Zur automatischen Segmentierung von Knochen des Hüftgelenks in Volumendaten für ein Operationsplanungssystem

Petra Catherina Müller

Hildesheim, 1995

Zusammenfassung

Die Planung von chirurgischen Eingriffen in der Orthopädie erfolgt auch heute noch überwiegend auf Projektionsröntgenbildern. Die zur Diagnose und Planung benötigten Parameter (Winkel) werden anhand dieses Bildmaterials zeichnerisch ermittelt. Eine Unterstützung des ärztlichen Vorgehens durch die Entwicklung von computergestützten Planungsverfahren erscheint sinnvoll. Um eine reproduzierbare Analyse zu gewährleisten, bedarf es einer weitestgehenden Automatisierung des Verfahrens. Kern eines solchen Analyseverfahrens ist die automatische Detektion der interessierenden Objekte in den untersuchten Volumendaten.

In der vorliegenden Arbeit wird ein allgemeiner Ansatz zur Segmentierung von Objekten in Volumendaten vorgestellt. Die Umsetzung dieses Ansatzes wird beispielhaft an der Segmentierung des Hüftgelenks in Daten der Röntgen-Computertomographie vorgeführt. Weiterhin wird der Entwurf eines Systems zur Operationsplanung auf der Basis dieser automatischen Segmentierung beschrieben. Außerdem werden Methoden zur interaktiven und automatischen Klassifikation der Segmentierungsergebnisse vorgestellt.

Danksagungen

Diese Arbeit hätte nicht entstehen können ohne die Mediziner, die das Problem lieferten, das es zu lösen galt. Durch ihre Anregungen und Anforderungen gaben sie den Rahmen vor für eine Arbeit, die nicht nur um der Arbeit willen getan wurde, sondern um die alltäglichen Probleme des Chirurgen ein wenig zu vermindern. Durch ihren Einsatz bei der Beschaffung von Bilddaten erhielt ich die Möglichkeit, meine Ideen an vielen unterschiedlichen Datensätzen zu entwickeln und zu testen. Mein Dank gilt daher an dieser Stelle besonders den Herren Prof. Nerlich und Dr. Püschmann. Desweiteren bin ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Pretschner zu besonderem Dank verpflichtet. Er schuf die interdisziplinäre Umgebung und stellte modernste Rechnertechnologie und Software zur Verfügung mit Hilfe derer diese Arbeit erst enstehen konnte. Sein Bemühen um eine enge Zusammenarbeit mit Medizinern und die Ausrichtung auf deren Probleme ermöglichte mir eine neue Sicht auf die Schwierigkeiten der Anwender informatischer Forschungsprodukte. Meinen Kollegen Jochen Bernauer, Karin Kotzke und Michael Rading möchte ich für ihre Bereitschaft zur nischenübergreifenden Diskussion danken. Last but not least danke ich den Studenten, die mit mir an diesem Projekt gearbeitet haben, für die Entwicklung bereichernder Ideen und die Implementierung von Teilen des Systems zur Operationsplanung.

Abkürzungen, Notationen und Farbtabellen

In dieser Arbeit werden einige Abkürzungen und Notationen verwendet, die nicht allgemein gebräuchlich sind. Sie werden im folgenden definiert.

$V[v(x,y,z)]$	Bildvolumen V
$v(x,y,z) = g$	Grauwert g der Bildmatrix V an der Stelle (x,y,z) $g \in \{0,\ldots,g_{\max}\}$, $g_{\max}$ ist dabei der maximale Grauwert des Volumens V
(x,y,z)	Koordinaten eines Punktes in einem Bildvolumen, Pixel oder Voxel
$\|X\|$	Anzahl der Elemente der Menge X
$\underline{\text{v}}$	exklusives oder
DISTANZ(X,Y)	$\|X - Y\|$
IF (A) THEN (B) ELSE (C)	bedingte Entscheidung Regel mit A=Bedingung, B=Aussage, C=Aussage

Falls nicht explizit angegeben, liegt den in der Arbeit gezeigten Bildern eine Standardgrauwert-Farbtabelle (der Grauwert $g = 0$ wird schwarz, der Grauwert $g = 255$ weiß dargestellt) nach Abbildung 1 oder die Farbtabelle nach Abbildung 2 zu Grunde. Bei einigen Abbildungen wird Farbtabelle 2 aus Abbildung 3 verwendet. Letzteres ist gesondert in den Abbildungsunterschriften vermerkt.

Abbildung 1: Grauwertfarbtabelle, links der durch den Grauwert $g = 0$, rechts der durch den Grauwert $g = 255$ dargestellte Grauton.

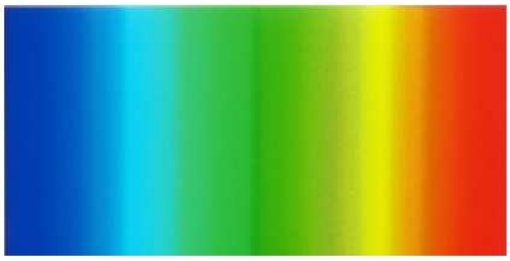

Abbildung 2: Farbtabelle 1, links der durch den Grauwert $g = 0$, rechts der durch den Grauwert $g = 255$ dargestellte Farbton.

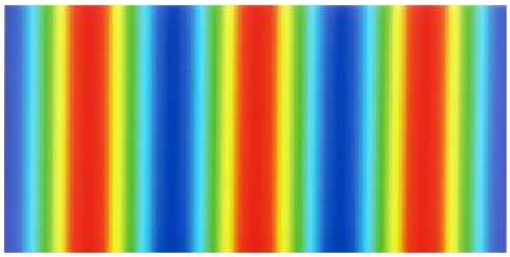

Abbildung 3: Farbtabelle 2, links der durch den Grauwert $g = 0$, rechts der durch den Grauwert $g = 255$ dargestellte Farbton.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung **17**

2 Medizinische Grundlagen **21**
2.1 Anatomie des Hüftgelenks 21
2.2 Erkrankungen des Hüftgelenkskeletts 22
2.3 Unterstützung der Diagnose durch bildgebende Verfahren 24
2.3.1 Lagerungstechniken bei der Erstellung von Projektionsröntgenbildern 25
2.3.2 Röntgen-Computertomographie 26
2.3.3 Andere bildgebende Verfahren 26
2.4 Operationen am Hüftgelenk 27
2.4.1 Femurosteotomien 27
2.4.2 Pfannenosteotomien 28
2.4.3 Prothesenimplantationen 29
2.5 Planung von Hüftgelenksoperationen 31
2.5.1 Planung auf Projektionsröntgenbildern 31
2.5.2 Planung am Modell 31
2.6 Zusammenfassung 32

3 Computerunterstützte Operationsplanung **33**
3.1 Funktionsumfang existierender Systeme 33
3.1.1 Manipulationskomponenten 34
3.1.2 Analysekomponenten 35
3.1.3 Planungssysteme in der Stereotaxie 35
3.1.4 Planungssysteme in der Orthopädie 36
3.2 Ein neues Planungssystem für die Hüftgelenkchirurgie 38
3.2.1 Segmentierungskomponente 38
3.2.2 Visualisierungskomponente 39
3.2.3 Attributberechnung 40
3.2.4 Manipulation: Die Simulationskomponente 41
3.2.5 WBS: Die Generierung von Diagnosen und Therapievorschlägen . . 42
3.3 Zusammenfassung 43

4 Visualisierung computertomographischer Daten **45**
4.1 Visualisierung dreidimensionaler Daten 45
4.1.1 Voxelorientierte Darstellungen 48
4.1.2 Oberflächenorientierte Darstellungen 49

4.2 Standardsoftware für die Visualisierung . . . 53
4.2.1 Das Application Visualization System . . . 54
4.3 Zusammenfassung . . . 55

5 Segmentierung computertomographischer Daten 57
5.1 Bildsegmentierung - Extraktion von Bildprimitiven . . . 59
5.1.1 Homogenitätssegmentierung . . . 59
5.1.2 Kantenorientierte Verfahren . . . 60
5.2 Bildsegmentierung - Objektdetektion . . . 63
5.2.1 Segmentierung durch explizite Formbeschreibung . . . 63
5.2.2 Regel- oder Modellbasierte Segmentierungen . . . 64
5.3 Lösungen des speziellen Segmentierungsverfahrens . . . 66
5.4 Ein Ansatz zur automatischen Detektion eines Objektes in computertomographischen Daten . . . 69
5.5 Zusammenfassung . . . 70

6 Ein automatisches Segmentierungsverfahren 73
6.1 Datenreduzierung und Vorverarbeitung . . . 74
6.2 Schwellwertbestimmung . . . 83
6.3 Segmentierung . . . 86
6.3.1 Phasenbestimmung . . . 87
6.3.2 Zuordnung von primitiven Objekten . . . 89
6.3.3 Korrekturen . . . 92
6.3.4 Abbruchkriterien . . . 97
6.4 Zusammenfassung . . . 98

7 Validierung Segmentierungsverfahren 99
7.1 Testdaten . . . 100
7.1.1 Künstlich erzeugte Daten . . . 100
7.1.2 Patientendaten . . . 101
7.1.3 Präparate und Artefakte . . . 101
7.2 Testmethoden . . . 102
7.2.1 Interaktive Überprüfung . . . 102
7.2.2 Automatische Klassifikation . . . 103
7.3 Zusammenfassung . . . 103

8 Ergebnisse 105
8.1 Zwischenergebnisse . . . 107
8.1.1 Binarisierungsschwellwert . . . 107
8.1.2 Initiale Segmentierung . . . 108
8.1.3 Schwellwertbestimmung . . . 109
8.1.4 Phasenbestimmung . . . 110
8.2 Bewertung der Segmentierungsergebnisse . . . 111
8.2.1 Interaktive Überprüfung . . . 112
8.2.2 Automatische Klassifikation . . . 112
8.3 Analyse weiterer Daten . . . 113

8.4 Zusammenfassung 113

9 Diskussion **121**
9.1 Der Aufbau des Systems zur Operationsplanung 121
9.2 Der allgemeine Ansatz zum Entwurf eines Segmentierungsverfahrens 122
9.3 Die Ergebnisse der Segmentierung 123
9.4 Zusammenfassung 126

Abbildungsverzeichnis

1 Grauwerttabelle 8
2 Farbtabelle 1 8
3 Farbtabelle 2 8

2.1 Querschnitt durch ein Hüftgelenk 22
2.2 Die halbmondförmige Anordnung der Knorpelflächen, der Facies lunata, in der Gelenkpfanne 23
2.3 (a) Der Antetorsionswinkel (AT-Winkel) des Schenkelhalses. (b) Schematische Darstellung des Center-Edge-Winkels (CE-Winkel) 24
2.4 Schematische Darstellung der Arthrographie 24
2.5 Fehlstellungen des Schenkelhalses 25
2.6 CT-Schichtbild eines Beckens 26
2.7 Dreidimensionale Darstellung des Knochengewebes einer CT-Schichtbildserie des Beckens 27
2.8 MRI-Aufnahme eines Hüftgelenks (frontal) 28
2.9 Schematische Darstellung der häufigsten Osteotomien am Femur 29
2.10 Schematische Darstellung einiger Beckenosteotomien 30

3.1 Die Klassenbildung der Operationsplanungssysteme 33
3.2 Der allgemeine Aufbau von Operationsplanungssystemen 38
3.3 Visualisierung einer Isosurface-Triangulation der Knochen eines Hüftgelenks 39
3.4 Kontaktfläche im Hüftgelenk 41
3.5 Simulation einer Pfannenosteotomie 42

4.1 Ein orthogonaler Schnitt in Grauwert- und Falschfarbdarstellung 47
4.2 Ein eindimensionaler orthogonaler Schnitt 48
4.3 Das Prinzip des Raytracing-Verfahrens 49
4.4 Triangulation zweiter Objektkonturen aus benachbarten Schichten 51
4.5 Das Prinzip des clipping 52

5.1 Der Prozeß des Bildverstehens 58
5.2 Fehleranfälligkeit des Bereichswachstumsverfahrens im dreidimensionalen Fall 60
5.3 Die quadratische Faltungsmatrix zur Bestimmung des Gradienten nach Sobe 61

6.1 Die Komponenten des Verfahrens zur Segmentierung im Überblick 73
6.2 Die während der Vorverarbeitung erzeugten temporären Bilder und Parameter ausgehend vom Grauwertbild eines Hüftgelenks 75

6.3 Kantenbild und daraus erzeugtes Binärbild 76
6.4 Ein binäres Kantenbild und das daraus erzeugte erste Objektbild 79
6.5 Ein erstes Objekt und das dazugehörende zweite Objektbild 80
6.6 Ein zweites Objektbild und das daraus entstandene dritte Objektbild 81
6.7 Grauwertbild und drittes Objektbild des ersten CT-Schichtbildes 82
6.8 Der Ablauf der Hauptsegmentierung 87
6.9 Eine typische Verlaufskurve der X-Koordinate der Schwerpunkte einer Femurmaske 88
6.10 Eine vollständige und eine unvollständige Femurmaske 90
6.11 Eine unvollständige Femurmaske in Polardarstellung und deren Korrektur . 92
6.12 Die in der Korrekturphase ausgeführten Korrekturen im Überblick 93

8.1 Die Befundklassen des zum initialen Test benutzten Patientengutes 106
8.2 Die Verteilung akzeptierter und nicht akzeptierter Ergebnisse 112
8.3 Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 1_1_*R* 113
8.4 Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 3_1_*L* 114
8.5 Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 6_1_*L* 115
8.6 Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 8_1_*L* 115

Tabellenverzeichnis

8.1 Das Patientengut des initialen Tests 107
8.2 Berechneter Kantenschwellwert 108
8.3 Korrektheit der Maske des Femur im ersten Bild 109
8.4 Berechnung des charakteristischen Grauwerts γ 110
8.5 Detektion der ersten Schicht oberhalb des Trochanter major 116
8.6 Detektion der letzten Schicht des Femur 117
8.7 Die Fehlerhäufigkeit, unterschieden nach Fehlerklassen und -richtungen . . . 118
8.8 Interaktive Bewertung und automatische Klassifikation im Vergleich 119
8.9 Vergleich von automatischer und interaktiver Ergebnisklassifikation 119
8.10 Ergebnisse der Analyse von Präparatdaten 120
8.11 Ergebnisklassifikation der Segmentierung von weiteren Patientendaten . . . 120

Kapitel 1

Einleitung

Die Orthopädie ist die Lehre von der Entstehung, Verhütung und Behandlung von angeborenen oder erworbenen Fehlern in Form oder Funktion des Bewegungsapparates [PSC86]. Zur Erstellung der Diagnose stehen dem Orthopäden neben der Inspektion, der Palpation und der Feststellung des Bewegungsumfangs eine ganze Reihe von bildgebenden Verfahren zur Verfügung, die ihm einen Einblick in das Körperinnere des Patienten liefern. Am Anfang des diagnostischen Verfahrens in der Orthopädie steht meistens das Projektionsröntgen. Es liefert erste Informationen über angeborene Deformationen oder Fehlstellungen des Bewegungsapparates und damit verbundene Abnutzungserscheinungen. Einen exakteren Einblick über Struktur und Aufbau der betroffenen Knochen liefern Verfahren der Computertomographie (CT). Durch sie erhält der Chirurg ein genaues Abbild des Körperinneren in einer Schicht des Körpers. Mehrere Schichten zusammen ergeben ein räumliches Bild der gesamten zu untersuchenden Region.

Es werden konservative und operative Behandlungen unterschieden. Im Falle einer operativen Behandlung erlangen die bildgebenden Verfahren eine besondere Bedeutung. Mit ihnen soll der chirurgische Eingriff geplant werden. Im Normalfall werden die beabsichtigten Änderungen am Knochen nur auf Projektionsröntgenbildern geplant. Da die dreidimensionale Information nur verfälscht in diesen Bildern enthalten ist, kann sie im Planungsverfahren auch nicht berücksichtigt werden. Die Änderung wird meist nur in einer Projektionsebene simuliert und ausgewertet. Wird auf mehreren Projektionen geplant, bleibt es wieder dem Chirurgen überlassen, die einzelnen Komponenten zu einer perfekten räumlichen Veränderung zusammenzusetzen.

Sinnvoller erscheint ein Operationsplanungsverfahren mit Hilfe dreidimensionaler Daten. Aufbauend auf CT-Daten existiert jedoch ausser einigen wenigen in der Entwicklung stehenden Verfahren kein allgemein verfügbares Instrument zur Planung. Der Chirurg simuliert die Operation anhand von CT-Bildern und/oder einer gedanklichen dreidimensionalen Rekonstruktion der Knochenobjekte im Kopf.

In anderen Teilgebieten der Chirurgie wie z.B der Neurochirurgie wird die Operationsplanung bereits weitgehend durch Computer unterstützt. Es existieren Verfahren zur präoperativen Operationsplanung und zur intraoperativen Diagnostik. Im Bereich der Hüftgelenkchirurgie ist Computerunterstützung nur im Bereich der Visualisierung der dreidimensionalen Strukturen zur Diagnostik allgemein verbreitet. Quantitative oder qualitative Aussagen über die zu operierenden Objekte werden nur approximativ auf der Basis von Röntgenprojektionsbildern getroffen. Da die räumliche Struktur des Gelenks durch die

Projektion bereits verfälscht abgebildet wird, bleiben die auf diesen Bildern ermittelten Parameter ebenfalls fragwürdig. Zudem ist selbst die Bestimmung der Gelenkattribute auf den Röntgenbildern nicht automatisert, so daß die vom Chirurgen ermittelten Werte nur als grobe Annäherung an die tatsächlichen Verhältnisse zu sehen sind. Durch automatische Verfahren zur Segmentierung und Analyse, die reproduzierbare Ergebnisse liefern, läßt sich die Qualität der Operationsplanung und damit auch der Operation entscheidend verbessern.

Die traditionellen Segmentierungsverfahren der Bildanalyse bearbeiten lediglich zweidimensionale Bilddaten. Zur Lösung des dreidimensionalen Segmentierungsproblems existieren nur wenige Ansätze, die kein in sich geschlossenes Verfahren darstellen. Ansätze aus der allgemeinen Bildanalyse setzen zudem meist voraus, daß die zu segmentierenden Objekte mit Hilfe geometrischer primitiver Objekte oder durch Funktionen beschreibbar sind und lassen sich daher kaum auf medizinische Volumen- und Bilddaten anwenden. Aufgrund der großen Variabilität medizinischer Volumendaten kann ein allgemeines automatisches Segmentierungs-verfahren keine für den Routineeinsatz akzeptablen Ergebnisse liefern. Es ist jedoch möglich, für einen speziellen Problembereich ein automatisches Segmentierungsverfahren zu entwickeln, das auf Regeln über die Form und die Lage der gesuchten Objekte, deren Grauwertbereich und den Aufnahmeparametern des bildgebenden Verfahrens basiert. Dies trifft insbesondere für die Detektion anatomischer Objekte zu, deren Präsenz im untersuchten Datensatz vorausgesetzt werden kann. Falls die Segmentierung von Objekten aus medizinischen Volumendaten kein Selbstzweck ist, sondern die Vorstufe einer routinemäßig einsetzbaren Analyse der segmentierten Daten, ergeben sich besondere, durch die nachfolgenden Verfahren und den nichtüberwachten Routineeinsatz bedingte Ansprüche an die Qualität der Segmentierungsergebnisse.

Ziel dieser Arbeit ist die Entwicklung eines allgemeinen Ansatzes zur automatischen Segmentierung anatomischer Objekte aus medizinischen Volumendaten. Daneben sind Methoden zur interaktiven und automatischen Ergebnisklassifikation zu entwickeln, die in Abhängigkeit von den Anforderungen der nachbearbeitenden Analyseprogramme die akzeptablen von den nicht-akzeptablen Segmentierungsergebnissen trennen. Die Umsetzung und deren Ergebnisse werden anhand eines Operationsplanungssystems für die Hüftgelenkchirurgie erläutert und diskutiert.

Im folgenden Kapitel, das die medizinischen Grundlagen dieser Arbeit behandelt, werden neben den verwendeten bildgebenden Verfahren die wesentlichen Operationsmethoden der Hüftgelenkchirurgie und die hierfür zur Zeit verwendeten Planungsverfahren beschrieben. Das dritte Kapitel enthält eine Analyse bestehender oder in Entwicklung befindlicher computerunterstützter Planungssysteme aus verschiedenen Teilgebieten der Chirurgie. Daran schließt sich ein Entwurf für ein Planungssystem zur Unterstützung von Operationen am Hüftgelenk an.

Im vierten Kapitel werden die Anforderungen an die verwendete Hard- und Software im Hinblick auf die Entwicklung von Systemen zur Operationsplanung beschrieben. Im Anschluß daran werden bekannte Methoden zur Segmentierung zwei- und dreidimensionaler Daten vorgestellt und auf deren Eignung für die Lösung der in diesem Projekt behandelten bildanalytischen Probleme untersucht.

Die folgenden Kapitel beschreiben das entwickelte Verfahren zur automatischen Segmentierung (Kapitel 6), Methoden zur Verifikation automatischer Segmentierungsverfahren (Kapitel 7) und die Ergebnisse der Verifikation der vorgestellten Segmentierung (Kapitel

8). Im neunten Kapitel erfolgt die Diskussion der vorliegenden Lösung. Es werden die Ergebnisse der Verifikation des Systems betrachtet und mit den Ergebnissen konkurrierender Planungsverfahren verglichen.

Kapitel 2

Medizinische Grundlagen

In diesem Kapitel sollen die medizinischen Grundlagen eines Operationsplanungssystems für Operationen am Hüftgelenk dargestellt werden. Neben der Anatomie wird auf Erkrankungen und deren Ursachen eingegangen. Außerdem erfolgt eine Vorstellung der diagnoseunterstützenden Verfahren, der gängigen Operationsformen und des ärztlichen Vorgehens zu ihrer Planung.

2.1 Anatomie des Hüftgelenks

Das Hüftgelenk des Erwachsenen ist ein Kugel- oder auch Nussgelenk. Der annähernd kugelförmige Gelenkkopf (caput femoris) wird von einer Hohlhalbkugel, der Hüftpfanne, umschlossen. Abb.2.1 zeigt den Querschnitt durch ein Hüftgelenk.

Die Gelenkpfanne ist nach kaudal-lateral geöffnet. Am Rand der Hüftpfanne schließt sich ein Knorpelfaserring (Limbus articularis) an. Mit ihm überdeckt die Gelenkpfanne im Normalgelenk etwas mehr als die Hälfte des Gelenkkopfes. Das gesamte Gelenk ist von der Gelenkkapsel umschlossen. Bei einem gesunden Gelenk sind die Mittelpunkte des Kopfes und der Pfanne annähernd identisch. Die Gelenkflächen sind teilweise vom Gelenkknorpel überzogen. Die überzogenen Flächen haben die Form eines Halbmondes (Facies lunata, Abb.2.2). Zwischen den ausgesparten Bereichen spannt sich ein Band, das Ligamentum capitis femoris. Der Knorpel erreicht in der Hauptbelastungszone eine Dicke von zwei bis vier Millimetern. Zum Rand hin nimmt die Knorpeldicke ab. Zwischen den Knorpelflächen befindet sich die Synovialflüssigkeit, die als Gleitfilm dient.

Der Schenkelhals ist gegenüber dem Schenkelschaft in der Form eines Krans abgewinkelt. Der eingeschlossene Winkel (Schenkelhalswinkel oder Centrum-Collum-Diaphysenwinkel (CCD-Winkel) [MUL57]) beträgt beim Erwachsenen[1] gewöhnlich zwischen 120° und 135°. Er wird durch die Schenkelschaftachse und die Schenkelhalsachse definiert, die durch den Kopfmittelpunkt und die Mitte der engsten Stelle des Schenkelhalses bestimmt wird. Gegenüber der Kondylenachse des Knies ist der Schenkelhals normalerweise nach vorne rotiert (Abb.2.3). Der Winkel zwischen Kondylentangente und Schenkelhals (Antetorsionswinkel = AT-Winkel) kann zwischen $+37°$ und $-25°$ schwanken ([MAT90], S.257).

[1] Beim Säugling beträgt der CCD-Winkel noch etwa 145°. Er verringert sich bis zur Adoleszens auf etwa 127° und beträgt im Greisenalter nur noch 120° oder weniger. ([MAT90], S.256).

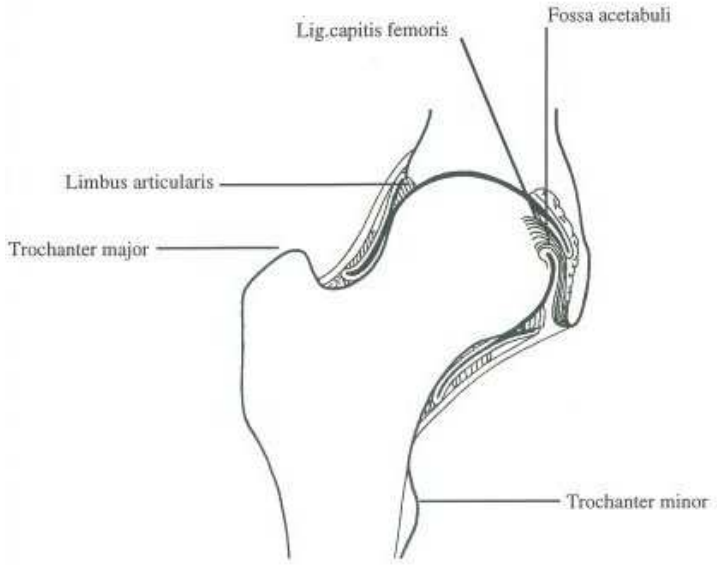

Abbildung 2.1: Querschnitt durch ein Hüftgelenk (nach [TON84] S.1).

Die Überdachung des Schenkelkopfes durch die Gelenkpfanne (Acetabulum) wird durch den CE-Winkel (Center-Edge-Winkel [WIB39]) im a.-p. Röntgenbild des Beckens beschrieben (Abb.2.3). Gemessen wird dieser Winkel zwischen der Geraden durch den Kopfmittelpunkt und dem äußersten Punkt der Pfanne und der Körpersenkrechten. Als normal ist hierbei ein Winkel von über 26° zu bezeichnen ([TON84], S.33).

2.2 Erkrankungen des Hüftgelenkskeletts

ANeben Frakturen des Acetabulum und des Femur sind angeborene Fehlstellungen des Gelenks und deren Folgen von großer medizinischer und sozialer Bedeutung. Für die Gelenkpfanne sei hier die Hüftgelenksdysplasie oder Luxationshüfte genannt. Hierbei findet sich eine mangelhafte Überdachung des Gelenkkopfes durch die Pfanne. In Kombination mit einem insuffizienten Band- und Muskelapparat kann der Gelenkkopf nicht in der Gelenkpfanne gehalten werden. Als Folge hiervon luxiert der Kopf aus der Pfanne. Diese congenitale Fehlstellung wird heute meist schon im Säuglingsalter durch Ultraschall-Reihenuntersuchungen diagnostiziert und bietet bei zumeist guter Prognose eine dankbare Indikation zur konservativen[2] Therapie. Die Luxationshüfte tritt in Deutschland regional unterschiedlich häufig auf. Die Zahlenangaben für die Gesamthäufigkeit instabiler Hüften bei Säuglingen variieren stark. Als Annäherung seien hier nach Tönnies ([TON84],

[2]Das Hüftgelenk wurde durch Gipsverband oder andere Vorrichtungen in einer Stellung fixiert, die die Ausbildung des acetabulums fördern soll. Heute in großem Maße durch Krankengymnastik ergänzt.

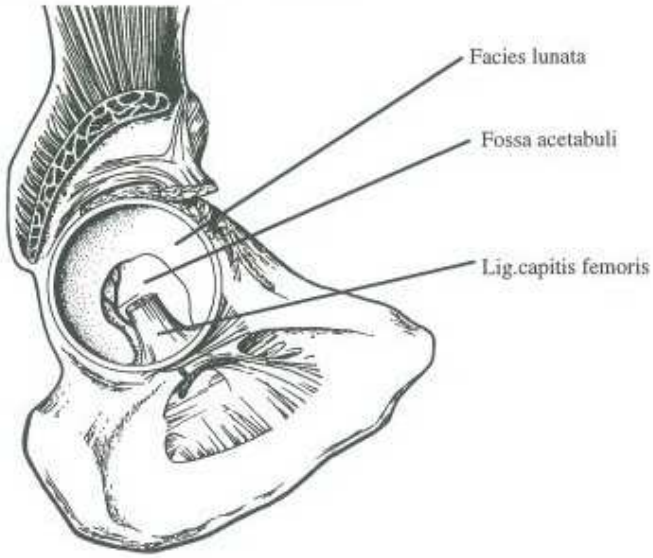

Abbildung 2.2: Die halbmondförmige Anordnung der Knorpelflächen, der Facies lunata, in der Gelenkpfanne (nach [TON84], S.1).

S.61) 2-5% genannt[3]. Dabei tritt die Hüftluxation im Durchschnitt etwa 7-mal häufiger bei Mädchen als bei Jungen auf. Über die Ursachen für das Auftreten instabiler Hüften und als Folge hiervon einer Hüftluxation, gibt es noch keine abschließenden Untersuchungen, jedoch handelt es sich mit hoher Wahrscheinlichkeit um ein multifaktorielles Geschehen [KUM88].

Aufgrund der Früherkennung finden sich bei Jugendlichen und Erwachsenen heutzutage zunehmend weniger ausgeprägte Formen der Luxationshüfte. Hier handelt es sich um sog. Flachpfannen, also Pfannen mit einem niedrigen CE-Winkel (Abb.2.4) und niedrigem ACM-Winkel [IDE52]. Durch die mangelnde Überdachung des Schenkelkopfes ergibt sich eine Überlastung der zu kleinen Belastungszone im Gelenk [PAU73]. Dies führt zu Schmerzen bei Belastung des Gelenks (Laufen), zu degenerativen Veränderungen und im weiteren Verlauf zu Arthrosen auch schon in frühen Lebensaltern.

Ähnliche Auswirkungen wie bei der Flachpfanne ergeben sich durch Fehlstellungen des Schenkelhalses (Abb.2.5). Eine Vergrößerung des CCD-Winkels wird als Coxa valga (Abb.2.5c) bezeichnet, eine Verkleinerung als Coxa vara (Abb.2.5b). Die Coxa valga kann analog einer flach ausgeprägten Pfanne zu einer frühen Arthrose führen[4]. Dagegen hat die Coxa vara eine höhere Biegebeanspruchung des Schenkelhalses zur Folge und damit eine erhöhte Bruchanfälligkeit des Halses. Dies erklärt, neben dem Elastizitätsverlust des Kno-

[3]Das Auftreten von Hüftdysplasien ist weltweit stark unterschiedlich. So ist sie z.B. im osteuropäischen Raum deutlich häufiger als in Deutschland, in Afrika fast unbekannt.

[4]Bei einer nicht ausreichenden Zentrierung des Kopfes im Pfannenmittelpunkt und bei verminderter Kontaktfläche kann eine Coxa valga zu einer meist im Bereich des lateralen Pfannendaches gelegenen stärkeren Kraftübertragung kommen, was zu degenerativen Veränderungen im Sinne einer Arthrose führt, wenn die biologische Regenerationsfähigkeit von Knorpel und Knochen überschritten wird [KUM88].

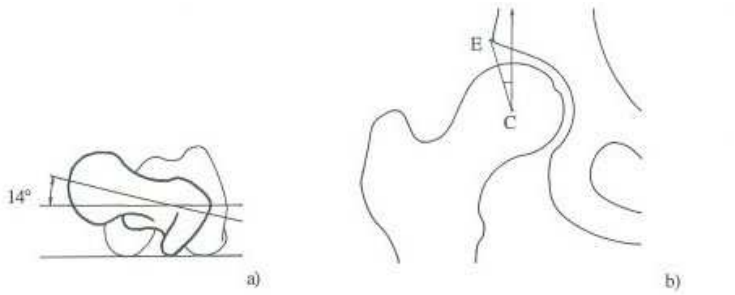

Abbildung 2.3: (a) Der Antetorsionswinkel (AT-Winkel) des Schenkelhalses. Dargestellt ist der Winkel eines normalen Gelenks (nach [TON84], S.3) (b) Schematische Darstellung des Center-Edge-Winkels (CE-Winkel) (nach [TON84], S.126)

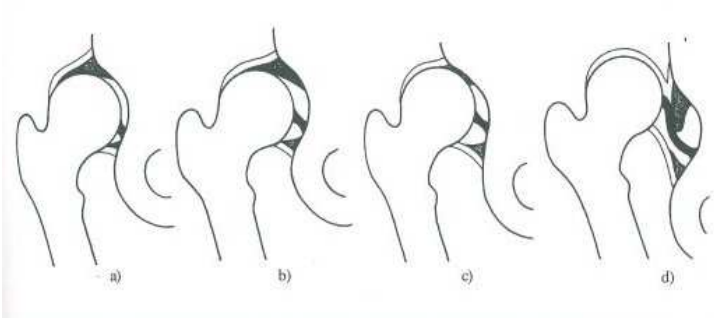

Abbildung 2.4: Schematische Darstellung der Arthrographie; eines normalen Gelenks (a) gegenüber unterschiedlichen Schweregraden von LuxationsHüften (nach [TON84], S.84ff.): (b) Grad 1, instabiles, subluxiertes Gelenk (c) Grad 2, subluxiertes Gelenk (d) Volle Verrenkung, der Gelenkkopf steht außerhalb der Pfanne

chengewebes, das verstärkte Auftreten von Schenkelhalsbrüchen in höheren Lebensaltern.

2.3 Unterstützung der Diagnose durch bildgebende Verfahren

Zur Diagnose einer Hüftgelenkserkrankung ist die Untersuchung mit einem bildgebenden Verfahren unerläßlich. Das übliche Projektionsröntgenbild ([KRE88]), S. 221ff) im a.-p.-Strahlengang (anterior-posterior = von vorn nach hinten, der Patient liegt oder steht) dient grundsätzlich zur ersten Abklärung. Mit ihm können Fehlstellungen des Femur und die seitliche Überdachung des Kopfes begutachtet werden. Dazu werden charakteristische Winkel wie CCD- oder CE-Winkel auf den Röntgenbildern mit Hilfe von Schablonen zeichnerisch bestimmt. Zur genaueren Untersuchung werden entweder weitere Projektionsröntgenaufnahmen in unterschiedlichen Stellungen des Patienten angefertigt, auf denen ebenfalls charakteristische Winkel gemessen werden, oder bei komplizierten Fällen gleich eine Computertomographie erstellt. Im folgenden sollen die Standardaufnahmebedingungen erläutert und auf andere eventuell hilfreiche bildgebende Verfahren eingegangen werden.

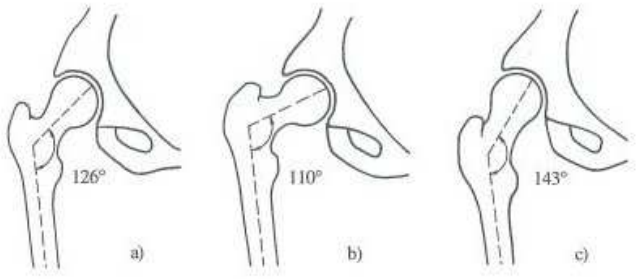

Abbildung 2.5: Fehlstellungen des Schenkelhalses. (a) normal, (b) Coxa vara, (c) Coxa valga. (nach [TON84], S.31)

2.3.1 Lagerungstechniken bei der Erstellung von Projektionsröntgenbildern

Zur präzisen Beurteilung des Gelenks ist eine a.-p. Röntgenaufnahme des Beckens alleine sicher nicht ausreichend. Durch die Projektion werden interessierende Strukturen überlagert und sind nicht einwandfrei bzw. nur bei großer Erfahrung des diagnostizierenden Arztes [GAN91] zu differenzieren. In der Literatur ([TON84], S.104ff) und ([DEB87], S.131ff), wird eine Vielzahl von Lagerungs- und Aufnahmetechniken vorgeschlagen. Stellvertretend seien hier die Faux-profil-Aufnahme nach Lequesne und die AT-Aufnahme nach Dunn beschrieben [TON84].

Faux-profil-Aufnahme
Die Aufnahme erfolgt nach Lequesne stehend und auf ein Gelenk zentriert. Tönnies beschreibt die Stellung des Patienten folgendermaßen:

„. . . Dabei soll sich das Becken des Patienten an eine Kiste oder eine schräge Wand anlehnen . . . Diese schräge Fläche steht in einem Winkel von 65° zur Wand und Halterung, an der die Röntgenplatte liegt. Das Bein wird belastet, nicht etwa vorgesetzt. Der Fuß soll parallel zur Filmplatte stehen. Die Filmplatte steht mit ihrem Zentrum hinter dem Hüftgelenk. Die Röhre ist dementsprechend auch auf das Hüftgelenk zentriert.“ ([TON84], S.106)

Die Faux-profil-Aufnahme erlaubt die Beurteilung der vorderen Überdachung. Wie bei allen Spezialaufnahmen muß hierbei besonders auf die korrekte Stellung bzw. Lagerung des Patienten geachtet werden.

AT-Aufnahme
Die Aufnahme erfolgt liegend. Die exakte Lagerung des Patienten wird durch ein Gestell erreicht. Hüft- und Kniegelenke sollen um exakt 90° gebeugt werden, d.h. die Unterschenkel befinden sich parallel zum Tisch, auf dem der Patient liegt. Außerdem erfolgt eine Abduktion um 20°. Die Röntgenröhre wird auf die Symphyse zentriert. Mit Hilfe dieser Aufnahme kann die Antetorsion des Schenkelhalses bestimmt werden, was für Eingriffe am Schenkelhals von besonderer Bedeutung ist ([TON84], S.108).

2.3.2 Röntgen-Computertomographie

Obwohl die Röntgen-Computertomographie [KRE88], auch Transversale Computertomographie (CT oder TCT), eine räumliche Abbildung des Hüftgelenks bietet, wird im Bereich der Orthopädie nur in Ausnahmefällen auf dieses bildgebende Verfahren zurückgegriffen. Gründe hierfür sind die Strahlenbelastung für den Patienten und die hohen Kosten für eine CT-Untersuchung. Indiziert ist eine solche Untersuchung also nur, wenn auf der Grundlage von Projektionsröntgenbildern keine Diagnose gestellt werden kann, oder ein geplanter chirurgischer Eingriff einer exakteren, räumlichen Planung bedarf, als es mit Projektionsbildern möglich ist. Abb.2.6 zeigt ein CT-Schichtbild. Dargestellt sind die berechneten Schwächungswerte (Hounsfield-Einheiten, abgekürzt HU) der Gewebe als Grauwerte in einer transversalen Schicht.

Abbildung 2.6: CT-Schichtbild eines Beckens.

Zusätzlich zu den Schnittbildern (repräsentiert durch eine Bildmatrix) liefern moderne CT-Geräte auch noch dreidimensionale Darstellungen von Objekten aus Schichtbilderserien. Dabei handelt es sich um Folgen paralleler Schichtbilder, in einem Abstand zwischen 2 und 8 mm aufgenommen. Abb.2.7 zeigt eine solche Rekonstruktion. Jedes Gewebe wird durch eine CT-Aufnahme auf denselben Wertebereich abgebildet, d.h. ein Gewebe zeichnet sich durch bestimmte Schwächungswerte aus [KRE88]). Für Abb.2.7 wurden diejenigen Punkte jeder Schicht selektiert, die einen für Knochen charakteristischen Schwächungswert aufweisen. Diese Punktmenge wird mit Verfahren der Computergraphik visualisiert. In Kapitel 4 wird näher auf die Verfahren zur Selektion der interessierenden Punkte und ihrer Darstellung eingegangen.

2.3.3 Andere bildgebende Verfahren

Die in 2.3.1 und 2.3.2 beschriebenen Verfahren sind aufgrund der Belastung durch Röntgenstrahlen so wenig wie möglich einzusetzen [VOG89]. Daher stellt sich die Frage, ob andere,

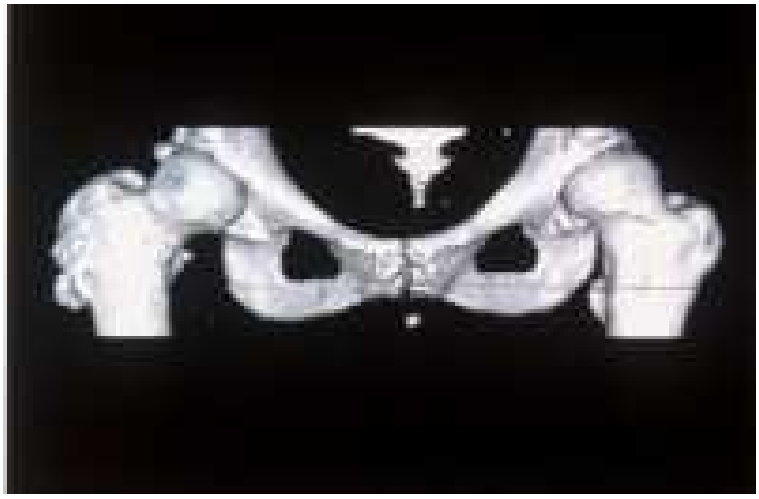

Abbildung 2.7: Dreidimensionale Darstellung des Knochengewebes einer CT-Schichtbildserie des Beckens.

weniger belastende Verfahren sinnvoll alternativ einsetzbar sind. Ultraschall bietet hier zur Zeit nur im Bereich der Pädiatrie die gewünschte Darstellung und Auflösung. Magnetic Resonance Imaging (MRI), oder auch Nuclear Magnetic Resonance (NMR) bietet zwar eine der Computertomographie ähnliche Auflösung, jedoch werden die interessierenden Gewebe (Knochen und Knorpel) nicht ausreichend differenziert dargestellt (Abb.2.8), d.h. Knochen und/oder Knorpel lassen sich schlecht vom umgebenden Gewebe abgrenzen.

