (s. Abbildung 8-25b) vermindert die Reaktionskraft auf die Sägenlagerung und verbessert die Laufruhe, das Anschnittverhalten und die Handhabbarkeit bei der Zerspanung. Neben der Verminderung der Reaktionskräfte bestehen weitere Vorteile der Doppelblattsäge:

- Besseres Anschnittverhalten und leichtere Kontrolle beim Schnitt
- Größere Laufruhe (Vibrationsarmut) bei ungefähr gleicher Masse
- Verringerte Wärmeeinbringung in den Knochen
- Höhere Schnittleistung
- Wesentlich verringerte Rauhgigkeit der Schnittfläche (MOCTEZUMA ET AL. 1995, S. 42)

- Bessere Schnittführung durch wesentlich kleinere Amplituden der mechanischen Schwingungen am Sägegehäuse

Ein Nachteil des Doppelblattprinzips besteht durch ein selten auftretendes Auseinanderlaufen der Blätter bei ungeübter Handhabung, harter Kortikalis und großer Vorschubkraft. Es kann durch die Verwendung steiferer Sägeblätter vermieden werden.

### **8.3.5.2 Bohrwerkzeug**

Das Bohrwerkzeug beinhaltet neben einem Getriebe eine in die Abtriebswelle integrierte Linearführung. Die Lage und Orientierung der Bohrachse wird durch die Positionierung der Roboterhand vorgegeben. Durch die integrierte Führungsvorrichtung kann die Abtriebswelle mit dem Bohrfutter in Vorschubrichtung manuell zugestellt werden. Der Operateur bestimmt die Vorschubkraft durch Druck auf ein Handrad. Durch die Verwendung auswechselbarer Bohrfutter können verschiedene Bohrer eingesetzt werden.

### **8.3.6 Fixierung des Patienten**

Für die Fixierung des Patienten bei der Bearbeitung wurde eine mehrteilige Vorrichtung entwickelt, die aus einem Edelstahl-Rohrrahmen und mehreren Aufnahmen für die Einspannung von Femur und Tibia besteht<sup>72</sup>. Der verstellbare Rahmen ist an die individuelle Patientengeometrie und die Lagerungssituation anpassbar und wird während des Eingriffs über sterile Klemmbrücken fest mit dem OP-Tisch gekoppelt. Die mit Gelenken ausgestatteten Aufnahmen werden über Kontaktstücke (s. Abbildung 8-27) mit der Kortikalis an Tibia und Femur verbunden (vgl. Abbildung 7-16). Im Fall einer vorzunehmenden Umlagerung kann die gesamte Vorrichtung von den am Knochen verbleibenden Kontaktstücken getrennt werden (vgl. Abbildung 7-15). Weil die für die Lageverfolgung eingesetzten Markerrahmen direkt auf den Kontaktstücken angebracht werden, bleibt ihre Position am Knochen davon unberührt. Das ist eine wesentliche Bedingung für die weitere Lageverfolgung des Patienten (vgl. Abschnitt 7.2.2).

---

<sup>72</sup> Das Konzept der Fixierung entstand mit Unterstützung der Klinik für Orthopädie und Sportorthopädie des Klinikums rechts der Isar, München. BLANCO MED, Saalfeld, unterstützte die Entwicklung mit Teilen für die mechanische Schnittstelle am OP-Tisch.



*Abb. 8-26: a) laterale Kontaktzone*

*b) mediale Kontaktzonen*

Bei der Definition anatomisch und operationstechnisch zulässiger Zonen zur Befestigung der Kontaktstücke an Femur und Tibia bestehen räumliche Einschränkungen durch die Ansatzpunkte der Seitenbänder, den Verlauf der Patellasehne, den räumlich eingeschränkten Zugang und den herzustellenden Implantatsitz. Abbildung 8-26 zeigt das linke Knie in Streckung jeweils mit und ohne Weichteile von lateral und medial. Die ausgewählten Kontaktzonen an Femur und Tibia sind schraffiert dargestellt.

Durch eine zentrale Bohrung erfolgt die Verankerung der Kontaktstücke mit jeweils einer Kortikalisschraube. Die Unterseite der Kontaktstücke ist mit jeweils drei Dornen besetzt, die beim Anziehen der Schraube in die Kortikalis eindringen, sie aber nicht durchdringen. Dadurch wird eine mechanisch zuverlässige Verankerung bei minimaler Verletzung der Kortikalis und der inneren Strukturen der Kondylen realisiert.



*Abb. 8-27: Kontaktstück*

## 8.4 Diskussion

Durch die Realisierung des Systems für den robotergeführten Werkzeugeinsatz und seine Verifizierung in einer Modelloperation (s. Abschnitt 12.2 im Anhang) konnten die Vor- und Nachteile des Systems praxisnah evaluiert werden. Gegenüber der herkömmlichen Therapie einerseits und den verfügbaren Therapiesystemen werden folgende Vorteile realisiert:

- Durch den Verzicht auf Ausrichtinstrumente und Schnittblöcke verringern sich Fehlermöglichkeiten und der Montageaufwand
- Der Einsatz der hybrid geführten Werkzeuge verwirklicht Synergieeffekte, da die sensible Werkzeugführung durch den Operateur mit der genauen Werkzeugpositionierung durch den Roboter verbunden wird
- Der Operateur hat durch die virtuelle Zielvorgabe und die modellbasierte Steuerung eine gute Kontrolle über die Roboterbewegungen und ausreichende Möglichkeiten zur Vorausschau
- Die Bahnplanung und die bewegungsbegleitende Kollisionsprüfung sorgen für eine wirksame Kollisionsvermeidung
- Ein undefiniertes Steuerungsverhalten in der Nähe von Singularitäten wird durch die alleinige Verwendung von PTP-Bewegungen ausgeschlossen
- Mit der Lageverfolgung des Patienten können Patientenbewegungen durch eine Neupositionierung des Roboters kompensiert werden
- Durch die videooptische Überprüfung der Werkzeugpositionierung am Patienten werden unerkannte Fehlpositionierungen aufgrund von Fehlern im Robotersystem ausgeschlossen
- Durch Einsatz des Sägewerkzeugs werden die Weichteilstrukturen gegenüber einer Fräsbearbeitung geschont

Trotz der hohen Reife des Systems besteht Verbesserungspotential bei der Werkzeugpositionierung. Während die Lage des Implantatsitzes mit großer Genauigkeit realisiert werden kann, reicht die Absolutpositioniergenauigkeit des Robotersystems für eine optimale Passgenauigkeit der Schnitt- und Implantatflächen zueinander nicht aus (vgl. Kapitel 9). Sie muss durch eine Vermessung und Kalibrierung des Roboterarms gesteigert werden.

Für eine Weiterentwicklung der Systems bieten sich folgende Ansatzpunkte:

- Beim Einsatz eines genaueren Tracking-Systems kann der Roboter hochgenau nachpositioniert werden. Dadurch wird einerseits ein kontinuierliches Nachführen bei Patientenbewegungen und der Verzicht auf die starre Patientenfixierung möglich. Andererseits kann auf die Kalibrierung des Roboters verzichtet werden.
- Die bisher mechanisch durch Führungsvorrichtungen vorgenommene Einschränkung der Werkzeugbewegungen könnte durch eine Kraft-Momenten-Steuerung in das Robotersystem integriert werden. Durch die erreichte Reduktion der Lasten und Hebelkräfte auf die Roboterhand könnte die Genauigkeit der Werkzeugpositionierung vergrößert werden.
- Durch die Visualisierung der Werkzeuglage in CT-Schichtaufnahmen oder am rekonstruierten 3D-Modell würde dem Operateur eine zusätzliche Überprüfung der Werkzeugpositionierung ermöglicht.

Ein wichtiger Diskussionspunkt des Verfahrens besteht im großen Aufwand und in der hohen Komplexität der modellbasierten Steuerung. Für einen Zuwachs an Robustheit und Alltagstauglichkeit kann das Verfahren vereinfacht werden, wenn der Operateur stärker für eine manuelle Vorpositionierung des Roboters in die Nähe des Situs einbezogen wird, z.B. mit Hilfe einer Kraft-Momenten-Steuerung des Roboterarms. Bei der Annäherung und richtigen Orientierung der Roboterhand würde er vom Simulationssystem durch graphische Richtungs- und Entfernungsvorgaben unterstützt. Durch die Verkürzung der nachfolgenden Transferbewegung kann auf die Überwachung von situsfernen Hindernissen wie der OP-Lampe und des OP-Tisches verzichtet werden. Die gezeigten Vorteile und Grundprinzipien des Verfahrens wären dadurch unberührt, während der Aufwand für den Sensoreinsatz und die Modellierung von Objekten stark reduziert würde.

Andererseits stellt die modellbasierte Steuerung der Roboterbewegungen mit virtueller Zielvorgabe einen Ausgangspunkt zur Unterstützung und Automatisierung von Tele-Operationen dar. Prinzipiell muss der Operateur für die lagerichtige Positionierung der Werkzeuge nicht im Operationsraum anwesend sein, wenn ein verteilter Zugriff auf das Simulationsmodell durch entfernte, vernetzte Rechner ermöglicht würde. Der Werkzeugwechsel und der Transfer könnten aus der Ferne gesteuert werden.



## 9 Erprobung

Zur Untersuchung der erreichbaren Passgenauigkeit des Implantats und der Übereinstimmung der Einbausituation mit der Operationsplanung wurde eine Modelloperation durchgeführt. Gegenstand des Versuchs war die Herstellung des femoralen Implantatsitzes an einem Kunststoffmodell des Femurs. Der verwendete Kunststoffkochen wies hinsichtlich seines Materialverhaltens bei der Sägebearbeitung ähnliche Eigenschaften wie ein realer Knochen auf.

### 9.1 Versuchskonzept

Das Konzept für den Test beinhaltete einen kompletten Durchlauf aller Prozessschritte vom anfänglichen Computertomogramm über die Lokalisierung und die spanende Bearbeitung des Knochens bis zur Vermessung des realisierten Implantatsitzes mit der Koordinatenmessmaschine (vgl. Abschnitt 12.2 im Anhang zur Versuchsbeschreibung der Modelloperation). Der tibiale Implantatsitz war nicht Gegenstand des Versuchs, um die Komplexität des Tests zu begrenzen. Wegen des hohen Aufwands für die Vermessung wurde nur eine Modelloperation durchgeführt.

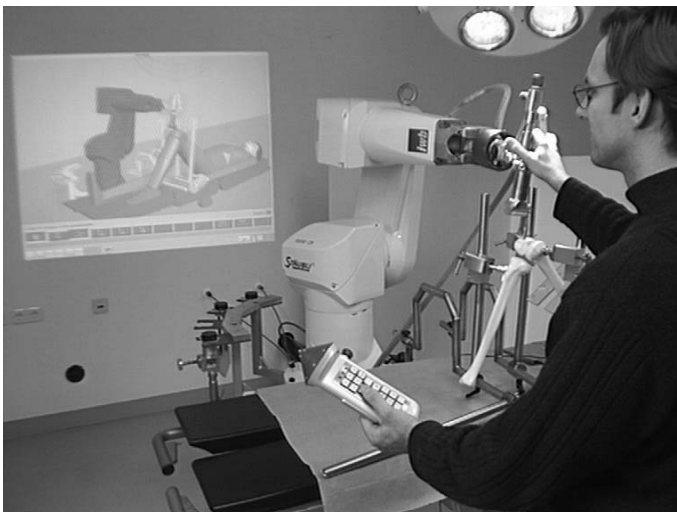


Abb. 9-1: Versuchsaufbau bei der Bearbeitung

## 9.2 Vorstellung der Ergebnisse

Als wesentliche Ergebnisse des Versuchs werden die numerische Genauigkeit des Registrierverfahrens sowie die erreichte Pass- und Lagegenauigkeit des Implantatsitzes nach dem Einbau vorgestellt.

### 9.2.1 Genauigkeit der Registrierung

Die Genauigkeit des Registrierverfahrens wurde durch eine Vermessung der tatsächlichen Lagen des Knochens und des Kalibrierkörpers zum Zeitpunkt der initialen Lagebestimmung überprüft (vgl. Abschnitt 12.2.2 im Anhang).

Der translatorische Fehler<sup>73</sup> der femoralen Registrierlage  $T_{\text{Kalibrierkörper}}^{\text{Femur}}$  (vgl. Abschnitt 7.1.1) betrug bei regional verteilter Bildgebung 0.5mm, der rotatorische Fehler 0.4° (REINHART & RADIG 2000, S. 69). Bei ungünstiger Bildgebung mit dem Röntgen-Bildwandler wuchsen diese Werte auf maximal 1.4° bzw. 2mm an.

Bei starr fixiertem Kalibrierkörper ohne regional verteilte Bildgebung war die Genauigkeit deutlich schlechter. Der durchschnittliche Rotationsfehler betrug dann 1.4°, der durchschnittliche translatorische Fehler 2.1mm. Die Maximalwerte erhöhten sich auf 2.7° bzw. 3.8mm.

Die Ergebnisse mit regional verteilter Bildgebung bilden eine gute Ausgangsbasis für weitere Arbeiten und sind von der Größenordnung her für den Prototypen akzeptabel. Ein direkter Genauigkeitsvergleich mit der klassischen mechanischen Ausrichtung ist nicht möglich. Es sollte aber davon ausgegangen werden, dass der dort in einer Höhe von 2-12° beobachtete Winkelfehler (vgl. Abschnitt 2.5) zu einem großen Teil auf der intramedullären Ausrichtung beruht.

### 9.2.2 Beurteilung des Einbauerfolgs

Für die Qualität der realisierten Implantatlage werden die folgenden Erfolgskriterien herangezogen:

- Die planungsgerechte Positionierung des Implantats

---

<sup>73</sup> Das Femur-Koordinatensystem wird aus seiner tatsächlichen Lage durch Verschiebung und Drehung (jeweils bezogen auf einen resultierenden Richtungsvektor bzw. resultierende Drehachse) in die fehlerbehaftete Lage gebracht.

- Die Passform des Implantatsitzes
- Die Güte der Oberflächen und des Profils der Sägeschnitte

Während die Ausprägung der ersten beiden Kriterien im Versuch bewertet werden konnte, lassen sich sinnvolle Aussagen über die Güte der Oberflächen und des realisierten Profils nur bei der Bearbeitung eines echten Knochens (Human- oder Tierpräparat) machen. Untersuchungen dieser Art wurden schon früher am *iwb* durchgeführt und weisen auf die hohe erreichbare Qualität der robotergeführten Sägebearbeitung hin (MOCTEZUMA ET AL. 1995, S. 41-45).

### 9.2.2.1 Vermessung der Implantatposition

Die Position des eingebauten Implantats wurde durch eine Vermessung überprüft (vgl. Abschnitt 12.2.4 im Anhang).

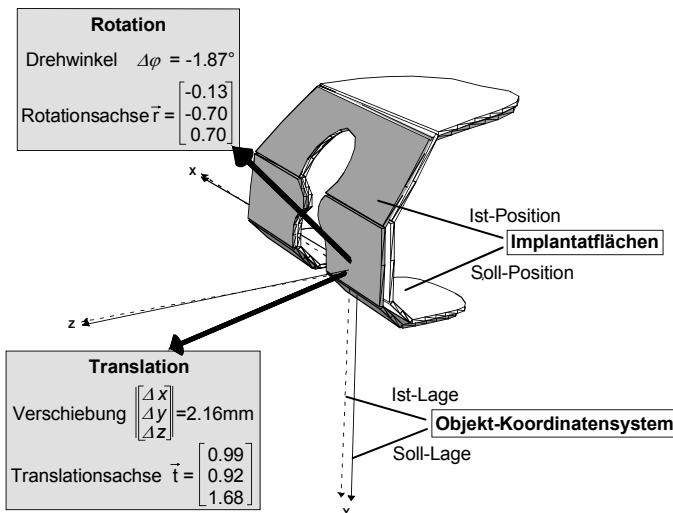


Abb. 9-2: Veranschaulichung der Messwerte für die Implantatposition

Die geplante und die tatsächliche Implantatlage werden jeweils durch die entsprechenden Objekt-Koordinatensysteme (OKS) in Abbildung 9-2 repräsentiert. Das OKS des Implantats in der geplanten Einbaulage kann durch eine Rotation und anschließende Verschiebung in das OKS der tatsächlichen Einbaulage (in Abb. 9-2 gestrichelt gezeichnet) überführt werden. Die Rotation

kann auch durch die Winkel zwischen den Koordinatenachsen ausgedrückt werden: Dabei beträgt die Abweichung zwischen den x-Achsen  $1.8^\circ$ , zwischen den y-Achsen  $0.9^\circ$  und zwischen den z-Achsen  $1.6^\circ$ .

Da die femorale Registrierlage durch eine genaue Vermessung mit der Koordinatenmessmaschine ermittelt wurde, wirkt sich in diesem Ergebnis der Fehler des Registrierverfahrens nicht aus. Die wirksamen Fehlereinflüsse sind:

- Ungenauigkeiten des videooptischen Tracking-Systems bei der Ortung des Roboterrings und des Patientenmarkers. Die möglichen Fehler können bei der Ringlokalisierung theoretisch bis zu 2mm (translatorisch) und  $0.6^\circ$  (rotatorisch) betragen (vgl. Abschnitt 12.3.3 im Anhang).
- Die geringe Absolutpositioniergenauigkeit des verwendeten Roboters, die nicht durch den Einsatz eines Kalibrierverfahrens verbessert wurde. Die Signifikanz dieses Einflusses wurde durch eine Laservermessung erhärtet, die maximale Abweichungen von bis zu 2mm (translatorisch) und  $0.8^\circ$  (rotatorisch) bei der Positionierung des Sägewerkzeugs in der Modelloperation ergab.<sup>74</sup>
- Ungenauigkeiten bei der Führung des Sägewerkzeugs durch die mechanische Führungsvorrichtung. Eine Vermessung der Vorrichtung mit der Koordinatenmessmaschine ergab vertikale Abweichungen aus der Soll-Führungsebene von maximal 0.1mm nach oben und unten.
- Fehler bei der Sägebearbeitung durch ein eventuelles Verlaufen des Sägeblatts beim Anschnitt oder während des Schnittverlaufs. Sie wurden jedoch nicht beobachtet.

Das realisierte Ergebnis stellt einen guten Ausgangspunkt für die Weiterentwicklung dar. Um einen klinischen Einsatz zu rechtfertigen, muss es jedoch durch den Einsatz eines Kalibrierverfahrens zur Steigerung der Absolutpositioniergenauigkeit des Roboters und durch die Verwendung eines genaueren videooptischen Tracking-Systems verbessert werden. Mit diesen Veränderungen sollte eine Genauigkeit der Implantatpositionierung in der Größenordnung von 1mm (translatorisch) und  $1^\circ$  (rotatorisch) oder besser erreichbar sein.

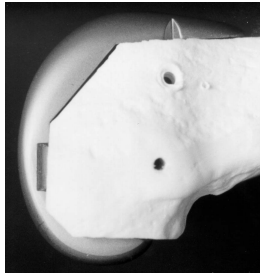
---

<sup>74</sup> Untersucht wurden die Abweichungen des Sägen-Koordinatensystems (vgl. Abbildung 5-5, Abschnitt 5.2.1) von seiner Soll-Lage in sämtlichen bei der Modell-Operation angefahrenen Roboterstellungen.

### **9.2.2.2 Passform des Implantatsitzes**

Die Implantatpassung wurde nach der Spaltgröße zwischen den Schnittflächen am Knochen und den entsprechenden Gegenflächen am Implantat beurteilt. Die Spaltgröße war im beschriebenen Versuch für alle Flächen bis auf die anteriore schräge Sägeebene vernachlässigbar klein. Bei der genannten Fläche bildete sich ein Spalt von ca. 1mm Dicke (s. Abbildung 9-3).

In vorangegangenen Testreihen ergaben sich sowohl ähnliche Ergebnisse als auch weit bessere Passungen mit Spaltgrößen in der Größenordnung von ca. 0.1-0.3mm für alle Flächen. Der Grund für das nicht reproduzierbare Verhalten liegt vor allem in der ungenügenden Absolutpositioniergenauigkeit des unkalibrierten Roboterarms, die künftig durch den Einsatz eines Kalibrierverfahrens stark verbessert werden kann.



*Abb. 9-3: Implantat am bearbeiteten distalen Femur*

# 10 Zusammenfassung

Die Ausgangssituation dieser interdisziplinären Arbeit ist die große Positionsempfindlichkeit beim häufig angezeigten, künstlichen Kniegelenkersatz. Ihre Zielsetzung besteht darin, das grundlegende Verbesserungspotential des klassischen Verfahren zur Implantation von Knieendoprothesen herauszuarbeiten und durch die Konzeption und Realisierung eines neuartigen computer- und roboterassistierten Assistenzsystems zu erschließen. Den Schwachpunkten verfügbarer Systeme begegnet es mit neuen Verfahren zur 3D-Operationsplanung, zur berührungslosen Patientenlokalisierung, zur simulationsgestützten Steuerung des Roboters und zur Knochenbearbeitung mit hybrid geführten Werkzeugen.

In den Kapitel 2, 3 und 4 erbringen analytische Vorarbeiten folgende Ergebnisse: Die Limitationen des klassischen Verfahrens bestehen in der Verwendung von 2D-Röntgenaufnahmen bei der Operationsplanung, der Reproduktion der Instrumentenausrichtung anhand ungenauer anatomischer Modellvorstellungen und einer unpräzisen Schnittführung bei der Bearbeitung des Knochenlagers. Die verfügbaren computer- bzw. robotergestützten Verfahren zur Operationsunterstützung erfordern Verbesserungen bei der Planung, bei der Patientenlokalisierung und beim Werkzeugeinsatz. Die Planung muss durch eine konsequenter Nutzung der 3D-Bilddaten und den Einsatz von rechnergestützten Analyseverfahren optimiert werden. Bei der Patientenlokalisierung ist die Integration einer Lageverfolgung und der Verzicht auf eine materialbasierte Registrierung erforderlich. Beim Werkzeugeinsatz ist auf eine weniger invasive Fixierung und eine schonendere Bearbeitungstechnologie zu achten. Der Einsatz eines Roboters macht verbesserte Interaktionsmöglichkeiten für den Operateur und die Integration von Sicherheits- und Schutzmassnahmen auf allen Ebenen des Therapiesystems notwendig.