2.4 Operationen am Hüftgelenk

Die Konservative Therapie wird meist nur im Kleinkindalter zur definitiven Therapie eingesetzt. Bei nicht vollständig erfolgreicher konservativer Behandlung oder zu spät erkannten Fehlstellungen bedarf es meist eines chirurgischen Eingriffs. Hier unterscheiden wir gelenkverbessernde Maßnahmen (Osteotomien) und Prothesenimplantationen. Eine Osteotomie ist die „Durchtrennung von Knochen mit Meißel oder Säge, um Fehlstellungen auszugleichen“[PSC86]. Anschließend werden die Knochensegmente durch Osteosyntheseverfahren neu verbunden.

2.4.1 Femurosteotomien

Das Ziel einer Femurosteotomie, also einer Osteotomie am Oberschenkelknochen, ist es entweder eine Fehlstellung zu beseitigen oder arthrotische Bereiche im Gelenk aus der Belastungszone zu bewegen, so daß anderes, gesundes Knorpelmaterial in der Belastungszone die Reibung von Knochen auf Knochen verhindert. Femurosteotomien werden intertrochantär, d.h. zwischen den beiden Trochantern, oder subtrochantär durchgeführt. In Abb.2.9 sind die häufigsten intertrochantären Osteotomien schematisch dargestellt.

Abbildung 2.8: MRI-Aufnahme eines Hüftgelenks (frontal).

2.4.2 Pfannenosteotomien

Bei einer Hüftdysplasie, in deren Folge sich eine Arthrose entwickelte, kann der Patient zwar durch eine Femurosteotomie vorübergehend von Schmerzen befreit und seine Mobilität wieder gesteigert werden, jedoch ändert sich an der zugrundeliegenden mangelnden Ausbildung der Pfanne nichts. Die Flachpfanne überdeckt den Gelenkkopf weiterhin mangelhaft und nach einigen Jahren ist oftmals eine Folgeoperation indiziert. Mit der Technik der Pfannenosteotomie wird die eigentliche Fehlstellung beseitigt. Bei dieser Operation wird die Gelenkpfanne, das Acetabulum, teilweise vom Restbecken gelöst und über den Gelenkkopf gedreht, so daß sich eine bessere Überdachung und damit eine größere Belastungszone ergibt. Aufgrund der anatomischen Verhältnisse, die Pfanne liegt ja näher als der Femur in Nachbarschaft zu wichtigen Organen des Beckens, verlangt diese Operation eine größere Erfahrung und Geschicklichkeit vom Operateur.

Vor den eigentlichen Pfannenosteotomien seien noch die extraartikuläre Pfannendachplastik und die Azetabuloplastik erwähnt. Bei der ersten Form werden Knochenspäne an der Beckenwand oberhalb der Pfanne angebracht, die den Gelenkkopf überdachen sollen. Zur Azetabuloplastik wird oberhalb des Pfannendachs eingemeißelt und anschließend der äußere Teil des Dachs auf den Kopf herabgebogen. Diese Techniken werden überwiegend bei Kindern eingesetzt, da hier die Knochen noch leichter zu verformen sind ([TON84], S.297ff).

Die Pfannenosteotomien werden nach der Anzahl der Schnitte unterschieden: einfach, zweifach oder dreifach. Die einfache Osteotomie (nach Salter, ([TON84], S.306ff)) durchtrennt das Becken waagerecht oberhalb der Spina iliaca anterior inferior[5]. Der untere Beckenanteil wird dann nach vorn und etwas seitlich über den Gelenkkopf gezogen und fixiert.

[5] vorderer unterer Darmbeinstachel

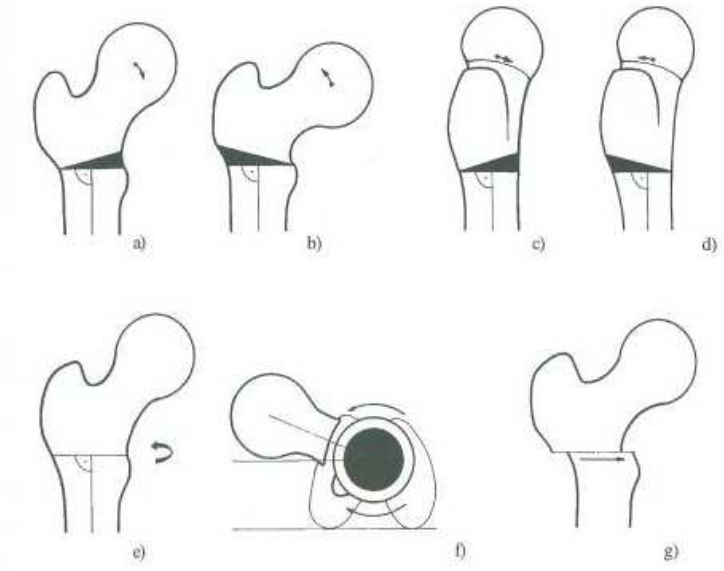

Abbildung 2.9: Schematische Darstellung der häufigsten Osteotomien am Femur. (nach [TON84], S.276): (a) Varisierungsosteotomie, (b) Aufrichtungsosteotomie, (c) Beugeosteotomie, (d) Überstreckungsosteotomie, (e) Rotationsosteotomie (frontale Sicht), (f) Rotationsosteotomie (Aufsicht, Änderung des AT-Winkels), (g) Umstellungs- oder Medialisierungsosteotomie

Diese Technik wird üblicherweise nur bis zum Alter von etwa 6 Jahren angewendet. Bei älteren Kindern und Erwachsenen werden nur mit zwei- oder dreifachen Beckenosteotomien gute Ergebnisse erzielt. Die Schnittführung oberhalb der Pfanne ist bei allen Variationen ähnlich. Sie wird in der gleichen Höhe wie nach Salter vorgenommen, verläuft aber nicht waagerecht, sondern fällt nach vorne und innen ab. Unterhalb der Pfanne wird entweder pfannennah nur ein Schnitt vorgenommen, oder Scham- und Darmbein werden durchtrennt. Abb.2.9 zeigt einige Techniken.

Der Vollständigkeit halber sei hier noch die sphärische Pfannenosteotomie nach Wagner ([TON84], S.321ff) erwähnt. In diesem Fall wird die Gelenkpfanne halbkreisförmig vom Becken getrennt, nach lateral geschwenkt und fixiert.

2.4.3 Prothesenimplantationen

Ist das Gelenk durch eine lang anhaltende Fehlbelastung zu geschädigt, um gelenkverbessernde Operationen durchzuführen, bleibt nur noch die komplette oder teilweise Entfernung des Gelenks und die Implantation eines künstlichen Hüftgelenks. Für den Ersatz der Gelenkpfanne wird ein Teil der natürlichen Pfanne abgetragen und durch eine Kunststoffpfanne ersetzt. Zum Ersatz der Gelenkkopfes wird dieser samt Schenkelhalsknochen entfernt. Der künstliche Gelenkkopf wird mit einem Prothesenschaft im Markraum des Schenkelschafts verankert. Zur Erhöhung der Paßgenauigkeit wird der Markraum hierbei eventuell noch durch Ausfräsen erweitert. Die Prothesen werden entweder mit Knochenzement fixiert oder zementlos verschraubt bzw. am Knochen abgestützt. Knochenzement dient zum einen der Fixierung der Prothese, zum anderen werden Formunterschiede von Markhöhle

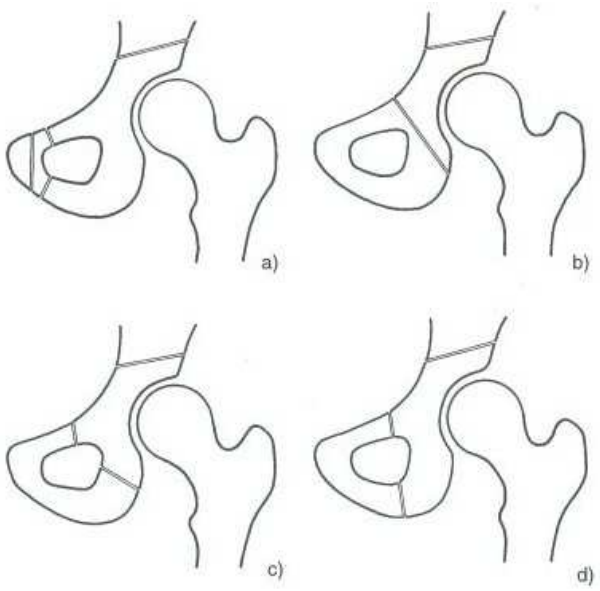

Abbildung 2.10: Schematische Darstellung einiger Beckenosteotomien. (a) nach Greenfield, bzw. Le Coeur, (b) nach Hopf, (c) nach Hopf und (d) nach Steel. (nach [TON84], S.310)

und Prothesenform ausgeglichen und die Paßgenauigkeit und damit die Kraftübertragung verbessert. Bei der Verwendung von Zement ergibt sich zwar eine schnelle Mobilisierung des Patienten, die Gefahr der Prothesenlockerung (durch Zerrüttung des Zements) ist allerdings etwas höher als bei zementlos implantierten Modellen. Außerdem besteht bei der Verwendung des Zements die Gefahr eines allergischen Kreislaufversagens (anaphylaktischer Schock), verbunden mit einer hohen Letalität des Patienten. Die zementfreien Prothesenschäfte weisen meist Fenster, Einkerbungen oder nur eine rauhe Oberfläche auf, so daß Knochenmaterial "einwachsen „kann und dadurch eine höhere Stabilität erreicht wird.

Da die Überlebensdauer von künstlichen Gelenken trotz intensiver Forschungen begrenzt ist und Re-Implantationen nicht beliebig häufig vorgenommen werden können[6], ist der Gelenkersatz erst in höheren Lebensaltern die Therapie der Wahl. Die Entscheidung zwischen einer Vielzahl von Standardprothesen und individuell für den Patienten gefertigten Prothesen ist unter den Fachleuten immer noch umstritten. Abschließende Untersuchungen fehlen, da aufgrund der langen Beobachtungszeiträume ein Vergleich neuerer Entwicklungen mit alten Modellen erst nach ca. 10 Jahren sinnvoll möglich ist. Näheres zu Materialien und Formen findet sich z.B. in [RAH84].

[6]Bei jeder Entfernung eines künstlichen Gelenks geht auch Knochenmaterial verloren, da sich Implantat und Knochen, bzw. Knochenzement und Knochen verbinden. Dies führt dazu, daß nach einigen Re-Implantationen nicht mehr genügend Knochen vorhanden ist, um das Implantat zu verankern und vor einer erneuten Implantation knochenaufbauende Maßnahmen erfolgen müssen.

2.5 Planung von Hüftgelenksoperationen

Für Femurosteotomien und Prothesenimplantationen existieren standardisierte Planungsverfahren. Die Planung wird dabei auf Projektionsröntgenbildern (a.-p.-Strahlengang) durchgeführt. Eine kurze Beschreibung dieser Planungsabläufe findet sich im folgenden Kapitel. Ein standardisiertes Vorgehen anhand von CT-Bildern existiert nicht. Eine Diskussion der neueren Veröffentlichungen zum Thema computerunterstützte Operationsplanung findet sich in Kap. 3.

2.5.1 Planung auf Projektionsröntgenbildern

Die Planungsverfahren auf Projektionsröntgenbildern benutzen grundsätzlich Übersichts**?** aufnahmen in a.-p.-Lagerung des gesamten Beckens. Für die Prothesenauswahl stellen die Prothesenhersteller durchsichtige Schablonen zur Verfügung. Der Chirurg wählt anhand der gesunden Seite (falls vorhanden) die passendste Prothese aus den zur Verfügung stehenden Standardprothesen aus. Dazu werden die Schablonen so auf die gesunde Seite gelegt, daß der mediale Rand der Prothese am Innenrand des Markraums anliegt und der Innenrand der Kunstpfanne mit dem der natürlichen Pfanne übereinstimmt. Nach Bestimmung der Form und Größe der Prothese wird auf der kranken Seite die genaue Lokalisation der Prothese und derjenigen Knochenanteile bestimmt, die bei der Operation entfernt werden müssen. Näheres zur Prothesenauswahl findet sich in [RAH84] und [SCH79].

Das Standardverfahren zur Planung einer intertrochantären Osteotomie nach Pauwels [PAU73] benutzt nur diejenige Hälfte des Röntgenbildes, die das betroffene Gelenk zeigt. Die Gegenseite wird nur zum Vergleich herangezogen. Vom Röntgenbild werden zwei Konturzeichnungen angefertigt. Die eine enthält nur den Femur (I), die andere das Acetabulum und die Schenkelschaftachse (II). Beide Zeichnungen werden übereinandergelegt. Durch Rotation und Translation der Zeichnung I wird die beste Stellung des Femur eruiert. Der Winkel zwischen der Schaftachse aus II und der verschobenen Achse in I gibt den Osteotomiewinkel an. Aus den Zeichnungen ist außerdem eine eventuelle Beinverkürzung zu ermitteln. Die Auswahl einer geeigneten Osteosyntheseplatte wird durch die Abmessung einer eingezeichneten Platte getroffen.

2.5.2 Planung am Modell

Es wurden mehrere Verfahren entwickelt, um die räumliche Information aus CT-Schichtbildern für eine Planung nutzbar zu machen. Alle diese Verfahren liefern dem Operateur ein reales dreidimensionales Knochenmodell des Patienten aus Styropor oder Kunststoff, das mit Hilfe von CNC-Maschinen nach den CT-Schnitten gefertigt wird [BRI85]. Die entsprechenden Maschinen sind kommerziell erhältlich[7], aber aufgrund ihres hohen Preises nur für große Kliniken gedacht. Als Alternative zum Kauf kann eine Klinik ein einzelnes Modell bei der entsprechenden Firma in Auftrag geben. Die Kosten hierfür belaufen sich auf ca 3000,- DM.

Der Chirurg plant die Operation anhand des Modells und simuliert sie, indem er das Modell durch Sägen zerteilt und neu zusammensetzt. Ist das simulierte, postoperative Beckenmodell nicht zufriedenstellend, muß an einem neuen Modell eine veränderte Öperation-

[7] Firma MEK, Kiel

ßimuliert werden. Verfahren zur Bewertung des Gelenks prä- und postoperativ existieren nicht, eine Beurteilung erfolgt rein visuell und qualitativ.

2.6 Zusammenfassung

Da Diagnostik und Planung auf der Basis gemessener Größen erfolgen, bietet sich das Gebiet der Hüftgelenkchirurgie für den Einsatz computerunterstützter Planungsverfahren an. Außerdem ist die dreidimensionale Information, wie sie eine CT-Aufnahme zur Verfügung stellt, nicht direkt vom Arzt auswertbar. Die Aufarbeitung und Unterstützung durch Methoden der Datenvisualisierung, Bildanalyse, wissensbasierter Diagnoseunterstützung und nicht zuletzt der Computergraphik und -animation ist hier sicherlich sinnvoll. Die Verbesserung von Diagnostik und Operationsplanung allein hat schon eine verbesserte Behandlung für den Patienten zur Folge.

Zu diskutieren bleibt, ob die Robotik die Operation selbst noch entscheidend verbessern kann. Eine weniger weitreichende Maßnahme stellen intraoperative Maßnahmen zur Qualitäts-sicherung dar, d.h. die Kontrolle des chirurgischen Einsatzes mit Hilfe von bildgebenden Verfahren und computerunterstützter Auswertung dieser Kontrollbilder. Für beide Möglichkeiten besteht jedoch zuerst einmal der Bedarf nach einer exakten Planung der Operation. Zur Unterstützung der Operation können sicher die Verfahren der Neurochirurgie [KLI91], [KRY91], etwa stereotaktische Zielgeräte, und der Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie [VAN83] sinnvoll adaptiert werden.

Kapitel 3

Computerunterstützte Operationsplanung

Existierende Systeme zur Unterstützung von Operationsplanungen lassen sich in zwei Gruppen unterteilen: allgemeine Systeme, die haupsächlich der Visualisierung von Bilddaten unterschiedlichster bildgebender Verfahren dienen, und spezialisierte Systeme, zur detaillierten Planung von Operationen eines oder mehrerer Teilgebiete der Chirurgie (siehe Abb.3.1). Da nur wenige Ansätze zur Unterstützung der Hüftgelenkchirurgie veröffentlicht sind, wird die Analyse bestehender Operationsplanungssysteme auf allgemeine Systementwürfe und spezielle Lösungen aus verwandten medizinischen Teilgebieten ausgedehnt.

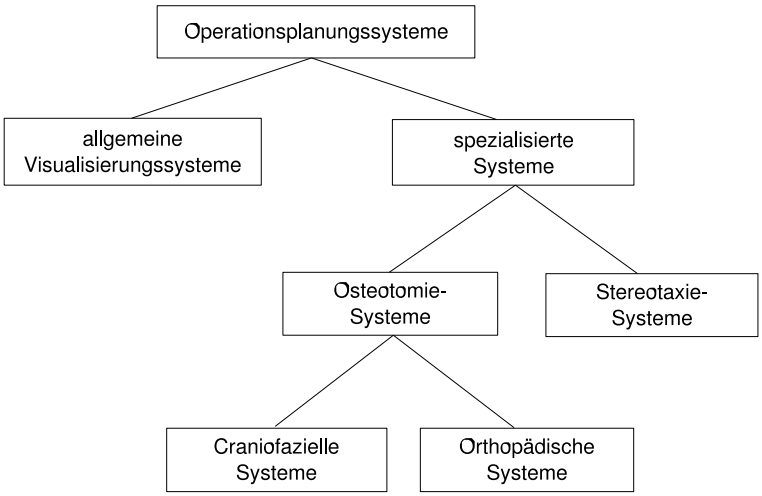

Abbildung 3.1: Die Klassenbildung der Operationsplanungssysteme.

3.1 Funktionsumfang existierender Systeme zur Unterstützung der Operationsplanung

Allgemeine Visualisierungssysteme unterscheiden sich durch die Verfahren zur Erzeugung der zu visualisierenden Daten und den Funktionsumfang außerhalb der Komponenten zur

reinen Visualisierung. Neben dem am weitesten verbreiteten Ansatz, zur Planung die patientenspezifischen Volumendaten zu verwenden, existieren auch Ansätze, die beispielhafte Datensätze [HOH92] oder manuell erstellte Modelle anatomischer Objekte einsetzen [COV93]. Die letzten beiden Systemtypen werden aufgrund des modellhaften Charakters der benutzten Daten lediglich als Lernsysteme für die medizinische Ausbildung betrachtet (siehe [HOH92] und [COV93]), da die Analyse von Patientendaten nicht ermöglicht und eine Planung individueller Operationen auf diesen Daten nicht unterstützt wird.

Der Schwerpunkt allgemeiner mit Patientendaten arbeitenden Visualisierungssysteme liegt entweder in der schnellen oder in der besonders exakten dreidimensionalen Darstellung unterschiedlicher Volumendaten. Da differierende Gewebetypen und Objekte, die von mehreren bildgebenden Verfahren erzeugt werden, zu visualisieren sind, erfolgen Segmentierung und Analyse auch in neueren Veröffentlichungen überwiegend interaktiv (siehe [RAY90]) oder halbinteraktiv ([UDU91], [NEL93]).

Die ersten Ansätze zur Visualisierung medizinischer Volumendaten zur Erleichterung der Operationsplanung wurden von Hermann und Liu bereits 1977 veröffentlicht ([HER77] und [LIU77]). Der oberflächenorientierte Ansatz dieser Arbeitsgruppe bildet die Basis auch vieler aktueller Systeme. In den folgenden Veröffentlichungen standen noch die Optimierung der Darstellungsqualität und die Minimierung der dafür erforderlichen Rechenzeit im Vordergrund des Forschungsinteresses. Die schon früh gestellte Forderung nach interaktiver Manipulation und Analyse der Volumendaten [VAN83], wird erst in den neueren Veröffentlichungen ansatzweise erfüllt [UDU91].

Die Hauptbestandteile dieser allgemeinen Planungssysteme sind Module zur interaktiven Bildbearbeitung, zur interaktiven Analyse und zur Visualisierung der Volumendaten. Unter interaktiver Bildbearbeitung ist sowohl die Bearbeitung der originalen zweidimensionalen Bilder als auch die Veränderung am segmentierten, dreidimensional rekonstruierten und auf die Bildschirmebene projizierten anatomischen Objekt zu verstehen. Beide Manipulationsarten dienen jedoch hauptsächlich der Isolierung relevanter Teilgebiete der aufgenommenen Szene. Die Segmentierung des interessierenden Objektes selbst erfolgt nach Bestimmung einer Region in den Schichtbildern zumeist durch Schwellwertverfahren (siehe [HER77], [ART81], [RAY90], [UDU91], [NEL93], [BRE84], [DEK87]). Andere Systeme bieten halbautomatische Segmentierungsverfahren an, deren Ergebnisse gegebenenfalls durch interaktive Korrekturen verbessert werden müssen [KIK92]. Diejenigen Systeme, die eine dreidimensionale Manipulation des projizierten Objektes unterstützen, verwenden aus Gründen der Rechenzeit oberflächenorientierte Darstellungsformen (siehe [KIK92], [DEK87], [RAY90], [UDU91]). Systeme, die eher der reinen Visualisierung dienen, benutzen zum Teil auch volumenorientierte Verfahren [MEI91].

Auf diejenigen Systeme, die lediglich zur Visualisierung computertomographischer Daten entworfen wurden und auch kein spezielles chirurgisches Fach unterstützen, wird im Folgenden nicht näher eingegangen. Es werden stattdessen spezielle Systeme und deren Manipulations- oder Analysekomponenten detaillierter betrachtet.

3.1.1 Manipulationskomponenten

Die interaktive Operationssimulation, d.h. die Simulation der Operation durch Veränderung eines Objektes, wird unterschiedlich gelöst. Brewster stellte bereits 1984 einen kompositionellen Ansatz vor [BRE84]. Der Benutzer wählt unter geometrischen primitiven Objekten,

wie z.B. Quader oder Kegel, ein geeignetes Modell aus und bildet entweder die Summe aus anatomischem Objekt und geometrischem Objekt oder vermindert das anatomische Objekt um das künstliche Objekt. Zur Simulation einer konkreten Operation erscheint dieser Ansatz jedoch von den realen Vorgängen zu weit entfernt zu sein. Arridge beschreibt 1990 eine Erweiterung dieses Ansatzes [ARR90]. Statt die Manipulationsmöglichkeiten auf Boolsche Operationen mit festen geometrischen primitiven Objekten zu reduzieren, konstruiert der Benutzer in diesem System komplexe dreidimensionale Masken durch Festlegung ihrer zweidimensionalen Konturen in mehreren Projektionsebenen. Die durch die Operationen „Vereinigung “und „Schnittmenge “erzeugten neuen Objekte können getrennt weiter verarbeitet werden. Mit dieser Manipulationsmethode ist die Simulation craniofazieller Rekonstruktionen leicht durchführbar. Nachteile des Verfahrens liegen jedoch in der Komplexität der durch den Benutzer auszuführenden Verarbeitungsschritte und im hohen Rechenaufwand, der in langen Antwortzeiten für den Benutzer resultiert.

Robb beschreibt das kommerzielle Operationsplanungssystem ANALYZE [ROB90]. Die Manipulation der Daten ist hier auf das zweidimensionale Editieren der Daten beschränkt, so daß die Simulation von Operationen nur mit erheblichem Aufwand an Zeit und räumlichem Vorstellungsvermögen verbunden ist.

Udupa entwirft zwei Arten von Schnittoperationen [UDU91]. Sie werden entweder durch eine Folge von planaren Schnitten oder durch die Zeichnung einer Osteotomielinie mit der Maus ausgeführt. Im letzten Fall spezifiziert der Benutzer zusätzlich die Tiefe des vorzunehmenden Schnittes. In beiden Fällen können die entstandenen Segmente frei gegeneinander bewegt werden. Den weitestgehenden Ansatz propagiert Kikinis [KIK92]. Der Benutzer agiert mit auf dem Bildschirm dargestellten chirurgischen Instrumenten. Kikinis gibt jedoch keine Informationen, wie das Vorgehen des Benutzers konkret aussieht und welchen mathematischen Grundlagen die Veränderungen des Volumens nach den auf der Projektion ausgeführten Handlungen unterliegen.

3.1.2 Analysekomponenten

Komponenten zur Analyse der Patientendaten, d.h. die quantitativen Berechnungen von Parametern, sind selten Bestandteile der zur Zeit existierenden allgemeinen Planungssysteme. Gebräuchlich sind lediglich wie in [ROB90] dargestellt zweidimensionale Entfernungs- und Winkelmessungen. Eine interaktive räumliche Vermessung dargestellter Objekte wird in [UDU91] beschrieben. Neben einer dreidimensionalen Entfernungs- und Winkelmessung kann mit dem vorgestellten System auch das Volumen eines dargestellten Objektes im Originalzustand oder eines interaktiv bestimmten Segmentes dieses Objektes berechnet werden. Weitergehende Analysen werden nur in den unter den Abschnitten 3.1.3 und 3.1.4 behandelten spezialisierten Systemen unterstützt.

3.1.3 Planungssysteme in der Stereotaxie

In Abweichung von anderen Operationsplanungssystemen beinhalten die Systeme zur Unterstützung des Chirurgen bei stereotaktischen Operationen des Kopfes zusätzliche Komponenten, die der exakten Lagebestimmung von Instrumenten und Objekten in Relation zueinander und zum Patienten sowohl prä- als auch intraoperativ dienen. Vor Aufnahme eines Bildes oder einer Computertomographie wird der Kopf des Patienten in einem Rahmen

fixiert, so daß ein externes festes Referenzkoordinatensystem im Datenvolumen und intraoperativ am Patienten vorhanden ist. Die Software dieser Planungssysteme umfaßt daher auch eine Komponente zur Detektion des Bezugsrahmens im Datenvolumen und Messung von Entfernungen bzw. der Position von Instrumenten in Relation zum Referenzsystem (siehe [VER93], [YOS93], [EHR92], [ADA90], [KAL87]). Weitere spezielle Probleme ergeben sich durch die parallele Planung auf Bildern unterschiedlicher Quellen, Auflösung und Qualität [VER 93]. Aufgrund der unterschiedlichen Bildquellen und der zu detektierenden Objekte ist es kaum möglich eine vollständig automatische Vorverarbeitung und Segmentierung aller für die Planung relevanten Objekte bereitzustellen [EHR92]. Lediglich die Detektion des Bezugsrahmens und darauf aufbauend die Bestimmung der Transformation des Datensatzes eines bildgebenden Verfahrens in ein patientenspezifisches Koordinatensystem erfolgt dagegen in einigen Systemen automatisch [VER93]. Die Detektion anatomischer und pathologischer Objekte erfolgt halbautomatisch oder manuell [EHR92].

3.1.4 Planungssysteme in der Orthopädie

Bereits 1983 veröffentlichte die Arbeitsgruppe um Vannier den ersten Entwurf für ein spezielles Operationsplanungssystem zur Unterstützung bei craniofazialen chirurgischen Eingriffen [VAN83]. Die Leistung des entwickelten Systems umfaßte zu diesem Zeitpunkt jedoch lediglich die dreidimensionale Rekonstruktion und Visualisierung von Knochen- und Hautoberflächen. Sowohl die Darstellungsqualität als auch die benutzten Methoden verbesserten sich zwar nach den Veröffentlichungen der folgenden Jahre (siehe [VAN89][1], [HOF89], [VAN91]), jedoch wurde die Funktionalität der Systeme nicht wesentlich erweitert. Das von Yasuda 1990 vorgestellte System erlaubt dagegen die interaktive Festlegung von beliebigen Osteotomielinien und die Reposition der entstehenden Knochenteilstücke [YAS90]. Zusätzlich erfolgt eine ungefähre Vorhersage der postoperativen Gesichtsform durch direkte Anwendung der Knochenveränderung auf die Hautoberfläche, was im Bereich der craniofaziellen Chirurgie insbesondere im Rahmen der präoperativen Patientenaufklärung als sinnvolle Erweiterung eines Planungssystems angesehen wird. Die analytische Komponente besteht bei Yasudas System aus einer räumlichen Entfernungsmessung, wobei zwei Punkte auf einer visualisierten Knochenoberfläche vom Benutzer spezifiziert werden müssen. Aufgrund der alleinigen Verwendung von Daten der Röntgen-Computertomographie, erfolgt die Knochen- und Hautoberflächensegmentierung halbautomatisch durch interaktive Wahl eines Schwellwertes durch den Anwender.

Brix stellt eine Vorrichtung zur Fertigung von Knochenmodellen auf der Basis von CT-Schichtbildern zur Operationsplanung vor [BRI85]. Der Einsatz dieser gefrästen Styropormodelle zur Planung craniofazieller Operationen wird von Kärcher beschrieben [KAR91] und [KAR92]). Das Verfahren liefert dem Operateur ein reales dreidimensionales Knochenmodell des Patienten aus Styropor oder Kunststoff, das mit Hilfe von CNC-Maschinen nach einer CT-Schnittbildserie gefertigt wird [BRI85]. Die entsprechenden Maschinen sind kommerziell erhältlich[2], aber aufgrund ihres hohen Preises nur für große Kliniken gedacht. Als Alternative zum Kauf kann eine Klinik einzelne Modelle bei der anbietenden Firma in Auftrag geben. Die Kosten hierfür sind jedoch mit ca 3000,- DM je Modell relativ hoch und

[1] In [VAN89] findet sich eine interessante Untersuchung des klinischen Nutzens dreidimensionaler Darstellungen für die Diagnostik.

[2] Firma MEK, Kiel

daher nur für komplizierte Fälle vertretbar, die ohne ein Modell nicht behandelt werden können.

Der Chirurg plant die Operation anhand des Modells und simuliert sie, indem er das Modell durch Sägen zerteilt und neu zusammensetzt. Ist das simulierte postoperative Modell nicht zufriedenstellend, muß an einem neuen Modell eine veränderte „Operation "simuliert werden. Verfahren zur Analyse der im Modell dargestellten Strukturen prä- und postoperativ existieren nicht, eine Beurteilung erfolgt rein visuell und qualitativ.

Murphy beschreibt an Fallbeispielen die Möglichkeit einer computergestützten Operationsplanung in der Orthopädie insbesondere für die Hüftgelenkchirurgie ([MUR86] und [MUR87]). Die Beurteilung des prä- und postoperativen Zustands des Gelenks bleibt rein qualitativ. In [MUR88] und [MUR89] ist dagegen die Bestimmung verschiedener Winkel und der Deformierung von Gelenkkopf und -pfanne möglich. Aufbauend auf einer interaktiven partiellen Segmentierung des Femurkopfes und des Acetabulums erfolgt eine halbautomatische Analyse des Hüftgelenks. Die berechneten Parameter sind

- Gelenkmittelpunkte und -radien
- Deformität der Gelenkflächen[3]
- Kongruenz der beiden Gelenkflächen
- die räumliche Entsprechung des CE-Winkels
- Kongruenz der Gelenkflächen nach interaktiv simulierter Flexion / Extension

Als Manipulationsoperationen implementierte Murphy neben planaren Schnitten zur Simulation von Femurosteotomien einen sphärischen Schnitt zur Approximation einer Pfannenosteotomie [MUR87].

Klaue beschreibt ein ähnliches System zur Operationsplanung [KLA88]. Der Benutzer bestimmt die Konturen und die Kontaktflächen des Gelenkes manuell. Mit Kontaktfläche werden diejenigen Flächen des Gelenkkopfes und der -pfanne bezeichnet, die mit Knorpel bedeckt sind und in der Belastungszone des Gelenks liegen. Aufgrund der manuellen Bestimmung erfolgt eine Quantisierung dieser Kontaktflächen. Neben der Berechnung der Gesamtkontaktfläche erfolgt eine Bestimmung der Kontaktflächen in den einzelnen Quadranten des Femurkopfes. Außerdem kann auf der Basis der Konturzeichnungen eine Angabe über die Dezentrierung des Gelenks gemacht werden, d.h. wie weit die Mittelpunkte der Gelenkpfanne und des Gelenkkopfes voneinander entfernt sind.

Das System bietet neben der Unterstützung der Diagnose die Möglichkeit der Simulation von chirurgischen Eingriffen. Der Benutzer gibt Rotationen und Translationen der Gelenkpfanne vor und versucht durch ein try-and-error-Verfahren, die optimale Position der Gelenkteile zueinander zu ermitteln. Berücksichtigt werden sollen dabei die Kontaktfläche und die Kongruenz des Gelenks, d.h. die Übereinstimmung der Mittelpunkte von Pfanne und Kopf.

Der Vollständigkeit halber seien hier noch die Arbeiten [PFL91] und [PRA90] zur Planungsunterstützung angegeben, die jedoch weder konzeptuell noch bzgl. ihres praktischen Einsatzes an die oben genannten Verfahren heranreichen.

[3] d.h. der minimale Abstand der Gelenkoberflächen zu der sie am besten approximierenden Kugel

Erste Ansätze zur exakteren Planung auf der Basis von Projektionsröntgenbildern wurden von Caponetti und Fanelli 1993 veröffentlicht [CAP93]. Die Autoren approximieren aus zwei Röntgenbildern die räumliche Form des abgebildeten Knochens. Am Beispiel einer tibia wird die Planung einer Osteotomie erläutert. Zur Anwendung des Verfahrens auf Knochen, die komplexere Formen aufweisen, müssen noch Erweiterungen vorgenommen werden.

3.2 Ein neues Planungssystem für die Hüftgelenkchirurgie

Der generelle Aufbau eines Systems zur Operationsplanung ist in Abb.3.2 dargestellt. Abweichend von bisher existierenden Systemen wurde der Entwurf um eine wissensbasierte Komponente zur Diagnose- und Therapiegenerierung erweitert. Die Datenakquisition und die Benutzerschnittstelle bilden den Rahmen des Systems. Sie sollen hier nicht weiter betrachtet werden. Der Entwurf einer Benutzungsschnittstelle für ein Operationsplanungssystem ist in [BEH94] beschrieben. Da die Segmentierung automatisiert ist, hat der Benutzer im Planungssystem keinen Zugriff auf die Segmentierungskomponente. In den folgenden Unterkapiteln wird die allgemeine Funktion der inneren Komponenten definiert und am Beispiel des Planungssystems für die Hüftgelenkchirurgie erläutert.

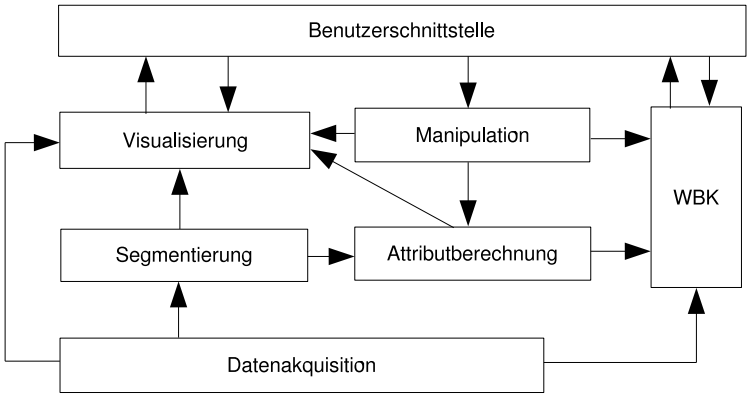

Abbildung 3.2: Der allgemeine Aufbau von Operationsplanungssystemen. Die Erläuterungen zu den einzelnen Modulen sind dem Text wie folgt zu entnehmen:
- Segmentierung: Kap. 3.2.1, Kap. 5 und Kap. 6
- Visualisierung: Kap. 3.2.2 und Kap. 4
- Attributberechnung: Kap. 3.2.3
- Manipulation: Kap. 3.2.4
- Wissensbasierte Komponente (WBK): Kap. 3.2.5

3.2.1 Segmentierungskomponente

Kern und Basis eines jeden Operationsplanungssystems ist die Segmentierung der zu betrachtenden Objekte aus den vorliegenden Bilddaten. Im Gegensatz zu allen in Kapitel 3.1 vorgestellten existierenden Systemen zur Operationsplanung wird in diesem Entwurf die automatische Segmentierung gefordert. Interaktive oder halbinteraktive Verfahren, wie sie

zur Zeit verwendet werden, verhindern eine reproduzierbare Analyse und Planung und sind daher zu vermeiden. Erst die Automatisierung der Segmentierung ermöglicht eine reproduzierbare Diagnose und Planung (siehe [NIE83]). Eine Analyse von bestehenden Segmentierungsverfahren findet sich in Kap.5. Ein automatisches Verfahren zur Segmentierung der Hüftgelenksknochen ist in Kap.6 beschrieben.

3.2.2 Visualisierungskomponente

Die zur konventionellen Planung benutzten Bilddaten und die dreidimensionale Rekonstruktionen der interessierenden Objekte sollten visualisiert werden. Das Gleiche gilt für die Ergebnisse der Segmentierung. Da die dreidimensionalen Objekte manipulierbar und beliebig positionierbar sein sollten, ist eine oberflächenorientierte Darstellung der Objekte sinnvoll. Nähere Erläuterungen zur Auswahl eines Visualisierungsverfahrens sind Kap.4 zu entnehmen.

Abbildung 3.3: Visualisierung einer Isosurface-Triangulation der Knochen eines Hüftgelenks.

Zur Planung von Operationen am Hüftgelenk müssen konventionelle Röntgenbilder, CT-Schichtaufnahmen und dreidimensionale Darstellungen des Hüftgelenks abrufbar sein. Zum Vergleich müssen beide Gelenke eines Patienten nebeneinander dargestellt werden können. Die Oberflächenberechnung und -darstellung erfolgt sinnvollerweise mittels Schwellwertverfahren und Triangulation durch oberflächenorientierte Visualisierungsmodule, wie sie von kommerziellen Visualisierungspaketen (AVS, Explorer etc.) angeboten werden. Abb.3.3 zeigt eine durch das Isosurface-Modul des AVS berechnete Ansicht der Knochen eines Beckens. Neben der Visualisierung der originalen Daten und deren dreidimensionalen Ansichten müssen auch die nach Abschnitt 3.2.3 berechneten Attribute visualisiert werden (Abb.3.4). Die entsprechenden Visualisierungsmethoden werden ebendort erläutert.

3.2.3 Attributberechnung

In diesem Teil des Planungssystems werden alle, für die konventionelle und die dreidimensionale Operationsplanung, benötigten Parameter automatisch und damit reproduzierbar berechnet. Bei der konventionellen Planung von Operationen am Hüftgelenk, werden die in Kap.2 beschriebenen anatomischen Winkel benötigt. Dies sind

1. CE-Winkel
2. AT-Winkel
3. CCD-Winkel
4. die Dezentrierung des Gelenkkopfes aus der Gelenkpfanne (siehe [KLA 89])
5. die Deformierung des Gelenkkopfes (siehe [MUR 88]), d.h. die Abweichung von einer Halbkugel
6. die Überdachung bzw. Kontaktfläche des Femurkopfes (siehe [KLA 89])

Die Winkel 1 bis 3 werden im herkömlichen Planungsverfahren zweidimensional auf Röntgenbildern bestimmt. Sie sind jedoch auch dreidimensional berechenbar (siehe [MUR88]). Zur Berechnung der Werte 1 bis 6 sind mehrere charakteristische Punkte am Hüftgelenk zu detektieren.

ad 1: Femurkopfmittelpunkt, Pfannenerker: Der Femurkopfmittelpunkt wird durch das Zentrum derjenigen Kugel bestimmt, die die obere Hemisphäre des Femurkopfes optimal approximiert. Als Pfannenerker wird der äußerste laterale Randppunkt des Acetabulum definiert und detektiert (siehe Abb.2.3b). Die Visualisierung des Winkels erfolgt durch Überblendung des transparent dargestellten Gelenks mit den Winkelachsen und den markierten Bestimmungspunkten.

ad 2: Kondylenachse: In einem CT-Schichtbild, das die Kniekondylen zeigt, wird deren Tangente bestimmt (siehe Abb.2.3a). Zur Visualisierung wird ebendiese Achse in das zur Berechnung benutzte CT-Bild eingezeichnet.

ad 3: Femurkopfmittelpunkt (siehe ad 1), Oberschenkelhalsachse, Oberschenkelschaftachse: Die Halsachse ist bestimmt durch den nach Punkt 1 berechneten Kopfmittelpunkt und den Schwerpunkt derjenigen Femurfläche des Schenkelhalses, die minimal ist. Das minimierende Schnittbild wird in beliebigen Schnitten durch den Femurhals gesucht. Die Bestimmung der Schaftachse erfolgt durch Schwerpunktbestimmung der Femurfläche in zwei Schichten des Schaftes (siehe Abb.2.5). Analog zum CE-Winkel erfolgt die Visualisierung durch Überblendung von Winkelachsen und Femur.

ad 4: Femurkopfmittelpunkt (siehe ad 1), Pfannenmittelpunkt: Die Berechnung des Pfannenmittelpunktes erfolgt analog zur Berechnung des Femurkopfmittelpunktes. Neben der Gesamtentfernung der beiden Mittelpunkte voneinander wird die laterale Abweichung bestimmt. Sie ist ein spezifischeres Maß für die Luxation des Femurkopfes. Als Visualisierungsmittel dienen die die Gelenkflächen approximierenden Kugeln. Beide Kugeln werden transparent mit ihren Mittelpunkten dargestellt.

ad 5: Differenz der Gelenkflächen zu den Oberflächen der sie approximierenden Kugeln: Die Berechnung der Abweichung erfolgt für jeden Punkt der Oberfläche. Negative und positive Abweichungen werden getrennt notiert. Zur Veranschaulichung der Dezentrierung dient

die Überblendung des Femur bzw. des Acetabulum mit der jeweiligen approximierenden Kugel.

ad 6: Abstandsmessung: Für jeden Punkt der Oberfläche des Femurkopfes wird eine Bestimmung des Abstands zum benachbarten Punkt der Gelenkpfanne vorgenommen. Benachbart ist derjenige Punkt der Pfannenoberfläche, der auf der Verlängerung des Strahls vom Femurkopfmittelpunkt zum betrachteten Punkt der Femurkopfoberfläche liegt. Die Kontaktfläche wird durch diejenigen Punkte der Femurkopfoberfläche gebildet, deren Abstand zum Pfannendach unter einem von der Schichtdicke und dem Schichtabstand der CT-Aufnahme abhängigen Wert liegt. Die Visualisierung erfolgt durch farbliche Kodierung des Abstandes aller Oberflächenpunkte des Femurkopfes (siehe Abb.3.4).