Auf dieser Grundlage erfolgt die Konzeption eines computergestützten, robotergeführten Assistenzsystems in Kapitel 5. Zunächst wird das Potential der computergestützten Operationsplanung erschlossen, das in einer reproduzierbaren, exakten und zeitsparenden Planungsprozedur mit patientenspezifischen 3D-Modellen liegt. Für die prototypische Realisierung wird die Platzierung anhand eines einfachen manuell auszurichtenden Achsengerüsts vorgesehen.

Die Patientenlokalisierung wird mit berührungslos arbeitenden Verfahren konzipiert, um auf ein Ausrichtinstrumentarium mit mechanischer Kontaktbildung verzichten zu können. Nach einer Untersuchung der verfügbaren Sensortechnologien wird eine initiale Lagebestimmung mit einem bildwandlerbasierten Registrierverfahren und eine anschließende Lageverfolgung mit einem videoop-

tischen Tracking-System vorgeschlagen, um bei Lageänderungen auf eine wiederholte Registrierung verzichten zu können.

Bei der Konzeption des robotergeführten Werkzeugeinsatzes werden Leitprinzipien gefunden, mit denen die präzise und kontrollierte Bearbeitung des Implantatsitzes, die enge Interaktion des Operators mit dem Robotersystem und die Sicherheit des Systemeinsatzes ermöglicht werden kann. Bei diesen Leitprinzipien handelt es sich um die modellbasierte Steuerung, die virtuelle Interaktion und die hybride Werkzeugführung. Zur optimalen Integration in den Operationsablauf wird die Roboterunterstützung auf die Bearbeitung des Implantatsitzes fokussiert. Die erforderlichen Roboterbewegungen werden in den Werkzeugwechsel, den Transfer und die manuelle Positionierung strukturiert und mit geeigneten Steuerungsstrategien hinterlegt.

Zur Realisierung und Überprüfung der Gesamtkonzeption erfolgt eine prototypische Implementierung des Assistenzsystems. Für die Operationsplanung (Kapitel 6) wird ein anatomisches 3D-Modell aus CT-Aufnahmen rekonstruiert, an dem der Operator die Positionierung der Implantatkomponenten vornimmt. Die Visualisierung in 3D erlaubt die genaue Kontrolle des Implantatsitzes. Implizit ergibt sich die erforderliche Gestaltveränderung des Knochens. Der Werkzeugeinsatz wird mit intraoperativ nutzbaren Freiheitsgraden festgelegt. Die Vorteile der realisierten Operationsplanung liegen in der größeren Planungsfreiheit, der 3D-Visualisierung, der verlässlichen Größenbestimmung und Kontrolle des Implantatsitzes sowie in der präzisen Beschreibung der geplanten Gestaltveränderung.

Die Patientenlokalisierung (Kapitel 7) wird durch eine einmalige Registrierung mit dem Bildwandler und die anschließende Lageverfolgung mit einem videooptischen Tracking-System vorgenommen. Die Bildgebung bei der Registrierung erfolgt regional verteilt. Die Lageverfolgung des Patienten basiert auf abnehmbaren, in die Patientenfixierung integrierte Markeranordnungen, während der Roboter mit einem neu entwickelten Doppelring lokalisiert wird. Die Vorteile der implementierten Patientenlokalisierung bestehen in der geringen Invasivität des Verfahrens zur Lagebestimmung und der Verfolgung von Patientenbewegungen. Außerdem erfolgt eine redundante Kontrolle der Roboterposition relativ zur Lage des Patienten im Sinne eines Regelkreises. Nachteile bestehen -ähnlich wie bei der Planung- in der erhöhten Strahlenbelastung und dem vermehrten Aufwand für den präoperativen Modellaufbau sowie die intraoperative Bildgebung und -verarbeitung.

Der robotergeführte Werkzeugeinsatz (Kapitel 8) wird mit Hilfe eines Simulationsmodells des Operationssaals, das schritthaltend durch den Einsatz von Sensoren abgeglichen wird, geplant und überwacht. Die interaktive Zielvorgabe durch den Operateur erlaubt dabei eine situationsangepasste Festlegung der Werkzeugpositionierung im Simulationsmodell. Eine modellbasierte Steuerung nutzt die Simulationsfunktionen der Bahnplanung und der Kollisionsprüfung für die Definition und Kontrolle der Roboterbewegungen. Zur Integration der Bedienerschnittstellen aller beteiligten Systemkomponenten dient ein spezielles Handbediengerät. Die Herstellung des Implantatsitzes erfolgt mit hybrid geführten Bohr- und Sägewerkzeugen. Dabei erfolgt die Fixierung des Patienten mit geringer Invasivität. Der robotergeführte Werkzeugeinsatz zeichnet sich durch die guten Eingriffs- und Kontrollmöglichkeiten des Operateurs beim Roboter- und Werkzeugeinsatz, der Integration von sensor- und simulationsbasierten Sicherheitsmassnahmen, dem Verzicht auf Schnittblöcke und dem weichteilschonenden Einsatz der Sägetechnologie aus. Seine Nachteile bestehen im Aufwand für den Sensoreinsatz und die Modelladaption.

Die Erprobung des Gesamtsystems im Rahmen einer Modelloperation (Kapitel 9) beweist die Tragfähigkeit und Umsetzbarkeit der Lösungsansätze. Die erreichten Genauigkeiten bei der Passform und der Platzierung des Implantatsitzes bildet eine gute Ausgangsbasis für weitere Arbeiten.



# 11 Literaturverzeichnis

AESCULAP 1998

Aesculap: Computerunterstütztes Operieren mit CT-freier Navigation. Tuttingen: Oktober 1998.

AESCULAP 1999

Aesculap 1999: <<http://www.aesculap.de/d/produkte/index.htm>>

ARM ET AL. 1995

Arm, E.; Visarius, H.: A Pilot Study on Computer Assisted Optimal Contouring of Orthopaedic Fixation Devices. In: diGioia, A.M.; Taylor, R.H.: Second Annual International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS '95), Baltimore. 1995, S. 63-67.

AULT & SIEGEL 1994

Ault, T.; Siegel, M.W.: Frameless Patient Registration Using Ultrasonic Imaging. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 74-81

BAINVILLE ET AL. 1999

Bainville, E.; Bricault, I.: Concepts and Methods of Registration for Computer-Integrated Surgery. In: Nolte, L.P.; Ganz, R.: Computer Assisted Orthopaedic Surgery (CAOS). Bern: Hogrefe & Huber 1999, S. 15-34

BARNETT ET AL. 1993

Barnett G.H.; Kormos, D.W.: Frameless stereotaxy using a sonic digitizing wand: Development and adaptation to the Picker ViStar Medical Imaging System. In: Macunias, R.J.: Interactive Image Guided Neurosurgery. Park Ridge, Illinois: AANS 1993, S. 113-119. (Neurosurgical Topics Series).

BATHE 1990

Bathe, K.: Finite-Elemente-Methoden. Berlin: Springer 1990.

BAUER ET AL. 1994

Bauer R.; Kerschbaumer, F.; Poisel, S.: Orthopädische Operationslehre. Stuttgart: Thieme 1994.

BAUMGARTNER ET AL. 1986

Baumgartner, R.; Ochsner, P.E.; Schreiber, E.: Checkliste Orthopädie. Stuttgart: Thieme 1986.

### BENNINGHOFF 1994

Benninghoff, A.: Anatomie: Makroskopische Anatomie, Embryologie und Histologie des Menschen. München: Urban & Schwarzenberg 1994.

### BLICKPUNKT 1999

Meilenstein in der Medizingeschichte. Blickpunkt - Zeitschrift des St.-Josef-Stifts, Sendenhorst

<[http://www.AESFULAP.de/d/uberuns/presse/pr\\_art06.html](http://www.AESFULAP.de/d/uberuns/presse/pr_art06.html)>

### BRACK 1999

Brack, C.: Röntgenbasierte Navigation von chirurgischen Werkzeugen in der Orthopädie, Dissertation Institut für Informatik. München: Technische Universität München 1999.

### BRACK ET AL. 1998

Brack, C.; Burgkart, R.: Accurate X-ray-based Navigation in Computer-Assisted Orthopedic Surgery. In: Lemke, H.U.; Vannier, M.W.: Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR 98), Tokyo. Amsterdam: Elsevier Science 1998

### BÜRGER ET AL. 2001

Bürger, T.; Laible, U.; Pritschow, G.: Design and Test of a Safe Numerical Control for Robotic Surgery. In: Altng, L.; Bramley, A. u.a.: CIRP Annals 2001, Manufacturing Technology, Nancy. Bern: Edition Colibri 2001, S. 295-298. (Volume50/1/2001)

### CHAMPLEBOUX ET AL. 1994

Champleboux, G.; Lavallée, S.: An Optical Conformer for Radiotherapy Treatment Planning. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 69-73.

### CHASSAT & LAVALLÉE 1998

Chassat, F.; Lavallée, S.: Experimental Protocol for Accuracy Evaluation of 6-d Localizers for Computer-Integrated Surgery: Application to Four Optical Localizers. In: Wells, W.M.; Colchester, A.: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention -MICCAI'98, Cambridge. Berlin: Springer 1998, S. 277-284.

### COHEN ET AL. 1998

Cohen, Z.A.; McCarthy, D.M.: Computer-Aided Planning of Patellofemoral Joint OA Surgery: Developing Physical Models from Patient MRI. In: Wells,

W.M.; Colchester, A.: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention -MICCAI'98, Cambridge. Berlin: Springer 1998, S. 9-20.

DAVIES ET AL. 1994

Davies, B.L.; Ho, S.C.: The Use of Force in Robot Assisted Knee Surgery. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 258-262.

DAVIES ET AL. 1997

Davies, B.; Fan, K.L.: A Mechatronic Based Robotic System for Knee Surgery. In: Adeli, H.: Intelligent Information Systems (IIS97), Grand Bahama Island. Los Alamitos: IEEE Computer Society 1997, S. 48-52.

DECKING ET AL. 2000

Decking, J., Schöllner, C.: Robotergestützte Implantation in der Hüftendoprothetik. In: Maßberg, W.; Reinhart, G.: 2. Symposium: Neue Technologien für die Medizin, Garching. Aachen: Shaker 2000, S. 139-150.

DIN EN 775 1993

DIN EN 775: Industrieroboter Sicherheit, Berlin: Beuth 1993.

DOU 1997

Dou, S.: Off-line-Programmierung von Industrierobotern für die konturgebundene Fertigung, Dissertation. Düsseldorf: VDI 1997. (Fortschritt-Berichte VDI Reihe 8 Nr. 646).

FADDA ET AL. 1994

Fadda, M.; Wang, T.: Computer Assisted Knee Arthroplasty at Rizzoli Institutes. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 26-30.

FADDA ET AL. 1995

Fadda, M.; Wang, T.: Planning and Simulating for Robot-Assisted Surgery. In: Khodabandehloo, K.; Griffiths, M.V.: The Second International Workshop: Mechatronics in Medicine and Surgery (MEDIMEC 95), Bristol. 1995, S. 172-180.

FADDA ET AL. 1997

Fadda, M.; Bertelli, D.: Computer Assisted Planning for Total Knee Arthroplasty. In: Trocaz, J.; Grimson, E.: First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and

- Computer-Assisted Surgery (CVRMed-MRCAS '97), Grenoble. Berlin: Springer 1997, S. 619-628.
- FADDA ET AL. 1999  
Fadda, M.; La Palombara, F.: Computer Templating and Robotics Bone Machining for Total Knee Arthroplasty. In: Nolte, L.P.; Ganz, R.: Computer Assisted Orthopedic Surgery (CAOS). Bern: Hogrefe & Huber 1999, S. 174-183.
- FOLEY ET AL. 1999  
Foley, K.T.; Smith, K.R.: Frameless Stereotactic Guidance of Cervical Spine Lateral Mass Screw Placement. In: Nolte, L.P.; Ganz, R.: Computer Assisted Orthopedic Surgery (CAOS). Bern: Hogrefe & Huber 1999, S. 89-98.
- GEUER 1996  
Geuer, A.: Einsatzpotential des Rapid Prototyping in der Produktentwicklung. Berlin: Springer 1996. (iwb Forschungsberichte 100).
- GLAVINA 1991  
Glavina, B.: Planung kollisionsfreier Bewegungen für Manipulatoren durch Kombination von zielgerichteter Suche und zufallsgesteuerter Zwischenziel-erzeugung, Dissertation Institut für Informatik. München: Technische Universität München 1991.
- GOSSE ET AL. 1997  
Gossé, F.; Brack, C.: Roboterunterstützung in der Knieendoprothetik, Orthopädie (1997) 26, S. 258-266.
- GOSWAMI ET AL. 1993  
Goswami, A.; Quaid, A.: Complete Parameter Identification. In: Book, W.J.; Luh, J.Y.S.: 1993 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Atlanta. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press 1993, S. 168-173.
- GÖTTE ET AL. 1996  
Götte, H.; Roth, M.: A new less-invasive approach to knee surgery using a vision-guided manipulator. In: Kopacek, P.: International Workshop on Medical Robotics, Vienna. 1996, S. 99-107.
- GÖTTE & REINHART 1999  
Götte, H.; Reinhart, G.: Computer- und roboterunterstützte Knieendoprothetik. In: Maßberg, W.; Reinhart, G.: 1. Symposium: Neue Technologien für die Medizin. Garching: Utz 1999, S. 17-26.

HAMADEH ET AL. 1995

Hamadeh, A.; Sautot, P.: Towards automatic registration between CT and X-ray images: cooperation between 3D/2D registration and 2D edge detection. In: diGioia, A.M.; Taylor, R.H.: Second Annual International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS '95), Baltimore. 1995, S. 39-46.

HARRIS ET AL. 1997

Harris, S.J.; Jakopec, M.: Interactive Pre-Operative Selection of Cutting Constraints, and Interactive Force Controlled Knee Surgery by a Surgical Robot. In: Lemke, H.U.; Vannier, M.W.: Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR 97), Berlin. Amsterdam: Elsevier Science 1997, S. 757-766.

HARRIS ET AL. 1998

Harris, S.J.; Jakopec, M.: Interactive Pre-Operative Selection of Cutting Constraints, and Interactive Force Controlled Knee Surgery by a Surgical Robot. In: Wells, W.M.; Colchester, A.: Medical Image Computing and Computer-Assisted Intervention -MICCAI'98, Cambridge. Berlin: Springer 1998, S. 996-1006.

HEECKT ET AL. 1999

Heeckt, P.; Rühl, M.: Computer Assisted Surgical Planning and Robotics mit dem CASPAR-System. In: Jerosch, J.; Nicol, K.: Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie. Darmstadt: Steinkopff 1999, S. 414-433.

HERTWICH & HOMMEL 1994

Herrtwich, R.; Hommel, G.: Nebenläufige Programme. Berlin: Springer 1994.

HEß 1994

Heß, P.: Programmierverfahren für Industrieroboter. wt-Produktion und Management 84 (1994) 10, S. 474-478.

HIPPMANN 1998

Hippmann, G.: Die Entwicklung und Anwendung von SIMPACK in der Biomechanik.

<[http://dv.op.dlr.de/~hippmann/biomech/981020\\_simpack\\_news.htm](http://dv.op.dlr.de/~hippmann/biomech/981020_simpack_news.htm)>  
(20.10.1998)

HO ET AL. 1995

Ho, S.C.; Hibberd, R.D.: Robot Assisted Knee Surgery. IEEE Engineering in Medicine and Biology 14 (1995) 3, S. 292-300.

### HOWMEDICA 1994

Howmedica: Knee Systems, Howmedica interactive CD-ROM. London: 1994.

### HOWMEDICA 1996

Howmedica: Interax Katalog. London: September 1996.

### HOWMEDICA 1997

Howmedica: Interax Total Knie Operationstechnik. London: September 1997.

### HVID 1988

Hvid, I.: Trabecular bone strength at the knee. Clinical Orthopaedics 227 (1988), S. 210-221.

### IGT 1995

Image Guided Technologies: Technical Specifications, FlashPoint Model 5000 3D Localizer. Boulder, Colorado: 1995.

### JEROSCH & HEISEL 1999

Jerosch, J.; Heisel, J.: Knieendoprothetik. Berlin: Springer 1999.

### JIANG & INSALL 1989

Jiang, C.C.; Insall, J.N.: Effect of rotation on the axial alignment of the femur: pitfalls in the use of femoral intramedullary guides in total knee arthroplasty. Clinical Orthopaedics 248 (1989) S. 50-56.

### KAISER 2000

Kaiser, C.: Einführung in die technischen Grundlagen des totalen Kniegelenkersatzes mit Caspar. In: Maßberg, W.; Reinhart, G.: 2. Symposium: Neue Technologien für die Medizin, Garching. Aachen: Shaker 2000, S. 151-167.

### KAPANDJI 1992

Kapandji, I.A.: Funktionelle Anatomie der Gelenke. Stuttgart: Enke 1992.

### KIENZLE ET AL. 1995

Kienzle, T.C.; Stulberg, D.: Total Knee Replacement. IEEE Engineering in Medicine and Biology 14 (1995) 3, S. 301-306.

### KIENZLE ET AL. 1996

Kienzle, T.C.; Stulberg, D.: A Computer-Assisted Total Knee Replacement Surgical System Using A Calibrated Robot. In: Taylor, R.; Lavallée, S.: Computer Integrated Surgery. Cambridge, Mass.: MIT Press 1996, S. 409-416.

KINDLER & MENKE 1998

Kindler, M.; Menke, W.: Medizinproduktegesetz-MPG, Kommentierte Ausgabe mit Arbeitshilfe und Materialien. Landsberg: ecomed 1998.

KOHLER 2000

Kohler, S.: Ortho-Pilot und Soft-Tissue-Balancing. implant (2000) 1, S. 9-11.

KREUZER & LUGTENBURG 1994

Kreuzer, E.J.; Lugtenburg, J.-B.: Industrieroboter. Berlin: Springer 1994.

KUGELMANN 1999

Kugelmann, D.: Aufgabenorientierte Offline-Programmierung von Industrierobotern. München: Utz 1999. (iwb Forschungsberichte 127).

LA PALOMBARA ET AL. 1997

La Palombara, F.; Fadda, M.: A Minimally Invasive 3-D Data Registration Protocol for Computer and Robot Assisted Total Knee Arthroplasty. In: Trocaz, J.; Grimson, E.: First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery (CVRMED-MRCAS '97), Grenoble. Berlin: Springer 1997, S. 663-672.

LAIDLAW 1995

Laidlaw, D.H.: Geometric Model Extraction from Magnetic Resonance Volume Data, Dissertation. Pasadena, California: California Institute of Technology 1995.

LASKIN 1995

Laskin, R.S.: Flexion space configuration in total knee arthroplasty. Journal of Arthroplasty 10 (1995) 5, S. 657-660.

LAVALLÉE ET AL. 1994

Lavallée, S.; Dessenne, V.: Computer Assisted Knee Anterior Cruciate Ligament Reconstruction First Clinical Tests. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 11-16.

LAVALLÉE 1996

Lavallée, S.: Registration for Computer Integrated Surgery: Methodology, State of the Art. In: Taylor, R.; Lavallée, S.: Computer Integrated Surgery. Cambridge, Mass.: MIT Press 1996, S. 77-97.

### LAVALLÉE ET AL. 1996

Lavallée, S., Troccaz, J.: Computer-Assisted Spinal Surgery Using Anatomy-Based Registration. In: Taylor, R.; Lavallée, S.: Computer Integrated Surgery. Cambridge, Mass.: MIT Press 1996, S. 425-449.

### LEITNER ET AL. 1997

Leitner, F.; Picard, F.: Computer-Assisted Knee Surgical Total Replacement. In: Trocaz, J.; Grimson, E.: First Joint Conference Computer Vision, Virtual Reality and Robotics in Medicine and Medical Robotics and Computer-Assisted Surgery (CVRMed-MRCAS '97), Grenoble. Berlin: Springer 1997, S. 629-637.

### LENZ 1999

Lenz, S.: Anwendung der Finite-Element-Methode in Orthopädie und Traumatologie. In: Jerosch, J.; Nicol, K.: Rechnergestützte Verfahren in Orthopädie und Unfallchirurgie. Darmstadt: Steinkopff 1999, S. 190-201.

### MARCACCI ET AL. 1996

Marcacci, M.; Dario, P.: Computer-Assisted Knee Arthroplasty. CIS, S. 417ff. Computer Assisted Knee Arthroplasty. In: Taylor, R.; Lavallée, S.: Computer Integrated Surgery. Cambridge, Mass.: MIT Press 1996, S. 417-423.

### MARTELLI ET AL. 1997

Martelli, S.; Caramella, D.: Computer Planning System for Total Knee Arthroplasty. In: Lemke, H.U.; Vannier, M.W.: Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR 97), Berlin. Amsterdam: Elsevier Science 1997, S. 934-938.

### MEARS 1979

Mears, D.: Materials in Orthopaedic surgery. Baltimore: Williams & Wilkins, 1979.

### MEDIZINPRODUKTEGESETZ 1993

Bundestag (Hrsg.): Gesetz über Medizinprodukte (Medizinproduktegesetz). Bonn: 1993.

### MEYBERG & VACHENAUER 1993

Meyberg, K.; Vachenaue, P.: Höhere Mathematik. Berlin: Springer 1993.

### MITTELSTADT 1997

Mittelstadt, B.D.: The Evolution of a Surgical Robot from Prototype to Human Clinical Use. Technical Report des Center for Orthopedic Research, Shadyside Hospital. Pittsburgh: 1997.



**MÖCKEL 2000**

Möckel, S.: Intraoperative Instrumentennavigation. Stuttgart: ibidem 2000.

**MOCTEZUMA 1996**

Moctezuma, J.L.: Ein durchgängiges System zur computer- und roboterunterstützten Chirurgie. Berlin: Springer 1996. (iwb Forschungsberichte 99).

**MOCTEZUMA ET AL. 1995**

Moctezuma, J.L.; Schuster, D.: A New Surgery Tool for Robotic Aided Treatment Delivery. In: Khodabandehloo, K.; Griffiths, M.V.: The Second International Workshop: Mechatronics in Medicine and Surgery (MEDIMEC 95), Bristol. 1995, S. 35-46.

**MÜLLER 1982**

Müller, W.: Das Knie. Berlin: Springer 1982.

**NICOLAISEN 1991**

Nicolaisen, P.: II.8 Arbeitssicherheit bei Industrierobotern. In: Schallock, B.; Mertins, K.: Handbuch der humanen CIM-Gestaltung. Projektergebnisse des Vorhabens: "Aufbereitung von HdA-Gestaltungswissen für das Beratungsangebot der CIM-TT-Stellen". Berlin: IPK 1991, S. 1-22.