Der Entwurf und die Implementierung der Analysekomponenten des vorgestellten Operationsplanungssystems ist unter [GRA92] und [GRO92] beschrieben.

3.2.4 Manipulation: Die Simulationskomponente

Ein System zur Unterstützung der Operationsplanung, sollte die Möglichkeit bieten, die geplante Operation simulieren zu können. Ohne auf die berechneten Attribute angewiesen zu sein, sollte der Chirurg die während der Operation auszuführenden Schritte am Bildschirm vornehmen und den entstandenen „postoperativen “Zustand interaktiv inspizieren oder mit Hilfe der Attributberechnung automatisch beurteilen können. Dieser Beschreibung genügen die meisten der unter Abschnitt 3.1.4 vorgestellten Systeme. Die Unterschiede liegen in der Benutzerfreundlichkeit der Simulationsinstrumente.

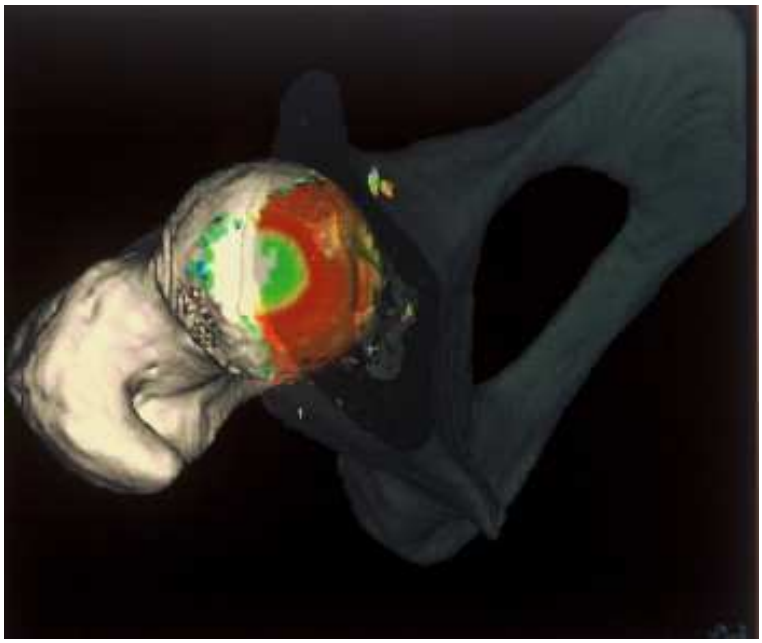

Abbildung 3.4: Kontaktfläche im Hüftgelenk. Das Acetabulum ist transparent dargestellt. Farbliche Kodierung der Abstände von Femurkopf zum Acetabulum nach [GRO92]. Rot kennzeichnet einen engen Abstand, grün einen normalen und weiß einen Abstand außerhalb des relevanten Bereiches. Mischfarben geben entsprechende Zwischenwerte an.

Im Falle des Planungssystems für die Hüftgelenkschirurgie sind die visualisierten Knochenobjekte Femur und Gelenkpfanne interaktiv manipulierbar. Da das Vorgehen in der realen Operation aus einer Folge von annähernd planaren Dissektionen eines Knochens besteht, wird dieses Vorgehen für die Simulationskomponente übernommen. Die in [MUR88] vorgeschlagenen sphärischen Schnitte werden nicht unterstützt, da eine Entsprechung in einer realen Operationssituation so gut wie nie gegeben ist. Eine für die Simulation ausgewählte Operation legt außerdem die Anzahl und die ungefähre Lage der Schnittebenen fest und kann dem Benutzer daher vorgegeben werden. Eine beliebige Anzahl von Schnitten, wie sie in [UDU91] und [MUR88] ermöglicht wird, erscheint nicht sinnvoll, da sie für die Simulation einer Operation am Hüftgelenk nicht benötigt wird. Stattdessen wird die Arbeit des Benutzers durch eine Vordefinition der Lage und Anzahl der benötigten Schnitte für eine bestimmte Operation erleichtert.

Die Visualisierung von Operationsinstrumenten, wie sie in [KIK92] vorgeschlagen wird, bedingt lediglich einen erhöhten Rechenaufwand und damit eine Verzögerung der Antwortzeiten im Simulationsprozeß und stellt keine qualitative Verbesserung der Benutzerfreundlichkeit eines Operationsplanungssystems dar und wird daher in unserem Ansatz verworfen. Die idealisierte Darstellung von einer bis zu drei Schnittebenen erscheint völlig ausreichend und dient der Übersichtlichkeit und damit auch der leichten Bedienbarkeit des Systems.

Jedes Objekt kann je nach Operationsart durch eine oder mehrere Schnittebenen zerteilt werden. Die neu entstandenen Objektteile sind wieder getrennt manipulierbar. So kann die Schnittführung und Simulation einer Pfannenosteotomie (siehe Abb.3.5) ebenso durchgeführt werden, wie die einer intertrochantären Femurosteotomie oder einer Femurkopfresektion zur Implantierung eines künstlichen Hüftgelenks. In [GRA92a] sind die implementierten Manipulationskomponenten beschrieben.

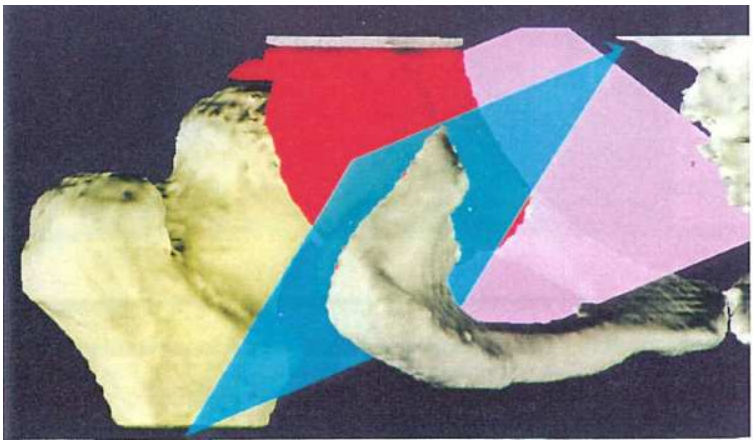

Abbildung 3.5: Simulation einer Pfannenosteotomie. Es wurden drei Ebenen plaziert, wobei die obere mit dem höchstgelegenen Schichtbild identisch ist und nicht visualisert wurde. Die herausgetrennte Gelenkpfanne ist rot markiert.

3.2.5 WBS: Die Generierung von Diagnosen und Therapievorschlägen

Eine wissensbasierte Komponente zur Operationsplanung sollte aus den nach Kap.3.2.3 berechneten Attributen und allen anderen Patientendaten (wie z.B. Alter, Gewicht, Stärke

der Schmerzen, bzw. Einschränkungen) eine Diagnose und einen Vorschlag zur Therapieauswahl generieren, der die Art der vorzunehmenden Operation ebenso wie die Operationsparameter beinhaltet. Das bedeutet die individuelle Bestimmung derjenigen Operationsart und der Quantifizierung der entsprechenden Veränderungen, die das Gelenk unter Berücksichtigung aller bekannten Parameter so dicht wie möglich an ein NNormalgelenk¿ annähern. Das Ergebnis dieser Optimierungsaufgabe kann jedoch auch die Ablehnung einer Operation oder die Ablehnung der Berechnung aufgrund unzureichenden Wissens sein. Der Entwurf und die Entwicklung von Teilen einer solchen Wissensbasis erfolgt zur Zeit im Rahmen eines Projektstudiums [PRO94].

3.3 Zusammenfassung

Der vorgestellte Entwurf eines Operationsplanungssystems beruht im Gegensatz zu bekannten Systemen auf einer automatischen und damit reproduzierbaren Segmentierung. Damit wird auch eine reproduzierbare Analyse der Operationsobjekte gewährleistet. Die Analysemöglichkeiten für ein Operationsplanungssystem in der Hüftgelenkchirurgie werden um dreidimensionale Attribute und deren Visualisierung erweitert. Durch die Reduktion der möglichen Manipulation auf tatsächlich während eines chirugischen Eingiffs am Hüftgelenk vorgenommene Operationen wird die Arbeit des Chirurgen mit dem System erleichtert. Die vorgesehene wissensbasierte Komponente befreit den Chirurgen von einer längeren Try-and-Error-Übung zur Bestimmung derjenigen Operation, die das vorhandene Gelenk an ein nnormalesännähert.

Kapitel 4

Visualisierung computertomographischer Daten

Ein System für die Diagnostik, Planung und Simulation von chirurgischen Eingriffen muß die gute und schnelle Darstellung komplexer dreidimensionaler Strukturen und die Möglichkeit zu ihrer Manipulation bieten. In der Computergraphik werden zwei Ansätze zur Visualisierung von Volumendaten unterschieden, der volumenorientierte und der oberflächenorientierte Ansatz. Die wichtigsten Verfahren dieser beiden Gruppen werden im folgenden Unterkapitel vorgestellt. Es ist zu untersuchen, welche Art der Visualisierung für das behandelte Problemfeld besser geeignet ist, inwieweit Standardsoftware zur Lösung des Visualisierungsproblems existiert und eingesetzt werden kann oder ob individuelle Software zur dreidimensionalen Darstellung zu entwickeln ist.

4.1 Visualisierung dreidimensionaler Daten

Dreidimensionale Datensätze wie CT-Schnittbilder werden als dreidimensionale Bildmatrix V gespeichert. (x, y, z) seien die Ortskoordinaten eines Bildpunktes (Spalte, Zeile, Tiefe). Ein Bildpunkt (x, y, z) wird im folgenden als Voxel bezeichnet. Im zweidimensionalen Fall (x, y) wird von einem Pixel gesprochen.

$$V[v(x,y,z)], 0 \leq x < BREITE, 0 \leq y < HÖHE, 0 \leq z < TIEFE$$

$$v(x,y,z) = g =\in G = \{g | 0 \leq g \leq G_{\max}\} \tag{4.1}$$

Jedes Voxel (x, y, z) enthält einen gemeßenen oder berechneten Wert g oder eine Kombination von Werten, die ein Voxel auf einen Farbwert abbilden. Die Komponenten dieses Farbwertes werden entweder im RGB- oder HSV-Modell angegeben und ermöglichen eine Echtfarbdarstellung, d.h. jede beliebige Farbe ist in diesen Modellen darstellbar (siehe [HAB89], [FOL90]). üblicherweise steht für die Speicherung der Komponenten je ein Byte zur Verfügung. Bei drei Komponenten à ein Byte sind damit insgesamt 2^{24} Farben darstellbar. Eine Farbe im RGB-Modell setzt sich aus den drei Komponenten **R**ed (Rot), **G**reen (Grün) und **B**lue (Blau) zusammen, d.h. die drei Werte bestimmen den Farbanteil

der jeweiligen Grundfarbe an der Gesamtfarbe. HSV[1] steht dagegen für **H**ue, **S**aturation und **V**alue, wobei Hue den Farbton angibt. Mit der Komponente Saturation wird dessen Sättigungsgrad angegeben, d.h. die Intensität der Farbe. Value bemißt die Helligkeit des gewählten Farbtones. Das HSV-Farbmodell erleichert im Gegensatz zum RGB-Modell die intuitive Beschreibung der gewünschten Farbe.

Im Falle von CT-Aufnahmen handelt es sich bei dem Voxelwert um den berechneten Schwächungswert des betrachteten Gewebes an dieser Stelle (siehe Kapitel 2 und [KRE88]). Zur Visualisierung werden diese Werte als Grauwerte interpretiert, d.h. hohe Werte, also dichtes Gewebe, werden hell dargestellt, niedrige Werte dunkel (Abb.4.1, oben). Zur einfacheren Interpretation der Bilder können die Schwächungswerte auch auf eine Farbskala abgebildet werden (Abb.4.1, unten). Bei dieser sogenannten Falschfarbdarstellung wird einem Grauwert ein bestimmter Farbton zugeordnet. Im Gegensatz zur Echtfarbdarstellung im RGB-Modell erfolgt die Zuordnung von Zahlenwert zu Farbe nicht systematisch nach den drei Komponenten sondern willkürlich durch den Benutzer über eine Farbttabelle (siehe Abb.3 und 3 auf S.8) Die Falschfarbdarstellung ermöglicht die Abbildung von vom Auge schwer zu unterscheidenden Grauwerten auf deutlich unterscheidbare Farben wie rot und blau, wodurch die visuelle Analyse erleichtert wird. Zur Vereinfachung wird im Folgenden von einer Grauwertmatrix ausgegangen. Die primäre Visualisierung eines Datenvolumens erfolgt selektiv als zweidimensionale Matrix. Hierzu wird ein beliebiger oder ein orthogonaler Schnitt S_0 durch das Volumen als Bild interpretiert und dargestellt.

$$S_0 \in \{S_x, S_y, S_z\}$$

$$V \supset S_x = [v(a,y,z)] \text{mit} a \in \{0,1,\ldots,BREITE-1\}, 0 \leq y < H\ddot{O}HE, 0 \leq z < TIEFE$$

$$S_y, S_z \text{analog} \tag{4.2}$$

Eine weitere einfache Visualisierungsmöglichkeit stellt der eindimensionale Schnitt dar (Abb.4.2). Dabei handelt es sich um die Selektion einer Strecke aus dem Datenvolumen. Die Darstellung erfolgt als Kurve und dient der Interpretation von Grauwertschwankungen auf einer Geraden. Im einfachsten Fall handelt es sich dabei um eine Zeile oder Spalte S_{ab} eines orthogonalen Schnittes.

$$S_{ab} \in \{S_{xy}, S_{xz}, S_{yz}\}$$

$$V \supset S_{xy} = [v(a,b,z)],$$

$$\text{mit} a \in \{0,1,\ldots,BREITE-1\}, b \in \{0,1,\ldots,H\ddot{O}HE-1\} \text{und} 0 \leq z < TIEFE$$

$$S_{xz}, S_{yz} \text{entsprechend} \tag{4.3}$$

Zur Interpretation des gesamten Volumens kann mit Hilfe von aufeinanderfolgenden Schnitten ein „Durchfahren des Volumens “simuliert werden. So können Details, oder kleine Objekte, die über mehrere Schnitte ausgedehnt sind, untersucht werden. Zur korrekten Interpretation des Gesamtvolumens, also der Inspektion der Position mehrerer Objekte zueinander und deren Ausmaße, ist dies jedoch nicht ausreichend. In der Computergraphik

[1]Ebenfalls gebräuchlich ist die Abkürzung HSI oder ISH für Hue, Saturation, Intensity

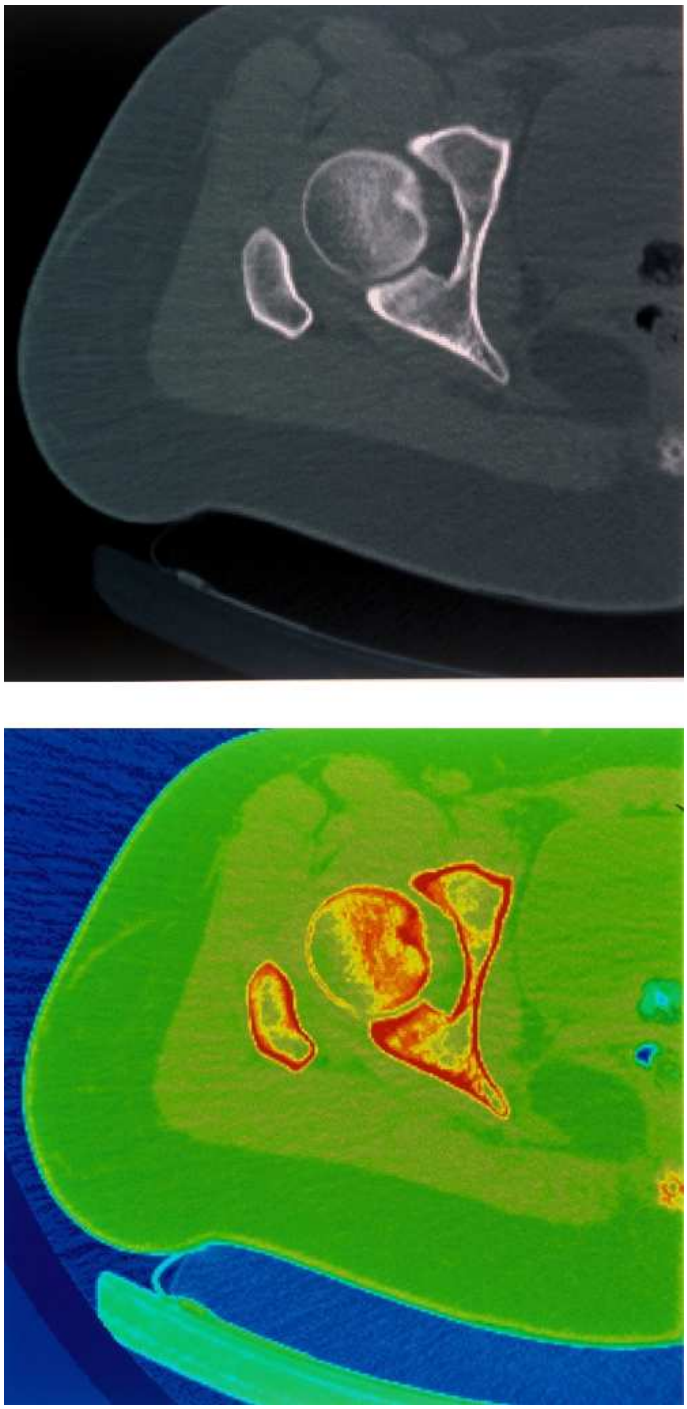

Abbildung 4.1: Ein orthogonaler Schnitt in Grauwert- (oben) und Falschfarbdarstellung (unten) mit 256 Farbtönen nach Farbtabelle 1.

existieren zwei grundsätzlich verschiedene Ansätze zur Visualisierung von Volumendaten, und zwar der voxelorientierte und der oberflächenorientierte Ansatz. Beide Ansätze sollen in den folgenden Unterkapiteln vorgestellt werden.

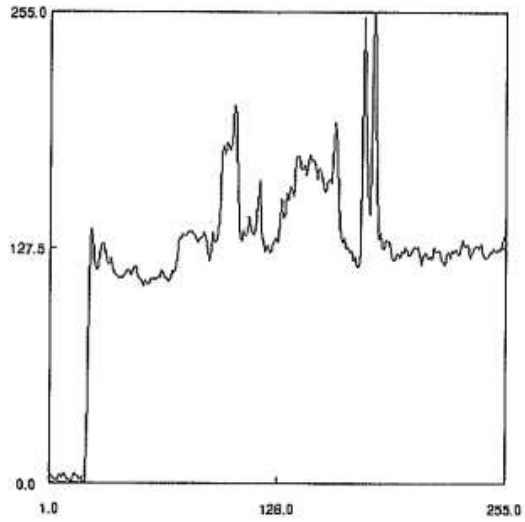

Abbildung 4.2: Ein eindimensionaler orthogonaler Schnitt.

Den Ansätzen gemeinsam ist die grundlegende Problematik, dreidimensionale Daten auf ein zweidimensionales Medium, nämlich den Bildschirm, abzubilden. Dazu wird das Volumen auf die Bildschirmebene projiziert, wobei die Position der Bildschirmebene und damit des Betrachters oder der Kamera relativ zum Datenvolumen veränderbar ist. Die Bildschirmebene kann dabei außerhalb oder innerhalb des Datenvolumens plaziert werden. Die Projektion erfolgt meistens parallel oder perspektivisch. Näheres zu den unterschiedlichen Projektionsarten und deren Technik findet sich in Büchern zur Computergraphik (siehe [FOL90], [VIN92], [PAV90] und [ROG87]).

4.1.1 Voxelorientierte Darstellungen

Voxelorientierte Verfahren zur Visualisierung sollen das gesamte Volumen darstellen, wobei näher an der Projektionsebene liegende Objekte weiter entfernte verdecken und damit für den Betrachter unsichtbar machen. Von einem Betrachtungspunkt außerhalb des Datenvolumens ausgehend wird der Datensatz strahlenförmig abgetastet (siehe Abb.4.3 und [LEV88], [HOH87]). Jedem Voxel p_i ist dabei neben seinem Grauwert ein Transparenzwert $T(p_i)$ zwischen 0 (durchsichtig) und 1 (undurchsichtig) zugewiesen. Im einfachsten Fall ist diese Transparenz direkt und außchließlich vom Grauwert abhängig. Entlang des Abtaststrahls werden die auftretenden Transparenzwerte addiert. Erreicht diese Summe den Wert 1, ist jedes dahinterliegende Voxel unsichtbar und der Abtastvorgang für diesen Strahl wird abgebrochen. Aufgrund des Prinzips der Strahlverfolgung wird dieses Verfahren mit Raytracing bezeichnet.

Ein Vorteil dieser Darstellung ist, daß der komplette Datensatz visualisiert wird. Es wird keine Reduktion der Daten verlangt, wie es bei oberflächenorientierten Ansätzen der Fall ist. Viele Autoren sehen einen großen Vorteil dieses Ansatzes darin, daß keine explizite Oberflächendetektion nötig ist ([UDU91], [MEI91]), übersehen dabei aber, daß zur

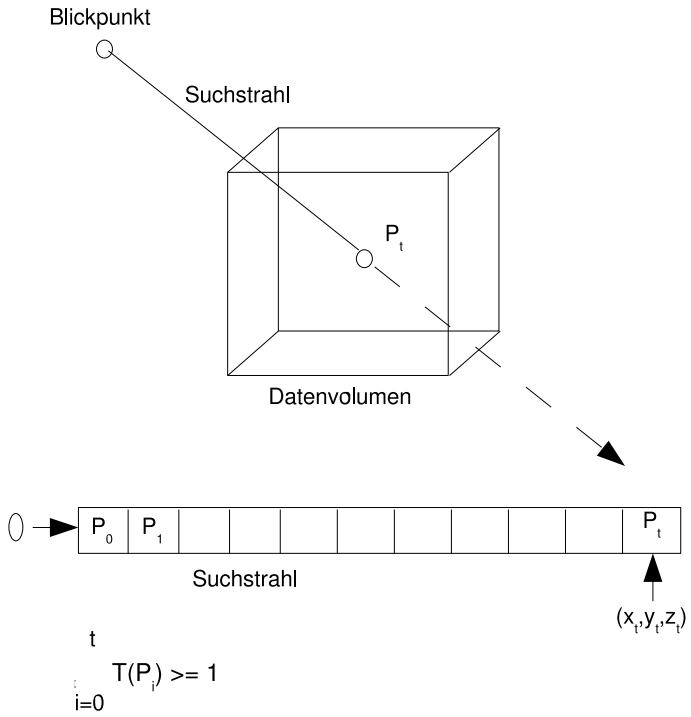

Abbildung 4.3: Das Prinzip des Raytracing-Verfahrens. Mit P_i sind die Transparenzwerte der Voxel entlang des Strahls o bezeichnet. P_0 bezeichnet den ersten Punkt im Datenvolumen. Die Transparenz $T(P_i)$ aufsummiert über den Strahl o hat am Voxel P_t den Wert 1 erreicht, die dahinterliegenden Voxel sind unsichtbar.

Bestimmung der Transparenz eines Voxels ebenfalls eine Objektsegmentierung und damit eine implizite Bestimmung der Objektoberflächen erforderlich ist. Die Transparenz eines Voxels soll ja meist nicht einen festen Wert haben, sondern davon abhängig sein, zu welchem Objekt es gehört. Gerade zur gleichzeitigen Darstellung verschachtelter Objekte, wie z.B. ein Tumor im Gehirn, müssen die Objekte eindeutig bestimmt werden, um ihnen unterschiedliche Transparenzen zuzuweisen und damit das innere Objekt zusammen mit dem transparenten äußeren Objekt sichtbar zu machen.

Da für jede Ansicht das gesamte Datenvolumen zur Berechnung herangezogen wird, ist das Verfahren a priori rechenaufwendig und langsam und damit häufig Gegenstand der Forschung zur Entwicklung schnellerer Visualisierungsverfahren. Ein Hauptangriffspunkt ist die effiziente Speicherung des Datenvolumens, um eine schnelle Strahlverfolgung zu erreichen. Hier bieten sich Pyramidenstrukturen wie Octrees an (siehe [BAL82], S.281ff, [HAB89], S.66ff und [MEI91]).

4.1.2 Oberflächenorientierte Darstellungen

Im Gegensatz zum voxelorientiertem Ansatz ist hier ein größerer Vorverarbeitungßchritt nötig, und zwar wird das Datenvolumen auf die Oberfläche der darzustellenden Objekte reduziert. Dazu muß eine Segmentierung des Volumens erfolgen, d.h. jedem Voxel des Datensatzes muß ein Attribut $V_A(x, y, z)$ zugewiesen werden, das aussagt, ob dieses Voxel

zu einem bestimmten Objekt gehört oder nicht.

$$V_A = [V_A(x,y,z)], V_A(x,y,z) \in \{0,a\},$$

$$V_A(x,y,z) = \begin{cases} a & \text{wenn gilt}(x,y,z)\text{ist Element von Objekt A} \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{4.4}$$

Im einfachsten Fall erfolgt diese Segmentierung direkt über die Grauwerte. Unterschiedliche Objekte müssen dafür unterschiedliche und eindeutige Grauwerte aufweisen. Für CT-Aufnahmen trifft dies für viele Segmentierungswünsche zu. Insbesondere Knochengewebe weist deutlich höhere Grauwerte auf als Weichteilgewebe wie Muskeln, Fett und Haut ([KRE88], S.94). Zeichnen sich Objekte 3nicht durch einen eindeutigen Grauwertbereich aus, kann die Segmentierung möglicherweise über Kantenbestimmung erfolgen. In diesem Fall müssen nur benachbarte Objekte unterschiedliche Grauwertbereiche aufweisen. Ausführlicheres zur Segmentierungs**?**problematik findet sich in Kapitel 5.

Existiert eine Segmentierung des Datenvolumens, stehen auch implizit die Oberflächen jedes Objektes zur Verfügung. In der Literatur finden sich zwei gegensätzliche Verfahren zur oberflächenorientierten Darstellung. Eine Methode zur Oberflächenbestimmung und -visualisierung, der Cuberille-Ansatz, selektiert alle Voxel, die auf dem Rand des Objektes liegen, und visualisiert diese Voxel direkt (siehe [HER79], [ART81] und [LEI93]). Betrachtet man ein Voxel als einen Würfel mit sehr kleiner Kantenlänge, so werden in diesem Verfahren alle sichtbaren Seiten aller Randvoxel dargestellt. Ein Würfel wird dabei umso heller dargestellt, je näher er sich am Betrachter bzw. an der Projektionsfläche befindet. Der optische Eindruck einer solchen Darstellung kann noch verbessert werden, wenn die Würfeloberflächen ebenfalls schattiert werden, d.h. die Punkte einer Würfelfläche, die näher an der Projektionsfläche liegen, werden auch heller dargestellt.

Der mit dem Cuberille-Verfahren konkurrierende Ansatz betrachtet ein Voxel nicht als Würfel, sondern als Punkt mit einem kleinen Abstand zu den Nachbarpunkten. Die Objektoberfläche soll von diesen Randvoxeln oder Randpunkten aufgespannt werden. Dazu werden die einzelnen Punkte durch einfache Flächen miteinander verbunden. Am häufigsten werden hierfür Dreiecke[2] verwendet [FUC77], [GAN82] (siehe Abb.4.4). Das Verfahren zur Beschreibung einer Oberfläche mit Dreiecken wird als Triangulation bezeichnet. üblicherweise arbeiten die entsprechenden Algorithmen schichtweise. Zwei (oder auch mehrere) Konturen aus benachbarten Schichten werden so durch Dreiecke verbunden, daß sich eine optimale Oberfläche ergibt. Ein Kriterium für Optimalität kann „Glattheit "der resultierenden Oberfläche heißen. Da die Algorithmen zur Bestimmung einer optimalen Oberfläche sehr rechenintensiv sind, werden meistens nur heuristische Suchverfahren, wie sie in [GAN82] beschrieben sind, eingesetzt.

Um ein durch Oberflächen beschriebenes Objekt zu visualisieren, erfolgt die Berechnung einer Ansicht des Objektes. Eine Ansicht ist eine Projektion des dreidimensionalen Objektes in eine Ansichtsebene, die vom Betrachter definiert wird. Für jede Generierung einer Projektion werden diejenigen Dreiecke bestimmt, die zur Zeit für den Betrachter sichtbar sind. Dreiecke können von anderen, näher am Betrachter liegenden Dreiecken vollständig verdeckt werden und müssen von einer weiteren Berechnung ausgeschlossen werden. Sind

[2]Von anderen Autoren werden auch Vierecke oder Vielecke benutzt [COV93]

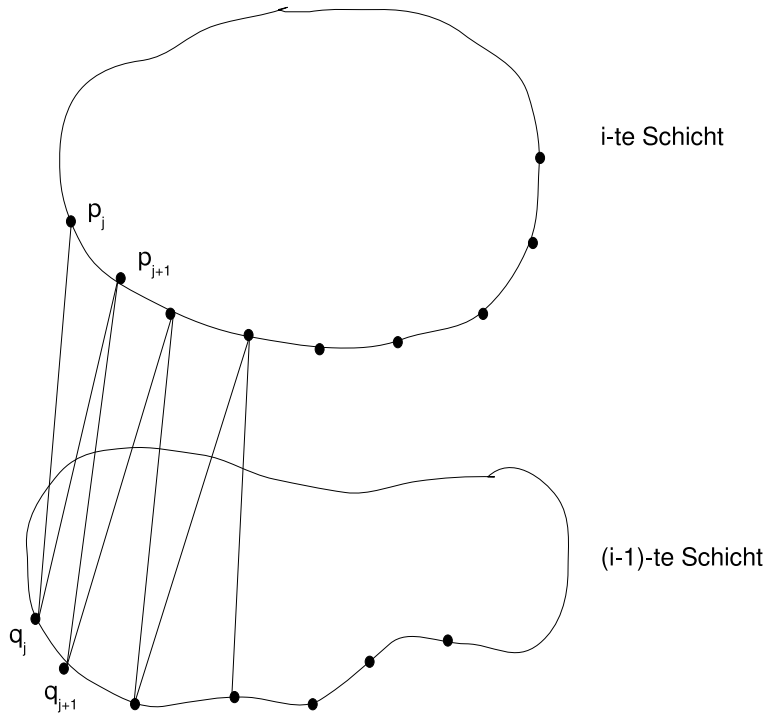

Abbildung 4.4: Triangulation zweiter Objektkonturen aus benachbarten Schichten. Begonnen wird bei einem beliebigen Punkt p_j der i-ten Schicht und demjenigen Punkt q_j, der (i-1)-ten Schicht, der den geringsten Abstand zum Punkt p_j aufweist.

sie nur teilweise verdeckt, müssen die entsprechenden Schnittpunkte bestimmt und damit die Lokalisation und Ausdehnung der sichtbaren Teilfläche bestimmt werden. Die hierfür benötigten Verfahren werden als Hidden-Surface-Algorithmen bezeichnet. Der verbreitetste Algorithmus aus dieser Kategorie ist der Z-buffer-Algorithmus [FOL90], [VIN92]. Einige Computerfirmen unterstützen dieses Verfahren durch Hardwareimplementierungen. Die Grundidee ist die Benutzung eines Bildspeichers, in dem für jeden Punkt der Bildschirmebene die Entfernung des sichtbaren Objektpunktes zum Betrachter festgehalten wird. Dieser Speicher wird mit sehr hohen Werten initialisiert. Die Liste der Oberflächenpunkte wird anschließend abgearbeitet. Weist ein Punkt eine geringere Distanz auf, als bereits im Z-buffer gespeichert, wird die neue Entfernung gespeichert und der zum Punkt gehörende Farbwert berechnet, anderenfalls wird er ignoriert. Der Vorteil gegenüber anderen Verfahren liegt darin, daß keine Sortierung der Dreiecke nach ihrer Distanz zur Bildschirmebene erforderlich ist. Ein Nachteil des Algorithmus liegt in der fehlenden Möglichkeit zur Darstellung von Transparenzen. Es existieren jedoch Ansätze zur Erweiterung des Z-buffer-Algorithmus [SAL90].

Neben der überprüfung der Sichtbarkeit hinsichtlich der Verdeckung bedarf es noch weiterer Tests. Zum einen sind Dreiecke, die zu dicht am oder hinter dem Betrachter liegen, nicht sichtbar. Andererseits sind zu weit entfernte Punkte ebenfalls nicht wahrnehmbar. Ein weiteres Problem stellen diejenigen Dreiecke dar, die nicht innerhalb des Blickwinkels des Betrachters liegen (Abb.4.5). Verfahren zur Eliminierung der nach diesen Kriterien nicht sichtbaren Dreiecke werden mit clipping bezeichnet.

Die sichtbaren Dreiecke und deren Flächenpunkte werden entweder mit einem einheitlichen Farbwert F ausgezeichnet (flat-shading) oder schattiert dargestellt. Dazu wird der Normalenvektor jedes Dreieckes bestimmt. Je nach Richtung des Normalenvektors und der Entfernung des Dreiecks vom Betrachter wird das Dreieck mit einem bestimmten Farbwert belegt [GOU70]:

$$F = \left|\frac{cos\alpha}{R}\right| \tag{4.5}$$

wobei α der Winkel zwischen der Oberlflächennormalen des Dreiecks und dem einfallenden Licht und
R der Abstand des Dreiecks von der Lichtquelle ist.

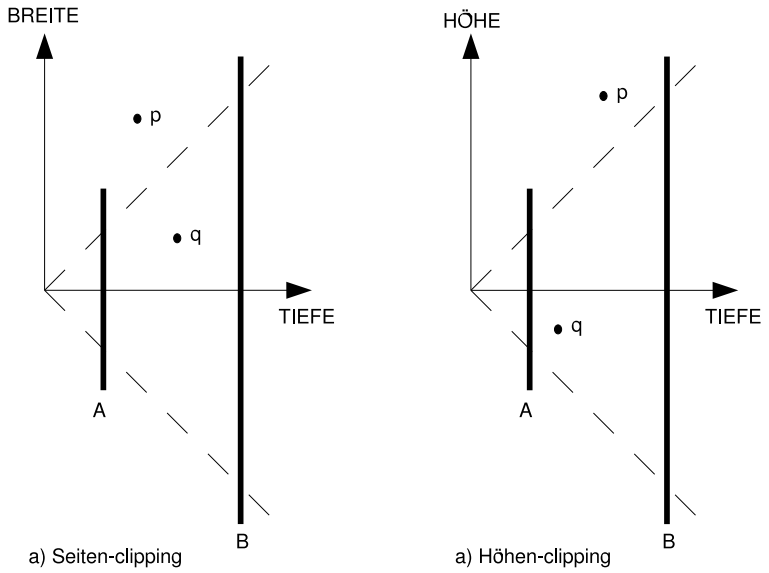

Abbildung 4.5: Das Prinzip des clipping: Sichtbar sind alle Punkte innerhalb des Bereichs zwischen den gestrichelten Linien, die das Blickfeld begrenzen, und den fett gezeichneten Linien, die die minimale (A), bzw. maximale (B) Entfernung vom Betrachtungspunkt angeben, die ein Punkt auszeichnen muß, um sichtbar zu sein. Der Punkt q ist sichtbar, Punkt p unsichtbar. a) stellt die Seitenbegrenzung dar und b) die Begrenzung nach oben, bzw. unten. Der Ursprung des Koordinatensystems stellt die Kameraposition dar, die gleichbedeutend ist mit der Position des Betrachters.

Für eine realistischere Darstellung werden die Normalenvektoren der Konturpunkte, also der Eckpunkte der Dreiecke, bestimmt. Dies kann über Mittelung der Flächennormalen aller angrenzenden Dreiecke erfolgen. Die Intensitäten der Zwischenpunkte werden entweder direkt durch Interpolation der Intensitätswerte der Eckpunkte berechnet [GOU70], oder es erfolgt eine Interpolation der Normalenvektoren. Die Schattierung eines Punktes S_p ergibt sich dann aus folgender Formel von Phong [PHO75]:

$$S_p = C_p[cos(\alpha)(1-d)+d] + V(\alpha_1)(cos(\alpha_2))^n$$

wobei

C_p	der Reflexionswinkel des Materials am Punkt p,
α_1	der Winkel zwischen einfallendem Licht und der Oberflächennormalen,
d	der Koeffizient für diffuses Licht,
$V(\alpha_1)$	das Verhältnis zwischen einfallendem und reflektiertem Licht in Abhängigkeit vom Einfallswinkel,
α_2	der Winkel zwischen reflektiertem Licht und Betrachtungsrichtung und
n	der Exponent zur Simulation der Reflexionseigenschaften des Materials ist.

Die Vorteile der oberflächenorientierten Verfahren bestehen in der im Vergleich zum volumenorientierten Verfahren schnelleren Generierung von Ansichten. Dadurch wird der erhöhte Aufwand der Vorverarbeitung ausgeglichen [RUS91]. Ein weiterer Vorteil ist bei einer Hardware-Unterstützung von Teilen des oberflächenorientierten Verfahrens gegeben

4.2 Standardsoftware für die Visualisierung

Neben einer Vielzahl von kommerziellen Programmen zur Datenvisualisierung existiert eine noch größere Zahl von Public-Domain- oder Shareware-Software. Das Spektrum reicht von einfachen Programmen über Bibliotheken bis zu komplexen Visualisierungspaketen mit graphischen Benutzungsschnittstellen ([AVS92a], [AVS92b], [AVS92c], [HAL93a], [HAL93b], [GRA93]). Daher war es unnötig, die Visualisierungssoftware vollständig selbst zu produzieren. Die Anforderungen an eine solche Umgebung betreffen neben Mächtigkeit, Schnelligkeit und Zuverlässigkeit vor allem Erweiterbarkeit und eine weite Verbreitung auf verschiedenen Hardwareplattformen und damit auch die Einhaltung von Standards. In bestehenden Operationsplanungssystemen wird oftmals die Hardware der Bildverarbeitungskomponente des benutzten bildgebenden Gerätes verwendet [VAN83] oder ausgebaut [KLA88]. Andere Arbeitsgruppen entwickeln auf PC-Basis (siehe [CAP93], [YAS90] oder [RAY90]), in einer Workstation-Umgebung (siehe [UDU91], [HOH92]) oder auf Großrechenanlagen [PRA90]. Die PC-basierten Systeme zeichnen sich im Gegensatz zu den Applikationen auf Workstations, durch erheblich längere Rechenzeiten bei Vorverarbeitung, Visualisierung und - falls vorhanden - interaktiver Manipulation aus, wodurch sie den gestellten Anforderungen an ein Operationsplanungssystem nicht genügen. Daher erscheint die Verwendung von Workstations auf Unix-Basis mit X-basierten Benutzungsoberflächen als minimale Hardware-Ausstattung sinnvoll. Zwar bietet der PC-Markt immer schnellere Hardware an, jedoch war ein PC für die Komplexität der in dieser Arbeit beschriebenen Anforderungen zu Beginn der Implementierungsphase noch nicht geeignet [VIN92]. Sobald die Leistungen von PC's den Ansprüchen genügen sollten, ist trotzdem eine einfache Portierung möglich, da mit Linux bereits jetzt ein Public-Domain-Unix für PC's existiert, das es erlaubt, eine Unix-Anwendung auch auf einem PC zur Verfügung zu stellen [HET93].

Die weitestgehende Unterstützung für den Entwurf bot zum Zeitpunkt des Entwicklungsbeginns das Visualisierungspaket AVS[3] [AVS92a]. Inzwischen existieren einige ähnliche Systeme wie Explorer, das in erster Linie auf Maschinen der Silicon Graphics Inc. zur Verfügung steht [HAL93b], und Khoros, ein Public-Domain-Paket, das für alle Unix/X11-

[3]AVS (reg. TM) Application Visualization System

Umgebungen adaptiert werden kann [GRA93]. Allen diesen Systemen gemeinsam ist eine graphische Benutzungsschnittstelle, die auf dem Prinzip der interaktiven, objektorientierten Metaprogrammierung beruht [UPS89]. Es wird eine Softwarebibliothek zur Verfügung gestellt, aus der nach dem Baukastenprinzip Metaprogramme aus Modulen zusammengestellt werden können. Diese Bibliotheken sind erweiterbar. AVS und Explorer unterstützen sogar die Erweiterung durch sogenannte Module Builder [AVS92b], [HAL93a]. Die Programmierung erfolgt dabei in C oder C++ mit der Einbindung von AVS- bzw. Explorer-Bibliotheken zur Spezifikation der Schnittstellen zu anderen Modulen, so daß ein Wechsel auf ein anderes kommerzielles Software-Paket oder eigene Entwicklungen ohne komplette Re-Programmierung möglich ist, da die Modulkerne übernommen werden können. AVS, als Urform dieser Art von Umgebung, sei hier explizit vorgestellt [AVS92a], [AVS92b], [AVS92c].

4.2.1 Das Application Visualization System

Nach Upson [UPS89] läßt sich die Vorgehensweise bei der Analyse und Visualisierung wissenschaftlicher Daten in drei Abschnitte unterteilen:

- Filterung der Daten

Das ist die Extraktion oder die Verstärkung der interessierenden Daten des Volumens zur leichteren Analyse, also die Abbildung von Datenvolumen auf Datenvolumen.

- Mapping

Die Abbildung des Datenvolumens in eine andere Repräsentationsform. Das ist z.B. die Erstellung eines Histogramms oder die Abbildung eines Volumens auf eine geometrische Beschreibung von Objekten wie eine Triangulation von Objektoberflächen.

- Rendering

Das Berechnen und Darstellen von Bildern. Dies schließt neben der Abbildung einer geometrischen Beschreibung auf ein Bild die einfache Darstellung von Bildern und die volumenorientierte Darstellung ganzer Datenvolumen (Volume Rendering) ein.