**NOLTE ET AL. 1994**

Nolte, L.P.; Zamorano, L.J.: A Novel Approach to Computer Assisted Spine Surgery. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 323-328.

**ORTOMAQUET 2000**

orto Maquet 2000: <<http://www.ortomaquet.de/dseiten/index.htm>>

**PICARD ET AL. 1997**

Picard, F.: Computergestützte Kniegelenksendoprothetik. implant (1997) 2, S. 3-6.

**POMMERT ET AL. 1995**

Pommert, A.; Riemer, M.: Three-Dimensional Imaging in Medicine: Methods and Applications. In: Taylor, R.; Lavallée, S.: Computer Integrated Surgery. Cambridge, Mass.: MIT Press 1996, S. 155-174.

**POPE & FLEMING 1991**

Pope, M.H., Fleming, B.C.: Knee Biomechanics and Materials. In: Laskin, R.S.: Total knee replacement. London: Springer 1991, S. 25-40.

PRESS ET AL. 94

Press, H.; Flannery, B.P.; Teukolsky, S.: Numerical Recipes in C. Cambridge: Cambridge University Press 1988.

PSCHYREMBEL 1986

Pschyrembel, W.: Klinisches Wörterbuch. Berlin: Walter de Gruyter 1986.

REINHART & RADIG 2000

Reinhart, G.; Radig, B.: Abschlußbericht: Planungsverfahren und Operationsunterstützung durch kamerageführte Handhabungsgeräte in der Medizin. Garching/München: iwb/FORWISS 2000.

RICHTLINIE 93/42/EWG 1993

Der Rat der Europäischen Gemeinschaften (Hrsg.): Anhang I der Richtlinie 93/42/EWG des Rates über Medizinprodukte. Luxemburg, 1993.

ROCHE 1984

Hoffman LaRoche: Roche Lexikon Medizin. München: Urban & Schwarzenberg 1985.

ROHLING ET AL. 1994

Rohling, R.; Munger, P.: Comparison of Relative Accuracy Between a Mechanical and an Optical Position Tracker for Image-Guided Neurosurgery. In: diGioia, A.M.; Kanade, T.; Taylor, R.: First International Symposium on Medical Robotics and Computer Assisted Surgery (MRCAS 94), Pittsburgh. 1994, S. 277- 282.

ROTH 2000

Roth, M.: Intraoperative fluoroskopiebasierte Patientenlageerkennung zur präzisen Unterstützung chirurgischer Eingriffe, Dissertation Institut für Informatik. München: Technische Universität München 2000.

SCHIEHLEN 1993

Schiehlen, W.: Advanced Multibody System Dynamics. Dordrecht: Kluwer 1993.

SCHILLING 1990

Schilling, R.J.: Fundamentals of Robotics: Analysis and Control. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall Int. 1990.

SCHRAFT 1998

Schraft, R.: Eine kurze Geschichte der Robotik. In: Prassler, E.; Dillmann, R.: Robotik in Deutschland. Aachen: Shaker 1998, S. 5-8.

SCHROEDER ET AL. 1992

Schroeder, W.; Zarge, J.: Decimation of Triangle Meshes. Computer Graphics 25 (1992) 3.

SCHRÖER 1993

Schröer, K.: Identifikation von Kalibrationsparametern kinematischer Ketten. München: Carl Hanser 1993.

SCHWARZ ET AL. 1972

Schwarz, H.R.; Rutishauser, H.; Stiefel, E.: Numerik symmetrischer Matrizen. Stuttgart: Teubner 1972.

SCHWERTASSEK & WALLRAPP 1999

Schwertassek, R.; Wallrapp, O.: Dynamik flexibler Mehrkörpersysteme. Braunschweig: Vieweg 1999.

SIMON 1997

Simon, D.A.: Intra-operative Position Sensing and Tracking Devices. In: Troccaz, J.; Grimson, E.: Proceedings of CVRMed-MRCAS '97, Grenoble. Berlin: Springer 1997, S. 62-64.

STETTER 1994

Stetter, R.: Rechnergestützte Simulationswerkzeuge zur Effizienzsteigerung des Industrierobotereinsatzes. Berlin: Springer 1994. (iwb-Forschungsberichte 62).

STEVENS 1990

Stevens, W.R.: UNIX Network Programming. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall Int. 1990.

STIEN ET AL. 1999

Stien, M.; Lin, Y., Lueth, T.: Simulation and Monitoring of Surgical Robotics Interventions. In: Lemke, H.U.; Vannier, M.W.: Computer Assisted Radiology and Surgery (CAR 99), Paris. Amsterdam: Elsevier Science 1999, S. 818-822.

STOLLER ET AL. 1999

Stoller, W.; Wilkins, R.; Aichroth, P.M.: Interactive Knee - Radiology Version 10.0, CD-ROM. London: Primal Pictures Ltd. 1999.

STULBERG 1999

Stulberg, S.: Editorial. implant (1999) 2, S. 2.

SUITA ET AL. 1995

Suita, K.; Yamada, Y.: A Failure-to-Safety "Kyozon" System with Simple Contact Detection and Stop Capabilities for Safe Human-Autonomous Robot Coexistence. In: Harashima, F.; Fukuda, T.: 1995 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Nagoya, Aichi, Japan. Piscataway, NJ: IEEE Service Center 1995, S. 3089-3096.

TAYLOR ET AL. 1992

Taylor, R.H.; Paul, H.A.: Augmentation of human precision in computer-integrated surgery. *Innovation et technologie en biologie et médecine: ITBM* 13 (1992) 4, S. 450-468.

TAYLOR ET AL. 1996

Taylor, R.H.; Mittelstadt, B.: An Image-Directed Robotic System for Precise Orthopedic Surgery. In: Taylor, R.; Lavallée, S.: *Computer Integrated Surgery*. Cambridge, Mass.: MIT Press 1996, S. 379-407.

TAYLOR 1999

Taylor, R.H.: Robotics in Orthopedic Surgery. In: Nolte, L.P.; Ganz, R.: *Computer Assisted Orthopedic Surgery (CAOS)*. Bern: Hogrefe & Huber 1999, S. 35-41.

TETER ET AL. 1995

Teter, K.E.; Bregman, D.: Accuracy of intramedullary versus extramedullary tibial alignment cutting systems in total knee arthroplasty. *Clinical Orthopaedics* 321 (1995), S. 106-110.

VDI-NACHRICHTEN 1998

VDI-Nachrichten (1998) 20, S.18

VDI 2853 1987

Richtlinie VDI 2853: Sicherheitstechnische Anforderungen an Bau, Ausrüstung und Betrieb von Industrierobotern, Düsseldorf: VDI-Verlag 1987.

VDMA 2000

Fachverband Robotik und Automation im VDMA (Hrsg.): *Portrait der Branche Robotik + Automation 1999/2000*. Frankfurt 2000

VISARIUS ET AL. 1999

Visarius, H.; Berlemann, U.: Concept and Clinical Aspects of Computer-Assisted Spine Surgery. In: Nolte, L.P.; Ganz, R.: *Computer Assisted Orthopedic Surgery (CAOS)*. Bern: Hogrefe & Huber 1999, S. 81-88.

**WALDKRANKENHAUS 2000**

Waldkrankenhaus St. Marien Erlangen: Neues Verfahren zeigt, wie lange die Hüftprothese hält.

<<http://www.waldkrankenhaus.de/presse/presse.html#000601>>(1.6.2000)

**WECK & STETTNER 1994**

Weck, M.; Stettner, J.: Sensorgestützte Kollisionsvermeidung bei Industrierobotern. In: Pritschow, G.; Spur, G.: Roboteranwendung. München: Carl Hanser 1994, S. 107-128.

**WIRTH 97**

Wirth, C.J.: Editorial. implant (1997) 2, S. 2.

**WRBA 1990**

Wrba, P.: Simulation als Werkzeug in der Handhabungstechnik. Berlin: Springer 1990. (iwb Forschungsberichte 25).

**WU ET AL. 1993**

Wu, C.; Stulberg, D.: An Integrated CT-Imaging, CAD-Based System for Orthopedic Surgery. In: Book, W.J.; Luh, J.Y.S.: 1993 IEEE International Conference on Robotics and Automation, Atlanta. Los Alamitos: IEEE Computer Society Press 1993, S. 895-900.

**ZURMÜHL & FALK 1984**

Zurmühl, R.; Falk, S.: Matrizen und Ihre Anwendungen. Berlin: Springer 1984

## 12 Anhang

Im Anhang wird zunächst eine detaillierte Einordnung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme gegeben. Im zweiten Abschnitt wird das Vorgehen bei der Modelloperation erläutert. Abschließend werden Einzelheiten zum Einsatz des videooptischen Tracking-System erörtert.

### 12.1 Einordnung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme

Die detaillierte Untersuchung und Einordnung verfügbarer Planungs- und Therapiesysteme ist die Grundlage für die Ableitung von Ansatzpunkten zur technischen Fort- bzw. Weiterentwicklung konkreter Systemkomponenten und Verfahren in Abschnitt 3.4. Im folgenden wird zu den genannten Systemen jeweils eine kurze Einleitung und eine ausführliche Einordnung gegeben. Diese Einordnung erfolgt anhand des Bewertungsprofils aus Abschnitt 3.2.

#### 12.1.1 OrthoPilot

Beim *OrthoPilot* handelt es sich um ein passives Therapiesystem. Während derartige Systeme für den Einsatz bei Operationen der Wirbelsäule (NOLTE ET AL. 1994) (LAVALLEE ET AL. 1996) und des Kreuzbandes (LAVALLEE ET AL. 1994) in der Orthopädie schon länger verbreitet sind, wird über den Einsatz des *OrthoPilot* in der Knieendoprothetik seit 1997 berichtet. Besonders hervorzuheben ist, dass er ohne eine präoperative Planung und ohne die Erhebung von Computertomografien eingesetzt wird.

##### 12.1.1.1 Einordnung

*Anwendungsgebiete:* Der *OrthoPilot* ist ein computergestütztes Navigationssystem für die Therapieunterstützung in der Knieendoprothetik. Weitere geplante Anwendungen sind die unikondyläre Versorgung, Revisionseingriffe und der Kreuzbandersatz (AESCULAP 1998).

*Therapiehypothese:* Die Zielvorstellung ist eine Erhöhung der Implantatstandzeit durch die Verbesserung des achsgerechten Einbaus der Implantatkomponenten und die Steigerung der Genauigkeit bei der Herstellung des Implantatsitzes (BLICKPUNKT 1999).

*Bilddatenrekonstruktion und Operationsplanung:* Da keine computergestützte Planung am anatomischen Modell erfolgt, entfällt die Aufnahme von Computertomografien. Die klassische präoperative Ermittlung der Achsverläufe wird intraoperativ durch die kinematische Bestimmung der Drehzentren des Hüft-, des Knie- und des Sprunggelenks ersetzt. Anhand der Drehzentren werden die Verläufe der mechanischen Achsen an Femur und Tibia vom System rekonstruiert und Sollpositionen für die Komponenten ohne planarisches Zutun des Operateurs ermittelt. Eine begleitende konventionelle Planung mit Röntgenbildern wird zur Überprüfung der Plausibilität der ermittelten Positions-Parameter empfohlen (KOHLER 2000, S. 9).

*Registrierung:* Es findet keine eigentliche Registrierung von Sensordaten mit einem individuellen Patientenmodell statt. Stattdessen wird die Lage der Drehzentren von Hüft-, Knie- und Sprunggelenk anhand intraoperativ erhobener Sensordaten rekonstruiert. Beispielsweise werden zur Ermittlung des Drehzentrums des Hüftgelenks zwei Markerrahmen mit Infrarot-Leuchtdioden am Becken und am distalen Femur befestigt. Beim Ausführen kreisender Bewegungen mit dem Oberschenkel bewegt sich der Femur-Markerrahmen auf einer Kugelfläche, deren Mittelpunkt das Drehzentrum des Gelenks darstellt. Die übrigen Punkte werden in ähnlicher Weise lokalisiert (PICARD ET AL. 1997). Aus den Drehzentren wird die Lage der mechanischen Achsen von Femur und Tibia sowie die Lage einer sagittalen Ebene durch das Kniezentrum abgeleitet. Das System ermittelt dann einen Größenvorschlag für die Implantatkomponenten, der vom Operateur auf Plausibilität überprüft wird (KOHLER 2000, S. 10), und Soll-Positionen für die Sägelehren.

*Lageverfolgung und Fixierung:* Die Lage der ermittelten Parameter wird in Relation zu den am Körper angebrachten Markern definiert und bei Lageänderungen verfolgt.

*Fixierung:* Eine Patientenfixierung ist nicht erforderlich.

*Interaktion:* Die Ausrichtung der mit Markern lokalisierten Sägelehren wird durch eine graphische Darstellung am Monitor visualisiert. Die dargestellten Soll- und Ist-Lagen der Sägelehren werden vom Operateur durch manuelle Ausrichtung am Patienten zur Deckung gebracht. Dabei entfällt der Einsatz der mechanischen Ausrichthilfen.

*Bearbeitung:* Für die Führung der Knochensäge werden wie beim herkömmlichen Operationsverfahren Sägelehren eingesetzt. Ihre Anbringung erfolgt manuell. Die Operation wird nach der Anbringung der Sägelehren konventionell weitergeführt (LEITNER ET AL. 1997, S. 635).

*Sicherheit:* Da es sich um ein passives System handelt, entfallen die Risikofaktoren des Robotereinsatzes. Die Richtigkeit der vom System ermittelten Parameter hängt wesentlich von der richtigen Bedienung des Systems ab. Plausibilitätskontrollen sind erforderlich (KÖHLER 2000, S. 10).

### **12.1.1.2 Diskussion**

Wegen des passiven Systemcharakters werden die grundsätzlich mit einem Robotereinsatz verbundenen Sicherheitsrisiken und das Erfordernis einer Patientenfixierung vermieden. Durch die Einsparung der Ausrichtinstrumente wird die Therapiedurchführung gegenüber der klassischen Operationsmethode wesentlich vereinfacht. Zusätzlicher Aufwand entsteht durch die Ermittlung der Drehzentren. Der Bediener wird bei der Positionierung der Sägelehren am Knochen graphisch geführt, die genaue Anbringung in der vorgegebenen Position setzt jedoch sein Geschick voraus. Da keine intramedullären Zielstäbe mehr in Femur und Tibia eingeführt werden müssen, sinkt das Embolie-Risiko für den Patienten (AESCULAP 1999). Die mechanischen Fehlerquellen bei der Verwendung von Sägeblöcken und der handgeführten Knochensäge bleiben jedoch erhalten. Da auf die Integration einer bildgestützten Operationsplanung verzichtet wurde und die Implantatpositionierung nach einem festen Schema anhand der kinematisch rekonstruierten Beinachsen erfolgt, bestehen nur geringe planerische Eingriffsmöglichkeiten für den Operateur. Insbesondere entfällt die Optimierung der Implantatplatzierung an der lokalen Geometrie eines 3D-Gelenkmodells. Durch den Verzicht auf die präoperative Bildgebung fehlt auch eine Möglichkeit zur sicherheitsrelevanten Genauigkeits- und Plausibilitätsprüfung der intraoperativ ermittelten Drehzentren.

### **12.1.2 System der Northwestern University**

Mit dem Therapiesystem der Northwestern University (im folgenden NWU abgekürzt) wurden schon seit 1995 innovative Prinzipien in einem aktiven Therapiesystem zur robotergeführten Knieendoprothetik umgesetzt. Dazu zählen die 3D-Planung des Implantateinbaus und die kinematische Rekonstruktion des Femurkopfmittelpunkts<sup>75</sup>.

---

<sup>75</sup> Sie wird in verwandter Form beim *OrthoPilot* verwendet.



### 12.1.2.1 Einordnung

*Anwendungsgebiete:* Das System beinhaltet eine Planungsstation und ein Robotersystem. Es wurde speziell für den Einsatz beim Totalersatz des Kniegelenks entwickelt.

*Therapiehypothese:* Das Ziel der Systementwickler ist die Steigerung der Genauigkeit und der Reproduzierbarkeit beim Einbau der Implantatkomponenten (KIENZLE ET AL. 1996)(KIENZLE ET AL. 1995). Es soll durch eine computer-gestützte Operationsplanung und einen robotergeführten Eingriff erreicht werden.

*Bilddatenrekonstruktion und Operationsplanung:* Die Operationsplanung basiert auf präoperativ aufgenommenen Computertomografien des Beins. Nach einer Segmentierung und Konturextraktion wird ein 3D-Modell rekonstruiert und dargestellt. Die vorgesehenen Planungsfunktionen beinhalten die Navigation im 3D-Modell, das Verschieben und Rotieren von Femur und Tibia sowie eine einfache Simulation der Gelenkbewegungen, des Werkzeugeinsatzes und der Schneid- und Bohrbearbeitung. Der realisierte Leistungsumfang ist nicht genau dokumentiert. Als Vorgänger der Planungsstation wurde eine Simulations- und Trainingsstation für die Knieendoprothetik beschrieben (WU ET AL. 1993).

*Registrierung:* Die Registrierung erfolgt durch das Antasten von Pins mit dem Roboter. Vier Pins werden dem Patienten vor dem Eingriff implantiert. Ein weiterer Pin wird äußerlich mit einer Fiberglas-Schablone am Sprunggelenk angebracht. Zusätzlich wird der Femurkopf-Mittelpunkt zur Registrierung verwendet. Er wird präoperativ über Oberflächenpunkte des Femurkopfs im 3D-Modell bestimmt und intraoperativ durch die Verfolgung kreisförmiger Bewegungen des Beins mit der am Knie fixierten und über eine Kraft-Momentensteuerung nachgeführten Roboterhand rekonstruiert.

*Lageverfolgung:* Bewegungen des Patienten werden nicht verfolgt und nicht detektiert. Bei Lageänderungen muss die Registrierung wiederholt werden.

*Fixierung:* Das Femur wird distal durch eine Knochenklemme eingespannt, um Bewegungen zu unterbinden. Die Tibia wird über einen intramedullären Stab fixiert. Außerdem werden das Hüft- und das Sprunggelenk immobilisiert.

*Bearbeitung:* Der Roboter positioniert eine Bohrlehre, die den Operateur beim Bohren von Löchern in Femur und Tibia unterstützt. Die Löcher dienen zur Aufnahme von Stiften. Auf diese Stifte werden die Sägelehren zur Herstellung der ebenen Schnitte an Femur und Tibia aufgesteckt. Sie werden vom Operateur mit einer Knochensäge ausgeführt.

*Interaktion:* Der Roboterarm wird beim Anfahren des Operationsgebiets über eine Kraft-Momenten-Sensorik vom Bediener kontrolliert. Die Korrekturbewegung zum Anfahren der exakten Zielposition erfolgt automatisch. Weitere Steuerungsfunktionen werden über Tasten vorgegeben.

*Roboter:* Der Roboterarm ist eine modifizierte Versionen eines erprobten Industrieroboters<sup>76</sup> aus der Chipfertigung. Seine geringe Absolutpositioniergenauigkeit wird durch eine Kalibrierung erhöht (GOSWAMI ET AL. 1993).

*Sicherheit:* Der Roboter wird nur für die Positionierung einer Bohrlehre eingesetzt. Dadurch entfallen Sicherheitsrisiken, die durch eine direkte Bearbeitung des Knochens entstehen würden. Verbleibende Risiken durch den patientennahe Einsatz bestehen z.B. durch eine Verletzungsgefahr bei der automatischen Korrekturbewegung.

### 12.1.2.2 Diskussion

Ein positiver Aspekt des vorgestellten Prototyps ist die Schwerpunktlegung auf praktische Probleme beim Robotereinsatz. Dazu gehören die Genauigkeitssteigerung durch eine Kalibrierung sowie die weit entwickelte Patientenfixierung bei der robotergeführten Bearbeitung. Nachteilig ist jedoch die Verwendung eines intramedullären Stabs für die Tibia. Ein weiterer positiver Aspekt liegt im Ansatz einer 3D-Planung. Die materialbasierte Registrierung ist genau, die Invasivität der dazu notwendigen Voroperation stellt jedoch einen Schwachpunkt dar. Durch die kinematische Rekonstruktion des Femurkopf-Mittelpunkts kann zumindest am proximalen Femur auf eine Pin-Implantation verzichtet werden. Da keine Detektierung von Lageänderungen und keine Lageverfolgung vorgenommen wird, besteht fortwährend Unsicherheit über die Patientenlage. Die Möglichkeiten des Roboters werden durch die Positionierung der Bohrschablone nicht voll ausgenutzt. Die anschließende manuelle Anbringung von Sägelehren zur Vorbereitung der Sägeschnitte erhöht den Aufwand für den Operateur. Ihr Einsatz begrenzt zudem die erreichbare Genauigkeit bei der Herstellung des Implantatsitzes. Der Verzicht auf den robotergeführten Werkzeugeinsatz verringert andererseits Sicherheitsrisiken. Grundsätzlich ist der verwendete Industrieroboter jedoch nicht für den Einsatz am Patienten geeignet, da er große Kräfte, hohe Beschleunigungen und Geschwindigkeiten entwickeln kann. Seine Integration am OP-Tisch wird durch große Abmaße erschwert.

---

<sup>76</sup> Es handelt sich um das Modell *PUMA 560* von Unimation, USA.

Vorteilhaft ist die intuitive Vorpositionierung des Roboters durch eine Kraft-Momenten-Steuerung.

### **12.1.3 System des Instituto Rizzoli**

Mit dem aktiven Therapiesystem des Instituto Rizzoli (im folgenden mit IR abgekürzt) wird seit 1994 der Schritt zur automatischen Fräsbearbeitung des Knochens vollzogen.

#### **12.1.3.1 Einordnung**

*Anwendung:* Das System beinhaltet eine Planungsstation und ein Robotersystem für den Einsatz beim Totalersatz des Kniegelenks.

*Therapiehypothese:* Das Ziel ist die Verbesserung des operativen Resultats durch eine grundsätzliche Steigerung der Präzision bei der Herstellung der Resektionsflächen und beim nachfolgenden Implantateinbau, die insbesondere für eine zementfreie Implantation der Komponenten erforderlich ist (MARCACCI ET AL. 1996).

*Bilddatenrekonstruktion und Operationsplanung:* Die Operationsplanung basiert auf präoperativ aufgenommenen Computertomografien des Beins, aus denen ein 3D-Voxel-Modell rekonstruiert wird (MARCACCI ET AL. 1996). Andere Arbeiten gehen von einem 3D-Oberflächenmodell aus, das durch Segmentierung und Rekonstruktion gewonnen wird. Die anatomischen Achsen von Femur und Tibia können dabei durch eine 2D-Schwerpunktsbildung in den Computertomografien rekonstruiert werden (FADDA ET AL. 1995, S. 177-178). Die mechanischen Achsen werden durch die Zentren des Femurkopfs, des Knies und des Sprunggelenks festgelegt, die durch den Operateur in mehreren Ansichten des 3D-Modells manuell vorgegeben werden müssen (FADDA ET AL. 1997) (MARTELLI ET AL. 1997). Die Implantatkomponenten werden aus CAD-Formaten importiert und als Umrissmodelle in den 2D-Ansichten visualisiert. Die Größenbestimmung und die Positionierung der Komponenten erfolgt interaktiv durch den Operateur. Zur Unterstützung des Operators wird die Orientierung des Implantats gegenüber den mechanischen Achsen in sagittaler und frontaler Projektion berechnet. Durch eine Simulation wird der postoperative Verlauf der mechanischen Achsen, die relative Position der Implantatkomponenten und das Ausmaß des resezierten Knochenvolumens vorhergesagt (FADDA ET AL. 1997, S. 624-625). Weiter sind einfache Distanzmessungen zwischen den manuell vorzuziehenden Ansatzpunkten der Bänder möglich.

*Registrierung:* Die materialbasierte Registrierung erfolgt durch das Antasten von Pins mit dem Roboter. Fünf Pins werden dem Patienten vor dem Eingriff implantiert. Ein Pin wird äußerlich am Sprunggelenk angebracht. Treten Lageänderungen des Patienten auf, muss die Registrierung wiederholt werden. Im Versuchsstadium befindet sich die anatomiebasierte Registrierung. Hier wurden Versuche mit einem passiven mechanischen Arm unternommen (FADDA ET AL. 1999, S. 182) (LA PALOMBARA ET AL. 1997, S. 666).

*Lageverfolgung:* Lageänderungen des Patienten werden nicht verfolgt und nicht detektiert. Bei Bewegungen muss die Registrierung wiederholt werden.

*Fixierung:* Die Fixierung soll mit einem herkömmlichen orthopädischen Fixateur und Titanschrauben erfolgen (FADDA ET AL. 1994, S. 27-28). Für die Detektion von Lageänderungen sind Bewegungssensoren vorgesehen.

*Bearbeitung:* Die Bearbeitung des Implantatsitzes erfolgt mit einem robotergeführten Fräswerkzeug. Das Knochenmaterial wird schichtweise automatisch abgefräst. Die auftretenden Reaktionskräfte werden gemessen und überwacht.

*Interaktion:* Der Roboterarm wird beim Anfahren des Operationsgebiets über eine Kraft-Momenten-Sensorik vom Bediener geführt. Die Bewegung zum Führen des Fräswerkzeugs erfolgt automatisch.

*Roboter:* Der Roboterarm ist eine modifizierte Version eines erprobten Industrieroboters<sup>77</sup>. Ein etwaiges Kalibrierverfahren zur Erhöhung seiner Absolutpositioniergenauigkeit wird nicht dokumentiert. Die Robotersteuerung wird mit einem zusätzlichen PC an die Planungsstation angekoppelt.

*Sicherheit:* Die Sicherheit des Robotersystems soll durch Sensorsysteme verbessert werden. Es kommen ein Kraft-Momenten-Sensor zur Überwachung der Prozeßkräfte beim Fräsen und Bewegungssensoren für die Detektion von Knochenbewegungen zum Einsatz. Versuche mit einem 3D-Positionssensor zur Überwachung der Roboterbewegung verliefen nicht erfolgversprechend (FADDA ET AL. 1994, S. 28).

### **12.1.3.2 Diskussion**

Der innovative Schwerpunkt des Systems liegt auf der automatischen Bearbeitung mit einem robotergeführten Fräswerkzeug. Einerseits ermöglicht dieses Verfahren eine genaue Herstellung des Implantatsitzes, andererseits bestehen

---

<sup>77</sup> Es handelt sich um den PUMA 500 von Stäubli Unimation, Großbritannien

dabei prinzipielle Sicherheitsrisiken für die benachbarten Bandstrukturen am Kniegelenk. Ein innovativer Ansatz besteht in der Verbindung der rechnergestützten Rekonstruktion der anatomischen Achsen mit der interaktiven Festlegung der mechanischen Femurachse<sup>78</sup> bei der Operationsplanung. Nachteilig ist die Notwendigkeit einer Voroperation für die Registrierung und das Fehlen einer Lageverfolgung. Die Fixierung des Patienten wird nicht im Detail thematisiert. Durch den Verzicht auf die sonst üblichen Ausrichtinstrumente und Schnittblöcke vereinfacht sich der Therapieablauf gegenüber der klassischen Operationstechnik. Die Fräsbearbeitung hat eine höhere Genauigkeit, benötigt aber grundsätzlich mehr Zeit als das Sägen. Die Kraft-Momenten-Steuerung ermöglicht eine intuitive Vorpositionierung des verwendeten Industrieroboters. Er ist jedoch grundsätzlich nicht für einen Einsatz am Patienten geeignet.

### **12.1.4 ACROBOT**

Der *ACROBOT*<sup>79</sup> des Imperial College, Großbritannien, ist ein spezielles Robotersystem, das durch den Operateur von Hand geführt wird und ihm dabei aktiv Beschränkungen auferlegt. Das mit ihm prototypisch realisierte Therapiesystem positioniert sich zwischen passiven und aktiven Therapiesystemen. Ein kompletter Test zur Bearbeitung des femoralen Implantatsitzes wurde in der vorliegenden zitierten Literatur angekündigt, aber noch nicht dokumentiert. Über die Entwicklung wird seit 1995 berichtet.

#### **12.1.4.1 Einordnung**

*Anwendung:* Das Therapiesystem beinhaltet Komponenten zur Bearbeitung von Computertomografien und zur Operationsplanung sowie ein spezielles Robotersystem für den Einsatz beim Totalersatz des Kniegelenks.

*Therapiehypothese:* Die Zielvorstellung ist die Verbesserung der klassischen Therapiedurchführung durch die gesteigerte Präzision der Schnittführung und den Verzicht auf Ausrichtinstrumente. Die technische Umsetzung erfolgt mit einem synergetischen Konzept, das die Präzision eines Roboters mit den taktilen Fähigkeiten eines menschlichen Operateurs kombinieren und dadurch Sicher-

---

<sup>78</sup> Die für ihre rechnergestützten Rekonstruktion notwendige automatische Bestimmung des Femurkopfzentrums würde durch die umgebenden Strukturen des Hüftgelenks erschwert.

<sup>79</sup> *ACROBOT* ist ein Akronym für "Active Constraint Robot" [engl.].

heitsprobleme aktiver Roboter vermeiden soll (HARRIS ET AL. 1997) (DAVIES ET AL. 1997).

*Bilddatenrekonstruktion und Operationsplanung:* Die Operationsplanung basiert auf präoperativ aufgenommenen Computertomografien des Beins. Für eine 3D-Darstellung der Knochen wird aus den Computertomografien nach einer Schwellwertfilterung ein Voxelmodell erzeugt. Die eigentliche Operationsplanung erfolgt jedoch in simulierten Röntgenaufnahmen, die aus dem unsegmentierten Bilddatensatz errechnet werden (HARRIS ET AL. 1998). Dabei wird der Verlauf der mechanischen Achsen von Femur und Tibia vom Operateur in frontaler und sagittaler Projektion manuell durch Linien markiert. Eine mit dem Verlauf korrespondierende initiale Position der Implantatkomponenten wird vom System vorgegeben und anschließend von Hand korrigiert. Die Komponentengröße wird durch den Operateur vorgegeben. Die Visualisierung der Implantatkomponenten erfolgt in den Röntgenaufnahmen in Form von Drahtmodellen oder in schattierter Darstellung. Außerdem können die Komponenten in einzelnen Schichtaufnahmen dargestellt werden. Abschließend erfolgt eine 3D-Darstellung der Implantatkomponenten im segmentierten Voxelmodell. Mit diesem Modell erfolgt auch eine Konturextraktion der Grenzflächen zwischen Implantat und Knochen. Die gefundenen Konturen begrenzen Sicherheitszonen für den späteren Robotereinsatz am Knochen. Der Operateur hat bei der Definition der Sicherheitszonen nicht näher dokumentierte Eingriffsmöglichkeiten (HARRIS ET AL. 1997, S. 760).

*Registrierung:* Die Registrierung ist materialbasiert und erfolgt durch das Antasten von Titanschrauben mit dem Roboter. Treten Lageänderungen des Patienten auf, muss die Registrierung wiederholt werden. Im Versuchsstadium befindet sich die anatomiebasierte Registrierung durch eine Antastung der Knochenoberfläche mit dem Roboter (DAVIES ET AL. 1997, S. 50). Eine wiederholte Registrierung wird ausdrücklich in Kauf genommen, da der kleine Arbeitsraum des Roboters eine mehrmalige Umpositionierung erfordert.

*Lageverfolgung:* Es ist keine Lageverfolgung und keine Detektion von Lageänderungen implementiert.

*Fixierung:* Eine Fixierung ist vorgesehen. Sie soll mit Knochenklemmen und einer Rahmenkonstruktion am Operationstisch erfolgen. Lageänderungen werden nicht detektiert. Femur und Tibia sollen als gemeinsam starr fixierte Struktur behandelt werden.

*Bearbeitung:* Die Bearbeitung des Implantatsitzes erfolgt mit einem Fräswerkzeug am Endeffektor des Roboters. Die Bewegungen des Werkzeugs werden

vom Operateur vorgegeben. Die auftretenden Reaktionskräfte werden gemessen und überwacht.

*Interaktion:* Das Fräswerkzeug ist Teil des Bediener-Interfaces, mit dem Kraft und Richtung der Werkzeugbewegungen vorgegeben werden. Der Bediener wird dabei durch eine unterlagerte Kraft-Momenten-Steuerung des Robotersystems auf einen definierten Bewegungsbereich beschränkt bzw. bei der Führung des Werkzeugs unterstützt. Die präoperativ definierten Sicherheitszonen begrenzen den Bewegungsraum des Fräswerkzeugs aktiv. Innerhalb der Sicherheitszonen bleibt das taktile Empfinden des Operators beim Vortrieb des Werkzeugs im Knochen erhalten.

*Roboter:* Die aktive serielle Kinematik ist eine Eigenentwicklung und hat vier Freiheitsgrade. Sie ist mit einer Kraft-Momenten-Steuerung ausgerüstet. Eine translatorische Achse entlang der Vertikalen dient zur Voreinstellung einer möglichst optimalen Ausgangsposition zum Patienten. Für die Werkzeugführung verbleiben zwei rotatorische Freiheitsgrade zur Orientierung des Endeffektors um die vertikale (yaw) und die horizontale Achse (pitch) sowie eine Translation entlang der Rotationsachse des Fräswerkzeugs (HARRIS ET AL. 1998, S. 1002-1003). Die Kraft-Momenten-Steuerung wurde auch mit einer 2-achsigen Kinematik erprobt (DAVIES ET AL. 1994) (HO ET AL. 1995). Der Arbeitsraum des Roboters ist klein und reicht nicht für die Bearbeitung aller Knochenflächen in einem Arbeitsgang aus.

*Sicherheit:* Sicherheit stellt die vorrangige Motivation beim vorliegenden Systementwurf dar.

### 12.1.4.2 Diskussion

Der Schwerpunkt bei der Entwicklung des Systems wurde auf das Robotersystem mit aktiven Beschränkungen gelegt. Die taktile Kontrolle von Vorschub und Bewegungsrichtung durch den Operateur erhöht die Sicherheit des Patienten. Bezüglich der aktiven Beschränkung des Bewegungsbereiches auf Sicherheitszonen bleibt unklar, ob das Fräswerkzeug in seiner ganzen Ausdehnung oder nur ein Punkt an der Werkzeugspitze überwacht wird. Neben den Sicherheitsbereichen am bearbeiteten Knochen sollten auch Schutzzonen an benachbarten Knochen und Bandstrukturen einbezogen werden. Das setzt ihre Lokalisierung voraus, die beim aktuellen Prototypen nicht realisiert ist. Der Arbeitsraum des Roboters ist aus Sicherheitsgründen klein gewählt. Dadurch wird eine mehrmalige Umpositionierung und Registrierung notwendig. Der damit verbundene Zeitaufwand kann bei einer realen Operation nicht toleriert werden. Die sperrige

Ausführung des Roboters ist nachteilig für die Integration in das Operationsfeld. Das Fixierungskonzept ist nur rudimentär entwickelt. Wegen der technisch komplexen Werkzeugführung und der mehrmals erforderlichen Registrierung könnte die erreichbare Bearbeitungsgenauigkeit leiden. Mit der Operationsplanung wird das konventionelle Verfahren nachgeahmt, ohne die Analysemöglichkeiten einer Rechnerunterstützung konsequent auszunutzen. Ein Vorteil ist die 3D-Darstellung der Einbausituation.

### 12.1.5 CASPAR

*CASPAR* ist das erste kommerziell verfügbare europäische aktive Therapiesystem für die Orthopädie und wird seit Frühjahr 2000 in der Knieendoprothetik eingesetzt. Im Hinblick auf die für eine kommerzielle Nutzung erforderliche Zuverlässigkeit stützt sich das System auf bekannte und erprobte Verfahren.

#### 12.1.5.1 Einordnung

*Anwendung:* Das System beinhaltet eine Planungsstation und ein Robotersystem für den Einsatz beim Totalersatz des Kniegelenks. Ein bereits etabliertes Einsatzgebiet des Systems ist die Hüftendoprothetik. Angekündigt sind weitere Anwendungen, z.B. für die Kreuzbandplastik und für Eingriffe am Ellenbogen und am Schultergelenk (HEECKT ET AL. 1999).

*Therapiehypothese:* Das Ziel ist eine Erhöhung der Standzeit des Implantats, die durch eine Genauigkeitssteigerung beim achsgerechten Einbau der Implantatkomponenten und bei der Herstellung der Kontaktflächen des Implantatsitzes erreicht werden soll (ORTOMAQUET 2000).

*Bilddatenrekonstruktion und Operationsplanung:* Die Operationsplanung basiert auf präoperativ aufgenommenen Computertomografien des Beins. Die Bilddaten werden nicht segmentiert, sondern in orthogonalen 2D-Ansichten rekonstruiert und dargestellt. Die Endpunkte der mechanischen und anatomischen Achsen werden vom Bediener in den Ansichten vorgegeben. Für die Position und Orientierung der Komponenten bezüglich der eingezeichneten Achsen werden Startwerte für die rotatorischen und translatorischen Freiheitsgrade vorgegeben, die vom Operateur verändert werden können. Die Komponenten des Implantats werden entsprechend positioniert und in den Ansichten überlagert dargestellt (KAISER 2000). Eine rechnergestützte Bewertung der eingestellten Achs- oder Winkelverhältnisse ist nicht implementiert.



*Registrierung:* Die materialbasierte Registrierung erfolgt durch das Antasten von Pins mit dem Roboter. Sie werden dem Patienten vor dem Eingriff implantiert. Treten Lageänderungen des Patienten auf, muss die Registrierung wiederholt werden.

*Lageverfolgung:* Es ist keine Lageverfolgung implementiert.

*Fixierung:* Das Femur und die Tibia werden mit jeweils einem Spieß durchbohrt. Die Spieße werden beidseitig an einer verstellbaren Rahmenkonstruktion fixiert.

*Bearbeitung:* Die Fräsbearbeitung des Implantatsitzes erfolgt automatisch unter Programmkontrolle. Der Einbau der Komponenten erfolgt von Hand.

*Interaktion:* Der Roboterarm wird beim Anfahren des Operationsgebiets über eine Kraft-Momenten-Sensorik vom Bediener kontrolliert. Weitere Steuerungsfunktionen werden über ein Tastenfeld ausgelöst.

*Roboter:* Bei dem Roboterarm handelt es sich um eine modifizierte Version eines reinraumtauglichen Roboterarms<sup>80</sup> aus der Chipfertigung. Seine geringe Absolutpositioniergenauigkeit wird durch ein Kalibrierverfahren gesteigert.

*Sicherheit:* Zur Erhöhung der Sicherheit des Roboters wurde eine schnelle Schleppfehlerüberwachung<sup>81</sup> implementiert.

### **12.1.5.2 Diskussion**

Die Planungskomponente implementiert einen pragmatischen Ansatz, indem nur 2D-Ansichten zur Verfügung gestellt werden. Einerseits entfällt der Aufwand für die Segmentierung und Rekonstruktion der CT-Daten, andererseits ist keine vorteilhafte 3D-Darstellung der Einbausituation möglich. Die Analysemöglichkeiten der Rechnerunterstützung werden nicht ausgenutzt. Die Registrierung erfolgt mit einem materialbasierten Verfahren und bedingt den Nachteil einer Voroperation. Da keine Lageverfolgung implementiert wurde, ist bei Lageänderungen eine erneute Registrierung notwendig. Ein Vorteil der automatischen Fräsbearbeitung liegt in der hohen Genauigkeit, ein Nachteil besteht in der prinzipiellen Gefährdung benachbarter Bandstrukturen, da am Knie beengte

---

<sup>80</sup> Es handelt sich um das Modell *RX90CR* von Stäubli, Frankreich.

<sup>81</sup> Schleppfehler: Abweichung zwischen nominalem und tatsächlichem Gelenkwinkel an einem Bahnpunkt

Raumverhältnisse vorliegen. Durch Wegfall der Ausrichtinstrumente vereinfacht sich der Therapieablauf gegenüber der klassischen Operationsmethode. Der ursprünglich für industrielle Handhabungsaufgaben konzipierte Roboterarm ist antriebsseitig für hohe Beschleunigungen und Geschwindigkeiten ausgelegt, die im Operationssaal eine Gefährdung darstellen würden. Eine Anpassung der Getriebe an die veränderte Betriebssituation wurde nicht vorgenommen (KAISER 2000).

### 12.1.6 ROBODOC

Mit dem *ROBODOC* von Integrated Surgical Systems (ISS) aus den USA wurde die erste Knieendoprothese weltweit am 28.3.2000 in Deutschland eingebaut. Das System beinhaltet das Planungssystem *ORTHODOC* und das Robotersystem *ROBODOC*. Diese Konfiguration wurde zuerst für die Hüftendoprothetik etabliert. Das oben vorgestellte System *CASPAR* ähnelt dem Vorbild *ROBODOC*. Das Stärken-Schwächen-Profil ergibt sich entsprechend. Gravierende Unterschiede der beiden Systeme bestehen in folgenden Punkten:

*Operationsplanung:* Die Operationsplanung beschränkt nach der manuellen Achsdefinition die Positionierung der Implantatkomponenten etwas stärker. Die Orientierung in Valgus/Varus und in Flexion/Extension kann gegenüber den mechanischen Achsen nicht mehr durch den Operateur verändert werden.

*Fixierung:* Die Fixierung erfolgt rigide mit zwei zusätzlichen Armen, die den Roboter jeweils mit Femur und Tibia verbinden.

*Roboter:* Der Roboterarm hat eine SCARA-Kinematik<sup>82</sup>. Es kommt ein robotergeführtes Fräswerkzeug zum Einsatz.

---

<sup>82</sup> SCARA (Selective Compliance Assembly Robot Arm) [engl.] ist eine gebräuchliche Bezeichnung für den Horizontal-Knickarm-Roboter

## 12.2 Beschreibung der Modelloperation

In den folgenden Abschnitten wird der Zyklus von der Bildgebung über die Operationsplanung bis hin zur Vermessung der Einbausituation bei der zur Systemerprobung (s. Kapitel 9) durchgeführten Modelloperation beschrieben.