AVS stellt eine erweiterbare Bibliothek zur Verfügung, die Module zu diesen drei Kategorien für unterschiedliche Datentypen enthält. Aus dieser Bibliothek wählt die Benutzerin mit Hilfe einer graphischen Benutzeroberfläche, dem Network Editor, die für ihre Anwendung benötigten Programmteile aus, bewegt sie mit der Maus auf eine Arbeitsfläche und verbindet sie durch Mausklick zu einem sofort lauffähigen Metaprogramm. Größere Metaprogrammteile, die nicht mehr verändert werden müssen, können als Makro gespeichert werden. Dadurch ist auch die hierarchische Programmierung sehr großer Anwendungen möglich. Die Schnittstellen der Module sind durch - je nach Datentyp - unterschiedliche Farben gekennzeichnet. Fertige Metaprogramme lassen sich als Netz oder network abspeichern, das nur die Modulnamen, ihre Plazierung auf der Arbeitsfläche und ihre Eingabeparameter enthält. Durch dieses Baukastenprinzip lassen sich nach kurzer Einarbeitungszeit auch komplexe Programme erstellen. Eigene Module verwenden für die Schnittstellen entweder die vordefinierten allgemeinen AVS-Datentypen oder selbstdefinierte Benutzerdatentypen.

Neben dem Network Editor bietet der Geometry Viewer die Möglichkeit durch Geometrien beschriebene Objekte interaktiv zu bewegen, mit Attributen wie Farbe und Material zu belegen, Szenenbeleuchtungen zu verändern und animierte Sequenzen dieser Veränderungen zu erstellen und zu speichern. Durch eine Kommandosprache CLI (Command Language Interpreter) können komplexe Programmabläufe und Simulationen oder Animationen als Skript gespeichert und gestartet werden. Ein Layout Editor ermöglicht die Einschränkung der Anwendersichten, so daß auch die Erstellung einer Benutzerschnittstelle für Laien vorgenommen werden kann.

Zusätzlich zu den im Lieferumfang enthaltenen Modulen sorgt ein von den Entwicklern koordiniertes Benutzernetz für den weltweiten Austausch weiterer Module. Allgemeine Analyseverfahren müssen daher nicht aufwendig selbst programmiert werden. Die Entwicklungsarbeit beschränkt sich neben der Erstellung der benötigten fehlenden allgemeinen Bildverarbeitungs- und -analyseverfahren auf den Entwurf hochspezialisierter Module für die eigenen Applikationen.

4.3 Zusammenfassung

Für die Realisierung eines Operationsplanungsystems müssen Entscheidungen für ein zu benutzendes Visualisierungsverfahren mit der zu verwendenden Software und Hardware getroffen werden. Durch die Forderung nach interaktiver Manipulierbarkeit von Objekten werden Verfahren zur Triangulation favorisiert, da die benötigte schnelle Berechnung von Ansichten so leichter zu realisieren ist.

Da das zu entwickelnde System hohe Anforderungen an die Graphikleistung der benutzten Hardware stellt, liegt die Entscheidung nahe, zur Entwicklung des Systems auf eine Graphik-Workstation mit Unix-Betriebssystem und einer X11-basierten Graphikoberfläche zurückzugreifen. Die Integration eines solchen Systems in vorhandene Hardware einer Klinik sollte durch die Vermeidung von Spezialhardware unproblematisch sein. Als Basis-Software wurde AVS gewählt, da es auf allen gängigen Workstations einsetzbar ist. Somit wird eine Portierung auf andere Workstations ermöglicht. Zwar wäre mit Khoros statt AVS eine billigere Lösung denkbar, doch durch ein Public-Domain-Paket können die Ansprüche an die Zuverlässigkeit eines im Routinebetrieb eingesetzten Systems nicht erfüllt werden, da durch die Entwickler weder eine Garantie für das Funktionieren der Software übernommen wird noch eine schnelle Wartung bzw. Verbesserung fehlerhafter Komponenten gewährleistet ist (siehe [KOS94] und [MIL94]). Die Wahl einer speziellen Hardware-Umgebung ist aufgrund der obigen Einschränkungen letztendlich nur noch von den verfügbaren Finanzmitteln abhängig.

Als Nebenkriterien sind sicher noch bereits vorhandene Hardware im einsetzenden Krankenhaus und deren Kompatibilität zur neu zu beschaffenden Hardware sinnvoll. Eine mögliche direkte Anbindung an bildgebende Geräte wie einen Computertomographen oder eine digitale Röntgenstation wäre sicher zu begrüßen, wird jedoch von den Herstellerfirmen nicht unterstützt, sondern vielmehr boykottiert. Unter zunehmendem Konkurrenzdruck und durch den Einsatz von integrierenden Krankenhausinformationssystemen wird hier hoffentlich eine offenere Haltung der Hersteller gefördert.

Kapitel 5

Segmentierung computertomographischer Daten

Um eine Operation mit Mitteln der Computergraphik zu simulieren, reicht es nicht, nur die jeweiligen Patientendaten zu visualisieren. Die für die Planung relevanten Objekte müssen eindeutig im Datenvolumen identifiziert und klassifiziert werden. Die Klassifikation beinhaltet eine genaue Beschreibung der Einzelobjekte und ihre Position in Relation zueinander. Dieser Prozeß der Detektion und Beschreibung von Objekten in Bildern wird mit Bildanalyse, Bildverstehen oder Mustererkennung bezeichnet. Er umfaßt nach der Bildgewinnung eine Bildvorverarbeitung, eine Segmentierung und die Generierung von Bildbeschreibungen. Dabei kann das gesamte Verfahren entweder zielgerichtet oder für beliebige Szenen ausgelegt sein. Im ersten Fall sind mögliche Bildinhalte bekannt und die Bildanalyse benutzt dieses Wissen zur Generierung der Bildbeschreibung. Beim allgemeineren Ansatz wird keinerlei Wissen über die zu interpretierenden Bilder vorausgesetzt. Die resultierende Beschreibung der Szenen kann daher auch nur die Anordnung primitiver Objekte, das sind geometrisch einfach zu beschreibende Objekte, enthalten.

Die Bilderfassung bezeichnet alle Prozesse von der Signalmessung bis zur Digitalisierung der gemessenen Werte. Am Ende dieser Prozesse stehen Daten, die mit Computerunterstützung weiterverarbeitet werden können. Dabei kann es sich um zwei-, drei- oder vierdimensionale Orts- und Zeitinformation handeln, die in Matrixform vorliegt. Durch Meß- oder übertragungsfehler ist eine Verfälschung der eigentlich erwarteten Daten möglich. Verfahren der Bildrestauration sollen Fehler dieser Art detektieren und korrigieren. Voraussetzung für eine Bildrestauration ist Wissen über die Modalitäten von Aufnahme und Datenübertragung, mögliche Fehlerquellen und die Form der Manifestation dieser Fehler. Nur so kann ausgeschlossen werden, daß ein korrektes Bildsignal irrtümlich als Fehler klassifiziert und die eigentliche Bildinformation verfälscht wird.

Neben der Bildrestauration umfaßt die Low-Level-Bildverarbeitung auch Methoden zur Bildverbesserung oder Bildvorverarbeitung. Dies sind Verfahren zur Hervorhebung der für die Bildanalyse benötigten Daten im Bild. Dazu gehören unter anderem Algorithmen zur Bildglättung, das ist die Unterdrückung von Rauschen im Bild, sowie Skalierungsverfahren, die den vorhandenen Grauwertbereich auf denjenigen Grauwertbereich abbilden, der die zu untersuchenden Objekte besonders gut vom Hintergrund unterscheidbar macht und ähnliche Verfahren. Durch die Bildverbesserung soll der anschließende Prozeß der Bild-

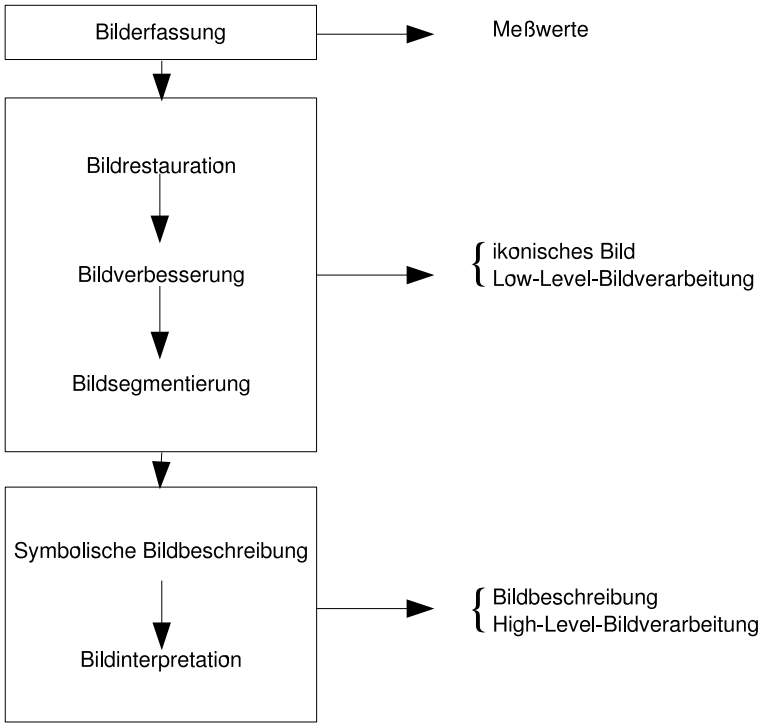

Abbildung 5.1: Der Prozeß des Bildverstehens, aufgegliedert in die Bereiche Bilderfassung, Low-Level-Bildverarbeitung, die auf ikonischen Bildern arbeitet und High-Level-Bildverarbeitung, die symbolische Bildbeschreibungen verarbeitet.

segmentierung erleichtert werden. Unter Segmentierung wird die Aufteilung eines Bildes in Bereiche verstanden, wobei ein Bereich ein abgebildetes Objekt darstellen soll. Das Segmentierungsergebnis ist ein segmentiertes Bild, in dem jedem Pixel oder Voxel ein eindeutiges Attribut zugewiesen ist, das die Zugehörigkeit zu einem bestimmten Objekt kennzeichnet (siehe Formel (4.4)). Nach diesem Verfahrensabschnitt kann durch Analyse der Form und Lage dieser Pixelgruppen eine erste symbolische Beschreibung des Bildinhaltes erstellt werden. Zusammen mit Bedeutungswissen wird daraus eine Interpretation der vorliegenden Szene entwickelt, das Bild wird „verstanden “.

Für die Entwicklung eines Operationsplanungssystems ist die Segmentierung des Volumendatensatzes ein Hauptproblem (siehe [CAP93], [DEK93], [MIL94], [FAN87]). Zur Gewährleistung reproduzierbarer Analysen eines Datensatzes ist eine Automatisierung des Segmentierungsverfahrens unverzichtbar ([RAY90], [NIE83]). Ziel eines solchen Segmentierungsverfahrens ist die eindeutige und automatische[1] Identifikation der zu beurteilenden Objekte im Datenvolumen.

Im folgenden sollen zunächst die klassischen Methoden zur allgemeinen, d.h. domainunabhängigen, zweidimensionalen Bildsegmentierung vorgestellt und deren Erweiterbarkeit zur Bearbeitung räumlicher Daten diskutiert werden. Außerdem erfolgt eine Analyse der neueren dreidimensionalen Verfahren zur Bildsegmentierung. Daran schließt sich eine kriti-

[1]Das heißt das Verfahren terminiert ohne Interaktion mit dem Benutzer. Es ist keine Justierung von Parametern oder eine Nachbearbeitung des Segmentierungsergebnisses durch den Benutzer erforderlich.

sche Untersuchung spezieller, automatischer zwei- und dreidimensionaler Segmentierungsverfahren und der segmentierenden Komponenten bestehender Operationsplanungssysteme für die Hüftgelenkchirurgie an.

5.1 Bildsegmentierung - Extraktion von Bildprimitiven

Der erste Schritt zur Bildsegmentierung besteht aus einer bedeutungsunabhängigen Bestimmung von Bildprimitiven. Liedke definiert Bildprimitive als eine benachbarte Guppe von Pixeln mit gleicher Bedeutung, wobei mit Bedeutung hier Eigenschaften wie Grauwert oder Textur gemeint ist ([LIE89], S.14). Extrahiert werden entweder homogene Pixelgruppen oder Inhomogenitäten zwischen Pixeln. Sinnvolle Homogenitäts- und Inhomogenitätskriterien sind je nach Anwendungsfeld zu bestimmen und zu definieren. Die im Rahmen einer solchen ersten Bildsegmentierung bestimmten Gruppen von Pixeln werden anschließend mittels Domainwissen, d.h. Wissen über die im Bild dargestellten Objekte und Wissen über das bildgebende Verfahren, den gesuchten Objekten zugeordnet.

5.1.1 Homogenitätssegmentierung

Der Ansatz zur Segmentierung nach homogenen Bereichen setzt voraus, daß die zu trennenden Objekte zusammenhängende Gebiete sind, die sich durch einen einheitlichen Grauwertbereich oder eine einheitliche Textur auszeichnen. Benachbarte Voxel oder solche, die in einer komplexer definierten Nachbarschaftsrelation stehen, müssen einem Einheitlichkeitskriterium genügen, falls sie zu demselben Objekt gehören ([WAH84], S. 121).

Ein einfaches Beispiel eines Einheitlichkeitskriteriums ist die Grauwertdifferenz zweier beliebiger Voxel eines Gebiets V_A, wobei die Differenz einen zu wählenden Schwellwert nicht überschreiten darf. Für den Fall der Bestimmung der Menge V_K aller Voxel, die Knochengewebe in einem CT-Bild $V(x, y, z)$ darstellen, wäre folgende Bedingung ausreichend:

$$V_K = \{(x, y, z) | v(x, y, z) \geq g\} \tag{5.1}$$

wobei g der minimale Grauwert ist, durch den Knochengewebe dargestellt wird.

Zur Bestimmung von Objekten in MR-Bildern müssen die charakteristischen Texturen des untersuchten Knochens bestimmt werden. Unter einer Textur wird die Anordnung oder das Muster von Grauwertprimitiven verstanden. Grauwertprimitive oder tonale Grundelemente sind kleine Bereiche mit einheitlichem Grauwert. Homogenität im Bezug auf Texturen heißt, daß die Umgebung eines Voxels der Texturbeschreibung entspricht. Näheres zur Beschreibung von Texturen findet sich in dem überblick von Haralick [HAR79].

Homogene zusammenhängende Bereiche werden entweder durch zeilenweises Abtasten des Bildes markiert oder durch Bereichswachstumsverfahren, wobei ausgehend von einem beliebigen Voxel alle benachbarten Voxel gesucht werden, die dem Einheitlichkeitskriterium genügen. Werden keine weiteren zu diesem Gebiet gehörigen Nachbarn gefunden, setzt das Verfahren die Suche für ein neues, noch nicht markiertes Voxel fort und bricht ab, sobald kein freies Voxel mehr vorhanden ist. Unter dem Begriff Bereichswachstum oder region growing existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Verfahren, die der einschlägigen Literatur zu entnehmen sind. An dieser Stelle sei beispielhaft auf die Standardwerke [BAL82], S.155ff und [WAH84], S.129ff verwiesen.

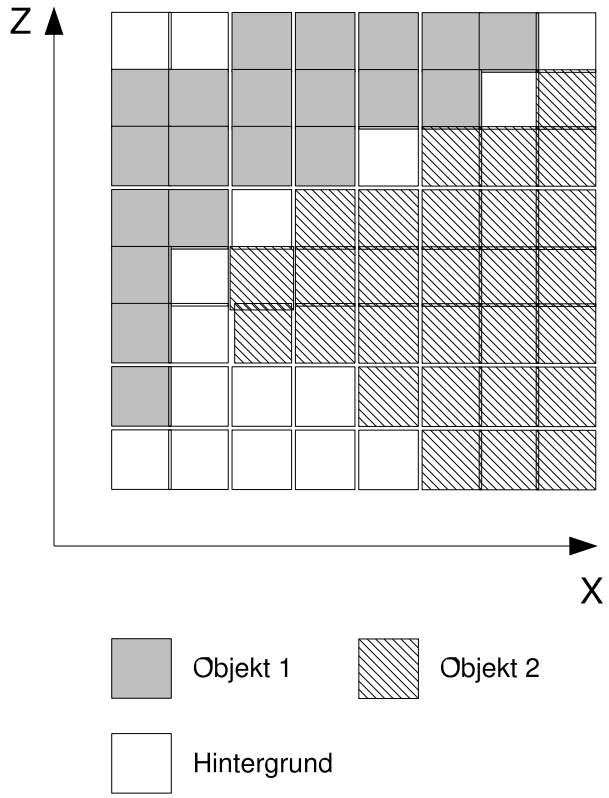

Abbildung 5.2: Fehleranfälligkeit des Bereichswachstumsverfahrens im dreidimensionalen Fall. Dargestellt ist ein orthogonaler Schnitt des Datenvolumens für ein festes Y mit zwei unterschiedlichen Objekten, die jedoch in ähnlichen Grauwertbereichen dargestellt sind. Für jedes Z sind die beiden Objekte eindeutig segmentierbar. Ein dreidimensionales Bereichswachstum würde die Objekte jedoch vereinigen. Eine feinere Bildauflösung in Z-Richtung könnte das Problem beseitigen, eine Interpolation von Zwischenschichten würde hingegen keine Auflösung des Problems bedeuten.

5.1.2 Kantenorientierte Verfahren

Während das Bereichswachstum von der Homogenität eines abgebildeten Objektes ausgeht, benutzen kantenorientierte Verfahren die Grauwertinhomogenität zwischen Objekten und dem Hintergrund oder untereinander. Die Bestimmung von Grauwertkanten erfolgt lokal, das heißt es werden die Grauwertdifferenzen eines Pixels zu seinen Nachbarpixeln - oder den Pixeln einer kleinen Umgebung - untersucht. Eine Kante wird dabei beschrieben durch ihre Richtung, das ist die Richtung des maximalen Anstiegs der Grauwerte, und ihren Betrag, womit die Grauwertdifferenz dieses maximalen Anstiegs gemeint ist. Nach Ballard und Brown ([BAL82], S.75) lassen sich Operatoren zur Detektion von Kanten in drei Klassen einteilen:

1. Operatoren, die den mathematischen Gradienten approximieren
2. Operatoren, die die Pixelumgebung mit verschiedenen Kantenmustern, die unterschiedliche Kantenorientierungen darstellen, vergleichen

3. Operatoren, die die Pixelumgebung auf ein parametrisches Kantenmodell abbilden

Operatoren der ersten Kategorie bestehen aus zwei Differenzoperatoren Δ_1 und Δ_2, die den Gradienten in X- und Y-Richtung berechnen. Sei Δ_1 die Differenz in X-Richtung und Δ_2 die Differenz in Y-Richtung, dann ist durch

$$s(x,y) = \sqrt{\Delta_1^2 + \Delta_2^2} \tag{5.2}$$

der Betrag des Gradienten und

$$\Phi(x,y) = \frac{1}{tan(\Delta_2/\Delta_1)} \tag{5.3}$$

die Richtung des Gradienten beschrieben. Die einfachste Berechnungsvorschrift für Δ_1 und Δ_2 ist die Differenz zum direkten Nachbarn in X- bzw. Y-Richtung. Andere gebräuchliche Operatoren werden eingehend in [PRA91] untersucht.

Unter einer Faltung des Bildes $I = [i(x,y)], x = 0,\ldots,N-1, y = 0,\ldots,M-1$ mit der quadratischen Faltungsmatrix $H = [h(u,v)], u,v = 0,\ldots,m-1$ versteht man folgende Abbildung auf $I' = [i'(x,y)]$:

$$I' = I * H,$$

$$i'(x,y) = \sum_{u=0}^{m-1}\sum_{v=0}^{m-1} i(x+k-u, y+k-v)\cdot h(u,v), \tag{5.4}$$

$$x = k,\ldots,N-k-1; y = k,\ldots,M-k-1$$

mit $k = \frac{m-1}{2}$. Eine Faltung ist definiert durch den Faltungskern H. Die Abbildung der Randzeilen und -spalten muß gesondert definiert werden. üblich ist eine Abbildung der Ränder auf 0.

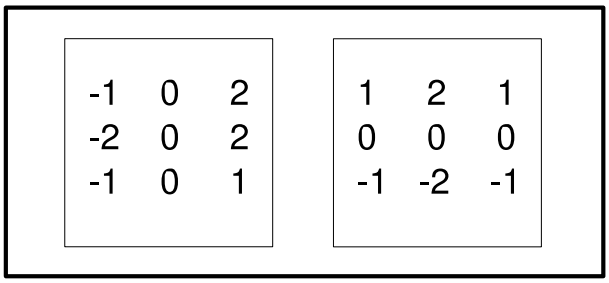

Abbildung 5.3: Die quadratische Faltungsmatrix zur Bestimmung des Gradienten nach Sobel.

Der am häufigsten verwendete Operator ist der in 5.3 beschriebene Sobeloperator. Er ist relativ unempfindlich gegenüber verrauschten Bildern und liefert signifikante Kanten ([PRA91], S.532ff). Masken, die kleinere Nachbarschaften berücksichtigen, wie der einfache

Gradient, liefern dagegen häufig fehlerhafte Kanten, die durch Rauschen im Bild verursacht werden.

Die bis jetzt vorgestellten Operatoren approximieren den einfachen Gradienten, also die ersten partiellen Ableitungen. Deren Maxima weisen auf Kanten im Ausgangsbild hin. Eine andere Möglichkeit zur Kantendetektion über Gradienten ist die Berechnung der zweiten partiellen Ableitungen durch den Laplace-Operator $\bigtriangledown^2$. Die Nullstellen dieser Ableitung weisen auf potentielle Kanten im Bild hin. Die großen Nachteile des Operators sind zum einen die fehlende Richtungsinformation und zum anderen die durch die zweite Ableitung verursachte Verstärkung von Rauschkanten. Der Laplace-Operator erreichte trotz seiner Nachteile eine größere Bedeutung durch die Arbeiten von Marr und Hildreth [MAR80], die ihn in Kombination mit einem Gauß-Glättungsfilter einsetzen. Eine Approximation des sehr aufwendigen Marr-Hildreth-Operators setzt Höhne in einer dreidimensionalen Erweiterung zur Segmentierung medizinischer Bilddaten ein [HOH87]. Sie wird in Kapitel 5.3. näher erläutert.

In der zweiten Kategorie finden sich Operatoren, die üblicherweise aus mindestens vier Masken bestehen, aber auch acht und mehr Masken wurden beschrieben ([ROS82], S.97ff und [BAS89], S.13ff). Jede der Masken bemißt eine Richtung. Neben den orthogonalen Masken, wie sie auch von Sobel verwendet werden, benutzt man nun auch Masken, die diagonal oder schräg verlaufende Kanten gut erkennen helfen. Für die Weiterverarbeitung wird diejenige Gradientenrichtung angenommen, deren Maske den größten Betrag geliefert hat. Durch die genauere Richtungsinformation wird eine anschließende Konturpunktverkettung oder die Abbildung der Konturteile auf eine parametrische Konturbeschreibung erleichtert, d.h. die Fehleranfälligkeit dieser Verfahren wird durch die Erhöhung des Informationsgehaltes des Kantenbildes vermindert.

Verfahren der dritten Kategorie liefern eine noch exaktere Approximation der Kanten des Bildes. Faßt man die Kante im Operatorfenster als Gerade auf, so liefern diese Verfahren die Parameter derjenigen Geraden, die die Kante optimal annähert. Dazu erfolgt ein Abgleich mit einer Modellkante und die Berechnung der Abweichung der vorhandenen Kante zu ihr. Das sehr aufwendige, erstmals von Hueckel in [HUE73] beschriebene Verfahren ist von mehreren Autoren aufgegriffen und vereinfacht worden. Wahl beschreibt in ([WAH84], S.140ff) eine sehr robuste und schnelle Abwandlung des Verfahrens. Der Aufwand gegenüber den einfachen Faltungsmasken der ersten Kategorie bleibt jedoch erheblich höher.

Prinzipiell lassen sich die Verfahren aus allen Kategorien auf dreidimensionale Kantendetektion erweitern. Die Anzahl der benötigten Masken für das Vorgehen nach Abschnitt zwei und der erhebliche Rechenaufwand für die Erzeugung einer parametrischen Beschreibung machen nur die Erweiterung der ersten Ansätze praktikabel. Die bekannteste Erweiterung ist die nach Zucker und Hummel [ZUC81]. Das Ergebnis dieser Kantendetektion ist der Normalenvektor einer im betrachteten Bildausschnitt vorhandenen Kante. Die benutzten dreidimensionalen Basismatrizen sind optimal in der Hinsicht, daß sie eine ideale Kante am besten annähern, und weisen große ähnlichkeit mit den Masken des Sobel-Operators auf. Wie für bereichsorientierte Segmentierungsverfahren gilt auch hier die Forderung nach Isotropie, die ein CT-Datensatz üblicherweise nicht erfüllt.

5.2 Bildsegmentierung - Objektdetektion

Die im Kapitel 5.1 vorgestellten Methoden verwenden nur allgemeines Wissen über Bilder zu ihrer Segmentierung. über Anzahl Form, Lage und Größe der zu detektierenden Objekte ist nichts bekannt. Die Ergebnisse einer solchen Segmentierung sind daher auch nur primitive Flächen oder deren Kontur. Um eine qualitativ bessere Beschreibung des Bildinhalts zu erhalten, kann Domainwissen, also Wissen über den wahrscheinlichen Bildinhalt, eingesetzt werden. Dabei kann es sich um Wissen über die Objektformen handeln, über den Grauwertbereich bzw. die Textur des gesuchten Objekts oder über die Position mehrerer Objekte zueinander, oder eines Objektes im Bild. In den nächsten beiden Abschnitten sollen jene Verfahren vorgestellt werden, die solches Domainwissen ausnutzen.

5.2.1 Segmentierung durch explizite Formbeschreibung

Weisen die gesuchten Objekte eine einfache geometrische Form auf, kann gezielt nach einer solchen Form gesucht werden. Der bekannteste Vertreter dieses Verfahrenstypus ist die Hough-Transformation ([LIE89], S.69ff). Ursprünglich für die Detektion von Geraden entwickelt, läßt sie sich jedoch leicht auf beliebige, parametrisch beschreibbare Konturen erweitern. Ausgangspunkt für die Hough-Transformation zur Geradenfindung ist ein einfaches Kantenbild, wie es zum Beispiel vom Sobel-Operator erzeugt wird und die parametrische Darstellung von Geraden in der Hesseschen Normalform:

$$r = x \cdot cos\varphi + y \cdot sin\varphi \tag{5.5}$$

Im Parameterraum wird diese Gerade durch den Punkt (r, φ) beschrieben. Jedem Punkt des Parameterraums wird ein Zähler zugeordnet. Ein Kantenpunkt ist potentiell Teil aller Geraden, die durch ihn verlaufen, also eines Geradenbüschels. Zu jedem Kantenpunkt werden im Parameterraum alle möglichen Geradenpunkte markiert, d.h. der betreffende Zähler um eins erhöht. Derjenige Punkt im Parameterraum, der die meisten Markierungen erhalten hat, beschreibt die Lage der gesuchten Gerade im Bild.

Zwar kann dieses Verfahren prinzipiell auf alle parametrisierbaren Formen und selbst nichtparametrisierbare, aber bekannte in Matrizenform vorliegende Konturen angewendet werden [BAL81], aber der Rechen- und Speicheraufwand steigt natürlich mit der Anzahl der Parameter extrem an. Die verbreitetsten Erweiterungen betreffen Formen, die sich aus Geradenstücken zusammensetzen wie z.B. Rechtecke [WAH88] oder Kreise und Ellipsen ([BAL82], S.123ff). Besonders gut eignet sich dieses Verfahren zur Detektion von Objekten, die auch real geometrische Formen aufweisen. Bei Objekten in medizinischen Bildern ist dies jedoch üblicherweise nicht der Fall. Hier kann die verallgemeinerte Hough-Transformation jedoch Hinweise auf die Lage der gesuchten Objekte liefern. Beispiele sind die Detektion von Arterien (Geraden), Nieren (Ellipsen) oder dem Hüftgelenkskopf (Kreis). Nach der Transformation und Detektion der einfachen Form muß in Fällen solch komplexer Formen eine Nachbearbeitung erfolgen, die am Rand des gefundenen geometrischen Objektes die tatsächliche Kontur des gesuchten Objektes findet. Dies ist natürlich umso aufwendiger und fehleranfälliger, je mehr die tatsächliche Objektform von der geometrischen Form abweicht.

Von Roth und Levine wurde 1993 ein zur Hough-Transformation alternatives Verfahren zur Detektion primitiver geometrischer Objekte beschrieben [ROT93]. Das Matching-Problem wird hier auf die Suche des globalen Minimums einer Kostenfunktion reduziert.

Gegenüber der Hough-Transformation weist dieses Verfahren mehrere Vorteile auf, unter anderen ist es leicht zu parallelisieren. Jedoch wiesen auch Roth und Levine darauf hin, daß

...for higher order curves and surfaces this process is very time-consuming. In theory we will always succeed in solving the associated system of equations; in practice, producing the solution ist not always practical. [ROT93], S.19

Insbesondere die Detektion medizinischer Objekte, deren Form a priori nicht exakt bekannt ist, erscheint daher auch mit diesem Verfahren nicht sinnvoll.

Eine Erweiterung der Hough-Transformation und ähnlicher Verfahren auf die Detektion dreidimensionaler einfacher Objekte, wie zum Beispiel einer Kugel, ist möglich, aber speziell für die Hough-Transformation nur durch Restriktion des Parameterraums praktisch realisierbar. Für die Detektion einer Kugel könnte dies heißen, daß der ungefähre Kugelradius und die Lage der Kugel bekannt ist. Durch die Verwendung von aussagekräftigeren Kantendetektoren, die neben dem Betrag eine genaue Richtung eines Kantenpixels liefern, läßt sich der Aufwand weiter vermindern, denn durch die Richtungsinformation wird die Zahl der Kugeln, zu denen das Voxel gehören kann, eingeschränkt. Trotz dieser Vereinfachungen ist der Aufwand und das benötigte einschränkende Wissen erheblich und, falls noch eine Nachbearbeitung zur Bestimmung der exakten Objektkonturen nötig ist, nicht sinnvoll.

5.2.2 Regel- oder Modellbasierte Segmentierungen

Anstelle einer einzigen Formbeschreibung benutzen regel- bzw. modellbasierte Segmentierungssysteme allgemeines Wissen über den visuellen Wahrnehmungsprozeß beim Menschen oder spezielles Domainwissen über Form, Größe und Lage der im Bild vermuteten Objekte. Nach einer allgemeinen Segmentierungskomponente, die die in Abschnitt 5.1 vorgestellten Verfahrensarten verwendet, wird in diesen Systemen eine weitere Segmentierung zur vollständigen Detektion der gesuchten Objekte durchgeführt.

5.2.2.1 Zweidimensionale Segmentierungsverfahren

Nazif stellt in [NAZ86] ein allgemeines, regelbasiertes System zur Segmentierung beliebiger zweidimensionaler Bilder vor. Die Analyse startet mit zwei Klassifikationen des Bildes. Zum einen erfolgt eine kantenorientierte Auswertung, zum anderen eine regionenorientierte. Als Ergebnis steht eine rudimentäre Markierung von Linienstücken und homogenen Regionen zur Verfügung.

Bei der Weiterverarbeitung werden entweder Regionen oder Linien untersucht. Die Auswahl des aktuellen Blickpunktes und eines zu untersuchenden Bildteils erfolgt über sogenannte Focus-Of-Attention-Rules (FOA), die einen Bereich des Bildes und die erfolgversprechendste Strategie zu seiner feineren Segmentierung auswählen. Grundprinzip aller Strategien ist das Zusammenfügen oder Teilen von Regionen und das Löschen oder Erweitern von Linien. So werden z.B. kleine Regionen innerhalb einer großen homogenen Region gelöscht oder hybride Regionen, die hohe Gradientenbeträge aufweisen und zwischen zwei homogenen Regionen liegen, entlang der vorherrschenden Gradientenrichtung aufgeteilt und den entsprechenden Nachbarregionen zugeteilt. Pixel, die zwischen zwei so enstandenen Regionen liegen, erhalten ein Linienattribut und werden bei der Verlängerung einer

Linie oder der Vereinigung zweier Linien berücksichtigt. Zwei Linienstücke werden vereinigt, wenn sie zu beiden Seiten an dieselben Regionen grenzen. Sehr kurze Linienstücke oder Linienstücke innerhalb homogener Regionen, die sich nicht mit anderen Teillinien verbinden lassen und sich zudem durch niedrige Gradientenbeträge auszeichnen, werden gelöscht.

Im System sind drei Regelebenen enthalten:

- Strategie-Regeln (Meta-Regeln) zur Auswahl eines Vorgehens nach Beendigung eines Prozesses
- FOA-Regeln, die eine bestimmte Untersuchung innerhalb eines FOA anwählen und
- Regeln zur Analyse von Regionen und zur Analyse von Linien

Das System stoppt, wenn alle Teilflächen, Regionen und Linien bearbeitet wurden. Im Vergleich zu einfachen Segmentierungsverfahren, liefert dieses regelbasierte System natürlich sehr gute Ergebnisse. Zur primären Analyse beliebiger Bilder scheint es gut geeignet. Ist das Ziel der Segmentierung jedoch spezifischer, kann die Analyse durch die Verwendung von Regeln über das zu untersuchende Domain sicher erheblich verkürzt und die Qualität und der Informationsgehalt der Ergebnisse verbessert werden.

Ein Beispiel dafür liefern Michael und Nelson in [MIC89]. Sie schlagen ein modellbasiertes Segmentierungsverfahren für Röntgenbilder der Hand vor, dessen Kern ein einfaches anatomisches Handmodell ist. Mithilfe dieses Modells erfolgt eine grobe Detektion der gesuchten Fingerknochen. Durch zusätzliches Wissen über die normale Repräsentation der Knochen durch Grauwerte und Wissen über die Knochenform erfolgt eine genaue Segmentierung.

Levitt stellt ein ähnliches System vor, das zur Detektion von Arthrosen eingesetzt werden soll [LEV93]. Das Domain-Wissen findet sich hier in einem statistisch ermittelten Modell der Anatomie der Hand wieder, das aus Zylindern zusammengesetzt ist. Der Schwerpunkt dieses Systems liegt jedoch weniger in der exakten Segmentierung, als in der automatischen Befundung des Röntgenbildes.

Einen abweichenden Ansatz zur Segmentierung von Hand-Röntgenbildern stellt Manos vor [MAN93]. Hier wird ein regelbasiertes Verfahren beschrieben, daß ausgehend von primitiven Regionen durch neun Regeln zur erwarteten Grauwertverteilung, die sequentiell ausgeführt werden, eine Region entweder als Knochen oder als Hintergrund klassifiziert. Zwei anschließend auf alle Regionen angewendete Regeln zur Plausibilitätskontrolle sollen Fehklassifikationen revidieren.

Feng beschreibt ein automatisches Segmentierungsverfahren zur Detektion des linken Ventrikels in Ultraschallbildern [FEN91]. Im Algorithmus wird implizit Wissen über Grauwert- und Kantenausprägung des gesuchten Objektes verwendet. Neben Annahmen über die Intensitäten im Inneren des Ventrikels und die Dicke der Herzwand, werden auch allgemeingültige Regeln zur Detektion von Konturpunkten formuliert.

Zur Detektion von Arterien in Röntgenbildern dient ein von Coppini beschriebenes Verfahren [COP93]. Die Autoren verwenden außer allgemeinem Wissen über Röntgenbilder auch Wissen über die Form der gesuchten Objekte. Das verwendete Arterienmodell nimmt ein parallel verlaufendes Konturenpaar mit entgegengesetzter Kantenrichtung an, die sich an ihren Endpunkten berühren, aber nicht kreuzen.

Ehricke stellt Ansätze für ein regelbasiertes System zur Segmentierung von NMR-Bildern des Gehirns vor [EHR91]. Es wurden Regeln zu den Wissensgebieten Anatomie, Bildverarbeitungsprozeduren und Aufnahmetechnik integriert. Das System benötigt jedoch einige Interaktionen des Benutzers. Ein weiteres Beispiel für die Integration domainspezifischer Regeln findet sich bei Menhardt [MEN89]. Im Gegensatz zu [EHR91] befindet sich dieser Ansatz jedoch im Experimentierstadium. Auch hier geht es um die Segmentierung von NMR-Schichtbildern des Kopfes, wobei mit Mitteln der Fuzzy-Logik gearbeitet wurde. Die verwendeten Regeln enthalten Lage- und Grauwertinformationen über die Objekte in Relation zu ihren jeweiligen Nachbarobjekten.

5.2.2.2 Dreidimensionale Segmentierungsverfahren

Die automatische Segmentierung des linken Ventrikels in Zeitreihen der Herzszintigraphie wird von Bunke in ([BUN85], S.131ff) ausführlich beschrieben. Die eigentliche Segmentierung erfolgt dabei lediglich zweidimensional auf jedem Bild der Reihe getrennt. Bei dem dabei benutzten Wissen handelt es sich um Wissen über die Form des linken Ventrikels und über den charakteristischen Grauwertbereich durch den der Ventrikel in Szintigrammen abgebildet wird. Durch Wissen über die Formveränderung während des Zyklus erfolgt die Bestimmung eines Anfangspunktes zur Segmentierung, der sich mit hoher Sicherheit innerhalb des linken Ventrikels befindet. Nach Abschluß der bildweisen Segmentierung erfolgt eine dreidimensionale Verifizierung der Ergebnisse anhand von Wissen über die zu erwartende Veränderung der Konturen von einem Bild zum nächsten. Fehlerhafte Korrekturen werden so erkannt und verbessert.

Das häufigste Anwendungsfeld von automatischen dreidimensionalen Segmentierungsverfahren ist die Segmentierung von NMR-Bildserien des Kopfes. Drei der am weitesten entwickelten Verfahren sollen an dieser Stelle kurz vorgestellt werden. Dellepiane beschreibt bereits 1988 ein klassisches wissensbasiertes System [DEL88]. Das Verfahren setzt nach einer zweidimensionalen Bildung von primitiven Regionen ein. Die verwendeten Regeln repräsentieren Wissen über Lage und Form der Objekte und ihre Relationen (Grauwert und Lage) zueinander.

Raya stellt ein regelbasiertes System vor, das auf den in [NAZ86] beschriebenen Methoden basiert [RAY90a]. Raya verwendet neben aus den Grauwerten berechneten Gewebecharakteristika Wissen über die Relationen der Objekte zueinander und formuliert dieses Wissen in Regeln. Einen weiteren Ansatz stellt Collins vor [COL92]. Diese Arbeitsgruppe verwendet ein normiertes Modell des Gehirns in Form eines anatomischen Atlasses, der aus 20 interaktiv segmentierten NMR-Datensätzen generiert wurde. Mittels eines Optimierungsverfahrens erfolgt die Abbildung des aktuellen Datensatzes auf das Modell und damit die Zuordnung jedes Voxels zu einem Objekt des Modells.

5.3 Lösungen des speziellen Segmentierungsverfahrens

Bei der Betrachtung einzelner traditioneller allgemeiner Segmentierungsansätze zeigt sich, daß sie den Ansprüchen einer automatischen Segmentierung von CT-Datensätzen nicht genügen. Es ist grundsätzlich eine Nachbearbeitung der Segmentierungsergebnisse notwendig. Sinnvoll erscheint die Integration von allgemeinem Wissen über die Bildverarbeitungsoperatoren und deren Kombinationsmöglichkeiten, wie es von [NAZ86] vorgeschlagen

wird, und die Verwendung von Domainwissen, wie bereits von mehreren Autoren gefordert. Im Folgenden werden bestehende Ansätze zur Segmentierung des Hüftgelenks in CT-Daten auf ihre Qualität und ihren Automatisierungsgrad hin untersucht. Einige Systeme zur Operationsplanung ignorieren das Segmentierungsproblem völlig. So beschäftigt sich die Darmstädter Arbeitsgruppe um Eck lediglich mit der Bestimmung einer optimalen einfachen subtrochantären Osteotomie und benutzt interaktiv vorsegmentierte Datensätze [ECK90]. Oftmals werden nur einfache Segmentierungsalgorithmen verwendet und eine interaktive Nachbearbeitung in Kauf genommen. In den jüngsten Veröffentlichungen werden zunehmend Entwürfe automatischer Verfahren vorgestellt, die jedoch oft bereits vom Ansatz her wenig erfolgversprechend erscheinen und nie durch eine akzeptable Anzahl von Daten oder ein anderes Evaluationsverfahren getestet sind. Die wichtigsten der veröffentlichten Verfahren sollen hier vorgestellt werden.

Murphy stellte bereits 1985 ein System zur Planung von Hüftgelenksoperationen vor [MUR85]. Eine detailliertere Darstellung findet sich unter [MUR86] und [MUR88]. Das System wurde schrittweise verbessert und 1989 routinemäßig zur Operationsplanung eingesetzt [MUR89]. Eine erste Bestimmung der Knochen im CT-Datensatz erfolgt automatisch und allein über die für Knochengewebe spezifischen Dichtewerte. Individuelle Unterschiede in der Knochendichte werden durch interaktive Schwellwertkorrekturen berücksichtigt. Die Bestimmung der Gelenkflächen und damit die exakte Segmentierung von Femurkopf und Acetabulum wird interaktiv durch Festlegung einiger zur Oberfläche gehörenden Punkte bestimmt. Eine genaue Beschreibung sowohl von der ersten Knochensegmentierung über Schwellwerte, als auch des Vorgangs der Gelenkflächenbestimmung findet sich in keiner der angegebenen Quellen, so daß von einer komplett interaktiven Segmentierung ausgegangen wird.

1988 wurde von der Berner Arbeitsgruppe Klaue, Wallin und Ganz ein System zur Planung von Pfannenosteotomien vorgestellt [KLA88]. Eine komplette Segmentierung von Oberschenkelknochen und Gelenkpfanne findet nicht statt. Stattdessen basiert der bildanalytische Teil auf einer interaktiven Bestimmung der Kontaktflächen im Gelenk. Dazu müssen vom Benutzer in jedem Bild die Konturen des Gelenkkopfes und diejenigen Konturabschnitte, an denen ein Kontakt zur Gelenkpfanne besteht, von Hand markiert werden. Das Operationsplanungssystem befindet sich im Routineeinsatz. Drei Jahre später veröffentlichte Klaue erste Ansätze zur automatischen Segmentierung [WAL90]. Grundprinzip des vorgeschlagenen Verfahrens ist ein Match der aktuellen Daten mit einem segmentierten Referenzdatensatz. Der Vergleich erfolgt dabei über komplexwertige Zernicke-Momente [ABU84]. Zum Zeitpunkt der Veröffentlichung befand sich das System in der Entwicklung. Es lagen nur Ergebnisse eines Testdatensatzes vor, die noch deutliche Segmentierungsfehler aufwiesen.