### 12.2.1 Bildgebung, Modellaufbau und Operationsplanung

Für den Versuch kam ein Kunststoffknochen mit aufgesetzten Plexiglas-Scheiben und Teflonkugeln zum Einsatz. Nach der Aufnahme von Computertomografien wurde ein 3D-Modell des Knochens rekonstruiert. Die Festlegung der Geometrieveränderungen (Bohrungen und Sägeschnitte) erfolgte durch eine Operationsplanung (vgl. Abschnitt 6.3). Im einzelnen wurden folgende Schritte durchgeführt:

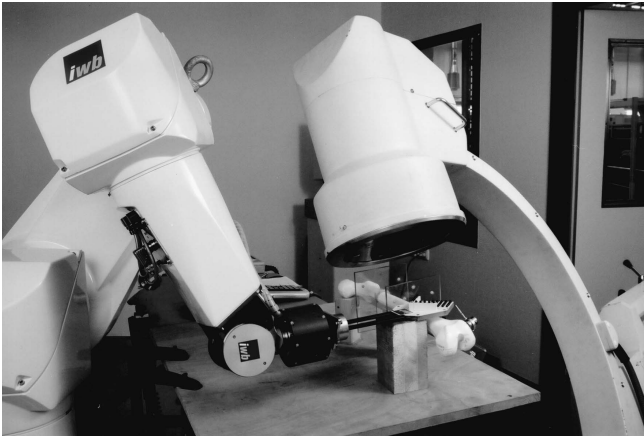
1. Aufnahme der Computertomografien des Kunststoffmodells
2. 2D-Segmentierung der CT-Daten und anschließende Rekonstruktion zu einem 3D-Rechnermodell
3. Lokalisierung der Teflonkugeln im CT-Datenmaterial
4. Operationsplanung mit Auswahl eines passenden Implantats und Festlegung des gewünschten Implantatsitzes mit den dazu erforderlichen Sägeschnitten und dem Bohrloch

### 12.2.2 Patientenlokalisierung

Für die Registrierung der Lage des Kunststoff-Knochens in bezug auf den Roboter kam das System zur Patientenlokalisierung zum Einsatz. Um die ermittelte Beziehung nachträglich zu überprüfen, wurde die Lage des auf der Platte fixierten Kalibrierkörpers zum Knochen vermessen (s. Abbildung 12-1). Während die Teflonkugeln am Knochen dabei eine Referenz auf die tatsächliche Lage des CT-Koordinatensystems bildeten, repräsentierten die Kugeln des Kalibrierkörpers die Lage der Roboterhand. Zur Ermittlung der tatsächlichen Lage wurden die Teflonkugeln und die Kugeln des Kalibrierkörpers mit einer Koordinatenmessmaschine angetastet. Vorgegangen wurde dabei wie folgt:

1. Anbringen des Markers für die Lageverfolgung des Kunststoffmodells
2. Stabile Lagerung des Knochens auf einer röntgendurchlässigen Holzplatte

3. Modellbasierte Positionierung des Kalibrierkörpers und manuelle Feineinstellung
4. Mehrfache Durchleuchtung des Kunststoffknochens und des robotergeführten Kalibrierkörpers mit dem Bildwandler, Erfassung der zugehörigen Roboterposen und Lokalisierung des Markers mit dem Tracking-System
5. Ermittlung der aktuellen räumlichen Beziehung zwischen Marker, Kunststoffknochen und dem robotergeführten Kalibrierkörper (Registrierlage bzw. Markerlage, vgl. Abschnitte 7.1.3 bzw. 7.2.2 ) durch das System zur Patientenlokalisierung
6. Fixierung des Kalibrierkörpers auf der Holzplatte und Trennung vom Roboterarm für den Transport des gesamten Aufbaus zur Koordinatenmessmaschine
7. Vermessung des Aufbaus mit einer Koordinatenmessmaschine zur Kontrolle der in Punkt 5 ermittelten Transformation zwischen Kalibrierkörper und Kunststoffknochen



*Abb. 12-1: Versuchsaufbau bei der Registrierung*

### 12.2.3 Bearbeitung des Kunststoffknochens

Das Kunststoff-Femur wurde unter realistischen Bedingungen gelagert und fixiert. Zusätzlich wurde ein Modell der Tibia gelagert und fixiert, um die realen

Raumverhältnisse im Operationsgebiet abzubilden. Durch die Tibia verringert sich der Bewegungsspielraum für die eingesetzten robotergeführten Instrumente und Werkzeuge. Nachdem der Marker in der ursprünglichen Lage am Knochen angebracht worden war, wurde das Femur mit dem Kamerasystem lokalisiert. Nach der planungsgerechten Positionierung der Werkzeuge mit dem System zum robotergeführten Werkzeugeinsatz wurden die Bohrungen und Schnitte mit manuellem Vorschub ausgeführt. Im einzelnen erfolgten folgende Arbeiten:

1. Realistische Lagerung und Fixierung des Kunststoff-Femurs und einer Kunststoff-Tibia
2. Anbringung des Markers in der ursprünglichen Position und Lageverfolgung des Knochens
3. Interaktive Zielvorgabe des Bedieners mit dem Handbediengerät
4. Erzeugung eines kollisionsfreien Roboterprogramms für den Transfer zu den Zielgeometrien (Sägeschnitte und Bohrlöcher)
5. Bearbeitung der Zielgeometrien mit manuell geführten, vom Roboter vopositionierten Werkzeugen für die Säge und Bohrbearbeitung
6. Mehrmalige Wiederholung der Schritte 3 bis 6 für die Bearbeitung des gesamten Implantatsitzes

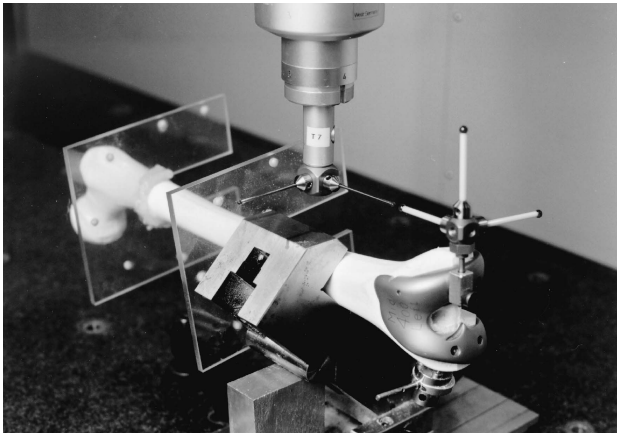
Gegenüber einem realen Systemeinsatz im Operationssaal bestanden folgende Einschränkungen des Versuchsaufbaus in:

- der Bearbeitung eines Kunststoffknochens statt eines realen Patienten
- dem Verzicht auf die Herstellung des tibialen (und des patellaren) Implantatsitzes
- dem Verzicht auf die Einbringung eines Patienten und der damit einhergehenden Abdeckungen, Aufbauten und Geräte
- dem Verzicht auf die Anwesenheit von Personal am OP-Tisch
- dem notwendigen Einsatz zusätzlicher Messaufbauten (Holzplatte, Plexiglas)

Während der Bearbeitung wurde keine Umlagerung des Knochens durchgeführt, um die Auswirkung von Ungenauigkeiten des Kamerasystems auf die Lage der einzelnen Sägeschnitte zueinander auszuschließen und damit bessere Ausgangsbedingungen für eine möglichst gute Passgenauigkeit des Implantats zu schaffen. Für die Registrierung wurde die zuvor mit der Koordinatenmessmaschine vermessene Lagebeziehung verwendet.

### 12.2.4 Vermessung der Einbausituation

Zur Beurteilung der Implantatposition erfolgte eine Lokalisierung des Implantats am Kunststoffknochen. Dazu wurde es mit einem Stift in der bearbeiteten Bohrung verankert (s. Abbildung 12-2). Über die Vermessung der am Implantat angebrachten Kugeln mit der Koordinatenmessmaschine und die Lokalisierung der am Knochen auf dem Plexiglasplatten angebrachten Teflonkugeln wurde auf die Implantatposition bezüglich des CT-Koordinatensystems geschlossen.



*Abb. 12-2: Vermessung des Implantatsitzes mit der Koordinatenmessmaschine über am Implantat aufgesetzte Kugeln*

Der Implantatsitz wurde über aufgesetzte Kugeln angetastet. Um die Lage des CT-Koordinatensystems zu rekonstruieren, wurden die Teflonkugeln auf den Plexiglasscheiben im gleichen Messvorgang angetastet.

## 12.3 Videooptisches Tracking

Im folgenden Abschnitt werden Einzelheiten zum entwickelten Verfahren zur videooptischen Roboterlokalisierung und zu Genauigkeitsaspekten beim Einsatz des videooptischen Tracking-Systems ausgeführt.

### 12.3.1 Genauigkeit des Tracking-Systems<sup>83</sup>

Für eine gute Genauigkeit müssen sich die IR-LED's der lokalisierten Markeranordnung innerhalb eines definierten Messraums befinden (s. Abbildung 12-3). Der Hersteller empfiehlt ein kugelförmiges Messvolumen mit einem Durchmesser von 1m, dessen Zentrum sich im Abstand von 1.5m vom Kamerasystem befindet. Bei Verdeckungen kann nicht lokalisiert werden. Bei ungünstigen Lichtverhältnissen oder Bewegungen während des Messvorgangs leidet die Messgenauigkeit.

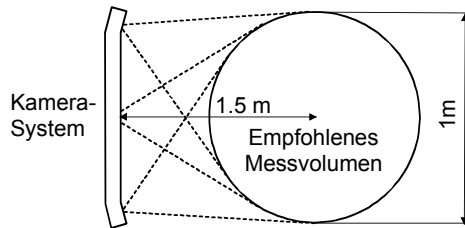


Abb. 12-3: Messvolumen

Sie ist außerdem von der Position des Emitters im Messvolumen und seiner Orientierung gegenüber dem Kamerasystem abhängig. Im empfohlenen Messvolumen ermittelt der Hersteller für 96% aller Messungen eine maximale Ungenauigkeit von 1 mm, bezogen auf Ortungen eines einzelnen Emitters mit unveränderter Orientierung zum Kamerasystem (IGT 1995, S. 1).

<sup>83</sup> Eingesetzt wurde das *Flashpoint 5000* von Image Guided Technologies (IGT), USA

## 12.3.2 Lokalisierung des Roboterrings

Für die Lokalisierung des Roboterrings ist ein Berechnungsverfahren implementiert worden, das aus den kartesischen Koordinaten der einzelnen Emitter Ort und Lage des Rings bestimmt.

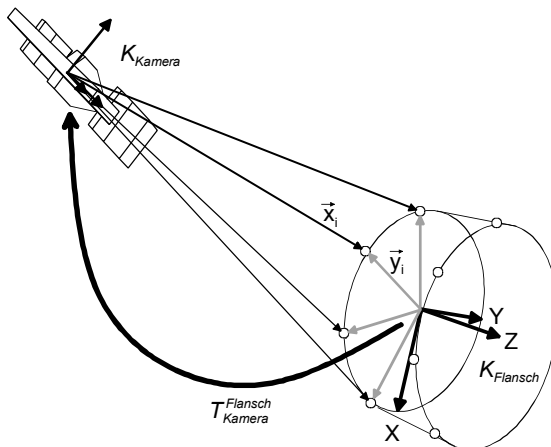


Abb. 12-4: Lokalisierung des Roboterrings

Wie bei ebenen Markeranordnungen wird dabei ein lokales Objekt-Koordinatensystem für den Ring definiert. Jedem Emitter wird ein fester Vektor  $\vec{y}_i$  zugeordnet. Abbildung 12-4 zeigt den Zusammenhang. Der Übersicht halber sind lediglich wenige Vektoren dargestellt.

Das Tracking-System lokalisiert die Ring-Emitter in Kamera-Koordinaten und ordnet ihnen die Vektoren  $\vec{x}_i$  zu. Dabei besteht zwischen dem Kamera-Koordinatensystem und dem lokalen Objekt-Koordinatensystem die gesuchte Transformation  $T_{\text{Flansch}}^{\text{Flansch}}_{\text{Kamera}}$ . Mit ihr können die beiden Vektoren eines Emitters unter der Annahme fehlerfreier Messungen ineinander überführt werden:

$$\vec{x}_i = T_{\text{Flansch}}^{\text{Flansch}}_{\text{Kamera}} \cdot \vec{y}_i \quad (12.1)$$

Die Aufgabe des Berechnungsverfahrens besteht in der Bestimmung von  $T_{\text{Flansch}}^{\text{Flansch}}_{\text{Kamera}}$  aus den bekannten Vektoren  $\vec{x}_i$  und  $\vec{y}_i$ . Da die Zahl der georteten Emitter größer ist als zur eindeutigen Festlegung der Lageparameter erforderlich (mindestens drei Emitter), ist das Gleichungssystem überbestimmt. Zur Berechnung der Transformation kommt daher ein Ausgleichsverfahren zum Einsatz. Infolge der



Ungenauigkeiten der Messwerte bestehen Widersprüche in den Bestimmungsgleichungen, die vom Ausgleichsverfahren durch Korrekturen an den Messwerten ausgeglichen werden (SCHWARZ ET AL. 1972, S. 78).

Für die eindeutige Festlegung der Transformation  $T_{\text{Kamera}}^{\text{Flansch}}$  sind als Lageparameter drei Rotationswinkel  $\Theta_x$ ,  $\Theta_y$  und  $\Theta_z$  (sog. Cardan-Winkel, vgl. (MEYBERG & VACHENAUER 1993, S. 318)) sowie ein Verschiebungsvektor  $\vec{t}$  zu ermitteln. Die Abbildung (12.1) wird damit wie folgt formuliert:

$$\text{Rot}_{\Theta_x} \cdot \text{Rot}_{\Theta_y} \cdot \text{Rot}_{\Theta_z} \cdot \vec{y}_i + \vec{t} = \vec{x}_i \quad (12.2)$$

Anschaulich gedeutet geht das Objekt-Koordinatensystem durch drei aufeinanderfolgende Drehungen und eine Verschiebung aus dem Kamera-Koordinatensystem hervor. Die Drehungen erfolgen um die (dabei gedanklich mitzudrehenden) Basisvektoren des Kamera-Koordinatensystems und werden durch die Drehmatrizen  $\text{Rot}_{\Theta_x}$ ,  $\text{Rot}_{\Theta_y}$  bzw.  $\text{Rot}_{\Theta_z}$  beschrieben. Nach den Rotationen erfolgt die Verschiebung um  $\vec{t}$ .

Für das Ausgleichsverfahren werden Fehlerfunktionen  $F_i$  definiert:

$$F_i(\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z, t_x, t_y, t_z) = |\text{Rot}_{\Theta_x} \cdot \text{Rot}_{\Theta_y} \cdot \text{Rot}_{\Theta_z} \cdot \vec{y}_i + \vec{t} - \vec{x}_i| \quad (12.3)$$

Die Verwendung der orthogonalen Drehmatrizen im Ansatz hat den Vorteil, dass in der Ausgleichrechnung auf die Formulierung von Nebenbedingungen zur Sicherstellung der Orthogonalität von  $T_{\text{Kamera}}^{\text{Flansch}}$  verzichtet werden kann.

Das Ziel der Ausgleichsrechnung ist die Ermittlung eines Parametersatzes  $(\Theta_x, \Theta_y, \Theta_z, t_x, t_y, t_z)$ , für den die Quadratsumme der Fehler minimal wird:

$$\sum_i F_i^2 = \text{Min.} \quad (12.4)$$

Die Suche nach einem passenden Parametersatz erfolgt mit einem nichtlinearen Ausgleichsverfahren nach Levenberg-Marquardt<sup>84</sup> (PRESS ET AL. 94, S. 540-547).

Die Definition des Objekt-Koordinatensystems erfolgt durch eine Vermessung des Roboterrings. Die Aufnahmen der IR-Emitter werden dazu mit einer Koordinatenmessmaschine angetastet. Das Mess-Koordinatensystem wird dabei in das Flansch-Koordinatensystem der Roboterhand gelegt. Durch den Bezug auf das Flansch-Koordinatensystem als gemeinsame Schnittstelle erfolgt eine Kalibrierung zwischen dem videooptischen Tracking-System und den Winkel-

---

<sup>84</sup> Das Levenberg-Marquardt-Verfahren ist eine iterative Methode für nichtlineare Minimierungsprobleme.

meßsystemen des Roboters. Die in Folge mit dem Tracking-System lokalisierten Lageparameter des Roboterrings beschreiben Ort und Lage des Flansch-Koordinatensystems bezüglich des Kamera-Koordinatensystems. Die realisierten Routinen zur Lokalisierung des Doppelrings sind auf mehr als 16 IR-Emitter erweiterbar.

### 12.3.3 Genauigkeit der Ringlokalisierung

Die Genauigkeit der Lageverfolgung mit dem videooptischen Tracking-System ist wesentlich für die lagerichtige Positionierung der robotergeführten Werkzeuge. Wichtige beeinflusste Größen sind die Markerlage und die Markerbewegungen (vgl. Abschnitte 7.2.2 und 7.2.3)

Ungenauigkeiten bei der Bestimmung der Markerlage führen zu einer Fehlpositionierung des Implantatsitzes. Wesentlich für die genaue Ermittlung der Markerlage ist neben der Genauigkeit der initialen Lagebestimmung die genaue Lokalisierung des Flansch-Koordinatensystems mit dem Doppelring. Die Genauigkeit dieser Ringlokalisierung hängt von einer Reihe von Einflussfaktoren ab:

- Der Ortungsgenauigkeit für die einzelnen IR-LED's
- Der Größe und der Form der Punktwolke
- Der Genauigkeit der Ringvermessung
- Der Genauigkeit und Konvergenz des Berechnungsverfahrens

Die Größenordnung der maximal zu erwartenden Ungenauigkeit der Ringlokalisierung soll im folgenden durch eine vereinfachte Betrachtung abgeschätzt werden. Dabei wird bei der Ortung der einzelnen IR-LED's von einem maximalen Fehler (Einzelfehler) von 1mm ausgegangen. Die Punktwolke wird aus sechs triangulierbaren IR-LED's gebildet. Die Genauigkeit der Ringvermessung kann als vernachlässigbar gut angenommen werden, da die Messfehler der Koordinatenmessmaschine sehr klein sind. Auch etwaige Fehler des Berechnungsverfahrens sollen vernachlässigt werden.

Prinzipiell entstehen durch die Ungenauigkeit bei der Ortung der einzelnen IR-Emitter rotatorische und translatorische Fehler bei der Lokalisierung der Markeranordnung. Wenn die Fehler bei den Einzelortungen einen ungefähr gleichen Betrag und eine ungefähr gleiche Richtung haben, wird der resultierende Gesamtfehler bei der Lokalisierung der Markeranordnung einen großen translatorischen Anteil besitzen. Wenn beispielsweise alle IR-Emitter mit einem gleichge-

richteten Einzelfehler von 1mm geortet werden, resultiert auch ein entsprechend gerichteter Gesamtfehler von 1mm für die Lokalisierung der Anordnung.

Bei ungeordneten Richtungen der Einzelfehler oder ungleichen Beträgen kommt eine rotatorische Komponente hinzu. Abbildung 12-5 zeigt drei verschiedene Fehler-Konstellationen, die bei der Lokalisierung zu großen Rotationsfehlern um die skizzierten Achsen der Markeranordnung führen.

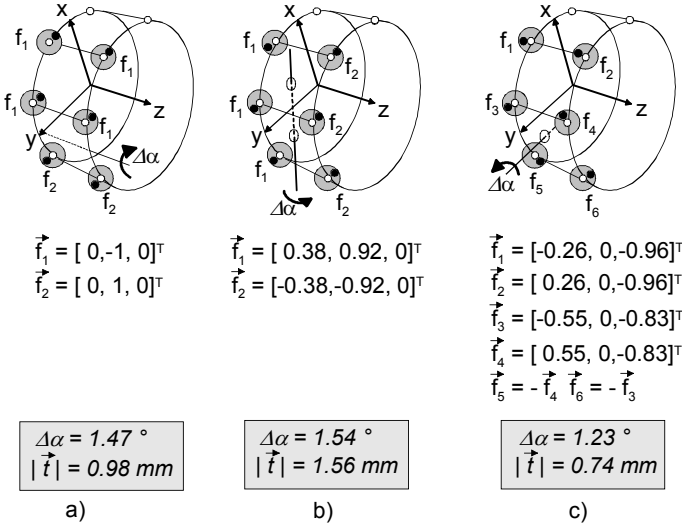


Abb. 12-5: Fehler bei der Ringlokalisierung

Bei der Konstellation a) wird angenommen, dass der maximale Ortungsfehler der Emitter in positiver bzw. negativer y-Richtung des skizzierten Objekt-Koordinatensystems anfällt. Für die einzelnen Emitter sind die Fehlervektoren  $\vec{f}_i$  zu den Sollkoordinaten vektoriell addiert worden. Die neuen Koordinaten wurden als Eingangsgrößen des Ausgleichsverfahrens verwendet. Als Resultat der verfälschten Sollkoordinaten lokalisiert das Ausgleichsverfahren die Anordnung daher um die skizzierte Achse rotiert. Der ermittelte Drehwinkel  $\Delta\alpha$  hat einen Betrag von  $1.47^\circ$ .

Die Fälle b) und c) wurden analog konstruiert. Die Fehlervektoren für die einzelnen Emitter wurden jeweils senkrecht zur provozierten Drehachse und senkrecht auf das von der Drehachse zum jeweiligen Emitter weisende Lot ausgerichtet. Ihre vektorielle Länge beträgt jeweils 1mm. Die Komponenten

sind in Abbildung 12-5 angegeben. Der größte Drehwinkel  $\Delta\alpha = 1.54^\circ$  ergibt sich im Fall b. Durch eine Rotation verschiebt sich auch der Ursprung des Flansch-Koordinatensystems. Die Beträge  $|\vec{t}|$  der dadurch resultierenden Verschiebungsvektoren sind angegeben. Der Effekt der größten Rotation auf den translatorischen Gesamtfehler ist mit 1.56mm größer als die Verschiebung durch maximale gleichgerichtete Einzelfehler.

Um die tatsächlichen Verhältnisse bei der Ringlokalisierung zu ermitteln, wurde ein Lasertracking-System<sup>85</sup> zur exakten Vermessung der Lage und Orientierung des Flansch-Koordinatensystems eingesetzt. Dabei wurden zehn im Arbeitsraum des Roboters verteilte Posen angefahren, von denen sich sechs im empfohlenen kugelförmigen Messvolumen (Durchmesser 1m, Abstand zum Kamerasystem 1.5m) befanden. Vier weitere Posen befanden sich außerhalb in einem leicht vergrößerten, konzentrischen Messvolumen (Durchmesser 1.3m). Die Lage und Orientierung des Roboterrings wurde zum einen mit dem Tracking-System und zum anderen mit dem Lasertracker lokalisiert. Anschließend wurden die Messwerte in Beziehung gesetzt.

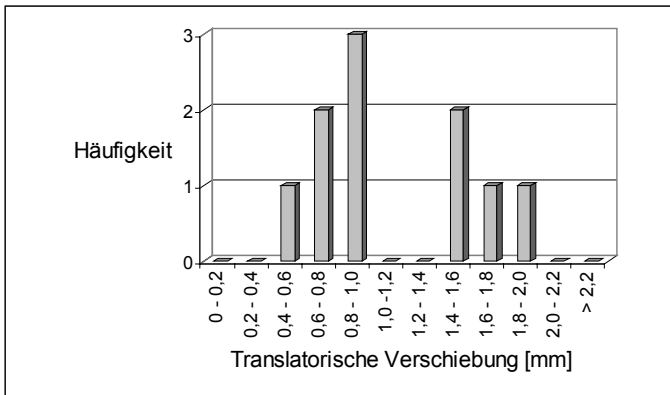


Abb. 12-6: Laservermessung der tatsächlichen Verschiebungsfehler

<sup>85</sup> Zum Einsatz kam das Lasertracking-System *LTD 500* von Leica mit der zugehörigen Messsoftware *Axyz*.

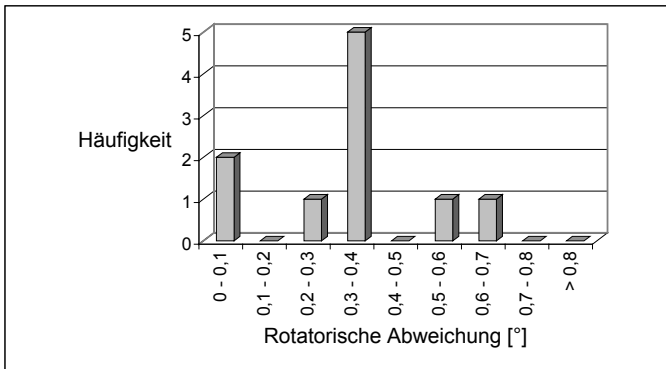


Abb. 12-7: Laservermessung der tatsächlichen Winkelfehler

Die Abbildungen 12-6 und 12-7 zeigen die Ergebnisse. Aus seiner tatsächlichen Lage und Orientierung, die mit dem Lasertracker bestimmt wurde, geht das videooptisch lokalisierte Flansch-Koordinatensystem durch fehlerbedingte Drehung und anschließende Verschiebung hervor. Dargestellt sind die ermittelten Drehwinkel und die Beträge der Verschiebungsvektoren.