Im von Praasch vorgestellten Operationsplanungssystem wird die Objektdetektion hauptsächlich durch eine Triangulation der Objektoberfläche gelöst [PRA90]. Nach einer Glättung der Bilder durch einen Epsilonfilter ([PRA90], S.26) wird der Kirsch-Operator ([PRA91], S.509ff) zur Detektion der Kanten eingesetzt. Anschließend erfolgt schichtweise eine Verkettung der Konturpunkte, wobei Lücken von einem Pixel geschlossen werden. Der erforderliche Startkonturpunkt muß interaktiv vorgegeben werden. Dazu kennzeichnet der Benutzer eine Region im Bild, in der Kantenpunkte der gesuchten Kontur liegen. Diese zweidimensionalen Konturen werden durch Triangulation zu einer dreidimensionalen Objektbeschreibung zusammengefügt. Dabei erfolgt die Konturzuordnung, das ist die Bestim-

mung der zum Objekt gehörenden Konturen im aktuellen Schichtbild, semiautomatisch. Der Benutzer muß das Ergebnis der Triangulation kontrollieren und aufgetretene Fehler korrigieren.

Kübler, Ylä-Jääski und Gerig beschäftigen sich nicht mit Operationsplanungssystemen, sondern lediglich mit der Visualisierung medizinischer Daten und dabei auch mit dem speziellen Problem der Segmentierung der Knochen des Hüftgelenks ([KUB90], [YLA91]). Statt die Konturen der Knochen direkt zu bestimmen, detektieren sie den Gelenkzwischenraum. Dazu wird diejenige Halbkugel bestimmt, die mit ihrer Oberfläche die wenigsten Kantenpixel trifft. Das Kantenbild wird mit einem DOG-Operator berechnet, der im nächsten Abschnitt genauer beschrieben wird. Unklar bleibt, inwieweit dieser Vorgang automatisch bzw. interaktiv ist. Da mit der Kugelapproximation noch keine echte Segmentierung erfolgt ist, muß daran noch ein Region-Growing-Verfahren anschließen, das zusammenhängende Komponenten innerhalb bzw. außerhalb der Kugel bestimmt. Das hierzu nötige Homogenitätskriterium wird nicht beschrieben.

Von der Arbeitsgruppe um Höhne wurden zwei Ansätze zur Segmentierung des Hüftgelenks veröffentlicht. Bei dem älteren der beiden Ansätze handelt es sich um einen allgemeinen Algorithmus, der auf einer dreidimensionalen Erweiterung einer Approximation des Marr-Hildreth-Operators beruht [BOM90]. Ein späterer, speziellerer Ansatz benutzt einen Hough-Operator zur Detektion von Kreisen und Kugeln ([PFL91], [PFL92]).

Der zweidimensionale Kantendetektor nach Marr und Hildreth [MAR80], der Marr-Hildreth-Operator, besteht aus einer Glättung mit dem Gauß-Operator und einer anschließenden Kantenfindung mit dem Laplace-Operator:

$$C(x,y) = \bigtriangledown^2(I(x,y) * G(x,y,\sigma)) \tag{5.6}$$

wobei durch C das Konturbild beschrieben ist. $\bigtriangledown^2$ den Laplace-Operator, I das Ausgangsbild und G die Gaußfunktion mit der Varianz σ notier. $*$ bezeichnet die Faltung der beiden Funktionen.

Die dreidimensionale Erweiterung des Detektors ist analog zu (5.6) definert durch

$$C(x,y,z) = \bigtriangledown^2(I(x,y,z) * G(x,y,z,\sigma))$$

oder

$$C(x,y,z) = I(x,y,z) * \bigtriangledown G(x,y,z,\sigma) \tag{5.7}$$

Da die Operatormasken nach Marr und Hildreth sehr groß sein sollen,[2] sind die Berechnungen sehr rechenzeitintensiv. Daher schlagen Marr/Hildreth eine Approximation des Filters durch die Differenz zweier Gaußfunktionen, den DOG-Operator vor. Im dreidimensionalen Fall ergibt sich dadurch folgender Ausdruck:

$$\bigtriangledown^2 G(x,y,z,\sigma) = G(x,y,z,\sigma_1) - G(x,y,z,\sigma_2) \tag{5.8}$$

[2]Die kleinste von Marr und Hildreth implementierte Maske hat eine Kantenlänge von 35 Pixeln.

Von Bomasn et al. [BOM90] werden für die Varianzen in Anlehnung an Marr/Hildreth die Werte $\sigma_1 = 2,576$ und $\sigma_2 = 1,610$ verwendet.

Da die gefundenen Konturen nicht exakt mit den gewünschten Kanten übereinstimmen, benutzt Bomans eine „Nachbesserung"der Konturen mit morphologischen Filtern nach Serra und zwar die Ausführung eines Closing ([SER82], S.50ff). Dabei handelt es sich um eine Dilatation, gefolgt von einer Erosion. Details werden dabei ebenso wie durch Rauschen verursachte Kantenpixel gelöscht. Die Ergebnisse des gesamten Segmentierungsablaufs sind normalerweise nicht fehlerfrei und es bedarf einer interaktiven Nachbearbeitung der Konturen, wobei Konturlücken geschlossen oder Konturteile gelöscht werden.

Der zweite Ansatz, der der Arbeitsgruppe Höhne zuzuorden ist, benutzt eine Adaption des in [YLA91] beschriebenen Verfahrens. Wie bei der Segmentierung mit dem DOG-Operator wird auch hier ein isotroper Datensatz vorausgesetzt. Bei allen Datensätzen werden daher aufgrund der nichtgenügenden Anzahl von Schichten Zwischenbilder interpoliert. Es erfolgt lediglich eine lineare Interpolation. Als erster Schritt der Hough-basierten Segmentierung erfolgt eine einfache Kantendetektion durch einen dreidimensionalen Laplace-Filter. Anschließend werden schichtweise Kreise durch einen Hough-Operator markiert. Im Bereich des Femurkopfes wird diejenige Kugel bestimmt, die zu den meisten der gefundenen Kreise paßt. Pflesser [PFL92] stellt hier zuerst einen interaktiven Ansatz zum Match der Kugel vor und entwickelt daraus ein automatisches Verfahren. Innerhalb der durch die detektierte Kugel definierten Maske werden alle Voxel, deren Dichtewert über einem interaktiv gewählten Schwellwert liegen, markiert. Da die Kugel den Oberschenkelknochen nicht vollständig überdeckt, werden zusätzlich durch ein dreidimensionales Bereichswachstumsverfahren alle mit den bereits markierten Voxeln zusammenhängenden Voxel, die einen entsprechenden Grauwert aufweisen, ebenfalls markiert. Das Verfahren beruht also letztlich auf einer interaktiven Schwellwertsegmentierung.

Nach [PFL92] wurde diese semi-automatische Segmentierung an sieben CT-Datensätzen, also 14 Gelenken, getestet. Lediglich ein Gelenk wurde nicht erkannt. Die überprüfung der Korrektheit wird dabei durch einen Vergleich mit der interaktiven Variante des Segmentierungsverfahrens erbracht, die sich lediglich in der Bestimmung der approximierenden Kugel unterscheidet.

5.4 Ein Ansatz zur automatischen Detektion eines Objektes in computertomographischen Daten

Die neueren automatischen Segmentierungsverfahren ähneln sich in ihrem Aufbau ([MAN93], [COP93], [DEK93], [DEL88]). Ausgehend von einer Kantendetektion erfolgt eine Detektion primitiver Objekte durch ein Bereichswachstumsverfahren. Anschließend wird eine Vereinigung kleinerer Regionen mit ähnlichen Eigenschaften zu größeren Regionen vorgenommen. Aus diesen Regionen werden mittels Regeln, Objekte gebildet. Die einzelnen Verfahrensabschnitte sind den einzelnen Anwendungsgebieten angepaßt und unterscheiden sich dabei von Verfahren zu Verfahren deutlich. Zur Generierung eines allgemeinen Segmentierungsverfahrens gilt es, die ersten drei Verfahrensabschnitte so allgemein wie möglich zu halten um sie für jedes beliebige Anwendungsgebiet einsetzen zu können. Für die regelbasierte Abschlußkomponente können Richtlinien aufgestellt werden, die den Entwurf eines Regelsatzes für ein spezielles Anwendungsgebiet unterstützen.

Der verbreiteste Ansatz zur automatischen Objektdetektion in Volumendaten geht von einer Gruppe von Objekten aus, die sich durch ihre Grauwerte oder ihre Textur im Datensatz unterscheiden. Zur Detektion verschiedener Objekte aus ähnlichem Material und damit ähnlichen Grauwertbereichen ist dieser Ansatz nicht geeignet. Handelt es sich zudem lediglich um die Detektion eines oder zweier Objekte, können keine Regeln zur Lagerelation der Objekte untereinander in der Form: *Objekt1 ist umgeben von Objekt2 oder Objekt1 ist größer als Objekt2 oder Objekt1 liegt innerhalb von Objekt2 und weist niedrigere Grauwerte auf als Objekt1.* Stattdessen können sich die Regeln lediglich auf die Form und die Grauwerte eines gesuchten Objektes selbst beziehen. Es sind Regeln zu folgenden Fragestellungen zu formulieren:

1. Wo befindet sich mit hoher Wahrscheinlichkeit ein Teil des gesuchten Objektes, der sicher von benachbarten Objekten zu unterscheiden ist?
2. Welche Form weist das gesuchte Objekt innerhalb der Schicht auf?
3. Wie hängt die Darstellung eines Objektes in einer Schicht mit der Darstellung der benachbarten Schicht zusammen?
4. Wie verändert sich die Form oder die Lage des Objektes über die Schichten?
5. Welchen Grauwertbereich überdeckt das Objekt?
6. Welche Kantenstärken weist der Rand des Objektes auf?
7. Wodurch unterscheidet sich das gesuchte Objekt von benachbarten Objekten?

Zusätzlich können analog zu [BUN85] und [MAN93] Regeln zur Plausibilitätskontrolle definiert werden, die der Beurteilung des Segmentierungsergebnisses dienen oder sogar den Beginn einer modifizierten Segmentierung anstoßen.

5.5 Zusammenfassung

Die dreidimensionalen Erweiterungen zweidimensionaler Operatoren zur Segmentierung sind auf medizinische Volumendaten im allgemeinen nicht anwendbar. Sie sind nicht ausreichend zur Detektion eines Objektes, sondern erfordern Nachbearbeitungen. Alle in der Literatur beschriebenen Verfahren zur Segmentierung von Hüftgelenksknochen verlangen Interaktionen des Benutzers. Die jüngsten Veröffentlichungen tendieren zu einer modellbasierten Segmentierung, wobei ein stark vereinfachtes Modell für den Femurkopf angenommen wird, und zwar das der Halbkugel. Da der Gelenkkopf nie auch nur teilweise einer Kugel entspricht, erscheint dieser Ansatz nur sinnvoll für eine erste Abschätzung der Lage des Femurkopfes. Außerdem kann natürlich auch die Gelenkpfanne durch eine Halbkugel approximiert werden, und da die beiden Halbkugeln dicht beieinander liegen und ein Hough-Operator dadurch mehrere Kugeln mit etwa gleichem Mittelpunkt und ähnlichem Radius liefern würde, ist das Verfahren für eine vollautomatische Detektion nicht sinnvoll. Der oft verwendete Schwellwert für Knochengewebe ist nicht durch die Aufnahmeparameter des CT zu bestimmen. Vielmehr ist er abhängig vom Patienten, dessen Gesundheitszustand

und seiner spezifischen Knochendichte. Ein Schwellwert kann also nicht a priori festgelegt werden, sondern muß aus den vorliegenden Bildern bestimmt werden.

Da die exakte Form anatomischer Objekte nicht a priori bekannt ist, erscheint es sinnvoll, die regelbasierten Ansätze aufzugreifen. Die Veröffentlichungen zur regelbasierten Segmentierung, wie sie von [DEK93] vorgeschlagen werden, erscheinen eher geeignet für die Entwicklung eines automatischen Segmentierungsverfahrens für die Bestimmung der Knochen des Hüftgelenks. Dazu bedarf es einer genaueren Beschreibung der Form des Femur und der Auswahl geeigneter Bildverarbeitungsoperatoren und von Regeln zur Erkennung dieser Form. Zu fast jedem anatomischen Objekt[3] lassen sich Regeln definieren, die Form-, Größe- und Lagevarianten abbilden. Das Problem der dreidimensionalen Detektion kann dabei sequentiell, durch Beschreibung der Formveränderung in Abhängigkeit von der Lokalisation des betrachteten Bildes im Datenvolumen (Höhe des Bildes oder Z-Komponente), gelöst werden.

[3]Dies trifft auf einige Objekte sicher nicht zu, z.B. sind Knochenbrüche in ihrer großen Variabilität wahrscheinlich nicht ohne Einschränkungen auf Regeln abbildbar. Das gleiche gilt sicher ebenfalls für raumfordernde Prozesse. Erschwerend kommt hinzu, daß in diesen Fällen vor der Segmentierung nicht bekannt ist, ob das gesuchte Objekt überhaupt im Datenvolumen vorhanden ist.

Kapitel 6

Ein automatisches Segmentierungsverfahren zur Detektion der Knochen des Hüftgelenks

Ein System zur Planung orthopädischer Operationen am Hüftgelenk setzt voraus, daß die Operationsgegenstände, also Femur und Acetabulum, in den Bilddaten detektiert und analysiert werden können. Der Chirurg benötigt neben einem visuellen Eindruck der zu verändernden Objekte eine numerische Analyse der Fehlstellungen des Gelenks, die Möglichkeit zur Veränderung der visualisierten Knochenmodelle und eine Analyse des veränderten Gelenks, um die Auswirkung der vorgenommenen Veränderung zu quantifizieren.

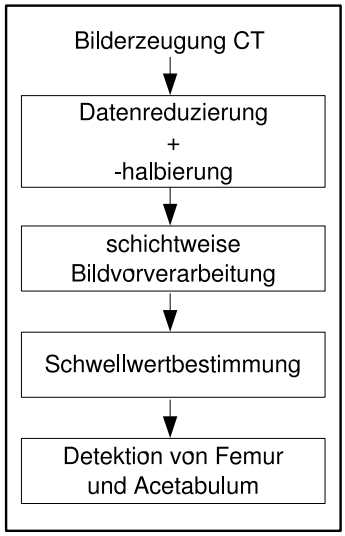

Abbildung 6.1: Die Komponenten des Verfahrens zur Segmentierung im Überblick.

Grundlage zur Erfüllung aller dieser Forderungen ist eine Bestimmung der relevanten Objekte im Ausgangsbildvolumen. Relevant sind für das Gebiet der Hüftgelenkchirurgie

der Oberschenkelknochen und die Gelenkpfanne. Das in dieser Arbeit vorgeschlagene Verfahren zur Bestimmung der Hüftgelenksknochen ist mehrstufig 6.1. Es besteht aus einer Datenreduzierung und -halbierung, einer Bildvorverarbeitung, der Berechnung desjenigen optimalen Schwellwerts, der im behandelten Datensatz charakteristisch für das Knochengewebe am Rand von knöchernen Objekten ist und einer Detektion derjenigen Voxel des Datenvolumens, die den realen Femur abbilden. Das dazu benutzte Wissen wird nach den in Kap.5.4 formulierten Fragen geordnet und als Regeln formuliert. Die ebenfalls zur Analyse benötigte Beschreibung des Acetabulum wird für dieses Verfahren als „Komplement“des Femur definiert, d.h. es umfaßt alle Knochenobjekte des Datensatzes, die nicht Bestandteile des Oberschenkelknochens sind.

Bei den Ausgangsdaten des gesamten Verfahrens handelt es sich um CT-Schichtbilder des Hüftgelenks. Die Einzelbilder werden in der Größe 512*512 Pixel aufgenommen und zeigen die komplette Hüfte, also beide Hüftgelenke. Der von einem Pixel dargestellte Dichtewert des vermessenen Gewebes wird mit 12 Bit gespeichert, da die Hounsfield-Skala eines CTs Dichtewerte aus dem Bereich von 0 bis 4095 umfaßt. Die Größe der durch dieses Pixel repräsentierten Fläche variiert, je nachdem ob bei der Aufnahme ein Zoom auf das Aufnahmeobjekt durchgeführt wurde oder nicht. Fand keine Vergrößerung oder Verkleinerung während der Aufnahme statt, bildet ein Pixel eine Fläche von einem Quadrat-Milllimeter ab. Die Schichtdicke, d.h. die Höhe, die ein Voxel repräsentiert, variiert ebenfalls. Um eine exakte Analyse der Gelenkfläche zu erhalten, sollte die Auflösung natürlich so fein wie möglich sein. Als Kompromiß mit der minimalen Strahlendosis, die dem Patienten zugemutet werden sollte, wird eine Aufnahme über maximal zwei Millimeter je Schicht mit einem ebenso kleinen Schichtabstand im Gelenkflächenbereich und höchstens 5 Millimeter im weiteren Gelenkbereich als Mindestanforderung betrachtet. Zur Durchführung einer vollständigen Analyse ist es erforderlich außer dem Gelenk auch Teile des Kniegelenks, der Diaphyse und der Beckenschaufel aufzunehmen (siehe Kapitel 2).

Um die Vorverarbeitung zu vereinfachen, wird davon ausgegangen, daß die Aufnahmen von unten nach oben erfolgen, d.h. das erste Bild zeigt die Diaphyse des Femur, das letzte Bild eine Schicht oberhalb des Pfannendachs. Verstöße gegen diese Aufnahmekonvention können im Routineeinsatz leicht entdeckt und durch Umsortieren der Schichten beseitigt werden. Sonderschichten, wie die Aufnahmen des Kniegelenks, sind getrennt zu speichern.

Bei den zur Veranschaulichung des Verfahrens in diesem Kapitel benutzten Schichtbildern handelt es sich um den Datensatz mit der Gelenknummer 5_1_L. Informationen zu diesem Datensatz sind dem Kapitel 8 zu entnehmen.

6.1 Datenreduzierung und Vorverarbeitung

Da die Menge der Daten, die bei einem Analyselauf zu untersuchen ist, klein gehalten werden soll, erfolgt eine Reduzierung des CT-Datensatzes. Nach Portierung der CT-Daten auf einen Bildverarbeitungsrechner wird die Pixelauflösung von 12 Bit auf 8 Bit, also ein Byte verringert. Dies wird durch eine lineare Skalierung des im Gesamtdatensatz vorhandenen Grauwert?bereichs auf den Bereich von 0 bis 255 erreicht. Da zu einer Zeit immer nur ein Gelenk analysiert werden muß, erfolgt eine Teilung des Datensatzes in eine rechte und eine linke Hälfte. Alle im folgenden vorgestellten Verfahren wurden für die Segmentierung des rechten Hüftgelenks entworfen. Zur Segmentierung der linken Seite wird der

entsprechende Teildatensatz gespiegelt. Die Ergebnisdatensätze werden nach Beendigung des Verfahrens erneut gespiegelt. Um die Datenmenge weiter zu verkleinern, werden die Bilddaten auch oberhalb und unterhalb des Gelenks gekappt, so daß quadratische Bilder mit einer Kantenlänge von 255 entstehen. Diese letzte Reduzierung der Datenmenge wird nur aus praktischen Gründen vorgenommen, bedingt keinen Verlust relevanter Informationen und hat keine verfahrenstechnische Bedeutung. Sie ist im Routineeinsatz nicht erforderlich. Ein auf diese Art vorbehandeltes Datenvolumen, die dreidimensionale Bildmatrix, wird im folgenden mit V bezeichnet.

$$
\begin{aligned}
V &= [v(x,y,z)] \\
v(x,y,z) &= g, \text{mit} g \in G = \{0,\ldots,255\} \\
0 &\leq x < BREITE \\
0 &\leq y < HÖHE \\
0 &\leq z < TIEFE
\end{aligned}
\tag{6.1}
$$

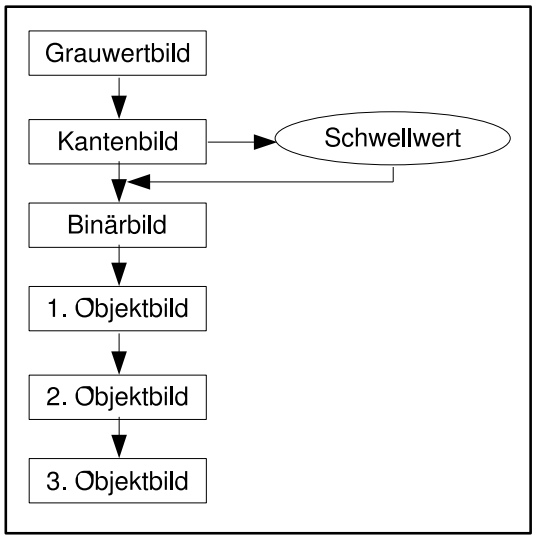

Abbildung 6.2: Die während der Vorverarbeitung erzeugten temporären Bilder und Parameter ausgehend vom Grauwertbild eines Hüftgelenks bis zur Detektion von Bildprimitiven im 3. Objektbild.

Die Bildvorverarbeitung erfolgt schichtweise. Da CT-Daten sehr rauscharm sind, erfolgt keine Glättung der Bilder, um Details nicht zu verwischen. Den ersten Verfahrensschritt bildet demzufolge eine zweidimensionale Kantendetektion mit dem Sobel-Operator (6.3 oben). Berechnet wird der Kantenbetrag $K = [k(x,y,z)]$ (siehe Kap.5.2), die Kantenrichtung wird nicht weiter untersucht. Im Vergleich mit anderen Kantenoperatoren liefert der Betrag des Sobel-Operators sehr gut die signifikanten Objektkanten und wenig Störkanten ([PRA91], S.532ff). Die meisten der durch Rauschen oder Gewebeinhomogenitäten hervorgerufenen

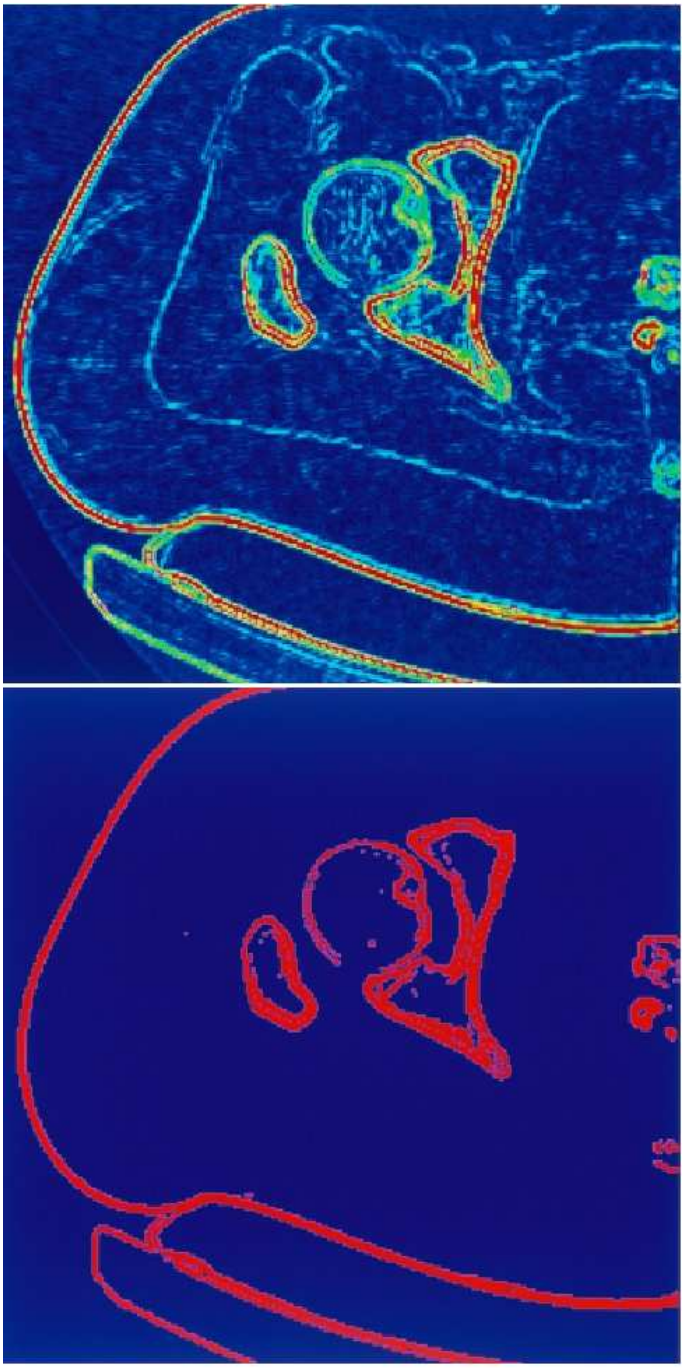

Abbildung 6.3: Kantenbild (oben) und daraus erzeugtes Binärbild (unten). Es bleiben nichtrelevante Weichteilkanten erhalten. Eine Binarisierung mit einem höheren Schwellwert würde jedoch auch relevante Kanten des Femur löschen.

Kanten weisen zudem sehr niedrige Beträge auf, so daß sie durch das anschließende Löschen von Kanten geringer Intensität fast vollständig verschwinden. Die hierbei benutzte Inten-

sitätsschwelle kann nicht fest vorgegeben werden, da sich die Stärke der Kanten von Patient zu Patient stark unterscheidet. Es erfolgt daher eine Bestimmung der Schwelle aus einem Kantenhistogramm des ersten Bildes.

$$K = [k(x,y,1)], \text{mit} k(x,y,1) = g_k, g_k \in \{0,\ldots,255\} \tag{6.2}$$

bezeichnet das Kantenbild des ersten Grauwertbildes, $H(K)$ das entsprechende Kantenhistogramm, wobei

$$H(K) = [h(g_k)]$$

$$h(g_k) = \sum_{i=0}^{HÖHE} \sum_{j=0}^{BREITE} \delta(k(i,j,1)), \text{mit}\, \delta(\kappa) = \begin{cases} 1 & \text{für} \kappa = g_k \\ 0 & \text{sonst} \end{cases} \tag{6.3}$$

ist. Gesucht wird der minimale Kantenwert κ_{min}, für den mit (6.2) und (6.3) gilt

$$\kappa_{min} = min\{0 \leq \kappa < 255 | \sum_{i=\kappa}^{255} h(g_k) \geq F_k\} \tag{6.4}$$

F_k bezeichnet die kleinste Fläche an Kantenvoxeln, die ausreichend Informationen für das nachfolgende Verfahren liefert. Sie beträgt hier fünf Prozent der Bildfläche, also

$$F_k = 0.05 * X * Y$$

Mit B sei das binarisierte Kantenbild K (6.3 unten) beschrieben:

$$B = [b(x,y,z)], \text{mit} b(x,y,z) = \begin{cases} 255 & \text{für} k(x,y,z) \geq F_k \\ 0 & \text{sonst} \end{cases}$$

Da die Konturen im binarisierten Kantenbild (6.3 unten) im allgemeinen nicht geschlossen sind, werden im folgenden ersten Segmentierungsschritt nicht Konturinhalte als primitive Objekte bestimmt, sondern durch ein zeilenweises Bereichswachstumsverfahren (siehe Kap.5.1) lediglich zusammenhängende homogene Gebiete markiert. Der Zusammenhang wird dabei über die direkten 4-Nachbarschaften definiert, um die im Gelenkflächenbereich dicht beieinanderliegenden Kanten von Gelenkkopf und -pfanne nicht zu einem Objekt zu vereinen. Als Homogenitätskriterium dient natürlich der binäre Wert der Pixel. Bei geschlossenen Konturen enthält das resultierende erste Objektbild V_{o1} unterschiedliche Objektnummern für die Objektkontur und den Objektinhalt. Ist die Kontur offen, ist nur die Objektkontur als Objekt gekennzeichnet. 6.4 zeigt ein erstes Objektbild und das Kantenbild, aus dem es berechnet wurde. Sei ξ ein Objekt des ersten Objektbildes. ξ ist eine Menge von Pixeln (x,y,z). Ein Pixel (x,y,z) ist Element von ξ , wenn gilt

$$(x,y,z) \in \xi \Rightarrow \exists (x',y',z) \in \xi :$$
$$(k(x',y',z) = k(x,y,z) \wedge (DISTANZ(x',x') = 1 \veebar DISTANZ(y',y) = 1))$$

(6.5)

Zwei Objekte ξ und ξ' des ersten Objektbildes sind entweder identisch oder diskjunkt.

$$V_{o1} \supset \xi, \xi' \Rightarrow \xi \equiv \xi' \vee \xi \cap \xi' = \oslash \tag{6.6}$$

Im Mittel besteht dieses erste Objektbild aus 300 Objekten. Dabei überdecken sehr viele Objekte weniger als fünf Pixel. Diese Kleinstobjekte markieren keine relevanten Objekte und werden im nächsten Verarbeitungsschritt einem größeren Nachbarobjekt zugeordnet. Es wird dasjenige Nachbarobjekt bestimmt, das einen ähnlichen Grauwertbereich im Grauwertbild aufweist. Nachbarobjekte sind hier alle über 4-Nachbarschaft mit dem Objekt verbundenen Objekte. Aus der Liste aller Nachbarobjekte eines zu kleinen Objekts wird dasjenige Objekt bestimmt, dessen maximaler Grauwert am wenigsten vom maximalen Grauwert des untersuchten Objekts abweicht. Als Nebenbedingung muß erfüllt sein, daß die Summe der beiden Objektpixelmengen größer als die kleinste noch akzeptierte Objektgröße von 6 Pixeln ist. Wird diese Bedingung mit dem betrachteten Nachbarobjekt nicht erfüllt, wird das zweitbeste Nachbarobjekt gewählt. In diesem zweiten Objektbild V_{o2} (6.5 unten) sind nun nur noch etwa 20 Objekte enthalten.

Sei ξ ein Objekt des ersten Objektbildes. ξ' ist ein Nachbarobjekt von ξ genau dann, wenn gilt

$$\exists(x,y,z) \in \xi : \exists(x',y',z) \in \xi' : (DISTANZ(x',x) = 1 \veebar DISTANZ(y',y) = 1) \tag{6.7}$$

$\xi_i, i = 1, \ldots, n$ seien alle Nachbarobjekte von ξ. $\xi_{\ddot{a}}$ ist das ähnlichste Nachbarobjekt von ξ, wenn gilt

$$\forall \xi_i : g_{max}(\xi_i) \leq g_{max}(\xi_{\ddot{a}})$$

$$\text{mit} g_{max}(\xi_i) = max\{0 \leq g < 255 | v(x,y,z) = g \wedge (x,y,z) \in \xi_i\} \tag{6.8}$$

Existiert mehr als ein Nachbarobjektobjekt mit dieser Eigenschaft, wird das größte der ähnlichsten Nachbarobjekte ausgewählt.

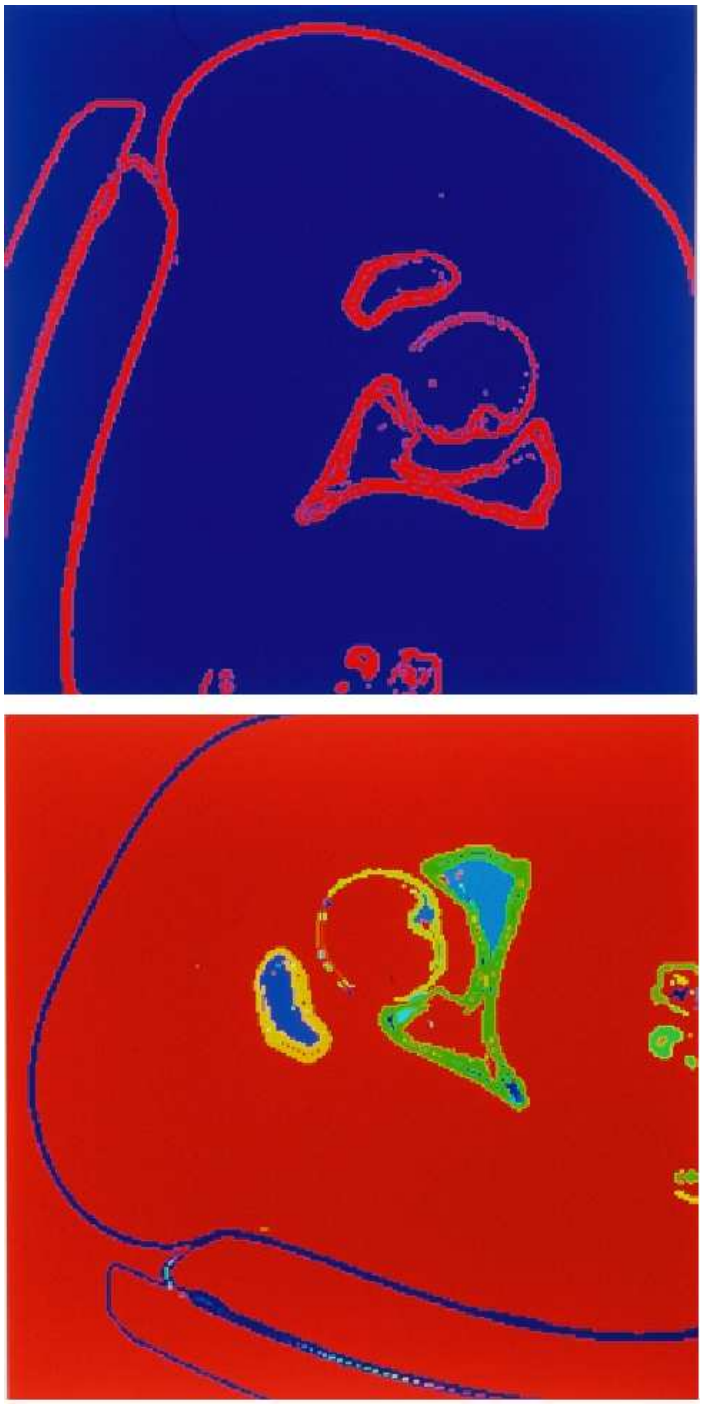

Abbildung 6.4: Ein binäres Kantenbild (oben) und das daraus erzeugte erste Objektbild (unten). Jedem Objekt ist eine eindeutige Zahl zugewiesen. Zur deutlicheren Untersuchung benachbarter Objekte, die auch benachbarte Objektnummern erhalten haben, erfolgt die Darstellung nach Farbtabelle 2.

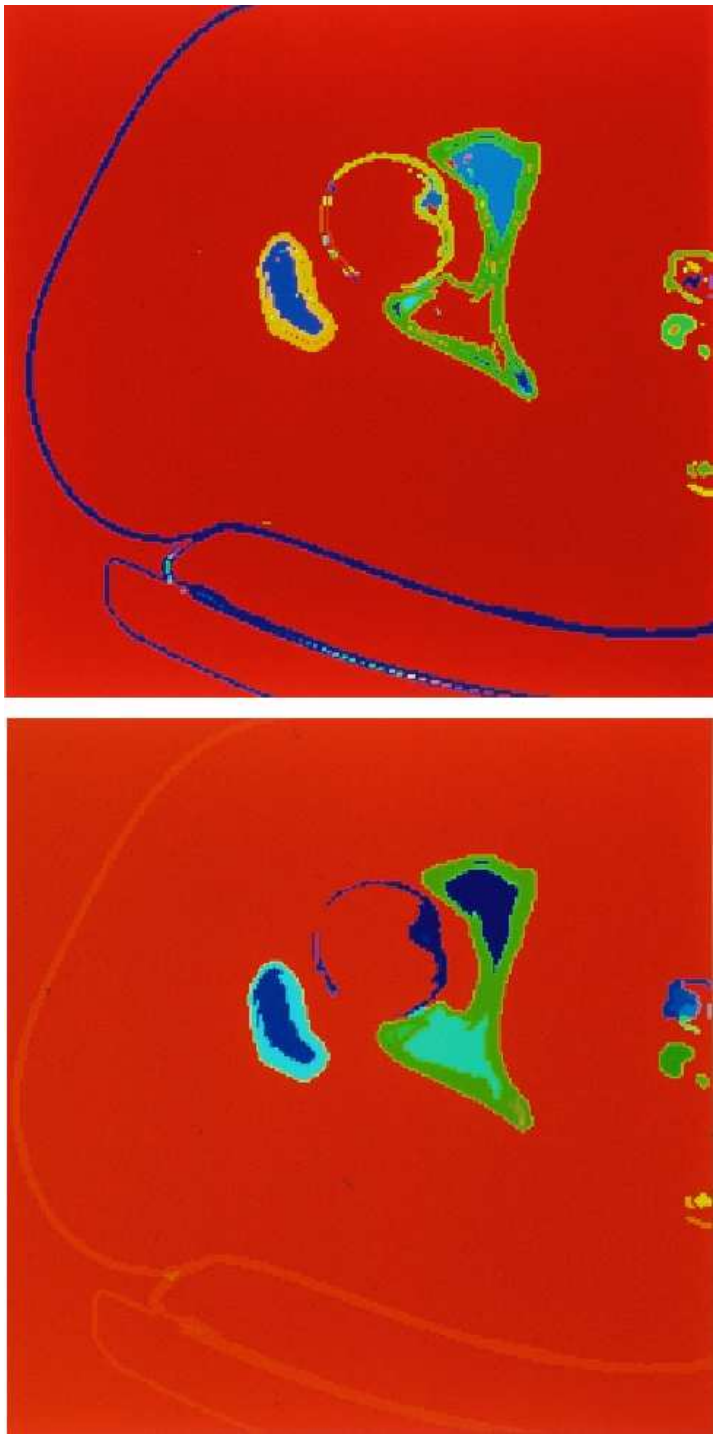

Abbildung 6.5: Ein erstes Objekt (oben) und das dazugehörende zweite Objektbild (unten). (für beide Bilder gilt Farbtabelle 2). Kleine Objekte wurden einem passenden Nachbarobjekt zugewiesen.

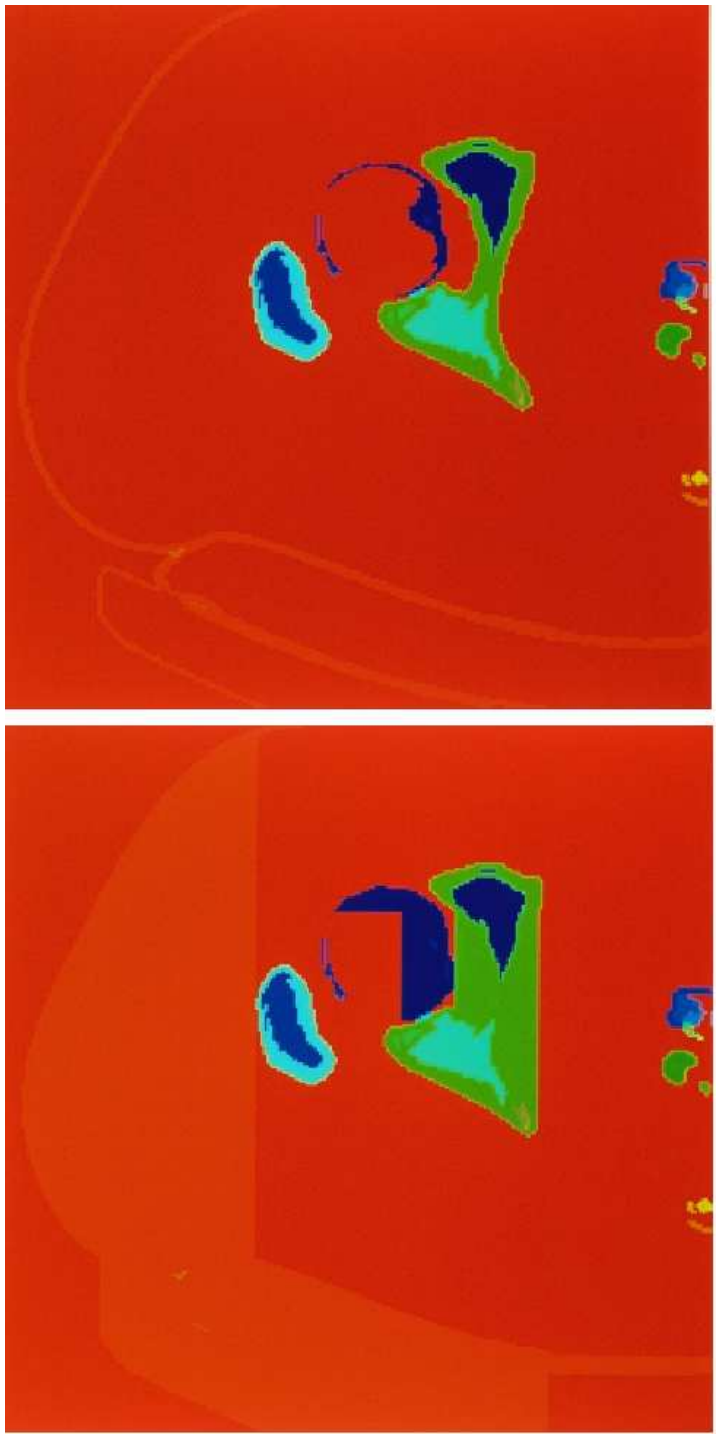

Abbildung 6.6: Ein zweites Objektbild (oben) und das daraus entstandene dritte Objektbild (unten). Waagerechte oder senkrechte Unterbrechungen eines Objektes durch Hintergrund (Objektlücken) werden Teil des entsprechenden Objektes (beide Bilder Farbtabelle 2).

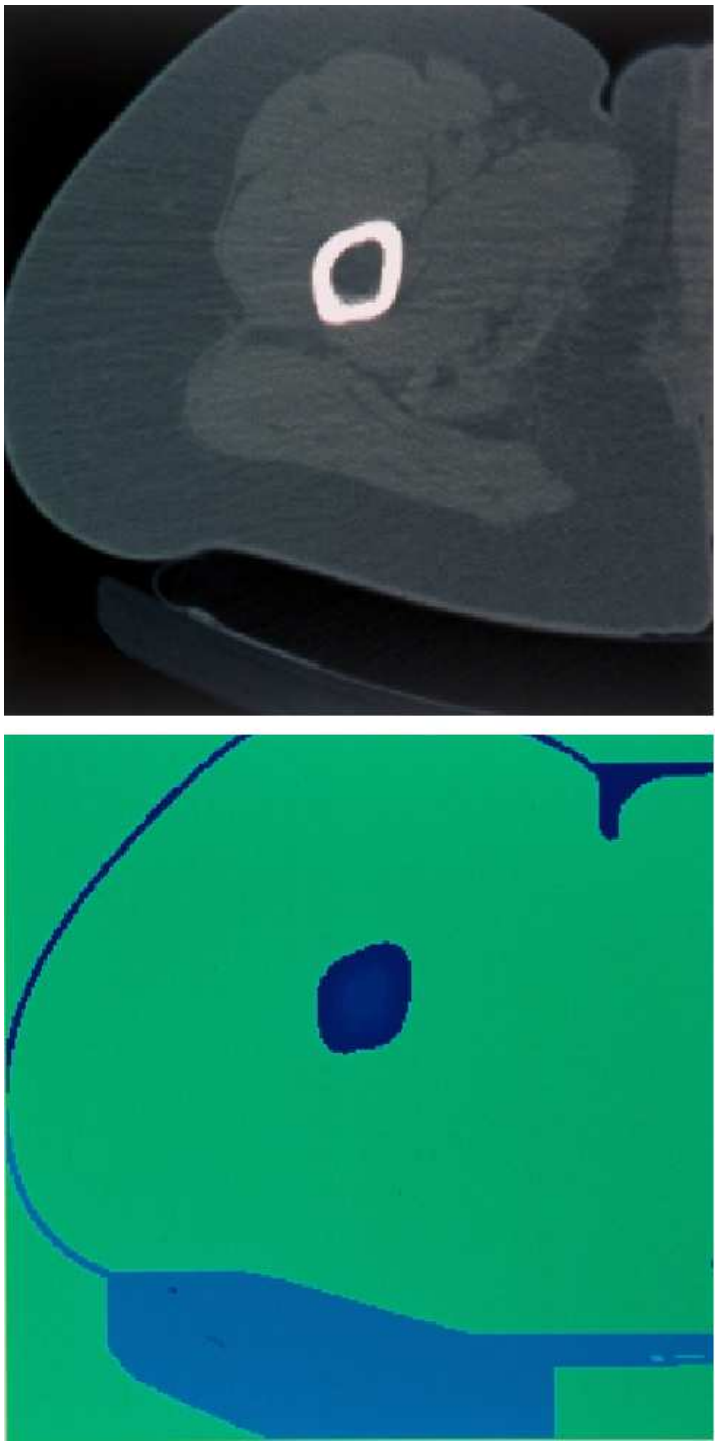

Abbildung 6.7: Grauwertbild und drittes Objektbild des ersten CT-Schichtbildes. Als Knochenobjekte sind nur Teile des Femur zu sehen. (rechtes Bild Farbtabelle 2). Die zu detektierenden Objekte im dritten Objektbild sind annähernd rund.

Das zweite Objektbild wird noch einem letzten Vorverarbeitungsschritt unterzogen. In diesem Prozeß werden Objektlücken geschlossen. Eine Objektlücke eines Objektes ξ ist ein Teil des Bildhintergrundes ξ_H, der entweder rechts und links oder oben und unten von Pixeln des Objektes ξ berandet wird. Als Bildhintergrund ist dabei das größte Objekt im Bild definiert.

Hufeisenförmige Objekte, die nur von Hintergrund umgeben sind, sind im dritten Objektbild annähernd konvex (6.6). Ein durch eine nicht geschlossene Kontur des Femurkopfes hervorgerufenes Objekt wird durch das Schließen von Hintergrundlücken deutlich vergrößert und die Segmentierung so erleichtert. Die dritten Objektbilder und die Grauwertbilder sind die Eingabedaten der Schwellwertbestimmung und der Segmentierung des Femur.

6.2 Schwellwertbestimmung

Die Bestimmung des charakteristischen Schwellwerts für Knochengewebe erfolgt auf dem ersten Schichtbild der CT-Aufnahmen unter Verwendung des Grauwertbildes und des dritten Objektbildes. Nach der Aufnahmekonvention zeigen diese Bilder die Diaphyse des Femur unterhalb oder zu Beginn des Trochanter minor (6.7). Mit Femur werden im folgenden diejenigen Voxel des Volumens V bezeichnet, die Teile des realen Femur abbilden. Zur Schwellwertbestimmung wird zuerst der Femur in diesen Bildern detektiert. Über die Grauwerte dieser selektierten Fläche im Grauwertbild wird das Histogramm ermittelt und nach Formel (6.4) der in diesem Fall gesuchte Grauwert g_m bestimmt.

Zur Detektion des Femur werden alle primitiven Objekte ξ_i bestimmt, die den folgenden Regeln über Form und Lage genügen:

I: $0.65 \leq \frac{\Delta x(\xi_i)}{\Delta y(\xi_i)} \leq 1.35$

IIa: $x_{max}(\xi_i) < 0.8 * BREITE$
$0.2 * BREITE < x_{min}(\xi_i) < 0.5 * BREITE$

IIb: $y_{min}(\xi_i) > 0.2 * H\ddot{O}HE$
$y_{max}(\xi_i) < 0.66 * H\ddot{O}HE$

IIc: $DISTANZ(SP_x(\xi_i), 0.5 * BREITE) < 0.25 * BREITE$
$DISTANZ(SP_y(\xi_i), 0.5 * H\ddot{O}HE) < 0.25 * H\ddot{O}HE$

IId: $MAX(MIN(DISTANZ(x_{min}(\xi_i), 0.5 * BREITE),$
$DISTANZ(x_{max}(\xi_i), 0.5 * BREITE))$
$MIN((DISTANZ(y_{min}(\xi_i), 0.5 * H\ddot{O}HE), DISTANZ(y_{max}(\xi_i), 0.5 * H\ddot{O}HE)))$
$< 0.05 * (BREITE + H\ddot{O}HE)$

III: $\frac{\Delta x(\xi_i) * \Delta y(\xi_i)}{|(\xi_i)|} < 10$

mit

$x_{min}(\xi_i) = min\{0 \leq breite < BREITE | (breite, y, z) \in (\xi_i)\}$
$x_{max}(\xi_i) = max\{0 \leq breite < BREITE | (breite, y, z) \in (\xi_i)\}$
$y_{min}(\xi_i) = min\{0 \leq h\ddot{o}he < H\ddot{O}HE | (x, breite, z) \in (\xi_i)\}$
$y_{max}(\xi_i) = max\{0 \leq h\ddot{o}he < H\ddot{O}HE | (x, breite, z) \in (\xi_i)\}$

$$\Delta x(\xi_i) = x_{max}(\xi_i) - xmin(\xi_i)$$

und

$$\Delta x(\xi_i) = x_{max}(\xi_i) - xmin(\xi_i) \tag{6.9}$$

$SP_x(\xi_i)$ und $SP_y(\xi_i)$ sind die Koordinaten des Schwerpunktes des Objektes (ξ_i). $\Delta x(\xi_i)$ und $\Delta y(\xi_i)$ bemessen die Ausdehnung des Objektes in der Breite und Höhe. Mit der ersten Regel wird untersucht, ob das Objekt ungefähr quadratische bzw. runde Proportionen aufweist. Der Regelsatz II stellt sicher, daß ein akzeptiertes Objekt nicht zu sehr am Rand des Bildes, sondern mit seinem Schwerpunkt nahe der Bildmitte liegt. Durch die letzte Regel werden diagonal verlaufende Linien ausgeschlossen, indem gefordert wird, daß die Anzahl der Pixel, die zum Objekt gehören, im Verhältnis zur Fläche des umschriebenen Rechtecks relativ groß ist.

Aus allen akzeptierten Objekten wird eine vorläufige Binärmaske des Femur gebildet. Ist die nach den Regeln I bis III bestimmte Maske leer, d.h. es wurden keine primitiven Objekte akzeptiert, erfolgt eine erneute Suche mit gelockerten Regeln. Die Lockerung betrifft nur die Regeln IIa bis IId. Eine grundsätzliche Erweiterung der Regelschranken im ersten Suchlauf führt zu fehlerhaften Segmentierungsergebnissen, da im Normalfall einer eher zentral gelegenen und im Verhältnis zur Bildgröße eher kleinen Diaphyse nicht zum Femur gehörende Objekte fälschlicherweise akzeptiert werden.

Regelsatz des zweiten Suchlaufs nach (6.9):

$$\begin{array}{ll}
\text{I':} & 0.65 \leq \frac{\Delta x(\xi_i)}{\Delta y(\xi_i)} \leq 1.35 \\
\text{IIa':} & x_{max}(\xi_i) < 0.8 * BREITE \\
 & 0.05 * BREITE < x_{min}(\xi_i) < 0.66 * BREITE \\
\text{IIb':} & y_{min}(\xi_i) > 0.05 * H\ddot{O}HE \\
 & y_{max}(\xi_i) < 0.8 * H\ddot{O}HE \\
\text{IIc':} & DISTANZ(SP_x(\xi_i), 0.5 * BREITE) < 0.1 * BREITE \\
 & DISTANZ(SP_y(\xi_i), 0.5 * H\ddot{O}HE) < 0.1 * H\ddot{O}HE \\
\text{IId':} & MAX(MIN(DISTANZ(x_{min}(\xi_i), 0.5 * BREITE), \\
 & DISTANZ(x_{max}(\xi_i), 0.5 * BREITE)) \\
 & MIN((DISTANZ(y_{min}(\xi_i), 0.5 * H\ddot{O}HE), DISTANZ(y_{max}(\xi_i), 0.5 * H\ddot{O}HE))) \\
 & < 0.25 * (BREITE + H\ddot{O}HE) \\
\text{III':} & \frac{\Delta x(\xi_i) * \Delta y(\xi_i)}{|(\xi_i)|} < 10
\end{array} \tag{6.9'}$$

Für den Fall, daß nicht alle Objekte des Femur den Regeln (6.9´) genügen, die Maske also Löcher aufweist, werden alle Pixel innerhalb der Maskenkontur ebenfalls gesetzt. Anschließend erfolgt mit dieser Maske eine Maskierung des Grauwertbildes V in das Bild des Femurvolumens $V' = [v'(x, y, 1)]$ und eine Histogrammberechnung über dem maskierten Bild. Das Femurvolumen V' hat die gleichen Ausmaße wie das originale Grauwertvolumen

V. Pixel (x, y, z), die zur gewonnenen Maske gehören, erhalten den Grauwert $v(x, y, z)$, alle übrigen den Wert Null.

$$V' = [v'(x, y, z)], \quad \text{mit} \quad \begin{array}{l} v'(x, y, z) = g, g = 0, \ldots, 255 \\ 0 \leq x < BREITE \\ 0 \leq y < HÖHE \\ 0 \leq z < TIEFE \end{array} \tag{6.10}$$

Neben Knochengewebe mit sehr hohen Grauwerten finden sich in diesem Bild auch Gebiete niedriger Grauwertintensität, die den Markraum des Femur abbilden. Zur Bestimmung des gesuchten charakteristischen Grauwertes γ für Knochengewebe wird daher nach Formel (6.4) mit einer neuen Flächendefinition F_g vorgegangen.

$$\gamma = min\{0 \leq < 255 | \sum_{i=g} 255h(i) \geq G_g\}$$

$$F_g = F_g(\Delta_x, \Delta_y) \tag{6.11}$$

wobei Δ_x, Δ_y Höhe und Breite des die Binärmaske umschreibenden Rechtecks angeben, analog zur Ausdehnung von Objekten aus (6.9).

In dem Bildausschnitt der durch das die Maske umschreibende Rechteck bestimmt wird, stellt die Diaphyse idealerweise einen Kreisring dar. Die Größe der Knochengewebsfläche läßt sich durch einen Kreisring mit dem äußeren Radius r_a und dem inneren Radius r_i approximieren, wobei das Verhältnis von r_a zu r_i drei zu zwei beträgt.

$$r_i = \frac{2}{3} * r_a \tag{6.12}$$

Es werden drei Berechnungsvorschriften für r_a unterschieden. Sind Höhe Δy und Breite Δx des umschreibenden Rechtecks ähnlich, wird die Hälfte des Mittelwerts von Höhe und Breite als äußerer Radius verwendet. Als Ähnlichkeit wird in diesem Fall eine Abweichung von weniger als fünf Pixeln definiert. Ist die Abweichung größer, durchschneidet das Bild entweder den Trochanter minor oder eine Diaphyse, die nicht - wie normalerweise - kreisförmig ist. Es erfolgt daher eine Unterscheidung nach der Richtung der größeren Abweichung.

$$F_g = 2 * \Pi * r_a^2 - 2 * \Pi * r_i^2 \tag{6.13}$$

mit (6.12) ergibt sich

$$F_g = \frac{10}{9} * \Pi * r_a^2 \tag{6.14}$$

Berechnungsregeln r_a:

$$
\begin{array}{lll}
\text{IF}(\Delta y - 10 < \Delta x < \Delta y + 5 & \text{THEN} & r_a = \frac{1}{4} * (\Delta x + \Delta y) \\
\text{ELSE} & & \\
\quad \text{IF}(\Delta y - 10 > \Delta x) & \text{THEN} & r_a = \frac{1}{4} * (\frac{1}{2} * \Delta x + \frac{3}{2} * \Delta y) \\
\quad \text{ELSE} & & r_a = \frac{1}{2} * MIN(\Delta x, \Delta y)
\end{array}
\tag{6.15}
$$

Da die relative Größe der Knochen im Bild durch Unterschiede in den Aufnahmeparametern und durch die unterschiedlichen Größe der Patienten stark differiert, wird neben dem Radius r_a der ermittelten Maske auch noch ein Größenparamter Δxy bestimmt. Für die Weiterverarbeitung wird der Durchmesser des Femur im Diaphysenbereich gesucht. Mit der Fallunterscheidung aus (6.15) wird Δxy wie folgt berechnet:

$$
\begin{array}{lll}
\text{IF}(\Delta y - 10 < \Delta x < \Delta y + 5 & \text{THEN} & \Delta_{xy} = \Delta x) \\
\text{ELSE} & & \\
\quad \text{IF}(\Delta y - 10 > \Delta x) & \text{THEN} & \Delta_{xy} = \frac{1}{2} * (\Delta x + \Delta y) \\
\quad \text{ELSE} & & \Delta_{xy} = \frac{1}{9} * \Delta x
\end{array}
\tag{6.16}
$$

6.3 Segmentierung

Die Segmentierung des Femur baut auf den während der Schwellwertbestimmung gewonnenen Informationen auf. Grundprinzip des Algorithmus ist die sequentielle regelbasierte Suche, die von sicher zu detektierenden Objekten ausgeht. Die benutzten Regeln repräsentieren Wissen über die Form des Femur und damit seine erwartete Veränderung von einem Schichtbild zum nächsten. Ausgehend von Schichten in Höhe des Trochanter minor verändert sich die Form, Lage und Größe der Maske, die den Femur abdeckt, anfangs nur wenig. Im Bereich des Schenkelhalses treten die stärksten Veränderungen auf. Oberhalb des Trochanter major ist lediglich der Gelenkkopf abgebildet und die Maske verändert sich nur noch wenig. Hier weist sie annähernd eine Kreisform auf. Die Maske wird kleiner und ihre Position im Bild variiert nicht mehr.

Das Segmentierungsverfahren läßt sich in sechs Abschnitte unterteilen, denen vier verschiedene Regelklassen zugeordnet sind (siehe Abb.6.8). Den Anfang macht eine Bestimmung der Höhe des aktuellen Schnittbildes mit Hilfe von Phasenregeln. Dadurch sollen die im weiteren benötigten Parameter an den gerade untersuchten Abschnitt des Femur angepaßt werden. Im zweiten Teil des Algorithmus werden diejenigen primitiven Objekte des dritten Objektbildes ausgewählt, die zum detektierten Gebiet des Vorbildes passen. Ob ein Objekt paßt und akzeptiert wird bestimmen Zuordnungsregeln. Zur Verbesserung der unvollständigen Überdeckung des Femur durch das bis jetzt bestimmte Gebiet, erfolgt im dritten Teil des Verfahrens eine Erweiterung in der Polarkoordinatendarstellung dieses Gebietes nach Fehlerregeln erster Ordnung. Nach dem vierten Schritt, der Maskierung durch das so bestimmte Gebiet, werden im fünften Abschnitt weitere Korrekturmaßnahmen nach einem Test auf Fehler zweiter Ordnung durchgeführt. Zum Abschluß der Segmentierung einer Schicht wird mit Hilfe von Abbruchkriterien überprüft, ob das Ende des Femur erreicht ist. Die einzelnen Abschnitte des Verfahrens werden in den folgenden Unterkapiteln im Detail erläutert.

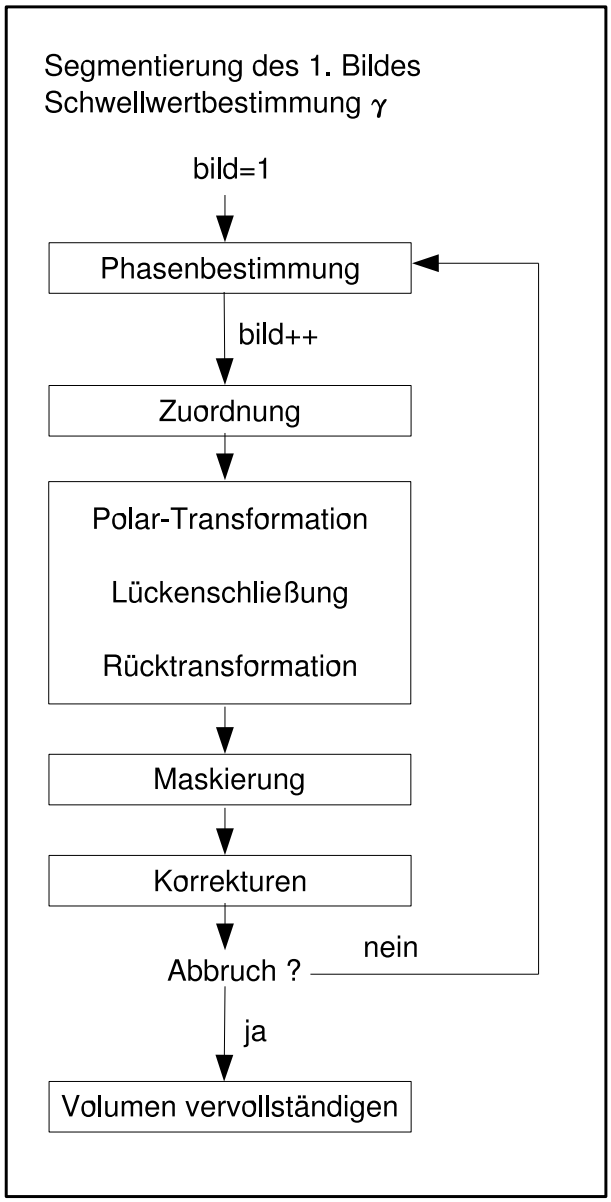

Abbildung 6.8: Der Ablauf der Hauptsegmentierung. Nach Durchführung der Phasenbestimmung für das i-te Bild beginnt die Bearbeitung des i+1-ten Bildes (bild++). Eine detaillierte Aufschlüsselung des Abschnittes „Korrekturen“findet sich in 6.12.

6.3.1 Phasenbestimmung

Die Positionsänderungen des Schwerpunktes der Femurmasken in den einzelnen Schichtbildern weist eine typische Verlaufskurve auf, mit deren Hilfe derjenige Abschnitt bestimmt werden kann, zu dem das aktuelle Schnittbild gehört (6.9). Betrachtet man die X-Komponente der Schwerpunkte SP_x ergibt sich folgender Verlauf: Liegt das erste Bild unterhalb des Trochanter minor, wandert der Schwerpunkt in den auf σ_0 folgenden Schichten mit dem Trochanter minor nach medial bzw. rechts, SP_x wird größer. Intertrochantär

(σ_{0a}) bewegt sich der Schwerpunkt wieder nach lateral bzw. links und mit dem Beginn der Ausbuchtung des Trochanter major wird diese Veränderung verstärkt. Durch die Beugung des Halses wird diese Bewegung gebremst und mit dem Beginn des Gelenkkopfes (σ_{0b}) wandert der Schwerpunkt wieder nach medial/rechts. In der ersten Schicht oberhalb des Trochanter major (σ_1) weist die Verlaufskurve einen deutlichen Sprung nach medial/rechts auf. Danach verändert sich die Position des Schwerpunkts nur noch minimal. Die Schicht σ_2 charakterisiert das Ende des Femur.

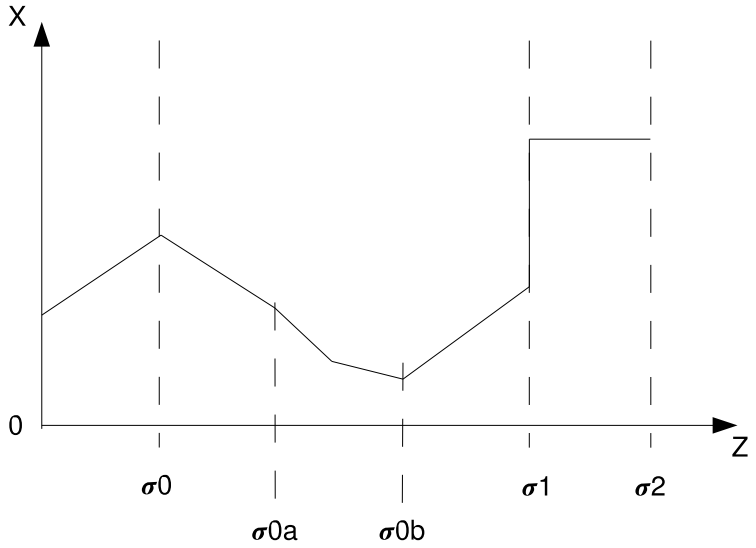

Abbildung 6.9: Eine typische Verlaufskurve der X-Koordinate der Schwerpunkte einer Femurmaske in Abhängigkeit von der Schichtbildnummer Z. Die Wendepunkte σ_0, σ_1 und σ_2 sind im Verlauf des Segmentierungsverfahrens zu bestimmen.

Markante detektierbare Punkte der Verlaufskurve (6.9) sind σ_0, σ_1 und σ_2, wobei der Schnitt σ_0 den Beginn der Phase markiert, in der der Schenkelhals beginnt und σ_1 das Ende des Trochanter major und damit ungefähr die Äquatoriallinie des Kopfes beschreibt. σ_2 bestimmt die erste Schicht oberhalb des Femur. Für das Segmentierungsverfahren und insbesondere die Zuordnungregeln haben die Schichten σ_0 und σ_1 besondere Bedeutung. Oberhalb von σ_0 verändert sich die Maske des Femur stärker, die Parameter der Zuordnungsregeln müssen also eine höhere Toleranz widerspiegeln. Nach Erreichen der Schicht σ_1 vergrößert sich der Femur von einer Schicht zur nächsten nicht mehr und die Toleranzen müssen klein werden. Die Phase P_0 beginnt mit der ersten Schicht und endet mit Schicht σ_0. Phase P_1 beginnt oberhalb von σ_0 und wird von σ_1 abgeschlossen. Die letzte Phase P_2 umfaßt alle Schichten oberhalb von σ_1 bis zum Erreichen der Schicht σ_2. SP_x notiert die X-Koordinate des Schwerpunktes der aktuellen Maske, SP'_x die X-Koordinate des Schwerpunktes der Maske des vorherigen Bildes.

Phasenregeln

$P_0 = [0, \ldots, \sigma_0] \qquad P_1 = (\sigma_0, \ldots, \sigma_1], \qquad P_2 = (\sigma_1, \ldots, \sigma_2]$
$PHASE = P_0$

$$\begin{array}{l}\text{IF}(SP_x > SP'_x) \quad \text{THEN} \quad PHASE = P_1 \\ \text{IF}(SP_x > SP'_x \wedge SP_x - SP'_x > \delta_{SP}) \quad \text{THEN} \quad PHASE = P_2 \\ \text{mit } \delta_{SP} = \frac{1}{4} * \Delta_{xy}\end{array} \tag{6.17}$$

Die Bestimmung der letzten Schicht des Femur, δ_2, wird unter Kap. 6.3.4 gesondert erläutert.

6.3.2 Zuordnung von primitiven Objekten

Das Zuordnungproblem liegt in der schichtweisen, sequentiellen Bestimmung derjenigen primitiven Objekte im dritten Objektbild, die den Femur überdecken. In einigen Bereichen verändert sich der Femur sehr stark, in anderen Bereichen kaum. Gelöst wird dieses Problem durch die in der Phasenbestimmung gewonnenen Informationen über die wahrscheinliche Veränderung von Größe und Lage des Femurgebietes in Relation zum vorhergehenden Schnittbild. Die Parameter der Zuordnungskriterien variieren also je nach Phasenzugehörigkeit der aktuellen Schicht. Durch die Regeln (6.18) wird die Lage eines primitiven Objektes zur Gebietsmaske des Vorbildes überprüft. Die dabei benutzten Variablen sind die Koordinaten des Objektschwerpunktes SP_{OX} und SP_{OY}, und des Gebietsschwerpunktes SP_{GX} und SP_{GY} und die Objekt- bzw. Gebietsgrenzen.

$$(DISTANZ(SP_{OX}, SP_{GX}) + DISTANZ(SP_{OY}, SP_{GY}) < \frac{3}{4} * \delta(phase, \Delta_{XY}))$$

$$((DISTANZ(SP_{OX}, SP_{GX}) + DISTANZ(SP_{OY}, SP_{GY}) < \delta(phase, \Delta_{XY})) \wedge (SP_{OX} > SP_{GX}))$$

mit

$$\begin{array}{l}\text{IF}(PHASE = P_0 \vee PHASE = P_1) \quad \text{THEN} \quad \delta(phase, \Delta_{XY}) = 2.4 * \Delta_{X,Y} \\ \text{ELSE} \quad \delta(phase, \Delta_{XY}) = 2.4 * \Delta_{X,Y} - (\frac{\Delta_{XY}}{20} * (hoehe - \delta_1))\end{array} \tag{6.18}$$

Objekt- und Gebietsgrenzen dürfen demnach nicht zu weit voneinander entfernt sein. Bei einer Abweichung nach rechts, also in Richtung des Femurhalses, ist eine größere Abweichung akzeptabel. Die phasenabhängige Toleranz verringert sich mit Erreichen der Äquatorialebene des Femurkopfes ausgehend von der Toleranz vor σ_1 mit jeder Schicht. Dadurch soll verhindert werden, daß kleine Veränderungen der Lage des Gebietes des Femur oberhalb von σ_1 nicht mehr toleriert werden.

Lieferte die Kantenfindung keine geschlossenen Konturen, ist die Überdeckung des Femur durch die akzeptablen Objekte unvollständig. Zur Vervollständigung der durch die primitiven Objekte gebildeten Binärmaske wird eine Schließung der Lücken vorgenommen. Der Einfachheit halber erfolgt dieses Schließen auf dem Bild in Polarkoordinatendarstellung. Der Femur ist in fast allen Schichten ein eher konvexes als konkaves, annähernd kreisförmiges Gebiet. Ausnahmen sind im Bereich des Trochanter major zu finden, wo ein

eher nierenförmiges Gebiet zu detektieren ist. Wird ein Kreis mit seinem Schwerpunkt als Zentrum in das Polarkoordinatensystem transformiert, zeigt das Polarbild ein konstantes Band. Weist die Kontur des Kreises Lücken auf, zeichnet sich die Kante des Bandes im Polarbild durch abrupte Sprünge aus (6.10). Diese Sprünge im Polarbild sind leicht zu entdecken und deutlich leichter zu korrigieren als im kartesischen Koordinatensystem, da die Schließung nicht in Form eines Kreisbogens, sondern linear erfolgt.

Die Polarkoordinatentransformation erfolgt mit dem Schwerpunkt der vorläufigen Maske als Transformationszentrum. Zusätzlich wird die Transformation durch die Parameter Radius und Schrittbreite bestimmt, wodurch zum einen das abzutastene Gebiet eingegrenzt wird und zum anderen die Dichte der Abtastung reguliert wird. Es ist sicherzustellen, daß bei minimalem Rechenaufwand, also kleinster Radius und größter Schrittabstand eine optimale Überdeckung der interessierenden Region gewährleistet ist.

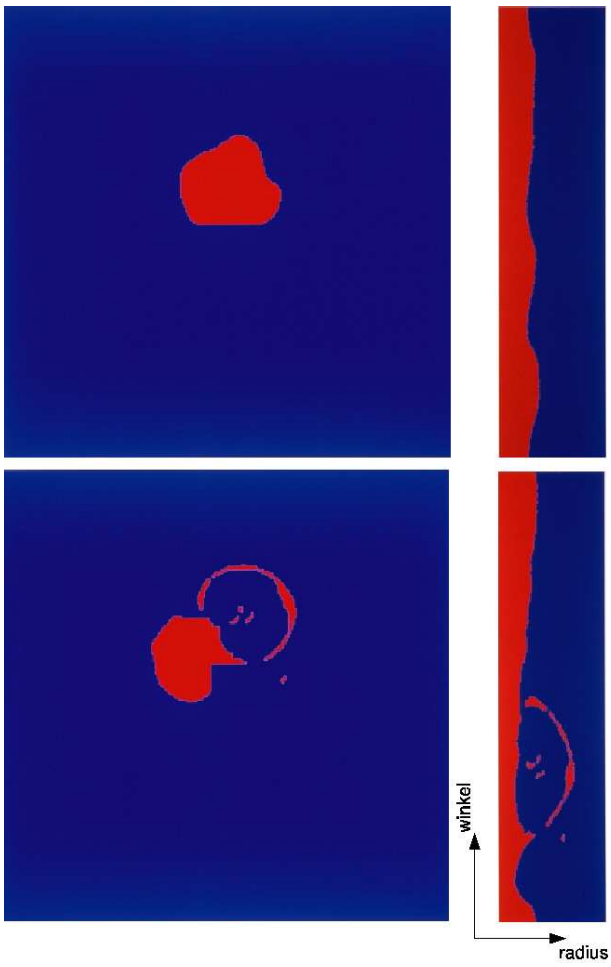

Abbildung 6.10: Eine vollständige (oben links) und eine unvollständige Femurmaske (unten links) und deren Polarkoordinatentransformation (rechts). Die unterbrochene Kontur der unvollständigen Maske führt zu Radiussprüngen zwischen benachbarten Winkeln im Polarbild. Das Polarbild der vollständigen Maske weist dagegen kein auffälliges Verhalten der Radien auf.

Der Radius des den Femur überdeckenden Kreises wird mit einem Viertel der Bildbreite angenommen. Innerhalb dieses Kreises soll das Bild vollständig abgetastet werden, d.h. jedes Pixel transformiert werden. Dadurch ergibt sich ein Schrittabstand α in Abhängigkeit von der Bildbreite $BREITE$ von

$$\alpha < 2 * arcsin(\frac{2}{BREITE}) \tag{6.19}$$

Bei einer typischen Bildbreite von $BREITE = 255$ ergibt sich (6.19)

$$\alpha \approx 0.44937^\circ \tag{6.20}$$

Da nicht auszuschließen ist, daß der Schwerpunkt der vorläufigen Maske nicht im tatsächlichen Schwerpunkt sondern am Rand des Femurgebietes liegt, erfolgt die Transformation zur Sicherheit über einem Radius von einem Drittel der Bildbreite. Wird dieses Gebiet außerhalb des dicht abgetasteten Kreises transformiert, entstehen Lücken im zurück transformierten Bild. Diese Lücken sind bis zu einem Radius von $\frac{1}{2} * BREITE$ jedoch nicht größer als ein Pixel und werden durch ein Closing der Maske beseitigt.

Im Polarbild $P = [p(winkel, radius)]$ wird der maximale Radius ungleich Null für jeden Winkelschritt bestimmt.

$$RAND_P(winkel, bild) = max\{0 \leq radius < \frac{1}{3} * BREITE | p(winkel, radius) \neq 0\},$$

mit

$$winkel = 0, \ldots, \frac{1}{\alpha} * 360 \tag{6.21}$$

$$DIFF_P(winkel, bild) = RAND_P(winkel, bild) - RAND_P(winkel - 1, bild)$$

Es wird erwartet, daß die Differenz $DIFF_P$ zwischen Nachbarradien klein ist, da das Objekt Femur annähernd kreisförmig ist, also muß gelten

$$DIFF_P(winkel, bild) \leq \frac{1}{10}\Delta_{XY} \tag{6.22}$$

Tritt eine größere Differenz auf, (wie in 6.10 rechts) erfolgt eine Schließung der entstandenen Lücke durch lineare Verbindung der angrenzenden lokalen Maxima (6.11). Da eine fehlerhafte Objektzuordnung natürlich auch ein isoliertes lokales Maxima erzeugt, das nicht zur fehlerhaften Vergrößerung der Maske führen soll, erfolgt die Lückenschließung unter der Bedingung, daß das zu schließende Segment nicht größer als 180° ist. Ein Fehler wird dadurch zwar noch nicht korrigiert, aber auch nicht potenziert. Nach der Lückenüberbrückung erfolgt ein Auffüllen der Maske bis zu den jeweiligen maximalen Radien eines Schrittwinkels. Die so korrigierte Maske wird der Rücktransformation unterzogen und durch die Transformation bedingte Leerpixel im äußeren Bereich der Maske werden gesetzt. Ein Leerpixel ist hier als ein ungesetztes Pixel definiert, dessen 8-Nachbarschaft gesetzt ist. Dieses Closing verursacht keine Erweiterung der Maske.

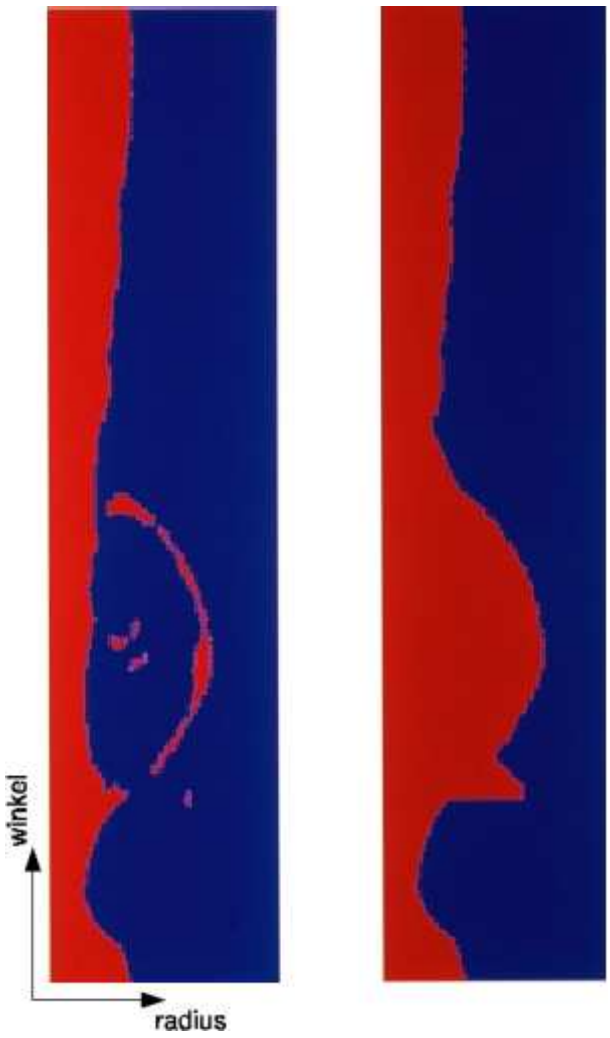

Abbildung 6.11: Eine unvollständige Femurmaske in Polardarstellung (links) und deren Korrektur (rechts). Ein fehlerhaft zugeordnetes Objekt, das außerhalb des Femurkopfes liegt, führt nur zu einer geringen falschen Vergrößerung der Maske.

6.3.3 Korrekturen

Mit der durch die Polarkoordinatentransformation erweiterten Maske wird eine Maskierung des Grauwertbildes vorgenommen. Der so erhaltene Bildbereich, der Werte ungleich Null aufweist, kann immer noch unvollständig, d.h. den Femur nicht komplett überdecken, aber auch zu groß sein, d.h.Teile des Acetabulum enthalten. Daher wird eine Folge von Fehlerdetektionen und Korrekturen unterschiedlicher Art vorgenommen. 6.12 zeigt den Überblick über die im folgenden vorgestellten Korrekturmaßnahmen. Die erste Analyse befaßt sich mit der Unvollständigkeit des Bereiches. Zur Fehlererkennung werden die Ausmaße des aktuellen Bereiches mit dem endgültigen Bereich des Vorbildes verglichen. Dafür werden die minimalen und maximalen Spaltennummern je Zeile $RAND_RE$ und $RAND_LI$ und deren Abweichung zu den Werten des Vorbildes $DIFF$ ermittelt.

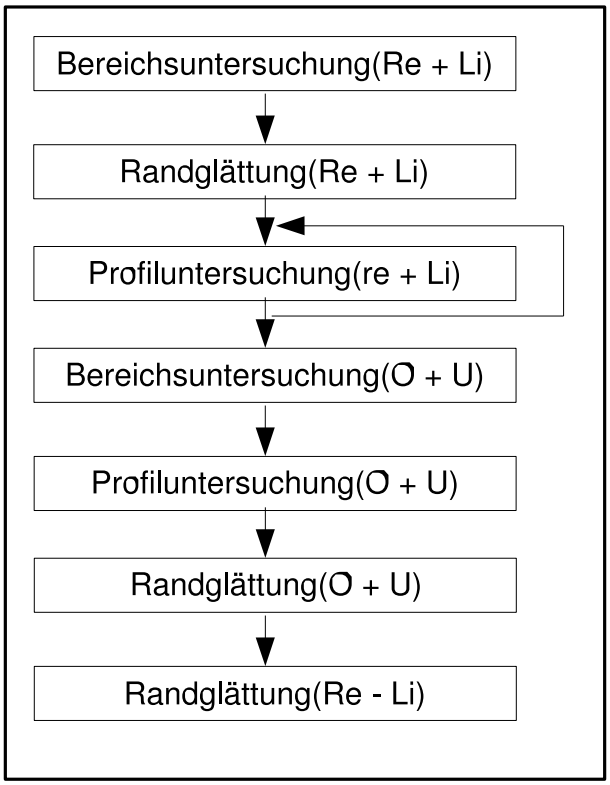

Abbildung 6.12: Die in der Korrekturphase ausgeführten Korrekturen im Überblick. Nach Abschluß der Bereichs- und Profiluntersuchungen und den daraus resultierenden Korrekturen, erfolgt eine Glättung des veränderten Randes. Dabei wird unterschieden zwischen rechtem (Re) und linkem (Li) Rand und oberem (O) und unterem (U) Rand.

$RAND_RE(zeile, bild) = max\{spalte | v'(zeile, spalte, bild) \neq 0\}$,
$RAND_LI(zeile, bild) = min\{spalte | v'(zeile, spalte, bild) \neq 0\}$
$DIFF_RE(zeile, bild) = RAND_RE(zeile, bild) - RAND_RE(zeile, bild - 1)$
$DIFF_LI(zeile, bild) = RAND_LI(zeile, bild) - RAND_LI(zeile, bild - 1)$
mit $0 \leq spalte < BREITE, 0 \leq zeile < HÖHE, 1 \leq bild < TIEFE$

Wenn nicht anders vermerkt, sind im folgenden die Variablen „spalte, breite, tiefe “immer aus dem oben angegebenen Bereich.

Die obere und untere Begrenzung des Bereichs wird ebenfalls ermittelt:
$OBEN = OBEN(bild) = min\{zeile | RAND_RE(zeile, bild) \neq 0\}$
$UNTEN = UNTEN(bild) = max\{zeile | RAND_RE(zeile, bild) \neq 0\}$

These 1: Gehört die aktuelle Schicht zur zweiten Phase des Volumens, muß die Differenz $DIFF_RE(.,.)$ positiv sein, aber unterhalb einer Grenze Δ_1, die von Δ_{XY} abhängt. Der Betrag der Abweichung des linken Randes $DIFF_LI(.,.)$ darf Δ_1 nicht überschreiten.

$$\Delta_1 = \frac{1}{5}\Delta_{XY}$$

$$PHASE = P_2 \Rightarrow$$

$$\forall_{OBEN \leq zeile \leq UNTEN}((0 \leq DIFF_RE(zeile, bild)) \wedge (DIFF_RE(zeile, bild) < \Delta_1)) \wedge$$

$$\forall_{OBEN \leq zeile \leq UNTEN}((-\Delta_1 < DIFF_LI(zeile, bild)) \wedge (DIFF_LI(zeile, bild) < \Delta_1))$$

These 2: Ist Phase P_3 erreicht, kann die Differenz $DIFF_RE$ auch negativ sein, darf aber einen minimalen Schwellwert Δ_2 nicht unterschreiten. Eine positive Differenz muß kleiner als zwei Pixel sein. Das gleiche gilt für die Differenzen $DIFF_LI$.

$$PHASE = P_3 \Rightarrow$$

$$\forall_{OBEN \leq zeile \leq UNTEN}((-\Delta_1 < DIFF_RE(zeile, bild)) \wedge (DIFF_RE(zeile, bild) \leq 2)) \wedge$$

$$\forall_{OBEN \leq zeile \leq UNTEN}((-\Delta_1 < DIFF_LI(zeile, bild)) \wedge (DIFF_LI(zeile, bild) \leq 2))$$

Verstößt der aktuelle Bereich gegen diese Regeln, wird eine Korrektur vorgenommen und der Bereich soweit vergrößert oder verkleinert, daß er den nächstgelegenen Regelgrenzen entspricht.

Da keine Betrachtung von Nachbarschaftspunkten vorgenommen wird, können die Bereichsränder Peaks, Sprünge und mehrere lokale Maxima aufweisen. Im nächsten Korrekturschritt wird der Rand auf solche Auffälligkeiten hin untersucht und geglättet. Die dazugehörigen Arbeitsschritte werden im folgenden als Randglättung bezeichnet.