Der größte rotatorische Fehler beträgt  $0.64^\circ$ . Es fällt auf, dass die Winkelfehler damit erheblich kleiner ausfallen als bei der theoretischen Abschätzung. Dieser Umstand könnte damit erklärt werden, dass die Einzelfehler der IR-Emitter im wesentlichen die gleiche Richtung haben.

Der größte gemessene translatorische Fehler beträgt 2mm und ist damit größer als erwartet. Er tritt allerdings im vergrößerten Messvolumen auf. Der größte innerhalb des empfohlenen Messraums nachgewiesene translatorische Fehler beträgt 1.62mm. Diese großen Abweichungen können nicht mit einem Hebeleffekt durch die nur geringen rotatorischen Fehler erklärt werden. Vielmehr muss davon ausgegangen werden, dass auch bei der Ortung der IR-Emitter im empfohlenen Messraum Einzelfehler mit einem Betrag von mehr als 1mm auftreten können. Eine weitere Untersuchung hat gezeigt, dass insbesondere die Ortung der nicht frontal zum Kamerasystem orientierten IR-Emitter vergrößerten Fehlern unterworfen ist.

### 12.3.4 Anforderungen an die Markerauslegung

Für den Einsatz in der Knieendoprotetik müssen geeignete Markieranordnungen konstruiert werden. Zu gestalten sind die Form und Größe des Trägers, die Zahl

und die Anordnung der Emitter sowie die Befestigung am Patienten. Dabei bestehen grundsätzliche Anforderungen nach:

- hoher Genauigkeit bei der Lokalisierung
- guter Sichtbarkeit der Marker in allen relevanten Patientenpositionen
- Verträglichkeit mit dem Bildwandlereinsatz zur initialen Lagebestimmung
- minimalinvasiver Befestigung an knöchernen Strukturen
- freiem Zugang zum Operationsgebiet
- Sterilisierbarkeit mit gängigen Verfahren

Eine hohe Präzision bei der Lokalisierung der Markeranordnungen ist die Voraussetzung für die richtige Positionierung der robotergeführten Instrumente. Insbesondere die Passgenauigkeit des Implantats am bearbeiteten Knochenlager kann durch ungenau erfasste Lageänderungen des Patienten zwischen den erforderlichen Sägeschnitten leiden. Die Anordnung und die Zahl der Emitter auf dem Träger beeinflussen die Genauigkeit: Je weiter die IR-LED's voneinander entfernt sind, umso weniger können sich stochastisch unabhängige Fehlereinflüsse bei der Triangulierung der einzelnen IR-LED's auf die Bestimmung der Orientierung der gesamten Markeranordnung auswirken. Je mehr IR-LED's verwendet werden, desto besser können die dabei auftretenden stochastisch unabhängigen Fehlereinflüsse ausgeglichen werden. Daraus resultiert die Forderung nach der gleichmäßigen Verteilung möglichst vieler Marker auf dem Rand einer möglichst großen Trägerfläche.

Ein Fehler bei der Bestimmung der Orientierung des Marker-Koordinatensystems wirkt sich über Formel (7.4) auch translatorisch als Fehler bei der Berechnung der Lage des Knochen-Koordinatensystems aus. Er verringert sich bei einem verkürzten Hebelarm zwischen den Objekt-Koordinatensystemen des Markers und des Knochens. Die Markeranordnung sollte sich daher nah am Knochen befinden.

Die Forderung nach der Sichtbarkeit der Marker muss in verschiedenen Knie- und Beinstellungen bei der Registrierung und beim Eingriff erfüllt sein. Während das Knie bei der anfänglichen Registrierung gestreckt ist, erfolgt die Bearbeitung mit dem Roboter in Beugung. Bei ungünstiger Formgebung des Befestigungsstücks können in den unterschiedlichen Stellungen Probleme mit Verdeckungen durch Fixationsmaterial oder durch den begrenzten Abstrahlwinkel der IR-LED's auftreten. Die Markeranordnung muss daher so am Knie

orientiert sein, dass sie in jeder relevanten Lagerungssituation mit dem Kamerasystem erkannt werden kann.

Für die Kompatibilität mit dem Verfahren zur initialen Lagebestimmung dürfen die Markeranordnungen und ihre Befestigungseinrichtungen am Knochen die Konturermittlung in den Röntgenbildern nicht behindern. Diese Forderung kann auch durch eine lösbare, aber reproduzierbare Anbringung erfüllt werden.

Der Operateur benötigt einen freien Zugang zum Operationsgebiet. Zudem muss in der Umgebung des Operationsgebiets Raum für die Positionierbewegungen des Roboters freigehalten werden. Die Markeranordnung sollte daher kleine Abmaße haben und nicht im Arbeitsfeld der robotergeführten Instrumente angebracht werden. Um sie zeitweise vom Operationsgebiet entfernen zu können, muss sie überdies von ihrer Befestigung lösbar sein und wieder in exakt der gleichen Position angebracht werden können.





## 13 Glossar

Die folgenden Begriffe und Erklärungen wurden aus (PSCHYREMBEL 1986) (ROCHE 1984) (BAUMGARTNER ET AL. 1986) (BENNINGHOFF 1994) entnommen.

### 13.1 Orientierung am Körper

Die Lage- und Richtungsbezeichnung am Körper erfolgt durch Bezug auf Achsen und Ebenen (s. Abbildung 13-1).

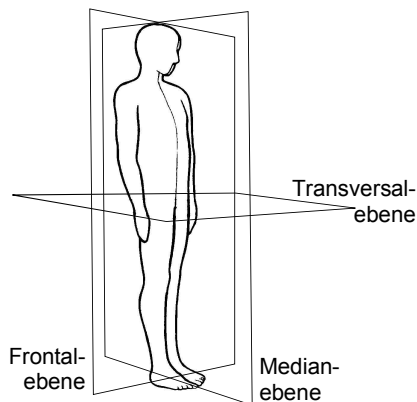


Abb. 13-1: a) Medianebene, b) Frontalebene, c) Transversalebene, Zeichnung nach (BAUMGARTNER ET AL. 1986)

#### 13.1.1 Achsen

*Vertikale Achse:* verläuft beim aufrechten Stand senkrecht zur Standfläche

*Transversale Achse:* verläuft senkrecht zur vertikalen Achse, quer durch den Körper von rechts nach links

*Sagittale Achse:* verläuft in Richtung eines Pfeils, der den Körper senkrecht von vorn bzw. von hinten durchbohrt

### 13.1.2 Ebenen

<i>Frontalebene:</i>	steht parallel zur Stirn
<i>Medianebene:</i>	in der Vertikalen stehende Symmetrieebene, die den Körper in zwei spiegelbildliche Hälften teilt
<i>Sagittalebene:</i>	jede parallel zur Medianebene stehende Ebene
<i>Transversalebene:</i>	steht senkrecht zu Median- und Frontalebene

### 13.1.3 Lagebezeichnungen

<i>Anterior, ventral:</i>	vorn, zur Vorderfläche hin (von Venter [lat.]: Bauch)
<i>Medial:</i>	zur Mitte, auf die Medianebene zu
<i>Lateral:</i>	seitlich, von der Mitte weg
<i>Posterior, dorsal:</i>	hinten, zur Rückfläche hin (von Dorsum [lat.]: Rücken)

An den Extremitäten gelten u.a. zusätzlich folgende Lagebezeichnungen:

<i>Proximal:</i>	zum Rumpf hin
<i>Distal:</i>	vom Rumpf weg

Zur Bezeichnung von Geradenrichtungen im Raum werden auch folgende Bezeichnungen verwendet:

<i>Anterioposterior:</i>	für eine sagittale Richtung (auch mit a.-p. abgekürzt)
<i>Mediolateral:</i>	für eine transversale Richtung
<i>Proximodistal:</i>	für eine longitudinale Richtung

## 13.2 Bewegungsrichtungen des Rumpfes und der Extremitäten

<i>Flexion:</i>	Beugung
<i>Extension:</i>	Streckung
<i>Rotation:</i>	Drehung (Kreiselung) um die Hauptachse (Längsachse) von Rumpf, Extremitäten bzw. Extremitätenteilen
<i>Abduktion:</i>	Bewegung vom Körper weg, Abspreizen

*Adduktion:* Bewegung zum Körper hin, Heranführen

### 13.3 Medizinische Fachausdrücke

*Computertomografie:* Röntgen-Schichtaufnahmeverfahren, das zum Bildaufbau einen Computer einsetzt

*Deformität:* Abweichung eines Kurvenverlaufs von der Norm

*Epicondylus:* der einem Kondylus aufsitzende Knochenvorsprung für Muskelursprünge oder -ansätze

*Extramedullär:* außerhalb des Marks (von Medulla [lat.]: Mark)

*Femoral:* den Oberschenkelknochen betreffend

*Femoropatellargelenk:* der funktionelle Teil des Kniegelenks, der durch Femur und Patella gebildet wird

*Femorotibialgelenk:* der funktionelle Teil des Kniegelenks, der durch Femur und Tibia gebildet wird

*Femur:* Oberschenkelknochen

*Femurkomponente:* Implantatkomponente für den Oberschenkelknochen

*Fossa Intercondylaris:* Einschnitt zwischen den Femurkondylen

*Intramedullär:* im Knochenmark gelegen

*Intraoperativ:* während des operativen Eingriffs

*Knieendoprothese:* künstliches Kniegelenk

*Knieendoprothetik:* das mit den Knieendoprothesen befasste Teilgebiet der Orthopädie

*Knietotalalloarthroplastik, Knietotalendoprothese:*

Ersatz der Gelenkoberflächen von Femur, Patella und Tibia mit künstlichen Materialien

*Kondylus:* Gelenkkopf, Knochenende

*Kondylen:* Mehrzahl von Kondylus

*Kortikalis:* eigentlich Substantia corticalis sive compacta, feste Außenzone des Knochens

<i>Ligamentum Patellae:</i>	Kniescheibenband
<i>Osteotom:</i>	Säge für Knochendurchtrennung
<i>Osteotomie:</i>	Knochendurchtrennung
<i>Patella:</i>	Kniescheibe
<i>Perkutan:</i>	durch die unverletzte Haut hindurch
<i>Physiologisch:</i>	natürlich
<i>Postoperativ:</i>	nach dem operativen Eingriff
<i>Präoperativ:</i>	vor dem operativen Eingriff
<i>Resektion:</i>	operative Entfernung von Organteilen
<i>Situs:</i>	Lage der Organe im Körper
<i>Sklerose:</i>	krankhafte Verhärtung eines Organs
<i>Spongiosa:</i>	eigentlich Substantia spongiosa, schwammartiges Gerüstwerk feiner Knochenbälkchen
<i>Subkutan:</i>	unter der Haut
<i>Tibia:</i>	Schienbein
<i>Unikondylär:</i>	auf einen Kondylus bezogen (medial oder lateral)
<i>Valgus:</i>	nach innen gewölbt
<i>Varus:</i>	nach außen gewölbt

# 14 Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abb. 1-1:	Inhaltliche Struktur .....	3
Abb. 2-1:	Implantatkomponenten (links), am Kunststoffknochen (rechts) .....	5
Abb. 2-2:	a) Klassische und b) anatomische prothetische Gelenklinien- ausrichtung (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 67), c) physiologische Gelenklinienausrichtung im Röntgenbild (STOLLER ET AL. 1999) ...	6
Abb. 2-3:	Ausrichtung der distalen Schnittfläche am linken Kniegelenk, Zeichnung nach (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 2) .....	7
Abb. 2-4:	Verlauf der posterioren Kondylentangente vor (links) und nach dem Implantateinbau (rechts) in Beugung, Zeichnung nach (JEROSCH & HEISEL 1999, S.151) .....	8
Abb. 2-5:	Verlauf der anatomischen und mechanischen Beinachsen; a) ohne Deformität, b) mit Varus-Deformität, c) mit Valgus- Deformität, Zeichnung nach (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 12) .....	10
Abb. 2-6:	Eröffnung des Markkanals am Femur .....	12
Abb. 2-7:	Einbringen des Ausrichtinstruments und der Zielstange. Zeichnung nach (HOWMEDICA 1996, S. 10) .....	13
Abb. 2-8:	Anbringung des distalen Schnittblocks (links), Sägeschnitt (rechts). Zeichnung nach (HOWMEDICA 1996, S. 10) .....	14
Abb. 2-9:	Ausrichten der Kufen der Positionierlehre (links), Ausführung der übrigen Sägeschnitte (rechts). Zeichnung nach (HOWMEDICA 1996, S. 11) .....	14
Abb. 2-10:	Intraoperative Reproduktion anatomischer Bezugspunkte mit Ausrichthilfen .....	15
Abb. 2-11:	Translatorische (links) und rotatorische Freiheitsgrade (rechts) bei der Platzierung der Femurkomponente .....	17
Abb. 2-12:	Sukzessive Festlegung der Freiheitsgrade .....	18
Abb. 2-13:	Vorgehensmodelle zur Festlegung der Freiheitsgrade .....	20
Abb. 2-14:	Legende des Ablaufdiagramms .....	22
Abb. 2-15:	Die Verknüpfung der wesentlichen Therapieschritte beim Einbau der Femurkomponente .....	23

## Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

---

Abb. 2-16: a) Notching, b) idealer Verlauf .....	26
Abb. 2-17: Epikondyläre Achse (JEROSCH & HEISEL 1999, S. 140).....	26
Abb. 2-18: Spaltbildung zwischen dem Probe-Implantat und den resezierten Femurkondylen durch ungenaue Sägeschnitte .....	30
Abb. 4-1: Robotergeführtes Laserschweißen bei Volvo (Quelle KUKA).....	43
Abb. 4-2: Robotersystem mit Peripherie und Schutzeinrichtungen, nach (DIN EN 775 1993, S. 16) .....	45
Abb. 4-3: Robotereinsatz in der Hüftendoprothetik (Quelle ISS) .....	47
Abb. 4-4: Beziehung zwischen Gesetzgebung und Normung, nach (KINDLER & MENKE 1998, S. 18) .....	49
Abb. 4-5: Ursachenwirkgefüge der diskutierten Ausfälle .....	51
Abb. 4-6: Winkelmeßsystem mit kaskadierten Resolvern (Quelle Stäubli) ...	54
Abb. 4-7: Singularität (Mitte) in einer geradlinigen Bewegung vom Start (links) zum Ziel (rechts).....	57
Abb. 4-8: Abbruch der geradlinigen Bewegung nahe der Singularität.....	57
Abb. 5-1: CT-Schichtaufnahme des Femurschafts (links) und der Femur- Kondylen (rechts) mit Spongiosa und kortikalem Rand .....	60
Abb. 5-2: Simulierter Implantateinbau am Femur: Auftreten unerwünschter Hohlräume und Überstände an den Kontaktflächen durch falsche Implantatgröße oder Positionierung (links), anteriores Eintauchen (Notching) der femoralen Implantatkomponente (rechts). ....	61
Abb. 5-3: Rekonstruktion eines Kniemodells aus CT-Aufnahmen (GÖTTE & REINHART 1999, S. 20) (links), grafische Darstellung des Knocheninneren (STOLLER 1999) (rechts).....	62
Abb. 5-4: Kernspintomografien des Kniegelenks.....	63
Abb. 5-5: Transformation der Zielkoordinaten.....	68
Abb. 5-6: Prinzip der Registrierung .....	71
Abb. 5-7: Kalibrierung zweier Sensorsysteme.....	73
Abb. 5-8: Berücksichtigung von Lageänderungen .....	74
Abb. 5-9: Registrierung mit 3D-Knochenmodell und Bildwandler.....	84

Abb. 5-10: Initiale Lagebeziehung zwischen dem Femur-Koordinatensystem und dem Basis-Koordinatensystem des Roboters .....	86
Abb. 5-11: Lageverfolgung mit einem Kamerasystem .....	87
Abb. 5-12: Räumliche Situation am Operationstisch .....	90
Abb. 5-13: a) Klassische Raumaufteilung b) mit Roboterarm .....	91
Abb. 5-14: Bearbeitung des Implantatsitzes am Femur, Darstellung nach (HOWMEDICA 1997, S. 20) .....	92
Abb. 5-15: Bearbeitung des Implantatsitzes an der Tibia, Darstellung nach (HOWMEDICA 1997, S. 20) .....	92
Abb. 5-16: Positionierung des Bildwandlers und des Kalibrierkörpers .....	94
Abb. 5-17: Lagerung zur Bearbeitung (links), Schnitte und Bohrung (rechts) .....	95
Abb. 5-18: Prinzip der modellbasierten Steuerung .....	101
Abb. 5-19: Freiheitsgrade der Werkzeugpositionierung beim Sägeschnitt ....	103
Abb. 5-20: Virtuelle Interaktion zur Definition der Zielposition .....	104
Abb. 5-21: Hybrid geführtes Sägewerkzeug am Roboter .....	105
Abb. 5-22: Die verschiedenen Phasen des Einsatzzyklus .....	109
Abb. 5-23: Phasen des Einsatzzyklus zur Herstellung einer Schnittfläche ....	110
Abb. 6-1: Vorbereitung der Operation .....	113
Abb. 6-2: Grauwertinformation und Aufnahmeparameter der CT-Schichtaufnahme eines Oberschenkelknochens .....	114
Abb. 6-3: Erstellung eines 3D-Knochenmodells aus CT-Daten .....	115
Abb. 6-4: Präoperative Arbeitsschritte .....	116
Abb. 6-5: Positionierung der femoralen Implantatkomponente am Knochenmodell .....	117
Abb. 6-6: Distales Femurende, nach (KAPANDJI 1992, S.77) .....	118
Abb. 6-7: Distale Hilfsebene (Frontalansicht in Streckung) .....	118
Abb. 6-8: Posteriore Tangentialebene (Frontalansicht in Beugung) .....	119
Abb. 6-9: Distale Tangentialebene (Frontalansicht in Streckung) .....	119

## Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

---

Abb. 6-10: Posteriore Hilfsebene (Frontalansicht in Beugung).....	120
Abb. 6-11: Schema der Komponentenpositionierung am Femur .....	120
Abb. 6-12: 3D-Darstellung des Implantatsitzes (medialer Kondylus).....	121
Abb. 6-13: Definition von Schnitten und Bohrungen .....	122
Abb. 6-14: Lage der Schnittflächen und der Bohrung am Femur.....	123
Abb. 6-15: Zusammenwirken der Werkzeuge auf dem Planungsrechner .....	125
Abb. 7-1: Vorgehen bei der Patientenlokalisierung.....	127
Abb. 7-2: Registrierung.....	128
Abb. 7-3: Reale Kalibrierscheibe (links), Bildwandler-Aufnahme (rechts) .....	128
Abb. 7-4: Kalibrierscheibe am Bildwandler .....	129
Abb. 7-5: Kalibrierkörper (links), Abbildung mit Kunststoff-Femur im Röntgenbild (rechts).....	130
Abb. 7-6: Auswirkung einer Schaftrotation in der Bildgebung.....	131
Abb. 7-7: Registrierung mit regional verteilten Röntgenbildern .....	131
Abb. 7-8: Robotergeführte Positionierung des Kalibrierkörpers im Versuch .....	132
Abb. 7-9: Ermittlung der initialen Lagebeziehung des Femurs.....	133
Abb. 7-10: Zeilenkameras des videobasierten Tracking-Systems in Decken- montage.....	134
Abb. 7-11: Markeranordnung mit vier IR-LED's (links), Definition des Objekt-Koordinatensystems (rechts) .....	134
Abb. 7-12: Lageverfolgung knöcherner Strukturen.....	135
Abb. 7-13: Momentaufnahme der Lagebeziehungen für die Lagebestimmung und -verfolgung.....	136
Abb. 7-14: Ermittlung einer Lageänderung .....	137
Abb. 7-15: Markeranordnung für den Femur mit vier IR-LEDs .....	138
Abb. 7-16: Markeranordnungen an Femur und Tibia mit Fixierung .....	138
Abb. 7-17: Doppelring am Roboter (links), Aufbau (rechts).....	139



Abb. 7-18: Sichtbarkeitsbereiche der einzelnen Emittter .....	140
Abb. 7-19: Darstellung des Doppelrings aus der Kameraperspektive .....	141
Abb. 7-20: Systemstruktur der Komponente zur Patientenlokalisierung .....	142
Abb. 8-1: Eingesetzte Verfahren bei der Durchführung der Operation.....	145
Abb. 8-2: Schirmbild des Simulationsmodells .....	146
Abb. 8-3: Realer Aufbau .....	147
Abb. 8-4: Hinzufügen der Patientenfixierung im Modell (links) und real (rechts) .....	148
Abb. 8-5: Übertragung der Bedienergeste in eine Zielvorgabe für den anterioren Schnitt.....	150
Abb. 8-6: Zielvorgabe mit Darstellung des Roboters .....	151
Abb. 8-7: Ermittlung der Werkzeugposition $T_{\text{Säge}_2}^{\text{Schnitt}}$ .....	152
Abb. 8-8: Definition der Zielpose $T_{\text{Basis}}^{\text{Flansch}_2}$ .....	153
Abb. 8-9: Die OP-Lampe wurde nach der Bahnplanung (links) bewegt. Die Kollisionsgefahr wird erkannt und der Roboter gestoppt (rechts). ....	155
Abb. 8-10: Online-Kollisionsschutz (WECK & STETTNER 1994, S. 108).....	157
Abb. 8-11: Modellierung von Sicherheitszonen am Patienten-Modell .....	158
Abb. 8-12: Ablauf zur Umsetzung der Bearbeitungsschritte.....	160
Abb. 8-13: Kalibrierung der Raumbeziehung $T_{\text{OP-Lampe}}^{\text{Sensor}}$ zwischen Objekt- und Marker-Koordinatensystem .....	161
Abb. 8-14: a) Reale Situation, b) Laden der Teilmodelle, c) Einstellen der Gelenke, d) Platzieren der Modelle .....	162
Abb. 8-15: Struktur und Ablauf der Einsatzzyklen.....	165
Abb. 8-16: Ablaufsteuerung des Einsatzzykklus .....	166
Abb. 8-17: Ablaufsteuerung des Transfers .....	168
Abb. 8-18: Zielvorgabe (links), Umsetzung durch Transfer (rechts) .....	169
Abb. 8-19: Beschränkte Handsteuerung: Prinzip (links) und Einsatz (rechts).....	170

## Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

---

Abb. 8-20: a) Eintrittsbohrung, b) Distaler Schnitt.....	171
Abb. 8-21: a) Anteriorer Schrägschnitt, b) Posteriorer Schrägschnitt .....	172
Abb. 8-22: Übersicht Therapiesystem.....	174
Abb. 8-23: Handbediengerät .....	176
Abb. 8-24: a) Sägewerkzeug, b) Bohrwerkzeug .....	177
Abb. 8-25: a) Prinzip der Einblattsäge, b) Prinzip der Doppelblattsäge.....	178
Abb. 8-26: a) laterale Kontaktzone, b) mediale Kontaktzonen.....	180
Abb. 8-27: Kontaktstück .....	180
Abb. 9-1: Versuchsaufbau bei der Bearbeitung .....	183
Abb. 9-2: Veranschaulichung der Messwerte für die Implantatposition .....	185
Abb. 9-3: Implantat am bearbeiteten distalen Femur.....	187
Abb. 12-1: Versuchsaufbau bei der Registrierung.....	218
Abb. 12-2: Vermessung des Implantatsitzes mit der Koordinatenmess- maschine über am Implantat aufgesetzte Kugeln .....	220
Abb. 12-3: Messvolumen .....	221
Abb. 12-4: Lokalisierung des Roboterrings .....	222
Abb. 12-5: Fehler bei der Ringlokalisierung.....	225
Abb. 12-6: Laservermessung der tatsächlichen Verschiebungsfehler .....	226
Abb. 12-7: Laservermessung der tatsächlichen Winkelfehler .....	227
Abb. 13-1: a) Medianebene, b) Frontalebene, c) Transversalebene, Zeichnung nach (BAUMGARTNER ET AL. 1986).....	231
Tab. 2-1: Die Freiheitsgrade und die ihnen zugeordneten Vorgehensmodelle .....	21
Tab. 3-1: Erfüllung der systembezogenen Anforderungen .....	38
Tab. 5-1: Bewertung der Sensortechnologien für eine anatomiebasierte Registrierung am Kniegelenk .....	82
Tab. 5-2: Bewertung der Sensortechnologien zur Lageverfolgung .....	83
Tab. 8-1: Einordnung der Verfahren zum Kollisionsschutz.....	157
Tab. 8-2: Mögliche Hindernisse und ihre Einordnung.....	159

# iwb Forschungsberichte Band 1–121

Herausgeber: Prof. Dr.-Ing. J. Milberg und Prof. Dr.-Ing. G. Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München

Band 1–121 erschienen im Springer Verlag, Berlin, Heidelberg und sind im Erscheinungsjahr und den folgenden drei Kalenderjahren erhältlich im Buchhandel oder durch Lange & Springer, Otto-Suhr-Allee 26–28, 10585 Berlin

- 1 *Streifinger, E.*  
**Beitrag zur Sicherung der Zuverlässigkeit und Verfügbarkeit moderner Fertigungsmittel**  
1986 · 72 Abb. · 167 Seiten · ISBN 3-540-16391-3
- 2 *Fuchsberger, A.*  
**Untersuchung der spanenden Bearbeitung von Knochen**  
1986 · 90 Abb. · 175 Seiten · ISBN 3-540-16392-1
- 3 *Maier, C.*  
**Montageautomatisierung am Beispiel des Schraubens mit Industrierobotern**  
1986 · 77 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-16393-X
- 4 *Summer, H.*  
**Modell zur Berechnung verzweigter Antriebsstrukturen**  
1986 · 74 Abb. · 197 Seiten · ISBN 3-540-16394-8
- 5 *Simon, W.*  
**Elektrische Vorschubantriebe an NC-Systemen**  
1986 · 141 Abb. · 198 Seiten · ISBN 3-540-16693-9
- 6 *Büchs, S.*  
**Analytische Untersuchungen zur Technologie der Kugelbearbeitung**  
1986 · 74 Abb. · 173 Seiten · ISBN 3-540-16694-7
- 7 *Hunzinger, J.*  
**Schneiderodierte Oberflächen**  
1986 · 79 Abb. · 162 Seiten · ISBN 3-540-16695-5
- 8 *Pilland, U.*  
**Echtzeit-Kollisionsschutz an NC-Drehmaschinen**  
1986 · 54 Abb. · 127 Seiten · ISBN 3-540-17274-2
- 9 *Barthelmeß, P.*  
**Montagegerechtes Konstruieren durch die Integration von Produkt- und Montageprozeßgestaltung**  
1987 · 70 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-18120-2
- 10 *Reihhafer, N.*  
**Nutzungssicherung von flexibel automatisierten Produktionsanlagen**  
1987 · 84 Abb. · 176 Seiten · ISBN 3-540-18440-6
- 11 *Diess, H.*  
**Rechnerunterstützte Entwicklung flexibler automatisierter Montageprozesse**  
1988 · 56 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-18799-5
- 12 *Reinhart, G.*  
**Flexible Automatisierung der Konstruktion und Fertigung elektrischer Leitungssätze**  
1988 · 112 Abb. · 197 Seiten · ISBN 3-540-19003-1
- 13 *Bürstner, H.*  
**Investitionsentscheidung in der rechnerintegrierten Produktion**  
1988 · 74 Abb. · 190 Seiten · ISBN 3-540-19099-6
- 14 *Grohe, A.*  
**Universelles Zellenrechnerkonzept für flexible Fertigungssysteme**  
1988 · 74 Abb. · 153 Seiten · ISBN 3-540-19182-8
- 15 *Riese, K.*  
**Klipsmontage mit Industrierobotern**  
1988 · 92 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-19183-6
- 16 *Lutz, P.*  
**Leitsysteme für rechnerintegrierte Auftragsabwicklung**  
1988 · 44 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-19260-3
- 17 *Klippel, C.*  
**Mobiler Roboter im Materialfluß eines flexiblen Fertigungssystems**  
1988 · 86 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-50468-0
- 18 *Rascher, R.*  
**Experimentelle Untersuchungen zur Technologie der Kugelherstellung**  
1989 · 110 Abb. · 200 Seiten · ISBN 3-540-51301-9
- 19 *Heusler, H.-J.*  
**Rechnerunterstützte Planung flexibler Montagesysteme**  
1989 · 43 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-51723-5
- 20 *Kirchknopf, P.*  
**Ermittlung modaler Parameter aus Übertragungsfrequenzgängen**  
1989 · 57 Abb. · 157 Seiten · ISBN 3-540-51724-3
- 21 *Sauerer, Ch.*  
**Beitrag für ein Zerspanprozeßmodell Metallbandsägen**  
1990 · 89 Abb. · 166 Seiten · ISBN 3-540-51868-1
- 22 *Karstedt, K.*  
**Positionsbestimmung von Objekten in der Montage- und Fertigungsautomatisierung**  
1990 · 92 Abb. · 157 Seiten · ISBN 3-540-51879-7
- 23 *Peiker, St.*  
**Entwicklung eines integrierten NC-Planungssystems**  
1990 · 66 Abb. · 180 Seiten · ISBN 3-540-51880-0
- 24 *Schugmann, R.*  
**Nachgiebige Werkzeugaufhängungen für die automatische Montage**  
1990 · 71 Abb. · 155 Seiten · ISBN 3-540-52138-0
- 25 *Witba, P.*  
**Simulation als Werkzeug in der Handhabungstechnik**  
1990 · 126 Abb. · 178 Seiten · ISBN 3-540-52231-X
- 26 *Eibelshäuser, P.*  
**Rechnerunterstützte experimentelle Modalanalyse mittels gestufter Sinusanregung**  
1990 · 79 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-52451-7
- 27 *Prasch, J.*  
**Computerunterstützte Planung von chirurgischen Eingriffen in der Orthopädie**  
1990 · 113 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-52543-2

- 28 *Teich, K.*  
**Prozeßkommunikation und Rechnerverbund in der Produktion**  
1990 · 52 Abb. · 158 Seiten · ISBN 3-540-52764-8
- 29 *Pfrang, W.*  
**Rechnergestützte und graphische Planung manueller und teilautomatisierter Arbeitsplätze**  
1990 · 59 Abb. · 153 Seiten · ISBN 3-540-52829-6
- 30 *Tauber, A.*  
**Modellbildung kinematischer Strukturen als Komponente der Montageplanung**  
1990 · 93 Abb. · 190 Seiten · ISBN 3-540-52911-X
- 31 *Jäger, A.*  
**Systematische Planung komplexer Produktionssysteme**  
1991 · 75 Abb. · 148 Seiten · ISBN 3-540-53021-5
- 32 *Hartberger, H.*  
**Wissensbasierte Simulation komplexer Produktionssysteme**  
1991 · 58 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-53326-5
- 33 *Tuczek, H.*  
**Inspektion von Karosseriepreßteilen auf Risse und Einschnürungen mittels Methoden der Bildverarbeitung**  
1992 · 125 Abb. · 179 Seiten · ISBN 3-540-53965-4
- 34 *Fischbacher, J.*  
**Planungsstrategien zur störungstechnischen Optimierung von Reinraum-Fertigungsgeräten**  
1991 · 60 Abb. · 166 Seiten · ISBN 3-540-54027-X
- 35 *Moser, O.*  
**3D-Echtzeitkollisionsschutz für Drehmaschinen**  
1991 · 66 Abb. · 177 Seiten · ISBN 3-540-54076-8
- 36 *Naber, H.*  
**Aufbau und Einsatz eines mobilen Roboters mit unabhängiger Lokomotions- und Manipulationskomponente**  
1991 · 85 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-54216-7
- 37 *Kupec, Th.*  
**Wissensbasiertes Leitsystem zur Steuerung flexibler Fertigungsanlagen**  
1991 · 68 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-54260-4
- 38 *Maulhardt, U.*  
**Dynamisches Verhalten von Kreissägen**  
1991 · 109 Abb. · 159 Seiten · ISBN 3-540-54365-1
- 39 *Götz, R.*  
**Strukturierte Planung flexibel automatisierter Montagesysteme für flächige Bauteile**  
1991 · 86 Abb. · 201 Seiten · ISBN 3-540-54401-1
- 40 *Koepfer, Th.*  
**3D-grafisch-interaktive Arbeitsplanung - ein Ansatz zur Aufhebung der Arbeitsteilung**  
1991 · 74 Abb. · 126 Seiten · ISBN 3-540-54436-4
- 41 *Schmidt, M.*  
**Konzeption und Einsatzplanung flexibel automatisierter Montagesysteme**  
1992 · 108 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-55025-9
- 42 *Burger, C.*  
**Produktionsregelung mit entscheidungsunterstützenden Informationssystemen**  
1992 · 94 Abb. · 186 Seiten · ISBN 3-540-55187-5
- 43 *Hoßmann, J.*  
**Methodik zur Planung der automatischen Montage von nicht forms stabilen Bauteilen**  
1992 · 73 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-5520-0
- 44 *Petry, M.*  
**Systematik zur Entwicklung eines modularen Programmbaukastens für robotergeführte Klebprozesse**  
1992 · 106 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-55374-6
- 45 *Schönecker, W.*  
**Integrierte Diagnose in Produktionszellen**  
1992 · 87 Abb. · 159 Seiten · ISBN 3-540-55375-4
- 46 *Bick, W.*  
**Systematische Planung hybrider Montagesysteme unter Berücksichtigung der Ermittlung des optimalen Automatisierungsgrades**  
1992 · 70 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-55377-0
- 47 *Gebauer, L.*  
**Prozeßuntersuchungen zur automatisierten Montage von optischen Linsen**  
1992 · 84 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-55378-9
- 48 *Schräfer, N.*  
**Erstellung eines 3D-Simulationssystems zur Reduzierung von Rüstzeiten bei der NC-Bearbeitung**  
1992 · 103 Abb. · 161 Seiten · ISBN 3-540-55431-9
- 49 *Wissbacher, J.*  
**Methoden zur rationellen Automatisierung der Montage von Schnellbefestigungselementen**  
1992 · 77 Abb. · 176 Seiten · ISBN 3-540-55512-9
- 50 *Garnich, F.*  
**Laserbearbeitung mit Robotern**  
1992 · 110 Abb. · 184 Seiten · ISBN 3-540-55513-7
- 51 *Eubert, P.*  
**Digitale Zustandesregelung elektrischer Vorschubantriebe**  
1992 · 89 Abb. · 159 Seiten · ISBN 3-540-44441-2
- 52 *Glaas, W.*  
**Rechnerintegrierte Kabelsatzfertigung**  
1992 · 67 Abb. · 140 Seiten · ISBN 3-540-55749-0
- 53 *Helm, H.J.*  
**Ein Verfahren zur On-Line Fehlererkennung und Diagnose**  
1992 · 60 Abb. · 153 Seiten · ISBN 3-540-55750-4
- 54 *Lang, Ch.*  
**Wissensbasierte Unterstützung der Verfügbarkeitsplanung**  
1992 · 75 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-55751-2
- 55 *Schuster, G.*  
**Rechnergestütztes Planungssystem für die flexibel automatisierte Montage**  
1992 · 67 Abb. · 135 Seiten · ISBN 3-540-55830-6
- 56 *Bomm, H.*  
**Ein Ziel- und Kennzahlensystem zum Investitionscontrolling komplexer Produktionssysteme**  
1992 · 87 Abb. · 195 Seiten · ISBN 3-540-55964-7
- 57 *Wendt, A.*  
**Qualitätssicherung in flexibel automatisierten Montagesystemen**  
1992 · 74 Abb. · 179 Seiten · ISBN 3-540-56044-0
- 58 *Hansmaier, H.*  
**Rechnergestütztes Verfahren zur Geräuschminderung**  
1993 · 67 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-56053-2
- 59 *Dilling, U.*  
**Planung von Fertigungssystemen unterstützt durch Wirtschaftssimulationen**  
1993 · 72 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-56307-5

- 60 *Strohmayer, R.*  
**Rechnergestützte Auswahl und Konfiguration von  
Zubringeeinrichtungen**  
1993 · 80 Abb. · 152 Seiten · ISBN 3-540-56652-X
- 61 *Glas, J.*  
**Standardisierter Aufbau anwendungsspezifischer  
Zellenrechnersoftware**  
1993 · 80 Abb. · 145 Seiten · ISBN 3-540-56890-5
- 62 *Stetter, R.*  
**Rechnergestützte Simulationswerkzeuge zur  
Effizienzsteigerung des Industrieroboteinsatzes**  
1994 · 91 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-56889-1
- 63 *Dirndorfer, A.*  
**Robotersysteme zur förderbandsynchronen Montage**  
1993 · 76 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-57031-4
- 64 *Wiedemann, M.*  
**Simulation des Schwingungsverhaltens spanender  
Werkzeugmaschinen**  
1993 · 81 Abb. · 137 Seiten · ISBN 3-540-57177-9
- 65 *Woenckhaus, Ch.*  
**Rechnergestütztes System zur automatisierten 3D-  
Layoutoptimierung**  
1994 · 81 Abb. · 140 Seiten · ISBN 3-540-57284-8
- 66 *Kummelsteiner, G.*  
**3D-Bewegungssimulation als integratives Hilfsmittel zur  
Planung manueller Montagesysteme**  
1994 · 62 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-57535-9
- 67 *Kugelman, F.*  
**Einsatz nachgiebiger Elemente zur wirtschaftlichen  
Automatisierung von Produktionssystemen**  
1993 · 76 Abb. · 144 Seiten · ISBN 3-540-57549-9
- 68 *Schwarz, H.*  
**Simulationsgestützte CAD/CAM-Kopplung für die 3D-  
Laserbearbeitung mit integrierter Sensorik**  
1994 · 96 Abb. · 148 Seiten · ISBN 3-540-57577-4
- 69 *Viethen, U.*  
**Systematik zum Prüfen in flexiblen Fertigungssystemen**  
1994 · 70 Abb. · 142 Seiten · ISBN 3-540-57794-7
- 70 *Seehuber, M.*  
**Automatische Inbetriebnahme  
geschwindigkeitsadaptiver Zustandsregler**  
1994 · 72 Abb. · 155 Seiten · ISBN 3-540-57896-X
- 71 *Amann, W.*  
**Eine Simulationsumgebung für Planung und Betrieb von  
Produktionssystemen**  
1994 · 71 Abb. · 129 Seiten · ISBN 3-540-57924-9
- 72 *Schöpf, M.*  
**Rechnergestütztes Projektinformations- und  
Koordinationssystem für das Fertigungsvorfeld**  
1997 · 63 Abb. · 130 Seiten · ISBN 3-540-58052-2
- 73 *Welling, A.*  
**Effizienter Einsatz bildgebender Sensoren zur  
Flexibilisierung automatisierter Handhabungsvorgänge**  
1994 · 66 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-580-0
- 74 *Zettlmeier, H.*  
**Verfahren zur simulationsgestützten  
Produktionsregelung in der Einzel- und  
Kleinserienproduktion**  
1994 · 62 Abb. · 143 Seiten · ISBN 3-540-58134-0
- 75 *Lindt, M.*  
**Auftragsleittechnik für Konstruktion und Arbeitsplanung**  
1994 · 66 Abb. · 147 Seiten · ISBN 3-540-58221-5
- 76 *Zipper, B.*  
**Das integrierte Betriebsmittelwesen · Baustein einer  
flexiblen Fertigung**  
1994 · 64 Abb. · 147 Seiten · ISBN 3-540-58222-3
- 77 *Raith, P.*  
**Programmierung und Simulation von Zellenabläufen in  
der Arbeitsvorbereitung**  
1995 · 51 Abb. · 130 Seiten · ISBN 3-540-58223-1
- 78 *Engel, A.*  
**Strömungstechnische Optimierung von  
Produktionssystemen durch Simulation**  
1994 · 69 Abb. · 160 Seiten · ISBN 3-540-58258-4
- 79 *Zäh, M. F.*  
**Dynamisches Prozeßmodell Kreissägen**  
1995 · 95 Abb. · 186 Seiten · ISBN 3-540-58624-5
- 80 *Zwanzer, N.*  
**Technologisches Prozeßmodell für die  
Kugelschleifbearbeitung**  
1995 · 65 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-58634-2
- 81 *Romanow, P.*  
**Konstruktionsbegleitende Kalkulation von  
Werkzeugmaschinen**  
1995 · 66 Abb. · 151 Seiten · ISBN 3-540-58771-3
- 82 *Kahlenberg, R.*  
**Integrierte Qualitätssicherung in flexiblen  
Fertigungszellen**  
1995 · 71 Abb. · 136 Seiten · ISBN 3-540-58772-1
- 83 *Huber, A.*  
**Arbeitsfolgenplanung mehrstufiger Prozesse in der  
Hartbearbeitung**  
1995 · 87 Abb. · 152 Seiten · ISBN 3-540-58773-X
- 84 *Birkel, G.*  
**Aufwandsminimierter Wissenserwerb für die Diagnose in  
flexiblen Produktionszellen**  
1995 · 64 Abb. · 137 Seiten · ISBN 3-540-58869-8
- 85 *Simon, D.*  
**Fertigungsregelung durch zielgrößenorientierte Planung  
und logistisches Störungsmanagement**  
1995 · 77 Abb. · 132 Seiten · ISBN 3-540-58942-2
- 86 *Nedeljkovic-Groha, V.*  
**Systematische Planung anwendungsspezifischer  
Materialflußsteuerungen**  
1995 · 94 Abb. · 188 Seiten · ISBN 3-540-58953-8
- 87 *Rockland, M.*  
**Flexibilisierung der automatischen Teilbereitstellung in  
Montageanlagen**  
1995 · 83 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-58999-6
- 88 *Linner, St.*  
**Konzept einer integrierten Produktentwicklung**  
1995 · 67 Abb. · 168 Seiten · ISBN 3-540-59016-1
- 89 *Eder, Th.*  
**Integrierte Planung von Informationssystemen für  
rechnergestützte Produktionssysteme**  
1995 · 62 Abb. · 150 Seiten · ISBN 3-540-59084-6
- 90 *Deutsche, U.*  
**Prozeßorientierte Organisation der Auftragsentwicklung in  
mittelständischen Unternehmen**  
1995 · 80 Abb. · 188 Seiten · ISBN 3-540-59337-3
- 91 *Dieterle, A.*  
**Recyclingintegrierte Produktentwicklung**  
1995 · 68 Abb. · 146 Seiten · ISBN 3-540-60120-1