Definition: Ein Peak in der Zeile i liegt genau dann vor, wenn für die Nachbarzeile i' gilt:

$$(DISTANZ(RAND_RE(i,.), RAND_RE(i',.)) > \Delta_2) \wedge$$

$$\exists j : DISTANZ(RAND_RE(i,.), RAND_RE(j,.)) \leq \Delta_2$$

$$\text{mit} j \in \begin{cases} \{i'+1, \ldots i+\Delta_2\} & \text{für} i' = i+1 \\ \{i'-1, \ldots i-\Delta_2\} & \text{für} i' = i-1 \end{cases}$$

wobei $\Delta_2 = \frac{1}{10}\Delta_{XY}$ und $DISTANZ(i, i') \leq 1$. Das Paar i und j bildet die Begrenzungen des Peaks.

Definition: In Zeile i liegt genau dann ein Sprung vor, wenn für die Nachbarzeile i' gilt:

$$(DISTANZ(RAND_RE(i,.), RAND_RE(i',.)) > \Delta_2) \wedge$$

$$\exists j : DISTANZ(RAND_RE(i,.), RAND_RE(j,.)) > \Delta_2$$

$$\text{mit} j \in \begin{cases} \{i'+1, \ldots i+\Delta_2\} & \text{für} i' = i+1 \\ \{i'-1, \ldots i-\Delta_2\} & \text{für} i' = i-1 \end{cases}$$

wobei $\Delta_2 = \frac{1}{10}\Delta_{XY}$ und $DISTANZ(i, i') \leq 1$.

These 3: Ein den Femur minimal überdeckender Bereich ist annähernd konvex. Betrachtet man $RAND_RE(.,.)$ als diskrete Funktion, so weist sie bei korrekter Segmentierung genau ein Maximum auf.

Für die Fehlerdetektion bedeutet dies, das der rechte Rand keine weiteren lokalen Maxima besitzen darf und daher vor Erreichen des Maximums monoton steigt und nach dem Maximum monoton fällt. Zur Bestimmung des absoluten Maximums werden alle lokalen Maxima von $RAND_RE(.,.)$ bestimmt. Ein lokales Maximum liegt vor, wenn die Steigung $RAND_RE'(.,.)$ einen Vorzeichenwechsel aufweist. Eine Nullstelle wird nicht verlangt.

$$RAND_RE'(i,.) = RAND_RE(i,.) - RAND_RE(i-1,.)$$

An der Stelle i besitzt $RAND_RE(.,.)$ ein akzeptables Maximum wenn gilt

$$RAND_RE'(i,.) = 0) \wedge$$
$$\exists j : ((j = max\{k | k \neq 0 \wedge k < i\}) \wedge (j > 0) \wedge (RAND_RE'(k,.) < \Delta_1)) \wedge$$
$$\exists l : ((l = max\{k | k \neq 0 \wedge k < i\}) \wedge (l < 0) \wedge (RAND_RE'(k,.) < \Delta_1)) \wedge$$

oder wenn gilt

$$(RAND_RE'(i,.) > 0) \wedge (RAND_RE'(i+1,.) < 0) \wedge$$
$$(RAND_RE'(i,.) < \Delta_1) \wedge (RAND_RE'(i+1,.) < \Delta_1)$$

Für die weitere Analyse wird das mittlere Maximum ausgewählt. Bei einer geraden Anzahl von akzeptierten Maxima, fällt die Wahl auf dasjenige der beiden mittleren Maxima, das einen größeren Randwert $RAND_RE(i,.)$ aufweist. Existiert kein Maximum, daß diesen Bedingungen genügt, erfolgt eine erneute Suche nach den gleichen Bedingungen wobei der Abstandsparameter DSDO1(1) verdoppelt wird. Führt auch diese Suche nicht zu einem akzeptablen Maximum, wird auf die Bedingung des Vorzeichenwechsels verzichtet und diejenige Stelle i ausgewählt, deren Randwert $RAND_RE(i,.)$ maximal ist.

Ausgehend vom so gewählten Maximum erfolgt zuerst eine Suche nach und Korrektur von Peaks. Die Beseitigung eines Peaks besteht in einer linearen Verbindung der Begrenzungen des Peaks und der Auffüllung der darunter liegenden Fläche mit den entsprechenden Grauwerten. Anschließend werden Sprünge und Verstöße gegen das geforderte Monotonieverhalten gesucht und beseitigt. Dabei besteht die Korrektur von Sprüngen in einem verkleinerten, den nächstliegenden Regelgrenzen entsprechenden Sprung des Randes $RAND_RE(.,.)$ in die gleiche Richtung, während lokale Maxima gänzlich gekappt werden. Der linke Rand des Bereiches erfährt die analoge Inspektion und Glättung.

Während die Vervollständigung des Bereiches und die Glättung der Ränder auf die Form des Bereiches zielen, bezieht sich der nächste Verarbeitungsschritt auf die Grauwertverteilung der Ränder, das Profil.

These 4: These 4: Bei korrekter Segmentierung weisen die rechten Randpunkte des detektierten Bildbereichs Grauwerte unterhalb der durch den charakteristischen Grauwert γ markierten Grenze auf. Sind Teile des Acetabulum mit erfaßt, liegen die entsprechenden Randgrauwerte deutlich höher als γ.

Nach Bestimmung derjenigen Abschnitte des Bereichs, deren Randpunkte zu hohe Grauwerte aufweisen, erfolgt eine Verkleinerung des Bereiches in diesen Abschnitten. Abschnitte, die weniger als 5 Pixel umfassen, bleiben unreduziert. Einzelne Pixel, deren Grauwerte kleiner als γ sind und die zwischen zwei Abschnitten mit hohem Grauwert liegen, werden ebenfalls für die Weiterbearbeitung markiert. Die Reduzierung erfolgt zeilenweise mit Hilfe des dritten Objektbildes der aktuellen Schicht. Gehören das betrachtete Pixel und die nächsten Pixel der Zeile nach rechts und links zum Hintergrund des Objektbildes, wird keine Reduktion vorgenommen. Treten vom Hintergrund abweichende Objekte auf, reduziert sich der Bereich vom vormaligen Randpixel bis zur nächstliegenden Objektgrenze. Die Ausführung der Reduktion hängt jedoch noch von der Anzahl der zu löschenden Pixel ab. Ist diese Strecke größer als $\frac{\Delta_{XY}}{2}$ wird keine Reduktion vorgenommen. Die Detektion fehlerhafter Randpunkte und die Korrektur des Bereiches wird solange wiederholt, bis die Korrektur keine Veränderung mehr zur Folge hat. Der Verfahrensschritt wird abgebrochen, wenn keine Abschnitte mit zu hohem Grauwert detektiert werden können oder zwar Abschnitte gefunden werden, jedoch keine Korrektur ausgeführt werden kann, da die Reduzierung zu weitgehend wäre.

Aufgrund der zeilenweisen Betrachtung der Behandlung von Fehlern des Profils, können am Bereichsrand wieder Peaks, Sprünge und lokale Maxima auftreten. Daher wird das Verfahren der Randglättung wie oben beschrieben erneut durchgeführt.

Die bis zu diesem Zeitpunkt vorgenommenen Untersuchungen und Korrekturen beschränken sich jeweils auf den rechten und linken Rand des Bereiches. Der nächste Gegenstand der Analyse ist nun der obere und untere Rand des Bereiches. Wie beim linken und rechten Rand wird hier zuerst ein Vergleich der Ausmaße des Bereichs mit den Ausmaßen des Bereichs des Vorbildes durchgeführt.

$$RAND_O(spalte, bild) = min\{zeile | V'(zeile, bild) \neq 0\}$$
$$RAND_U(spalte, bild) = max\{zeile | V'(zeile, bild) \neq 0\}$$

$$DIFF_O(spalte, bild) = RAND_O(spalte, bild - 1) - RAND_O(spalte, bild)$$

$$DIFF_U(spalte, bild) = RAND_U(spalte, bild) - RAND_U(spalte, bild - 1)$$

$$0 \leq spalte < BREITE, 0 \leq zeile < H\ddot{O}HE, 1 \leq bild < TIEFE$$

$$LINKS = LINKS(bild) = min\{spalte | RAND_O(spalte, bild) \neq=\}$$
$$RECHTS = RECHTS(bild) = max\{spalte | RAND_O(spalte, bild) \neq=\}$$

These 1': Gehört die aktuelle Schicht zur zweiten Phase des Volumens, sind die Beträge von $DIFF_O(.,.)$ und $DIFF_U(.,.)$ kleiner als Δ_1.

$$PHASE = P_2 \Rightarrow$$

$$\forall_{LINKS \leq spalte \leq RECHTS}((-\Delta_1 < DIFF_O(spalte, bild)) \wedge (DIFF_O(spalte, bild) < \Delta_1)) \wedge$$

$$\forall_{LINKS \leq spalte \leq RECHTS}((-\Delta_1 < DIFF_U(spalte, bild)) \wedge (DIFF_U(spalte, bild) < \Delta_1))$$

These 2': Nach Erreichen der Phase P_3 liegen die Differenzen $DIFF_O$ und $DIFF_U$ zwischen $-\Delta_1$ und $+2$ Pixeln.

$$PHASE = P_3 \Rightarrow$$

$$\forall_{LINKS \leq spalte \leq RECHTS}((-\Delta_1 < DIFF_O(spalte, bild)) \wedge (DIFF_O(spalte, bild) \leq 2)) \wedge$$

$$\forall_{LINKS \leq spalte \leq RECHTS}((-\Delta_1 < DIFF_U(spalte, bild)) \wedge (DIFF_U(spalte, bild) \leq 2))$$

Liegen die Differenzen außerhalb der phasenabhängig geduldeten Toleranzen, erfolgt eine Korrektur durch Vergrößerung bzw. Verkleinerung des Bereiches bis zur nächstliegenden akzeptierten Grenze.

Analog zur Profilinspektion des rechten Randes, folgt nun eine Analyse der Grauwerte des oberen und unteren Randes. Durch das spaltenweise Vorgehen der beiden letzten Korrekturschritte ist eine abschließende Glättung des oberen und unteren Randes erforderlich. Den Abschluß der Korrekturen bildet eine erneute Glättung des linken und rechten Randes.

6.3.4 Abbruchkriterien

Die letzte Schicht, die Teile des Femur beinhaltet, zeigt eine kreisförmige Fläche, deren Grauwerte oberhalb der Schwelle γ liegen.

These 5: Bei korrekter Segmentierung ist eine Schicht k aus Phase P_3 genau dann die letzte Schicht des Femur, wenn die Anzahl der Pixel im detektierten Bereich, die höhere Grauwerte als γ aufweisen, kleiner als Δ_a ist.

$$\text{Abbruch} \Leftrightarrow \sum_{i=0}^{HÖHE} \sum_{j=0}^{BREITE} \delta(v'(i,j,k)) \geq \Delta_a, \text{mit} \delta(f) = \begin{cases} \{1 & \text{für} g \geq \gamma \\ \{0 & \text{sonst} \end{cases}$$

$$\Delta_a = \frac{BREITE^2}{4}$$

$$\text{mit} g = 0, \ldots, 255$$

Erfüllt eine Schicht diese Bedingung, bricht die Segmentierung ab. Die restlichen Schichtbilder bis zum Erreichen der Tiefe des Originalvolumens, werden mit dem Grauwert Null belegt, um die nach (6.10) geforderten Dimensionen zu erhalten.

6.4 Zusammenfassung

Es wurde ein automatisches Segmentierungsverfahren vorgestellt, das auf der Basis einer zweidimensionalen, auf Standard-Bildverarbeitungsalgorithmen basierenden, Vorverarbeitung, regelbasiert das Objekt Femur in computertomographischen Schichtbildern detektiert. Dabei ist die Vorverarbeitung auf die Segmentierung jeden anderen Objektes in CT-Schichtbildern übertragbar. Durch die Analyse der Form, der Lage und der Eigenschaften des gesuchten Objektes nach Kap.5.4 und der Formulierung entsprechender in Kap.6.3 vorgestellter Regelklassen (Phasen, Zuordnung und Fehler), lassen sich Segmentierungsverfahren generieren.

Kapitel 7

Validierung automatischer Segmentierungsverfahren

Ein automatisches Segmentierungsverfahren ist nur sinnvoll einsetzbar, wenn es ausreichend getestet und validiert wurde, da keine Nachbearbeitung und damit keine Kontrolle des Segmentierungsverfahrens erfolgen soll. Unter Validierung oder Validation versteht man „*die Prüfung und die Bewertung eines Software-Produktes am Ende des Entwicklungsprozesses, um die übereinstimmung der Produktanforderungen mit dem Produkt nachzuweisen.*“([WAL90], S.141). Da die Korrektheit eines komplexen Segmentierungsverfahrens nicht in akzeptabler Zeit bewiesen werden kann ([WAL90], S.164), müssen über eine ausreichende Anzahl und die Auswahl geeigneter Testdaten und den Entwurf aussagekräftiger Bewertungskriterien Aussagen zu Sicherheit und Korrektheit des Verfahrens getroffen werden. Abweichend von den Testverfahren zur Validierung herkömlicher Programme ([WAL90], S.169ff), ergeben sich bei der Testung von Segmentierungsverfahren mehrere Probleme:

- Es existiert kein Gold-Standard gegen den das Program getestet werden kann ([RAY90a], ([COP93]).
- Das Ergebnis eines Programmlaufs kann nicht eindeutig als richtig oder falsch klassifiziert werden ([EIC88]).
- Die Menge der zur Verfügung stehenden Testdaten ist begrenzt.

In Veröffentlichungen zu automatischen Segmentierungsverfahren wird das Problem zumeist ignoriert und die Programmentwickler entscheiden visuell und intuitiv über die Güte der Ergebnisse. Ausnahmen finden sich in [DEK93], [COP93], [PFL91], [RAY90a] und [EIC88].

Eichel vergleicht lediglich die Größen von interaktiv und automatisch segmentierten Flächen, die Arterien beinhalten sollen [EIC88]. Dieser Programmtest wird an 23 Arteriensegmenten, d.h. Bildausschnitten vorgenommen. Auch Coppini zieht als Referenzsegmentierungsverfahren die interaktive Bearbeitung durch einen medizinischen Experten heran [COP93]. Die Arteriensegmentierung erfolgt in diesem Fall durch die Parkettierung mit primitiven Vierecken (bars). Für 20 Angiogramme ermitteln die Autoren im Vergleich zur Referenzsegmentierung die falschpositiven und richtigpositiven Flächengrößen.

Das Ergebnis des von Raya vorgestellten Systems zur Segmentierung von NMR-Bildern des Kopfes wird nicht explizit vorgestellt [RAY90a]. Der Autor schlägt jedoch als Programmtest eine schichtweise visuelle Beurteilung der Segmentierungsergebnisse im Vergleich mit den Ausgangsdaten vor. Ergänzend wird eine visuelle Analyse von 3D-Darstellungen der segmentierten Objekte vorgeschlagen. Deklerk stellt die Validierungsergebnisse eines Herzsegmentierungsverfahrens auf EKG-getriggerten NMR-Bildserien vor [DEK93]. Als korrekte Segmentierung wird hier wie bei [COP93] und [EIC88] das Ergebnis einer manuellen Segmentierung durch einen Experten angenommen. Es erfolgt ein Vergleich der automatisch und manuell bestimmten Volumina des diastolischen und systolischen Herzens, wobei das automatisch bestimmte Volumen zum Teil erheblich von dem durch den Experten bestimmten Volumen abweicht. Deklerk beschreibt weiterhin eine Plausibilitätskontrolle durch eine manuelle Analyse des Verlaufs der automatisch bestimmten Herzvolumina über den gesamten Herzzyklus, wie es von Bunke als automatisierte Komponente des Segmentierungsverfahrens beschrieben wird [BUN85].

7.1 Testdaten

Die Anzahl und die Variablität der Testdaten für ein automatisches Segmentierungsverfahren muß wie bei der Validierung herkömmlicher Software hoch sein, um die natürliche Variabilität der Patientendaten, die während des Praxiseinsatzes verarbeitet werden sollen, soweit wie möglich abzudecken, d.h. ähnliche Fälle, die während eines späteren Einsatzes analysiert werden sollen, erfolgreich segmentieren zu können. Eine befriedigende Anzahl von Patientendatensätzen ist normalerweise nicht verfügbar. Es sind die Möglichkeiten von künstlich erzeugten Volumendaten, Daten aus CT-Aufnahmen von Präparaten und Objektmodellen zu untersuchen, um höchstmögliche Sicherheit zu erhalten. Im folgenden sollen Vor- und Nachteile, Möglichkeiten und Schwierigkeiten der Verwendung dieser Datentypen behandelt werden.

7.1.1 Künstlich erzeugte Daten

Künstliche Daten oder Software-Phantome sind interaktiv, parametrisiert oder automatisch erzeugte Daten, die die originalen Eingabedaten so gut wie nötig approximieren [KOT93]. Dabei sind diejenigen Eigenschaften der Originaldaten, die sich besonders negativ auf den Erfolg das Segmentierungsverfahrens auswirken, ebenso abzubilden, wie alle anderen Charakteristika der Originaldaten. Die Benutzung künstlicher Daten ist sinnvoll, wenn dadurch eine größere Anzahl von Testdaten und eine gleichmäßigere Verteilung der Testdaten über alle möglichen Eingabedaten erreicht werden kann, als dies durch Originaldaten gegeben ist. Weisen die Eingabedaten eine geringe Variation auf und sind vollständig parametrisierbar, wie es z.B. bei Bildern mit geometrisch beschreibbaren Objekten als Inhalt oder bei Ergebbnisbildern einer Bildanalyse der Fall ist, lassen sich leicht geeignete Testdatenmengen erstellen. Die Komplexität und Variabilität anatomischer Objekte in medizinischen Bilddaten ist jedoch nicht vollständig auf Parameter abbildbar. Vereinfachende Nachbildungen der Originaldaten können zwar für die überprüfung von Segmentierungsverfahren auf grobe Programmfehler eingesetzt werden, liefern jedoch keine Aussagen über die Korrektheit der Segmentierung von Originaldaten.

7.1.2 Patientendaten

Ein Segmentierungsverfahren sollte natürlich an so vielen Original- oder Patientendaten wie möglich getestet werden. Diese Testdatenmenge muß die gesamte Spannbreite der möglichen Eingabedaten abdecken sowie fehlerhafte und auch nicht erwartete Eingabedaten enthalten [WAL90]. Dies ist in der Praxis oft nicht durchführbar ([KOT93], S.66). Eine Beschreibung der getesteten Eingabedaten kann über eine Klassifizierung erfolgen. Klassen werden dabei gebildet durch

- Krankheitsbilder, pathologische Ausprägung
- Patientenalter
- Geschlecht
- Aufnahmemodalitäten.

Die Beschreibung der benutzten Testdaten impliziert eine Einschränkung der erlaubten Eingabedaten, die interaktiv vom Benutzer zu überprüfen ist.

Eine weitere Verifikationsmöglichkeit bieten doppelte Patientendaten, d.h. von einem Patienten wurden, durch einen zeitlichen Abstand getrennt, zwei oder mehrere Bilddatensätze erzeugt. Dadurch kann ein direkter Vergleich der Segmentierungsergebnisse eines Patienten bei unterschiedlichen Aufnahmemodalitäten durchgeführt und damit exemplarisch die Korrektheit des Verfahrens überprüft werden. Doppelte Patientendaten können in denjenigen Bereichen vorliegen, die Verlaufskontrollen durchführen.

7.1.3 Präparate und Artefakte

Abhängig vom untersuchten anatomischen Objekt und den bildgebenden Verfahren weichen durch Präparate[1] erzeugte Bilddaten mehr oder weniger stark von Patientendaten ab. Fehlender Muskeltonus, das Fehlen von Körperflüssigkeit und die durch längere Lagerung hervorgerufenen Veränderungen des Gewebes haben von Patientendaten abweichende Grauwertkontraste und Positions- und Formveränderungen der gesuchten Objekte zur Folge. Daher eignen sich Präparatdaten nur selten für die Evaluierung bildanalytischer Verfahren. Zusätzlich erschweren rechtliche Probleme und ethische Bedenken die Erzeugung und den Einsatz dieser Daten.

Eine weitere Möglichkeit zur Gewinnung von Testdaten ist die Erzeugung von Bildern mit Objektmodellen. Objektmodelle oder Hardware-Phantome sind künstlich erzeugte reale Objekte, die in Form und Abbildungseigenschaften die anatomischen Objekte nachbilden (siehe [PRE80] und [EIC88]). Sie sind variierbar, wodurch ein breites Spektrum an Krankheitsbildern erzeugt werden soll. Die Objektform selbst wird dabei seltener variiert. Ein systematischer Test unterschiedlicher Formen, wie es z.B. die variable Form des Hüftgelenks erfordert, ist nur mit hohem technischen Aufwand realisierbar, da ein neues Phantom „gebaut“werden muß. In dieser Hinsicht bleibt der Einsatz von Hardware-Phantomen daher meist exemplarisch.

[1] hier: Präparierte Leichenteile

7.2 Testmethoden

Die korrekte Programmierung der einzelnen Prozeduren und Funktionen aus denen ein Programm zur Segmentierung besteht, kann isoliert überprüft werden [WAL90]. Dagegen kann die korrekte Abbildung der Realität durch die zur Segmentierung verwendeten Regeln und deren Eignung für die Segmentierung nicht direkt überprüft werden. Zwar existieren Programme zur überprüfung von Regelmengen auf redundante, kollidierende, zusammenfaßbare oder unerreichbare Bedingungen (siehe [NGU85], [NGU87]), jedoch ist mit diesen Validierungspaketen weder die Vollständigkeit der Regeln noch die Korrektheit des abgebildeten Wissens überprüfbar. Letzlich läßt sich ein Verfahren nur anhand der überprüfung der Ergebnisse bewerten ([KOT93], S.30ff). Existiert kein Vergleichsprogramm, das als Gold Standard fungiert, muß definiert werden, wann ein Segmentierungsergebnis als korrekt, teilweise fehlerhaft oder komplett falsch einzustufen ist.

7.2.1 Interaktive Überprüfung

Der initiale Test eines Segmentierungsverfahrens besteht in einer systematischen Inspektion der Segmentierungsergebnisse von Patientendaten. Dazu ist eine Systematik möglicher Fehler zu erstellen. Ein Fehler ist hier, in Erweiterung der in [COP93] beschriebenen Klassifizierung, ein nicht detektierter Teil des gesuchten Objektes oder ein fälschlicherweise detektierter Teil eines nicht gesuchten Objektes. Die Fehler sind nach folgenden Attributen zu unterscheiden.

1. Die Anzahl der fehlerhaften Schichten.

2. Die Stärke der Fehler.

3. Die Fehlerrichtung.

ad 1: Dies sind diejenigen Schichten in denen mindestens ein Fehler auftritt.

ad 2: Die Stärke oder der Betrag eines Fehlers wird in fehlerhaften Pixeln, Zeilen oder Spalten gemessen. Dabei sind Fehlklassifikationen einzelner Pixel, Zeilen oder Spalten ein Fehler geringer Stärke bzw. ein Fehler der Klasse 1. Ein mittlerer Fehler erstreckt sich über mehrere Zeilen und Spalten und wird als Klasse 2 bezeichnet. Ist die falsch detektierte Fläche größer als dreißig Prozent der zu detektierenden Fläche, ergibt sich ein Fehler der Klasse 3, der auch als großer Fehler bezeichnet wird. Der maximal auftretende Fehler, eingeordnet in die Klasse 4, besteht entweder in der Klassifizierung des ganzen Bildes oder des leeren Bildes, obwohl Teile des gesuchten Objektes vorhanden sind.

ad 3: Die Richtung eines Fehlers wird als positiv bezeichnet, wenn zuviel detektiert wurde, d.h. Teile von nicht gesuchten Objekten segmentiert wurden. Ein negativer Fehler besteht aus nicht detektierten Teilen des Zielobjektes.

Nach diesem Schema der Fehlerklassifikation kann ein Segmentierungsverfahren interaktiv auf den Korrektheitsgrad hin überprüft werden. Dabei ist festzulegen, welche Fehler und welche Anzahl von Fehlern für ein Segmentierungsergebnis oder für die nachfolgende Analyse tolerabel sind. Eine geringe Anzahl von Fehlern der Klasse 1 wird normalerweise akzeptabel sein. Je nach Sensibilität der nachbereitenden Analyseprogramme, können auch einzelne Fehler der Klasse 2 toleriert werden.

Parallel zu dem vorgeschlagenen Vorgehen des systematischen interaktiven Testens, sollten, falls vorhanden, doppelte Datensätze untersucht werden. Dazu muß nach Abschluß der Segmentierung mit einem tolerablen Ergebnis ein Vergleich der segmentierten Datensätze vorgenommen werden. Da sich Aufnahmemodalitäten und die relative Lage des Patienten im Bilddatenkoordinatensystem höchstwahrscheinlich unterscheiden, muß ein Match der beiden Datensätze anhand von ausreichend vielen charakteristischen und eindeutigen Punkten der segmentierten Objekte vorgenommen werden. Die Objektkoordinatensysteme, die sich aus den charakteristischen Punkten ergeben, werden dazu durch entsprechende Translation, Rotation und evtl. Achsenskalierung ineinander überführt. Die anschließend berechnete Differenz der beiden Segmentierungsergebnisse dient der direkten Bewertung des Verfahrens und der benutzten Regeln. Ein Vergleich ist allerdings nur sinnvoll, wenn das untersuchte Objekt zwischen den beiden Aufnahmeterminen nicht verändert wurde. Prä- und postoperative Aufnahmen eines Objektes nach einem chirurgischen Eingriff liefern keine brauchbaren Aussagen.

7.2.2 Automatische Klassifikation

Soll ein Segmentierungsverfahren in der Routine eingesetzt werden, muß das Programm neben dem Ergebnis der Segmentierung auch eine Klassifikation des Ergebnisses hinsichtlich seiner Korrektheit und seiner Eignung für die Weiterverarbeitung liefern. Sind geringe Fehler tolerabel, so muß der Benutzer nur auf höhergradige Fehler aufmerksam gemacht werden. Es ist in diesem Fall das Vorhandensein von Fehlern der Klassen 2 bis 4 und die Anzahl der Fehler in Klasse 1 zu bestimmen. Bei der Detektion anatomischer Objekte, deren Oberfläche meist glatt ist und keine großen Sprünge aufweist, kann eine anschließende Formanalyse ausreichend sein für eine automatische Klassifikation (siehe [BUN85] und [DEK93]).

7.3 Zusammenfassung

Es ist zu untersuchen, welche Variabilität die zu verarbeitende Menge der Eingabedaten aufweist und eine entsprechende Klasseneinteilung der Daten nach Hauptunterscheidungsmerkmalen vorzunehmen. Die einzelnen Klassen müssen ausreichend häufig in der Testdatenmenge vertreten sein. Qualität und Mächtigkeit eines Segmentierungsverfahrens lassen sich an der Anzahl der korrekt oder akzeptabel segmentierten Klassen messen. Die Eignung von Präparatdaten für die Systemevaluierung ist zu überprüfen. Unter Berücksichtigung der weiterverarbeitenden Programme ist die Anzahl und Stärke der tolerablen Fehler zu definieren. Eine dem Segmentierungsverfahren direkt angegliederte automatische Klassifikation sollte das Segmentierungsergebnis automatisch bewerten und als für die automatische Weiterverarbeitung tauglich oder untauglich klassifizieren.

Kapitel 8

Ergebnisse

Der initiale Test des Segmentierungsverfahrens wurde mit 22 Hüftgelenken von 12 Patienten und mit 7 Gelenken von 2 Präparaten durchgeführt, wobei das eine Präparat in drei unterschiedlichen Gelenkstellungen aufgenommen wurde. Die Aufnahmen erfolgten in den Jahren 1989 bis 1993 mit Geräten der Firma Siemens, Reihe Somatom Plus. Bei zwei Patienten stand jeweils nur ein Gelenk zur Verfügung. Neun Patienten wurden beidseitig untersucht, wobei von einem Patienten zusätzlich zur präoperativen Aufnahme, ein postoperatives CT erstellt wurde. Bei diesem Patienten wurde einseitig eine Pfannenosteotomie durchgeführt. Die zweite Aufnahme erfolgte ein Jahr nach der Operation nach Entfernung der Fixationsschrauben. Eine Auflistung aller relevanten Paramter der untersuchten Datensätze findet sich in Tabelle 8.1.

Zur eindeutigen Identifizierung eines Gelenks, wird jedem Gelenk ein eindeutiges Kürzel zugeordnet, das sich aus einer Patientennummer, der Aufnahmenummer und dem Buchstaben L für die linke Seite bzw. R für die rechte Seite zusammensetzt. Präparate sind durch ein P, eine Identifikationsnummer, eine Aufnahmenummer und ebenfalls ein L oder R für die entsprechende Seite gekennzeichnet.

Alle bearbeiteten Patientendaten bestehen aus Schichtbildern der Größe 512 * 512 Pixeln. Der Schichtabstand beträgt wie die Schichtdicke bei allen Patientendatensätzen 2mm. Die Anzahl der Schichtbilder und die Grauwertbereiche der Datensätze unterscheiden sich jedoch erheblich. Acht der Patienten sind weiblich. Die jüngste Patientin war zum Aufnahmezeitpunkt 10 Jahre alt, die älteste 51. Das Durchschnittsalter beträgt bei den Männern 32,8 Jahre, bei den Frauen 33,4 Jahre. Ein Gelenk weist keinerlei pathologischen Befund auf, alle übrigen zeigen jeweils unterschiedlich starke Anzeichen einer Dysplasie und/oder einer Arthrose. Zur Analyse der Segmentierungsergebnisse wurden die Datensätze in sechs Befundklassen eingeteilt. Die Klassen sind wie folgt definiert:

B1: Dysplasie
- B1a: leichte Dysplasie
- B1b: schwere Dysplasie

B2: Arthrose
- B2a: leichte Arthrose
- B2b: schwere Arthrose

B3: ohne Befund
B4: Zustand nach Femurosteotomie
B5: Zustand nach Beckenosteotomie
B6: Fraktur
- B6a: Femurfraktur
- B6b: Acetabulumfraktur

Ein Gelenk kann mehreren Klassen zugeordnet sein. Die Häufigkeitsverteilung der Befundklassen ist in Abb. 8.1 dargestellt.

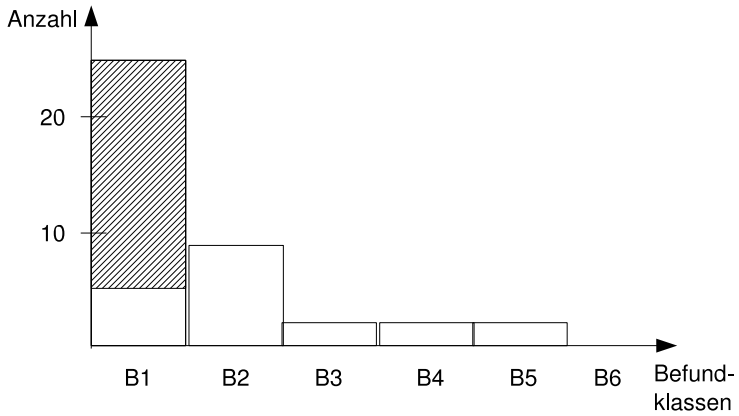

Abbildung 8.1: Die Befundklassen des zum initialen Test benutzten Patientengutes. Die Definition der Klassen ist dem Text zu entnehmen. Schraffierte Flächen geben die Unterklasse b der entsprechenden Hauptklasse an. Klasse B6 wird in dieser Testdatenmenge nicht belegt.

Die Gelenke des einen Präparates weisen keinen pathologischen Befund auf. Beim anderen Präparat findet sich eine starke Arthrose und die typischen Knochenveränderungen, die beim älteren Menschen zu beobachten sind[1].

In diesem Kapitel werden zuerst Zwischenergebnisse der Segmentierung der vorgestellten Patientendatensätze vorgestellt. Daran schließt sich eine interaktive und eine automatische Bewertung der Segmentierungsergebnisse der Patientendaten anhand von Fehlerklassen an. Das dritte Unterkapitel stellt die Endergebnisse der Segmentierung von weiteren Patientendaten sowie der Präparatdaten vor.

[1] „rauhe“Knochenoberfläche, flacher CCD-Winkel

8.1 Zwischenergebnisse

Die meisten im Laufe des Verfahrens berechneten Werte eignen sich für die interaktive überprüfung, da ein direkter Vergleich mit interaktiv zu bestimmenden Werten möglich ist. Die Untersuchung der Segmentierungsergebnisse von Einzelbildern ist nur in Ausnahmefällen sinnvoll. Im Folgenden werden die im Verfahren berechneten Schwellwerte, die Phasenbestimmungen und die für das erste Bild bestimmte Maske des Femur den entsprechenden, interaktiv ermittelten Ergebnissen gegenüber gestellt.

Gelenknummer	Schichtanzahl	max. Grauwert	Geschlecht	Alter	Befundklassen
1_1_L	53	2803	w	22	B1b
1_1_R	53	2803	w	22	B1b
2_1_L	77	4095	m	34	B1a, B2a
2_1_R	77	4095	m	34	B1a
3_1_L	66	4095	m	34	B1b
3_1_R	66	4095	m	34	B1b
3_2_L	70	4095	m	35	B5, B1b
3_2_R	70	4095	m	35	B1b
4_1_L	45	2740	w	33	B1a, B2a
4_1_R	45	2740	w	33	B1b
5_1_L	68	2771	w	34	B1b
5_1_R	68	2771	w	34	B1b, B2a
6_1_L	61	4095	m	22	B4, B1b
6_1_R	61	4095	m	22	B1a
7_1_L	51	4095	w	51	B1b, B2a
8_1_L	50	2785	m	39	B1b
8_1_R	50	2785	m	39	B1b
9_1_R	97	2843	w	30	B3
10_1_L	54	3129	w	44	B1b, B2a
10_1_R	54	3129	w	44	B1b, B2a, B4
11_1_L	39	2767	w	10	B1b
11_1_R	39	2767	w	10	B1b

Tabelle 8.1: Das Patientengut des initialen Tests. Bei der Altersverteilung zeigt sich eine Häufung von Daten im Bereich von 30 bis 40 Jahren. Die hohen maximalen Grauwerte bei den Studien männlicher Patienten resultieren aus einem metallenem Strahlenschutz zur Abdeckung des Genitalbereichs, der fast immer angelegt wird.

8.1.1 Binarisierungsschwellwert

Der Binarisierungsschwellwert wird aus dem Histogramm des ersten Kantenbildes nach Formel (6.4) ermittelt. Als Flächengröße werden 5% der gesamten Bildfläche angenommen. Der Schwellwert bestimmt die minimale Stärke von Kantenpixeln, die bei der weiteren Segmentierung berücksichtigt werden. Tab. 8.2 zeigt für jedes untersuchte Gelenk den berechneten Schwellwert, den interaktiv bestimmten Schwellwert und die Größe derjenigen

Fläche, die bei dem Schwellwert 100 nach Binarisierung Werte größer Null aufweist.

Gelenk-nummer	berechneter Schwellwert F=5%	interaktiv ermittelter, optimaler, Schwellwert	Flächengröße in % bei Schwellwert = 100
1_1_L	103	100	5.1
1_1_R	131	100	5.8
2_1_L	128	90	6.2
2_1_R	135	90	6.3
3_1_L	39	80	3.0
3_1_R	36	80	3.1
3_2_L	63	80	3.4
3_2_R	64	80	3.4
4_1_L	100	100	5.0
4_1_R	96	100	4.9
5_1_L	54	100	3.7
5_1_R	94	100	4.8
6_1_L	107	100	5.3
6_1_R	100	100	5.0
7_1_L	23	50	1.8
8_1_L	56	95	3.9
8_1_R	71	95	4.2
9_1_R	46	100	3.7
10_1_L	40	100	2.5
10_1_R	40	100	2.2
11_1_L	120	60	6.0
11_1_R	100	69	5.0

Tabelle 8.2: Berechneter Kantenschwellwert bei einer angenommenen Fläche von 5 der gesamten Bildfläche und interaktiv ermittelter Kantenschwellwert. In der rechten Spalte zum Vergleich die Flächengröße bei Schwellwert 100.

8.1.2 Initiale Segmentierung

Die initiale Segmentierung besteht in der Detektion derjenigen primitiven Objekte des ersten Bildes der dritten Objektbilder, die den Femur überdecken. Ist die Segmentierung korrekt, überdecken die akzeptierten Objekte, d.h. die aus den akzeptierten Objekten gebildete Maske, den Femur vollständig. Die Auswirkungen der bei der Detektion auftretenden Fehler ist abhängig von der Fehlerart: negative oder positive Fehler[2]. Bei negativen Fehlern ist entscheidend, ob die nicht detektierten Objekte vollständig im Inneren der gesuchten Maske liegen oder am Rand des Gebietes, da das Innere der Maske nach ihrer Fertigstellung ausgefüllt wird. Das bedeutet, das das Fehlen innerer Objekte im folgenden Verarbeitungsschritt korrigiert wird, das Fehlen äußerer Objekte jedoch nicht.

[2]siehe Kapitel 7.2.1

In Tab. 8.3 ist zusätzlich zur Fehleranzahl auch die Anzahl aller primitiven Objekte des ersten Bildes aufgeführt. Außerdem findet sich darin die Angabe, ob zur Gewinnung der Maske ein oder zwei Durchgänge benötigt wurden, wobei der zweite Lauf mit vergrößerten Toleranzen durchgeführt wird

Gelenk-nummer	vollständig korrekt	negativer Fehler innen / außen	positiver Fehler	Anzahl Objekte	Anzahl Läufe
1_1_L	X	-/-	-	13	1
1_1_R	-	2(5)/-	-	11	1
2_1_L	X	-/-	-	19	2
2_1_R	-	4(5)/-	-	29	1
3_1_L	-	1(5)/-	-	8	1
3_1_R	-	2(5)/-	-	10	1
3_2_L	X	-	-	21	1
3_2_R	X	-	-	24	1
4_1_L	-	4(5)/-	-	29	1
4_1_R	-	1(5)/-	-	15	1
5_1_L	X	-	-	13	1
5_1_R	X	-	-	17	1
6_1_L	-	1(7)/-	-	17	1
6_1_R	-	3(6)/-	-	20	1
7_1_L	X	-	-	6	2
8_1_L	-	10(11)/-	-	14	1
8_1_R	-	1(5)/-	-	10	1
9_1_R	-	1(4)/-	-	5	1
10_1_L	X	-	-	12	1
10_1_R	-	3(5)/-	-	12	1
11_1_L	-	1(4)/-	-	48	2
11_1_R	-	4(6)/-	-	56	1
Summe	8(22)	-	-	-	-
Mittelwert	-	3/-	-	18,7	-

Tabelle 8.3: Korrektheit der Maske des Femur im ersten Bild. In der ersten Spalte sind die vollständig den Femur überdeckenden Masken markiert. Die zweite Spalte zeigt die Anzahl der nicht detektierten Objekte, mit einer Unterscheidung nach inneren und äußeren Objekten. In Klammern die Anzahl derjenigen Objekte, die den Femur überdecken. Positive Fehler sind in der dritten Spalte angegeben. Die Anzahl aller im ersten Bild vorhandenen Objekte findet sich in Spalte vier. In der rechten Spalte ist die Anzahl der benötigten Suchläufe markiert.

8.1.3 Schwellwertbestimmung

Über der vervollständigten Maske aus Unterkapitel 8.1.2 wird ein für den Rand von Knochengewebe des Femur charakteristischer Grauwert γ nach Formel (6.11) berechnet. Um die

stark variierende Lokalisation des ersten Bildes am Femur auszugleichen[3], wird diese Berechnung über jedem weiteren segmentierten Schichtbild wiederholt, bis sich γ nicht mehr vermindert. Tab. 8.4 beinhaltet das γ des ersten Bildes neben dem letzten akzeptierten γ. Weiterhin ist der interaktiv ermittelte „optimale“Schwellwert aufgeführt und die Differenz zwischen diesem optimalen Schwellwert und dem letzten akzeptierten γ.

Gelenk-nummer	berechneter Schwellwert erstes Bild	berechneter Schwellwert endgültig	interaktiv ermittelter optimaler Schwellwert	Differenz endgültiger SW - optimaler SW
1_1_L	135	135	148	-13
1_1_R	137	137	148	-11
2_1_L	143	125	116	9
2_1_R	121	114	116	-2
3_1_L	74	73	77	-4
3_1_R	78	78	77	1
3_2_L	84	77	77	0
3_2_R	89	88	80	8
4_1_L	120	113	125	-12
4_1_R	121	113	120	-7
5_1_L	109	105	120	-15
5_1_R	117	113	120	-7
6_1_L	107	102	105	-3
6_1_R	111	108	109	-1
7_1_L	73	71	75	-4
8_1_L	122	120	105	15
8_1_R	111	110	105	5
9_1_R	125	108	110	-2
10_1_L	109	104	115	-11
10_1_R	144	129	115	14
11_1_L	133	133	140	-7
11_1_R	132	132	140	-8

Tabelle 8.4: Berechnung des charakteristischen Grauwerts γ. In den ersten beiden Spalten ist γ eingetragen, wobei die erste Spalte den Wert γ nach dem ersten Bild zeigt und Spalte zwei γ nach Abschluß der Berechnungen zeigt. Die dritte Spalte enthält den interaktiv ermittelten optimalen Grauwert und die letzte Spalte die Differenz zwischen optimalem und benutztem berechneten Schwellwert.

8.1.4 Phasenbestimmung

Im Segmentierungsverfahren sind unterschiedliche Vorgehensweisen und Toleranzen für unterschiedliche Abschnitte des Objektes vorgesehen. Die Bestimmung der jeweiligen Ab-

[3]Knochengewebe im Diaphysenbereich des Femur weist deutlich höhere Dichtewerte auf, als Knochengewebe im Bereich des Trochanter minor

schnitte erlangt dadurch besondere Bedeutung. Es werden die Ergebnisse der wichtigsten Phasenbestimmungen vorgestellt.