- 92 *Hechl, Chr.*  
**Personalorientierte Montageplanung für komplexe und variantenreiche Produkte**  
1995 · 73 Abb. · 158 Seiten · ISBN 3-540-60325-5
- 93 *Albertz, F.*  
**Dynamikgerechter Entwurf von Werkzeugmaschinen - Gestellstrukturen**  
1995 · 83 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-60608-8
- 94 *Trunzer, W.*  
**Strategien zur On-Line Bahnplanung bei Robotern mit 3D-Konturfolgesensoren**  
1996 · 101 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-60961-X
- 95 *Fichtmüller, N.*  
**Rationalisierung durch flexible, hybride Montagesysteme**  
1996 · 83 Abb. · 145 Seiten · ISBN 3-540-60960-1
- 96 *Trucks, V.*  
**Rechnergestützte Beurteilung von Getriebestrukturen in Werkzeugmaschinen**  
1996 · 64 Abb. · 141 Seiten · ISBN 3-540-60599-8
- 97 *Schäffer, G.*  
**Systematische Integration adaptiver Produktionssysteme**  
1996 · 71 Abb. · 170 Seiten · ISBN 3-540-60958-X
- 98 *Koch, M. R.*  
**Autonome Fertigungszellen - Gestaltung, Steuerung und integrierte Störungsbehandlung**  
1996 · 67 Abb. · 138 Seiten · ISBN 3-540-61104-5
- 99 *Moctezuma de la Barrera, J.L.*  
**Ein durchgängiges System zur computer- und rechnergestützten Chirurgie**  
1996 · 99 Abb. · 175 Seiten · ISBN 3-540-61145-2
- 100 *Geuer, A.*  
**Einsatzpotential des Rapid Prototyping in der Produktentwicklung**  
1996 · 84 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-61495-8
- 101 *Ebner, C.*  
**Ganzheitliches Verfügbarkeits- und Qualitätsmanagement unter Verwendung von Felddaten**  
1996 · 67 Abb. · 132 Seiten · ISBN 3-540-61678-0
- 102 *Pischelsrieder, K.*  
**Steuerung autonomer mobiler Roboter in der Produktion**  
1996 · 74 Abb. · 171 Seiten · ISBN 3-540-61714-0
- 103 *Köhler, R.*  
**Disposition und Materialbereitstellung bei komplexen variantenreichen Kleinprodukten**  
1997 · 62 Abb. · 177 Seiten · ISBN 3-540-62024-9
- 104 *Feldmann, Ch.*  
**Eine Methode für die integrierte rechnergestützte Montageplanung**  
1997 · 71 Abb. · 163 Seiten · ISBN 3-540-62059-1
- 105 *Lehmann, H.*  
**Integrierte Materialfluß- und Layoutplanung durch Kopplung von CAD- und Ablaufsimulationssystem**  
1997 · 96 Abb. · 191 Seiten · ISBN 3-540-62202-0
- 106 *Wagner, M.*  
**Steuerungintegrierte Fehlerbehandlung für maschinennahe Abläufe**  
1997 · 94 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-62656-5
- 107 *Lorenzen, J.*  
**Simulationsgestützte Kostenanalyse in produktorientierten Fertigungsstrukturen**  
1997 · 63 Abb. · 129 Seiten · ISBN 3-540-62794-4
- 108 *Kränen, U.*  
**Systematik für die rechnergestützte Ähnlichkeitssuche und Standardisierung**  
1997 · 53 Abb. · 127 Seiten · ISBN 3-540-63338-3
- 109 *Pfersdorf, I.*  
**Entwicklung eines systematischen Vorgehens zur Organisation des industriellen Service**  
1997 · 74 Abb. · 172 Seiten · ISBN 3-540-63615-3
- 110 *Kuba, R.*  
**Informations- und kommunikationstechnische Integration von Menschen in der Produktion**  
1997 · 77 Abb. · 155 Seiten · ISBN 3-540-63642-0
- 111 *Kaiser, J.*  
**Vernetztes Gestalten von Produkt und Produktionsprozeß mit Produktmodellen**  
1997 · 67 Abb. · 139 Seiten · ISBN 3-540-63999-3
- 112 *Geyer, M.*  
**Flexibles Planungssystem zur Berücksichtigung ergonomischer Aspekte bei der Produkt- und Arbeitssystemgestaltung**  
1997 · 85 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-64195-5
- 113 *Martin, C.*  
**Produktionsregelung - ein modularer, modellbasierter Ansatz**  
1998 · 73 Abb. · 162 Seiten · ISBN 3-540-64401-6
- 114 *Löffler, Th.*  
**Akustische Überwachung automatisierter Fügeprozesse**  
1998 · 85 Abb. · 136 Seiten · ISBN 3-540-64511-X
- 115 *Lindermeier, R.*  
**Qualitätsorientierte Entwicklung von Montagesystemen**  
1998 · 84 Abb. · 164 Seiten · ISBN 3-540-64686-8
- 116 *Koehler, J.*  
**Prozeßorientierte Teamstrukturen in Betrieben mit Großserienfertigung**  
1998 · 75 Abb. · 185 Seiten · ISBN 3-540-65037-7
- 117 *Schuller, R. W.*  
**Leitfaden zum automatisierten Auftrag von hochviskosen Dichtmassen**  
1999 · 76 Abb. · 162 Seiten · ISBN 3-540-65320-1
- 118 *Debuschewitz, M.*  
**Integrierte Methodik und Werkzeuge zur herstellungsorientierten Produktentwicklung**  
1999 · 104 Abb. · 169 Seiten · ISBN 3-540-65350-3
- 119 *Bauer, L.*  
**Strategien zur rechnergestützten Offline-Programmierung von 3D-Laseranlagen**  
1999 · 98 Abb. · 145 Seiten · ISBN 3-540-65382-1
- 120 *Pfob, E.*  
**Modellgestützte Arbeitsplanung bei Fertigungsmaschinen**  
1999 · 69 Abb. · 154 Seiten · ISBN 3-540-65525-5
- 121 *Spitznagel, J.*  
**Erfahrungsgel leitete Planung von Laseranlagen**  
1999 · 63 Abb. · 156 Seiten · ISBN 3-540-65896-3

# Seminarberichte iw b

herausgegeben von Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen  
und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München

Seminarberichte iw b sind erhältlich im Buchhandel oder beim  
Herbert Utz Verlag, München, Fax 089-277791-01, utz@utzverlag.com

- 1 Innovative Montagesysteme · Anlagengestaltung, -bewertung und -überwachung  
115 Seiten · ISBN 3-931327-01-9
- 2 Integriertes Produktmodell · Von der Idee zum fertigen Produkt  
82 Seiten · ISBN 3-931327-02-7
- 3 Konstruktion von Werkzeugmaschinen · Berechnung, Simulation und Optimierung  
110 Seiten · ISBN 3-931327-03-5
- 4 Simulation · Einsatzmöglichkeiten und Erfahrungsberichte  
134 Seiten · ISBN 3-931327-04-3
- 5 Optimierung der Kooperation in der Produktentwicklung  
95 Seiten · ISBN 3-931327-05-1
- 6 Materialbearbeitung mit Laser · von der Planung zur Anwendung  
86 Seiten · ISBN 3-931327-06-0
- 7 Dynamisches Verhalten von Werkzeugmaschinen  
80 Seiten · ISBN 3-931327-77-9
- 8 Qualitätsmanagement · der Weg ist das Ziel  
130 Seiten · ISBN 3-931327-78-7
- 9 Installationstechnik an Werkzeugmaschinen · Analysen und Konzepte  
120 Seiten · ISBN 3-931327-79-5
- 10 3D-Simulation · Schneller, sicherer und kostengünstiger zum Ziel  
90 Seiten · ISBN 3-931327-10-8
- 11 Unternehmensorganisation · Schlüssel für eine effiziente Produktion  
110 Seiten · ISBN 3-931327-11-6
- 12 Autonome Produktionssysteme  
100 Seiten · ISBN 3-931327-12-4
- 13 Planung von Montageanlagen  
130 Seiten · ISBN 3-931327-13-2
- 14 Nicht erschienen – wird nicht erscheinen
- 15 Flexible Fluide Kleb/Dichtstoffe · Dosierung und Prozeßgestaltung  
80 Seiten · ISBN 3-931327-15-9
- 16 Time to Market · Von der Idee zum Produktionsstart  
80 Seiten · ISBN 3-931327-16-7
- 17 Industriekeramik in Forschung und Praxis · Probleme, Analysen und Lösungen  
80 Seiten · ISBN 3-931327-17-5
- 18 Das Unternehmen im Internet · Chancen für produzierende Unternehmen  
165 Seiten · ISBN 3-931327-18-3
- 19 Leittechnik und Informationslogistik · mehr Transparenz in der Fertigung  
85 Seiten · ISBN 3-931327-19-1
- 20 Dezentrale Steuerungen in Produktionsanlagen · Plug & Play · Vereinfachung von Entwicklung und Inbetriebnahme  
105 Seiten · ISBN 3-931327-20-5
- 21 Rapid Prototyping · Rapid Tooling · Schnell zu funktionalen Prototypen  
95 Seiten · ISBN 3-931327-21-3
- 22 Mikrotechnik für die Produktion · Greifbare Produkte und Anwendungspotentiale  
95 Seiten · ISBN 3-931327-22-1
- 24 EDM Engineering Data Management  
195 Seiten · ISBN 3-931327-24-8
- 25 Rationelle Nutzung der Simulationstechnik · Entwicklungstrends und Praxisbeispiele  
152 Seiten · ISBN 3-931327-25-6
- 26 Alternative Dichtungssysteme · Konzepte zur Dichtungsmontage und zum Dichtmittelauftrag  
110 Seiten · ISBN 3-931327-26-4
- 27 Rapid Prototyping · Mit neuen Technologien schnell vom Entwurf zum Serienprodukt  
111 Seiten · ISBN 3-931327-27-2
- 28 Rapid Tooling · Mit neuen Technologien schnell vom Entwurf zum Serienprodukt  
154 Seiten · ISBN 3-931327-28-0
- 29 Installationstechnik an Werkzeugmaschinen · Abschlußseminar  
156 Seiten · ISBN 3-931327-29-9
- 30 Nicht erschienen – wird nicht erscheinen
- 31 Engineering Data Management (EDM) · Erfahrungsberichte und Trends  
183 Seiten · ISBN 3-931327-31-0
- 32 Nicht erschienen – wird nicht erscheinen
- 33 3D-CAD · Mehr als nur eine dritte Dimension  
181 Seiten · ISBN 3-931327-33-7
- 34 Laser in der Produktion · Technologische Randbedingungen für den wirtschaftlichen Einsatz  
102 Seiten · ISBN 3-931327-34-5
- 35 Ablaufsimulation · Anlagen effizient und sicher planen und betreiben  
129 Seiten · ISBN 3-931327-35-3
- 36 Moderne Methoden zur Montageplanung · Schlüssel für eine effiziente Produktion  
124 Seiten · ISBN 3-931327-36-1
- 37 Wettbewerbsfaktor Verfügbarkeit · Produktivitätssteigerung durch technische und organisatorische Ansätze  
95 Seiten · ISBN 3-931327-37-X
- 38 Rapid Prototyping · Effizienter Einsatz von Modellen in der Produktentwicklung  
128 Seiten · ISBN 3-931327-38-8
- 39 Rapid Tooling · Neue Strategien für den Werkzeug- und Formenbau  
130 Seiten · ISBN 3-931327-39-6
- 40 Erfolgreich kooperieren in der produzierenden Industrie · Flexibler und schneller mit modernen Kooperationen  
160 Seiten · ISBN 3-931327-40-X
- 41 Innovative Entwicklung von Produktionsmaschinen  
146 Seiten · ISBN 3-89675-041-0
- 42 Stückzahlflexible Montagesysteme  
139 Seiten · ISBN 3-89675-042-9
- 43 Produktivität und Verfügbarkeit · ...durch Kooperation steigern  
120 Seiten · ISBN 3-89675-043-7
- 44 Automatisierte Mikromontage · Handhaben und Positionieren von Mikrobauteilen  
125 Seiten · ISBN 3-89675-044-5
- 45 Produzieren in Netzwerken · Lösungsansätze, Methoden, Praxisbeispiele  
173 Seiten · ISBN 3-89675-045-3
- 46 Virtuelle Produktion · Ablaufsimulation  
108 Seiten · ISBN 3-89675-046-1
- 47 Virtuelle Produktion · Prozeß- und Produktsimulation  
131 Seiten · ISBN 3-89675-047-X
- 48 Sicherheitstechnik an Werkzeugmaschinen  
106 Seiten · ISBN 3-89675-048-8

- 49 **Rapid Prototyping · Methoden für die reaktionsfähige Produktentwicklung**  
150 Seiten · ISBN 3-89675-049-6
- 50 **Rapid Manufacturing · Methoden für die reaktionsfähige Produktion**  
121 Seiten · ISBN 3-89675-050-X
- 51 **Flexibles Kleben und Dichten · Produkt- & Prozeßgestaltung, Mischverbindungen, Qualitätskontrolle**  
137 Seiten · ISBN 3-89675-051-8
- 52 **Rapid Manufacturing · Schnelle Herstellung von Klein- und Prototypenserien**  
124 Seiten · ISBN 3-89675-052-6
- 53 **Mischverbindungen · Werkstoffauswahl, Verfahrensauswahl, Umsetzung**  
107 Seiten · ISBN 3-89675-054-2
- 54 **Virtuelle Produktion · Integrierte Prozess- und Produktsimulation**  
133 Seiten · ISBN 3-89675-054-2
- 55 **e-Business in der Produktion · Organisationskonzepte, IT-Lösungen, Praxisbeispiele**  
150 Seiten · ISBN 3-89675-055-0
- 56 **Virtuelle Produktion – Ablaufsimulation als planungsbegleitendes Werkzeug**  
150 Seiten · ISBN 3-89675-056-9
- 57 **Virtuelle Produktion – Datenintegration und Benutzerschnittstellen**  
150 Seiten · ISBN 3-89675-057-7
- 58 **Rapid Manufacturing · Schnelle Herstellung qualitativ hochwertiger Bauteile oder Kleinserien**  
169 Seiten · ISBN 3-89675-058-7
- 59 **Automatisierte Mikromontage · Werkzeuge und Fügetechnologien für die Mikrosystemtechnik**  
114 Seiten · ISBN 3-89675-059-3
- 60 **Mechatronische Produktionssysteme · Genauigkeit gezielt entwickeln**  
131 Seiten · ISBN 3-89675-060-7
- 61 **Nicht erschienen – wird nicht erscheinen**
- 62 **Rapid Technologien · Anspruch – Realität – Technologien**  
100 Seiten · ISBN 3-89675-062-3
- 63 **Fabrikplanung 2002 · Visionen – Umsetzung – Werkzeuge**  
124 Seiten · ISBN 3-89675-063-1



# Forschungsberichte iwb

herausgegeben von Prof. Dr.-Ing. Gunther Reinhart, Institut für Werkzeugmaschinen  
und Betriebswissenschaften der Technischen Universität München

Forschungsberichte iwb ab Band 122 sind erhältlich im Buchhandel oder beim  
Herbert Utz Verlag, München, Fax 089-277791-01, [utz@utzverlag.com](mailto:utz@utzverlag.com)

- 122 Schneider, Burghard  
**Prozesskettenorientierte Bereitstellung nicht formstabiler Bauteile**  
1999 · 183 Seiten · 98 Abb. · 14 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-559-5
- 123 Goldstein, Bernd  
**Modellgestützte Geschäftsprozeßgestaltung in der Produktentwicklung**  
1999 · 170 Seiten · 65 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-546-3
- 124 Mößner, Helmut E.  
**Methode zur simulationsbasierten Regelung zeitvarianter Produktionssysteme**  
1999 · 164 Seiten · 67 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-585-4
- 125 Gräser, Ralf-Gunter  
**Ein Verfahren zur Kompensation temperaturinduzierter Verformungen an Industrierobotern**  
1999 · 167 Seiten · 63 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-603-6
- 126 Trossin, Hans-Jürgen  
**Nutzung der Ähnlichkeitstheorie zur Modellbildung in der Produktionstechnik**  
1999 · 162 Seiten · 75 Abb. · 11 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-614-1
- 127 Kugelmann, Doris  
**Aufgabenorientierte Offline-Programmierung von Industrierobotern**  
1999 · 168 Seiten · 68 Abb. · 2 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-615-X
- 128 Diesch, Rolf  
**Steigerung der organisatorischen Verfügbarkeit von Fertigungszellen**  
1999 · 160 Seiten · 69 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-618-4
- 129 Lulay, Werner E.  
**Hybrid-hierarchische Simulationsmodelle zur Koordination teilautonomer Produktionsstrukturen**  
1999 · 182 Seiten · 51 Abb. · 14 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-620-6
- 130 Murr, Otto  
**Adaptive Planung und Steuerung von integrierten Entwicklungs- und Planungsprozessen**  
1999 · 178 Seiten · 85 Abb. · 3 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-636-2
- 131 Macht, Michael  
**Ein Vorgehensmodell für den Einsatz von Rapid Prototyping**  
1999 · 170 Seiten · 87 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-638-9
- 132 Mehler, Bruno H.  
**Aufbau virtueller Fabriken aus dezentralen Partnerverbünden**  
1999 · 152 Seiten · 44 Abb. · 27 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-645-1
- 133 Heitmann, Knut  
**Sichere Prognosen für die Produktionsptimierung mittels stochastischer Modelle**  
1999 · 146 Seiten · 60 Abb. · 13 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-675-3
- 134 Blessing, Stefan  
**Gestaltung der Materialflußsteuerung in dynamischen Produktionsstrukturen**  
1999 · 160 Seiten · 67 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-690-7
- 135 Abay, Can  
**Numerische Optimierung multivariater mehrstufiger Prozesse am Beispiel der Hartbearbeitung von Industriekeramik**  
2000 · 159 Seiten · 46 Abb. · 5 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-697-4

- 136 Brandner, Stefan  
**Integriertes Produktdaten- und Prozeßmanagement in virtuellen Fabriken**  
 2000 · 172 Seiten · 61 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-715-6
- 137 Hirschberg, Arnd G.  
**Verbindung der Produkt- und Funktionsorientierung in der Fertigung**  
 2000 · 165 Seiten · 49 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-729-6
- 138 Reek, Alexandra  
**Strategien zur Fokuspositionierung beim Laserstrahlschweißen**  
 2000 · 193 Seiten · 103 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-730-X
- 139 Sabbah, Khalid-Alexander  
**Methodische Entwicklung störungstoleranter Steuerungen**  
 2000 · 148 Seiten · 75 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-739-3
- 140 Schliffenbacher, Klaus U.  
**Konfiguration virtueller Wertschöpfungsketten in dynamischen, heterarchischen Kompetenznetzwerken**  
 2000 · 187 Seiten · 70 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-754-7
- 141 Sprengel, Andreas  
**Integrierte Kostenkalkulationsverfahren für die Werkzeugmaschinenentwicklung**  
 2000 · 144 Seiten · 55 Abb. · 6 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-757-1
- 142 Gallasch, Andreas  
**Informationstechnische Architektur zur Unterstützung des Wandels in der Produktion**  
 2000 · 150 Seiten · 69 Abb. · 6 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-781-4
- 143 Cuiper, Ralf  
**Durchgängige rechnergestützte Planung und Steuerung von automatisierten Montagevorgängen**  
 2000 · 168 Seiten · 75 Abb. · 3 Tab. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-783-0 · lieferbar ab ca. 02/01
- 144 Schneider, Christian  
**Strukturmechanische Berechnungen in der Werkzeugmaschinenkonstruktion**  
 2000 · 180 Seiten · 66 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-789-X
- 145 Jonas, Christian  
**Konzept einer durchgängigen, rechnergestützten Planung von Montageanlagen**  
 2000 · 183 Seiten · 82 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-870-5
- 146 Willnecker, Ulrich  
**Gestaltung und Planung leistungsorientierter manueller Fließmontagen**  
 2001 · 175 Seiten · 67 Abb. · broschiert · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-89675-891-8
- 147 Lehner, Christof  
**Beschreibung des Nd:Yag-Laserstrahlschweißprozesses von Magnesiumdruckguss**  
 2001 · 205 Seiten · 94 Abb. · 24 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0004-X
- 148 Rick, Frank  
**Simulationsgestützte Gestaltung von Produkt und Prozess am Beispiel Laserstrahlschweißen**  
 2001 · 145 Seiten · 57 Abb. · 2 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0008-2
- 149 Höhn, Michael  
**Sensorgeführte Montage hybrider Mikrosysteme**  
 2001 · 171 Seiten · 74 Abb. · 7 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0012-0
- 150 Böhl, Jörn  
**Wissensmanagement im Klein- und mittelständischen Unternehmen der Einzel- und Kleinserienfertigung**  
 2001 · 179 Seiten · 88 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0020-1
- 151 Bürgel, Robert  
**Prozessanalyse an spanenden Werkzeugmaschinen mit digital geregelten Antrieben**  
 2001 · 185 Seiten · 60 Abb. · 10 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0021-X  
 lieferbar ab ca. 09/01
- 152 Stephan Dürrschmidt  
**Planung und Betrieb wandlungsfähiger Logistiksysteme in der variantenreichen Serienproduktion**  
 2001 · 914 Seiten · 61 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0023-6

- 153 Bernhard Eich  
**Methode zur prozesskettenorientierten Planung der Teilebereitstellung**  
2001 · 132 Seiten · 48 Abb. · 6 Tabellen · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0028-7
- 154 Wolfgang Rudorfer  
**Eine Methode zur Qualifizierung von produzierenden Unternehmen für Kompetenznetzwerke**  
2001 · 207 Seiten · 89 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0037-6
- 155 Hans Meier  
**Verteilte kooperative Steuerung maschinennaher Abläufe**  
2001 · 162 Seiten · 85 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0044-9
- 156 Gerhard Nowak  
**Informationstechnische Integration des industriellen Service in das Unternehmen**  
2001 · 203 Seiten · 95 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0055-4
- 157 Martin Werner  
**Simulationsgestützte Reorganisation von Produktions- und Logistikprozessen**  
2001 · 191 Seiten · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0058-9
- 158 Bernhard Lenz  
**Finite Elemente-Modellierung des Laserstrahlschweißens für den Einsatz in der Fertigungsplanung**  
2001 · 150 Seiten · 47 Abb. · 5 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0094-5
- 159 Stefan Grunwald  
**Methode zur Anwendung der flexiblen integrierten Produktentwicklung und Montageplanung**  
2002 · 206 Seiten · 80 Abb. · 25 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0095-3
- 160 Josef Gartner  
**Qualitätssicherung bei der automatisierten Applikation hochviskoser Dichtungen**  
2002 · 165 Seiten · 74 Abb. · 21 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0096-1
- 161 Wolfgang Zeller  
**Gesamtheitliches Sicherheitskonzept für die Antriebs- und Steuerungstechnik bei Werkzeugmaschinen**  
2002 · 192 Seiten · 54 Abb. · 15 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0100-3
- 162 Michael Loferer  
**Rechnergestützte Gestaltung von Montagesystemen**  
2002 · 178 Seiten · 80 Abb. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0118-6
- 163 Jörg Fährer  
**Ganzheitliche Optimierung des indirekten Metall-Lasersinterprozesses**  
2002 · 176 Seiten · 69 Abb. · 13 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0124-0
- 164 Jürgen Höppner  
**Verfahren zur berührungslosen Handhabung mittels leistungsstarker Schallwandler**  
2002 · 132 Seiten · 24 Abb. · 3 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0125-9
- 165 Hubert Götte  
**Entwicklung eines Assistenzrobotersystems für die Knieendoprothetik**  
2002 · 258 Seiten · 123 Abb. · 5 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0126-7
- 166 Martin Weißberger  
**Optimierung der Bewegungsdynamik von Werkzeugmaschinen im rechnergestützten Entwicklungsprozess**  
2002 · 210 Seiten · 86 Abb. · 2 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0138-0
- 167 Dirk Jacob  
**Verfahren zur Positionierung unterseitenstrukturierter Bauelemente in der Mikrosystemtechnik**  
2002 · 200 Seiten · 82 Abb. · 24 Tab. · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0142-9
- 168 Ulrich Roßgoderer  
**System zur effizienten Layout- und Prozessplanung von hybriden Montageanlagen**  
2002 · 175 Seiten · 20,5 x 14,5 cm · ISBN 3-8316-0154-2