8.1.4.1 Erste Phasenbestimmung: Ende des Trochanter major

Oberhalb der Schicht σ_1, die das Ende des Trochanter major markiert, werden zur Zuordnung der primitiven Objekte und zum Vergleich der Ausdehnungen des Gebietes zum Vorbild, kleine Toleranzgrenzen angewandt. Wird eine niedrigere Schicht als σ_{1_real} fälschlicherweise als σ_1 akzeptiert, so daß gilt

$$\sigma_1 < \sigma_{1_real} \tag{8.1}$$

reichen die Toleranzen möglicherweise nicht aus, um alle primitiven Objekte, die den Femur überdecken, zu akzeptieren. Bei einem zu großen Betrag der Differenz

$$\sigma_1 - \sigma_{1_real} \tag{8.2}$$

wird die Segmentierung höchstwahrscheinlich scheitern.

Falls σ_{1_real} nicht erkannt wird und erst eine höhere Schicht σ_1 oder gar keine Schicht als Grenze akzeptiert wird, können durch die unvermindert großen Toleranzen Objekte, die dem Acetabulum zuzuordnen sind, fehlerhafterweise akzeptiert werden. Je größer die Differenz

$$\sigma_1 - \sigma_{1_real} \tag{8.3}$$

ist, umso wahrscheinlicher wird die Segmentierung scheitern. In Tabelle 8.5 finden sich die Schichtnummern σ_1 und die interaktiv bestimmten σ_{1_real}. Zur Verdeutlichung der Variabilität der benutzten Daten, findet sich daneben das Verhältnis von σ_{1_real} zur Gesamtschichtanzahl und natürlich die Differenz $\sigma_1 - \sigma_{1_real}$.

8.1.4.2 Zweite Phasenbestimmung: Ende des Femur

Die Abweichung der interaktiv bestimmten ersten Schicht oberhalb des Femur von der automatisch bestimmten Schicht σ_2 ist ein direktes Maß für die Qualität des Segmentierungsergebnisses. Wenn das Segmentierungsergebnis korrekt ist, gilt

$$0 \leq \sigma_{2_real} - \sigma_2 \leq 1 \tag{8.4}$$

Analog zur Tabelle 8.5 enthält Tabelle 8.6 die entsprechenden Werte σ_2, σ_{2_real}, das Verhältnis von σ_{2_real} zur Gesamtschichtanzahl und die Differenz $\sigma_{2_real} - \sigma_2$.

8.2 Bewertung der Segmentierungsergebnisse

Die Ergebnisse der Segmentierung wurden nach den vier Fehlerklassen gemäß Kap.7.2.1 schichtweise untersucht. Eine abschließende Gesamtbewertung wurde mit den Ergebnissen eines automatischen Bewertungsverfahrens verglichen.

8.2.1 Interaktive Überprüfung

In Tabelle 8.7 sind die Ergebnisse der Patientendatensegmentierung aufgeführt. Es wird die Anzahl der auftretenden Fehler je Stärke, nach Richtung unterschieden, und die Anzahl der fehlerhaften Schichten angegeben. Außerdem erfolgt eine Gesamtbewertung der Segmentierung in die Klassen

G1. vollständig richtig, keine Fehler
G2. wenige oder leichte Fehler (Klasse 1 + 2), tolerabel
G3. viele oder starke Fehler (Klasse 2 - 4), nicht tolerabel
G4. vollständig falsch, mehrere Fehler der Klasse 4

Unter der Annahme, das Fehler der Klasse 1 und eine geringe Anzahl von Fehlern der Klasse 2 akzeptabel sind, ergibt sich eine Verteilung fehlerhafter und korrekter Ergebnisse nach Befundklassen wie in Abb. 8.2 dargestellt.

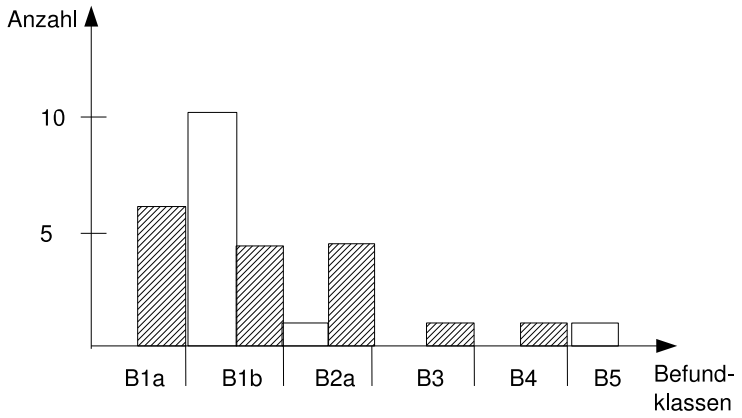

Abbildung 8.2: Die Verteilung akzeptierter (weiße Flächen) und nicht akzeptierter Ergebnisse (schraffierte Flächen) aufgeschlüsselt nach Diagnoseklassen.

Die Abbildungen 8.3 bis 8.6 zeigen ausgewählte Segmentierungsergebnisse. Dargestellt sind dreidimensionale Visualisierungen des Knochenoberflächen des jeweiligen Femur. Abb.8.3 bis Abb.8.5 beinhalten Ergebnisse der Klasse G2. Es sind leichte Segmentierungsfehler zu erkennen. Abb.8.6 zeigt das Ergebnis einer vollständig fehlerhaften Segmentierung (Klasse G4).

8.2.2 Automatische Klassifikation

Die automatische Klassifizierung von Ergebnissen erfolgt über die drei orthogonalen Projektionen der nach γ binarisierten Volumen des Femur. Segmentierungsfehler sind erkennbar durch

- starke Variation (Sprünge) der Konturen der Projektionen (Peaks oder Sprünge)
- die letzte binarisierte Schicht des Volumens mit Pixeln ungleich Null enthält mehr als Δ_a Pixel ungleich Null

Werden keine Fehler detektiert, ist das Segmentierungsergebnis wahrscheinlich fehlerfrei. Treten nur einzelne Peaks auf, ist das Ergebnis tolerabel. Alle anderen Fehler führen zur

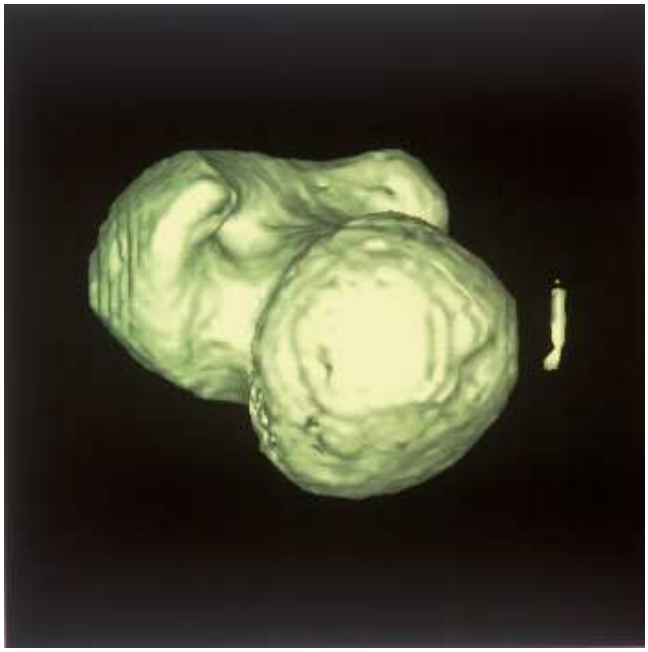

Abbildung 8.3: Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 1_1_*R* (Ergebnisklasse G2).

Ablehnung des Ergebnisses. Der Vergleich der automatischen mit der interaktiven Bewertung nach Kap.8.2.1 ist Tab.8.8 und Tab.8.9 zu entnehmen.

8.3 Analyse weiterer Daten

Es standen Datensätze von zwei Präparaten zur Verfügung. Ein Präparat besteht aus einem Gelenk und wurde nur einmal untersucht. Vom anderen Präparat standen beide Gelenke zur Verfügung. Die Aufnahmen erfolgten in drei verschiedenen Gelenkstellungen

- abduziert (Aufnahme 1)
- adduziert (Aufnahme 2)
- Normalstellung (Aufnahme 3)

Bei den weiteren Patientendaten handelt es sich um Volumen unterschiedlicher Auflösung. Die Datensätze der Patienten 13 und 14 haben lediglich eine Auflösung von 256*256 Pixeln je Bild, Datensatz 12 weist die übliche Auflösung von 512 Pixeln auf.

8.4 Zusammenfassung

Es wurden die Ergebnisse von 22 Gelenken interaktiv und automatisch bewertet. Dabei erfolgte zusätzlich zur Darstellung der Gesamtergebnisse eine Bewertung der Zwischenergebnisse. Der berechnete Binarisierungsschwellwert wurde nur in sechs von 22 Fällen

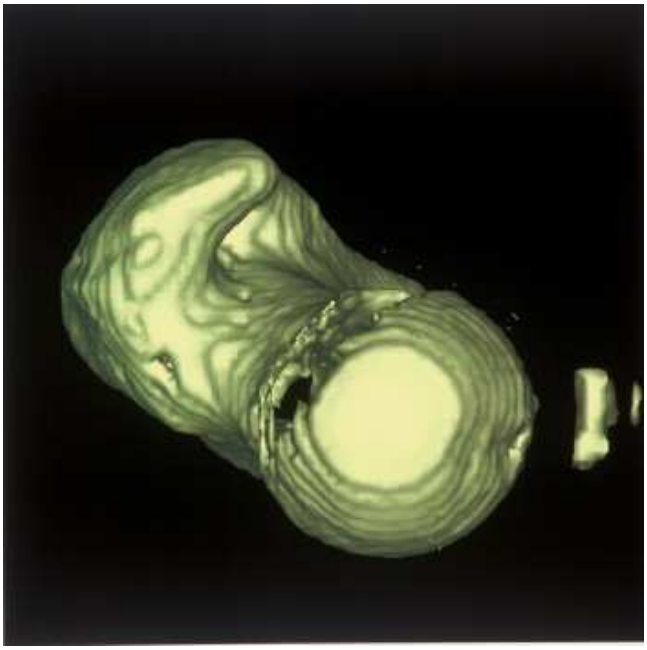

Abbildung 8.4: Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 3_1_L (Ergebnisklasse G2).

annähernd korrekt bestimmt. Die Bestimmung des charakteristischen Grauwerts γ war dagegen in allen Fällen ausreichend genau. Bei der initialen Segmentierung des ersten Bildes wurden acht von 22 Masken vollständig detektiert. Im Durchschnitt wurden drei Objekte fälschlicherweise nicht akzeptiert. Bei keinem Gelenk trat ein nicht korrigierbarer Fehler in der initialen Segmentierung auf. Die Phasenbestimmungen waren in den meisten Fällen korrekt. Die Bestimmung von σ_1 erfolgte bis auf einen Fall zu früh oder korrekt. Auch ein starker Fehler bei dieser Bestimmung führte nicht zwingend zu einem unakzeptablen Segmentierungsergebnis. Die fehlerhafte Bestimmung von $\sigma 2$ steht dagegen in einem direkten Zusammenhang mit der Ablehnung des Segmentierungsergebnisses. Die Segmentierungen von zehn der 22 Gelenke sind akzeptabel. Interaktive und automatische Beurteilung differieren lediglich in zwei Fällen. Bei fünf weiteren Gelenken mit zum Teil abweichender Bildauflösung und sieben Präparatvolumen erfolgte die Analyse der Endergebnisse sowohl automatisch als auch interaktiv. Alle Ergebnisse in diesen Gruppen waren nicht akzeptabel.

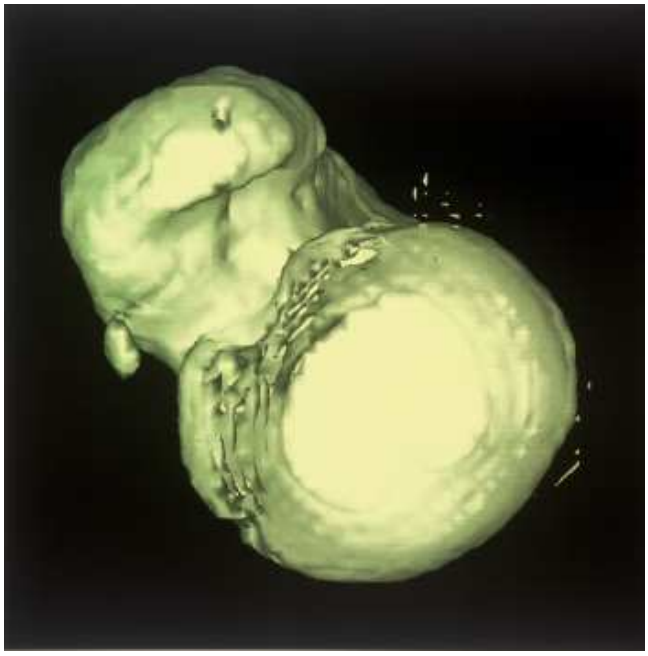

Abbildung 8.5: Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 6_1_*L* (Ergebnisklasse G2).

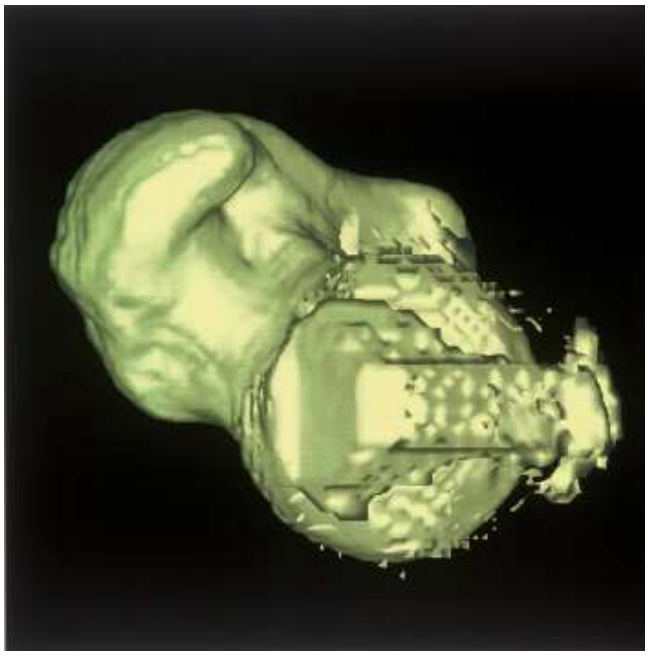

Abbildung 8.6: Das Segmentierungsergebnis des Datensatzes mit der Gelenknummer 8_1_*L* (Ergebnisklasse G4).

Gelenk-nummer	Schicht σ_1 (berechnet)	erste Schicht oberhalb des T.major σ_{1_real} (interaktiv erm.)	Verhältnis σ_{1_real} zur Gesamtanzahl Schichten	Differenz $\sigma_1 - \sigma_{1_real}$
1_1_L	34	40	0.8	-6
1_1_R	26	35	0.7	-9
2_1_L	56	57	0.7	-1
2_1_R	39	53	0.7	-14
3_1_L	38	39	0.6	-1
3_1_R	38	41	0.6	-3
3_2_L	43	44	0.6	-1
3_2_R	36	36	0.5	0
4_1_L	24	25	0.6	-1
4_1_R	21	27	0.6	-6
5_1_L	32	36	0.5	-4
5_1_R	35	36	0.5	-1
6_1_L	26	49	0.8	-23
6_1_R	21	27	0.4	-6
7_1_L	26	39	0.8	-13
8_1_L	29	34	0.7	-5
8_1_R	26	37	0.7	-11
9_1_R	70	72	0.7	-2
10_1_L	39	39	0.7	0
10_1_R	29	41	0.8	-12
11_1_L	13	14	0.4	-1
11_1_R	17	9	0.4	-8
mittlere Abweichung				5.8

Tabelle 8.5: Detektion der ersten Schicht oberhalb des Trochanter major. Die erste Spalte zeigt die berechnete Schicht, die zweite die interaktiv ermittelte Schicht. In der dritten Spalte ist zum Vergleich das Verhältnis der ersten Schicht oberhalb des Trochanter major zur Anzahl der Schichten insgesamt eingetragen. Die letzte Spalte enthält die Differenz der berechneten Schichtnummer von der interaktiv ermittelten. In der untersten Zeile findet sich die mittlere Abweichung, das ist die Mittelung über die Beträge der Differenzen aus Spalte drei.

Gelenk-nummer	Schicht σ_2 (berechnet)	erste Schicht oberhalb des Femur σ_{2_real} (interaktiv erm.)	Verhältnis σ_{2_real} zur Gesamtanzahl Schichten	Differenz $\sigma_{2_real} - \sigma_2$
1_1_L	44	42	0.8	-2
1_1_R	44	43	0.8	-1
2_1_L	77	68	0.9	-9
2_1_R	69	64	0.8	-5
3_1_L	57	57	0.9	0
3_1_R	58	59	0.9	1
3_2_L	62	63	0.9	1
3_2_R	55	56	0.8	1
4_1_L	40	36	0.8	-4
4_1_R	45	38	0.8	-7
5_1_L	49	50	0.7	1
5_1_R	48	49	0.7	1
6_1_L	49	49	0.8	0
6_1_R	48	39	0.6	-9
7_1_L	51	47	0.9	-4
8_1_L	48	56	0.5	8
8_1_R	44	60	0.5	16
9_1_R	92	83	0.9	-9
10_1_L	7	45	0.8	38
10_1_R	12	44	0.8	32
11_1_L	23	20	0.5	-3
11_1_R	39	13	0.3	-26
mittlere Abweichung				8

Tabelle 8.6: Detektion der letzten Schicht des Femur. Die erste Spalte zeigt die berechnete Schicht, die zweite die interaktiv ermittelte Schicht. In der dritten Spalte ist zum Vergleich das Verhältnis der letzten Schicht des Femur zur Anzahl der Schichten insgesamt eingetragen. Die letzte Spalte enthält die Differenz der berechneten Schichtnummer von der interaktiv ermittelten. In der untersten Zeile findet sich die mittlere Abweichung, das ist die Mittelung über die Beträge der Differenzen aus Spalte vier.

Gelenk-nummer	Fehler Klasse1	Fehler Klasse2	Fehler Klasse3	Fehler Klasse4	fehlerhafte Schichten	Ergebnis-qualität
1_1_L	1 - 4	9 - 0	-	-	12	G2
1_1_R	3 - 0	1 - 0	-	-	4	G2
2_1_L	1 - 2	19 - 1	1 - 0	9 - 0	30	G4
2_1_R	5 - 5	1 - 8	1 - 0	4 - 0	24	G4
3_1_L	1 - 2	3 - 5	-	-	11	G2
3_1_R	0 - 1	7 - 3	-	-	11	G2
3_2_L	6 - 3	6 - 2	-	-	17	G2
3_2_R	4 - 0	5 - 0	-	-	9	G2
4_1_L	3 - 4	12 - 0	0	4 - 0	20	G4
4_1_R	6 - 1	7 - 0	1 - 0	4 - 0	18	G4
5_1_L	-	5 - 0	-	-	5	G2
5_1_R	1 - 5	1 - 7	-	-	13	G2
6_1_L	0 - 8	-	-	-	8	G2
6_1_R	2 - 2	3 - 7	8 - 0	8 - 0	21	G4
7_1_L	1 - 1	8 - 6	1 - 0	1 - 0	25	G3
8_1_L	2 - 1	11 - 0	4 - 0	4 - 0	19	G4
8_1_R	4 - 5	8 - 0	-	-	14	G2
9_1_R	1 - 1	15 -6	7 - 0	7 - 0	25	G4
10_1_L	0 - 2	0 - 3	0 - 20	0 - 20	25	G4
10_1_R	0 - 1	0 - 4	0 - 18	0 - 18	23	G4
11_1_L	-	1 - 14	3 - 0	3 - 0	18	G4
11_1_R	0 - 1	2 - 8	-	18	34	G4
Mittelwert	-	-	-	-	17.5	-

Tabelle 8.7: Die Fehlerhäufigkeit, unterschieden nach Fehlerklassen und -richtungen. Jeweils links die positiven und rechts die negativen Fehler.

Gelenk-nummer	interaktive Beurteilung	automatische Beurteilung
1_1_L	G2	-
1_1_R	G2	+
2_1_L	G4	-
2_1_R	G4	-
3_1_L	G2	+-
3_1_R	G2	+-
3_2_L	G2	+-
3_2_R	G2	+-
4_1_L	G4	-
4_1_R	G4	-
5_1_L	G2	+-
5_1_R	G2	+-
6_1_L	G2	+
6_1_R	G4	-
7_1_L	G3	-
8_1_L	G4	-
8_1_R	G2	+-
9_1_R	G4	-
10_1_L	G4	+-
10_1_R	G4	-
11_1_L	G4	-
11_1_R	G4	-

Tabelle 8.8: Interaktive Bewertung und automatische Klassifikation im Vergleich. Die automatische Bewertung liefert ein „+“, falls keine Fehler detektiert wurden, ein „+-“bei leichten, aber tolerablen Fehlern und ein „-“bei Ablehnung des Ergebnisses.

	interaktiv akzeptabel	interaktiv nicht akzept.	S
automatisch aktzeptabel	9	1	10
automatisch aktzeptabel	1	11	12
S	10	12	22

Tabelle 8.9: Vergleich von automatischer und interaktiver Ergebnisklassifikation.

Gelenk-nummer	Alter	Befundklassen	interaktive Beurteilung	automatische Beurteilung
P_1_1_L	78	B2b	G4	-
P_2_1_L	30	B3	G4	-
P_2_1_R	30	B3	G4	-
P_2_2_L	30	B3	G4	-
P_2_2_R	30	B3	G4	-
P_2_3_L	30	B3	G4	-
P_2_3_R	30	B3	G4	-

Tabelle 8.10: Ergebnisse der Analyse von Präparatdaten. Alle Segmentierungsergebnisse werden sowohl durch die automatische als auch die interaktive Beurteilung abgelehnt.

Gelenk-nummer	Alter	Befundklassen	interaktive Beurteilung	automatische Beurteilung
12_1_L	46	B1a,B4	G4	-
12_1_R	46	B1a	G4	-
13_1_L	30	B3	G4	-
14_1_L	68	B6b	G4	-
14_1_R	68	B3	G4	-

Tabelle 8.11: Ergebnisklassifikation der Segmentierung von weiteren Patientendaten. Die Ergebnisse werden interaktiv und automatisch als vollständig falsch klassifiziert.

Kapitel 9

Diskussion

In der vorliegenden Arbeit wurde ausgehend von einem allgemeinen Ansatz zur automatischen Segmentierung anatomischer Objekte in medizinischen Volumendaten ein Verfahren zur automatischen Detektion der Knochen des Hüftgelenks in computertomographischen Daten vorgestellt. Das Segmentierungsverfahren bildet die Basis eines orthopädischen Operationsplanungssystems. Zusätzlich wurden Methoden zur interaktiven und automatischen Klassifikation der Segmentierungsergebnisse entworfen.

In den folgenden Unterkapiteln werden der Systementwurf, der allgemeine Segmentierungsansatz sowie dessen Umsetzung für die Hüftgelenkdetektion diskuttiert. Weiterhin erfolgt eine Beurteilung und Diskussion der Ergebnisse des Segmentierungsverfahrens und ein Vergleich mit den Ergebnissen konkurrierender Verfahren.

9.1 Der Aufbau des Systems zur Operationsplanung

Der Hauptunterschied des vorgestellten allgemeinen Systementwurfs zur Unterstützung der Operationsplanung besteht in der vollständigen Automation der zugrunde liegenden Objektdetektion, die erst eine reproduzierbare Analyse und Planung ermöglicht (siehe [RAY90] und [NIE83]). Für die Objektdetektion wird analog zum menschlichen Sehvorgang (siehe [FLE83]) Wissen über die zu detektierenden Objekte eingesetzt. Erst durch dieses Domain-Wissen ist ein Erkennen des Objektes möglich.

Die Umsetzung des allgemeinen Entwurfs in ein Operationsplanungssystem für die Hüftgelenkchirurgie stellt eine sinnvolle Anwendung dar, da bereits die herkömliche Operationsplanung auf der numerischen Analyse des Gelenks beruht und die computerunterstützte automatisierte Analyse und Planung im Gegensatz zur manuellen Vorgehen nun genauere und reproduzierbare Werte liefert. Neben den traditionellen zweidimensional projizierten Winkeln und Parametern werden echte dreidimensionale das Gelenk charakterisierende Attribute bestimmt ([GRA92] und [GRO92]). Dadurch können die Aussagen der Diagnostik präzisiert werden.

Ein ungelöstes Problem der Analyse stellt die Verifizierung der Analyseergebnisse dar. Wie können die berechneten Paramter am realen Objekt überprüft werden? Vermessungen der Gelenkknochen sind nur an Präparaten möglich. Diese stehen jedoch nicht in ausreichender Anzahl und unterschiedlichen pathologischen Ausprägungen zur Verfügung. Koordinatenmeßgeräte zur Bestimmung der Abmessungen des Gelenks liefern zudem nur

ungenaue Werte. Ein Vergleich wird weiterhin durch die Veränderungen des Gelenks nach dem Tod erschwert. Durch die fehlende Muskelspannung erweitert sich der Gelenkspalt. Diese Erweiterung ist nicht exakt quantifizierbar. Da zur Bestimmung der Kontaktfläche gerade der Abstand zwischen den Gelenkflächen berechnet wird [GRO92], muß davon ausgegangen werden, das ein Vergleich von berechneter Kontaktfläche und Vermessung des Gelenkknorpelbereichs eines Präparats noch keine genauen Aussagen über die Berechnung der Kontaktfläche beim lebenden Patienten zuläßt. Damit ist ein Vergleich von berechneten Analyseergebnissen und der „Realität“kaum möglich.

Da das implementierte System nur experimentell an einigen wenigen Datensätzen getestet wurde, sind außer der subjektiv positiven Meinung der das Projekt unterstützenden Chirurgen noch keine Aussagen über die medizinische Relevanz der Analyse möglich. Dies muß noch durch klinische Tests gezeigt werden. Zur Durchführung eines solchen Tests ist eine den Bedürfnissen des Arztes angepaßte Benutzungsoberfläche unverzichtbar. Die in [BEH94] entwickelte Oberfläche kann hier als Grundlage dienen, die nach Kommunikation mit Anwendern modifiziert werden wird. Der benutzerfreundliche Entwurf von Bedienoberflächen für Operationsplanungsysteme wird in den hierzu bisher veröffentlichten Arbeiten nicht thematisiert. Dies wird jedoch zwingend erforderlich, sobald ein Operationsplanungssystem auch von den nicht direkt an der Entwicklung beteiligten ärzten benutzt werden soll.

Die Implementierung des Operationsplanungssystems erfolgte primär auf einer Stellar GS1000 Supergraphik Workstation unter AVS und sekundär auf einer Silicon Graphics Indigo Extreme ebenfalls unter AVS. Teilweise erfolgte eine Reimplementierung einzelner Module unter dem Visualisierungspaket Explorer. Die Programmlaufzeit der Segmentierung und der Analyseprogramme liegen im Minutenbereich. Operationssimulationen sind dagegen annähernd interaktiv mit Antwortzeiten im Sekundenbereich durchführbar. Da Segmentierung und Analyse unüberwacht ablaufen, ist eine Laufzeitoptimierung nicht unbedingt erforderlich. Die Simulation von Operationen muß dagegen noch optimiert werden, um die Bereitschaft zum Einsatz durch Chirurgen zu erhöhen. Allein durch die Verfügbarkeit immer schnellerer und billigerer Rechner wird dieses Problem unbedeutender.

Der Einsatz computergestützter Operationsplanungssysteme stellt den ersten Schritt in Richtung einer computerunterstützten Operation selbst dar. Damit ist nicht die Ausführung des chirurgischen Eingriffs durch Roboter gemeint, wie in [PRA90] vorgeschlagen, sondern die intraoperative Begleitung durch Meß- und Analysevorrichtungen. Allein die Kontrolle der durch den Chirurgen vorgenommenen Manipulationen und deren Vergleich mit den in der präoperativen Planung beabsichtigten Modifizierungen ergibt wahrscheinlich schon eine qualitative Verbesserung der Operation.

9.2 Der allgemeine Ansatz zum Entwurf eines Segmentierungsverfahrens

Der Entwurf des Verfahrens zur Detektion der Knochen des Hüftgelenks erfolgte anhand der in Kap.5.4 aufgestellten sieben Fragen und deren Beantwortung in Form von Thesen und Regeln in Kap.6. Der Fragenkatalog erwies sich als ausreichend. Auf die benötigten verfeinerungen der Parameter wird in Kap.9.3 näher eingegangen. Für die Detektion ähnlicher Knochenobjekte, z.B. der Extremitäten, in CT-Volumendaten lassen sich leicht analoge

Regelwerke bestimmen. Die Vorverarbeitung kann dabei aufgrund des ähnlichen Materials der zu detektierenden Objekte und desselben bildgebenden Verfahrens ohne Modifizierung übernommen werden.

Direkt nachvollziebar wird die Übertragung für die Detektion des Kniegelenks oder des Schultergelenks. Analog zur Femurdetektion findet sich ein sicher zu detektierender Teil der Objekte im Bereich der Diaphyse (Frage 1). In allen Schichtbildern sind die Objekte annähernd rund und das gesuchte Objekt und dessen Lokalisation verändert sich von einer Schicht zur nächsten nur geringfügig (Fragen 2 bis 4). Grauwertbereich und Kantenstärke der Objekte sind relativ hoch (Fragen 5 und 6). Es existieren zwar benachbarte Objekte, die ähnliche Grauwerte aufweisen (Frage 7), aber da die Lokalisation der Objekte in der Schicht von Schicht zu Schicht kaum variiert, sind kleinere Zuordnungstoleranzen als bei der Femurdetektion möglich.

Ein komplexeres Anwendungsbeispiel für das vorgestellt Entwurfsschema findet sich z.B. bei der Detektion der Großzehenknochen des Fußes für die Osteotomieplanung bei Hallux valgus[1] [MAT90]. Schwierigkeiten verursacht bei dieser Detektion die Bestimmung eine Schicht zur sicheren initialen Segmentierung, da in jedem Bild mehrere Knochenobjekte zu sehen sind. Die Wahl des jeweils außen gelegenen Objektes könnte hier zum Ziel führen. Obwohl sich die Objekte hier von einem Bild zum nächsten stark verschieben, d.h. die Lokalisation variiert, kann die sequentielle Detektion ebenfalls über die Zusatzinformation über die grundsätzliche Lage des Objektes im Bild erleichert werden.

9.3 Die Ergebnisse der Segmentierung

Die in Kap.8.1 vorgestellten Zwischenergebnisse verdeutlichen einige Mängel des Systementwurfes. Der erste Diskussionspunkt betrifft die Berechnung des Binarisierungsschwellwertes für das Kantenbild (siehe Kap.8.1.1) Es zeigte sich während der Systemevaluation, daß der jeweilige, von den Datensätzen abgebildete, Ausschnitt des Patientenbeckens zu stark variiert, so daß eine feste Flächengröße zu fehlerhaften Schwellwerten führte. Im Test erwies sich die feste Schwelle von 100 als ausreichend genau. Alle in Kap.8 vorgestellten Ergebnisse beruhen auf dieser festen Schwelle. Wie Tab.8.2 zu entnehmen ist, variiert diejenige Fläche, die durch den Binarisierungsschwellwert 100 definiert ist, von 1.8% bis 6.3%. Da diese Schwelle jedoch wahrscheinlich nicht für jeden Datensatz akzeptabel ist, muß hier noch ein neues Konzept zur Berechnung des Schwellwertes entwickelt werden.

Die initiale Segmentierung des ersten Bildes weist keine wesentlichen Fehler auf. Zwar wurden innere Objekte des Femur oft nicht akzeptiert, jedoch wurden die größeren und außen liegenden Objekte des Femur in jedem Fall erkannt, so daß hierdurch keine Segmentierung scheiterte. Gleichwohl könnten die Ergebnisse der initialen Segmentierung vollständiger ausfallen, so daß eine Erweiterung des entsprechenden Regelsatzes anzustreben ist.

Bei der Berechnung des charakteristischen Grauwertes γ wurden ebenfalls oft deutliche Abweichungen vom interaktiv bestimmten Wert festgestellt. Diese Abweichung hat jedoch keine Auswirkung auf die Qualität der Ergebnisse. Berechneter und interaktiver Wert liegen deutlich dichter beeinander, als dies durch einen vorgegebenen festen Schwellwert erreicht werden könnte, da die Spannbreite der entsprechenden charakteristischen Grauwerte der Datensätze enorm ist (75 bis 148 interaktiv ermittelt).

[1] Achsenabweichung der Großzehe nach lateral

Die Bestimmung der äquatorialebene des Femurkopfes durch den Wert σ_1 erwies sich als überwiegend positiv. Fehler traten bei dieser Berechnung auf, wenn sich der Femur durch einen deutlich verringerten CCD-Winkel auszeichnete. Durch die sehr große und frühzeitige Veränderung des den Femur beschreibenden Gebietes, wird σ_1 einer zu frühen Schicht zugeordnet und der Rest des Femur nur unvollständig erkannt. Ein anderes Problem liegt in der Segmentierung von Gelenken nach einer Femurosteotomie. Hier finden sich im Bereich des Femurschaftes kleinere Fragmente am Schaft, wodurch der Verlauf der Veränderung der Position des Gebietsschwerpunktes zu stark von der Normalform abweicht. In diesen beiden Problemfällen könnte eine Erweiterung des Regelsatzes auf die Überprüfung der aktuellen Form des Gebietes Abhilfe schaffen.

Die Analyse der Datensätze 13 und 14 scheiterte an der zu geringen Auflösung innerhalb der Schichten. Dadurch liegen die Gebiete von Femur und Acetabulum zu dicht beieinander. Im Fall des Datensatzes 12 zeigt das erste Bild des Volumens einen Schnitt im Halsbereich, so daß bereits die initiale Segmentierung scheiterte.

Das komplette Scheitern der Segmentierungen der Präparate ist auf die grundsätzlich verschiedenen Grauwertkontraste der Volumen zurückzuführen. Dadurch wird neben den primitiven Objekten, die die Knochen beschreiben, eine Vielzahl anderer, Teile des Muskelgewebes beschreibender, primitiver Objekte detektiert, die zu einer fehlerhaften initialen Segmentierung des ersten Bildes führen. Versuche durch Skalierung der Grauwerte eine natürlichen Daten ähnlichere Struktur zu erhalten, führte zwar zur Behebung der Fehler in der initialen Segmentierung, scheiterte jedoch zu einem späteren Zeitpunkt an der inkorrekten Objektdetektion im Hals- und Kopfbereich. Von diesem Ergebnis abgesehen, hätte eine erfolgreiche Segmentierung eines in dieser Art vorbehandelten Volumens natürlich auch keine positive Aussagekraft für die Qualität der Segmentierung von Patientendaten.

Anhand der Gesamtergebnisse läßt sich die zulässige Eingabemenge, also die Daten, die voraussichtlich korrekt segmentiert werden, folgendermaßen einschränken:

1. die Patienten sollten ausgewachsen sein (keine Kinder)
2. der CCD-Winkel darf nicht zu klein sein
3. die Einzelbilder sollten eine Größe von 512*512 Pixeln aufweisen
4. der Schichtabstand sollte in kritischen Bereichen nicht mehr als 2mm betragen
5. die erste Schicht muß den Trochanter minor durchschneiden oder darunter liegen
6. ein dysplastisches Gelenk erhöht die Wahrscheinlichkeit einer korrekten Segmentierung

ad 1: Der Grund für das Versagen der Segmentierung von Datensatz 11 liegt in der, durch die Aufnahmeparameter (Zoom-Faktor) verursachten starken Veränderung des Femurgebietes von Schicht zu Schicht. Außerdem zeichnet sich hier das Knochengewebe des Femur im Vergleich zu den übrigen Datensätzen durch deutlich niedrigere Dichtewerte aus. Hier ist zu überprüfen, inwieweit veränderte Aufnahmeparameter einen positiven Effekt auf das Segmentierungsergebnis haben.

ad 2: Auch in diesem Fall sind die Veränderungen der Gebiete im Halsbereich zu groß, um durch allgemeine Toleranzparameter abgedeckt zu werden. Hinzu kommt, daß das Femurgebiet bei kleinem CCD-Winkel in denjenigen Schichten mit den größten Veränderungen im Halsbereich medial sehr schwache Kanten aufweist. Dadurch sind die Konturen der Gebiete nicht geschlossen und kleine Objekte, die den medialen Rand markieren, werden auf Grund des großen Abstandes zum medialen Rand des Vorbildes oft nicht erkannt. Abhilfe könnte hier ein variabler Schichtabstand schaffen. So ist unterhalb des Trochanter minor und kurz darüber ein größerer Abstand akzeptabel, im Bereich des Halses wäre dagegen ein geringerer Schichtabstand wünschenswert.

ad 3: Wie die Ergebisse der Datensätze 13 und 14 zeigen, reicht eine Auflösung von 256*256 Pixeln nicht aus. Zum einen liegt die Breite des Gelenkspaltes zum Teil unterhalb der Auflösung des Bildes, ist also im Bild nicht mehr zu erkennen. Durch den geringen Abstand tritt aber in jedem Fall eine Glättung der Kanten am Gelenkspalt durch die Mittelung während der CT-Erstellung ein.

ad 4: Die Evaluierung zeigt, daß selbst dieser Schichtabstand in kritischen Bereichen oft nicht ausreichend ist. Da eine komplette Aufnahme im Abstand von 1mm den Patienten nicht zuzumuten ist, wäre auch hier die Lösung die Konzeption eines Aufnahmeprotokolls mit variablen Schichtabständen.

ad 5: Datensatz 12 beginnt mit einer Schicht, die oberhalb des Trochanter minor liegt und bereits den Übergang zum Schenkelhals zeigt. Aufgrund der stark von der erwarteten Kreisform abweichenden Form des Femurgebietes, scheiterte in diesem Fall die initiale Segmentierung des ersten Bildes. Eine Erweiterung der Regeln des Verfahrens zur Beseitigung solcher Fehler ist nicht sinnvoll, da die Spannbreite der möglichen Femurformen in dieser Höhe zu groß ist, um eine annähernd korrekte Segmentierung zu gewährleisten.

ad 6: Alle entwickelten Regeln kontrollieren eher die Verhältnisse nach medial als zur lateralen Seite des Femurkopfes. Weist das Gelenk nur eine leichte Dysplasie oder sogar normale Verhältnisse auf, existiert keine Kontrollmöglichkeit auf fehlerhafte Detektion von Teilen des Acetabulums nach lateral. Um auch leicht dysplastische Gelenke segmentieren zu können, bedarf es einer Erweiterung des Regelsatzes. Zusammenfassend kann gesagt werden, daß, je dysplastischer das zu segmentierende Gelenk ist, umso höher ist die Wahrscheinlichkeit, das das Gelenk korrekt segmentiert wird.

Trotz aller beschriebenen, aber behebbaren Mängel, erscheint das Konzept der Entwicklung eines sequentiellen, phasenabhängigen und regelbasierten Segmentierungsverfahrens anhand der in Kap.5.4 aufgestellten Regeln sinnvoll, da die erfolgreich segmentierten Datensätze in der Form des Femur, der Bildqualität und des Bildauschnittes deutlich voneinander abweichen. Der Entwurf eines Regelwerkes zur Segmentierung anderer anatomischer Objekte nach Kap.5.4 ist leicht durchführbar (siehe Kap.9.2).

Abweichend von der üblichen Evaluationspraxis Segmentierungsergebnisse intuitiv binär zu beurteilen (siehe [DEK93], [COP93], [PFL91], [RAY90a] und [EIC88]), wurden in Kap.7 Kriterien zur Beurteilung vorgestellt, anhand derer eine nachvollziehbare vierstufige Klassifikation der Ergebnisse und damit eine Einschätzung der Korrektheit des Verfahrens möglich ist. Die Anzahl und die Variabilität der untersuchten Datensätze ist ausreichend für eine erste Beurteilung des Verfahrens.

Durch die Einführung einer erweiterten Plausibilitätskontrolle (siehe [BUN85]) zur automatischen Klassifikation der Segmentierungsergebnisse erhält der Anwender Information über die Korrektheit der Segmentierung und der anschließenden Analyse. Die automatische

Beurteilung entspricht der interaktiven Bewertung. Es ist zu prüfen, ob ein von der automatischen Überprüfung abgelehntes Ergebnis, durch ein modifiziertes Segmentierungsverfahren erfolgreicher bearbeitet werden könnte. Dazu ist es erforderlich, den Grund für das Versagen bei der automatischen Beurteilung zu ermitteln und mit einem entsprechend adaptierten Verfahren die Segmentierung zu wiederholen. Wurde das Segmentierungsergebnis z.B. abgelehnt, weil das Profil der Projektionen in XZ- oder YZ-Richtung im Kopfbereich Sprünge oder Beulen aufweist, so könnte ausgehend von der ersten Schicht, die diese Figur zeigt, ein neuer Lauf des Verfahrens mit verkleinerten Toleranzen durchgeführt werden.

9.4 Zusammenfassung

Der vorgestellte Rahmen zum Entwurf von Segmentierungsverfahren hat sich als hilfreich und ausreichend erwiesen. Die in Kap.8 vorgestellten Ergebnisse des Segmentierungsverfahrens und die Einschätzung des Operationsplanungssystems durch Chirurgen sind überwiegend positiv. Zum Einsatz des Planungssystems in der klinischen Routine werden noch Tests in Form von durch Informatiker begleiteten Piloteinsätzen benötigt. Mit den dabei gewonnenen Erkenntnissen kann sowohl die Benutzeroberfläche als auch das Segmentierungsverfahren modifiziert und verbessert werden. Die automatische Klassifikation der Segmentierungsergebnisse hat sich als sinnvoll erwiesen und sollte verfeinert und deren Resultate durch die Modifizierung des Segmentierungsverfahrens in ein sich anpassendes Detektionsverfahren ausgenutzt werden. Zur weiteren Überprüfung des allgemeinen Segmentierungsansatzes sollte das Konzept durch die Implementierung eines weiteren Detektionsalgorithmus verifiziert werden. Weiterhin ist die Entwicklung eines Rahmensystems zum Entwurf beliebiger Segmentierungsverfahren im Dialog auf der Basis der aufgestellten Regeln denkbar.

Literaturverzeichnis

[PSC86] Pschyrembel: *Klinisches Wörterbuch* de Gruyter Verlag, Berlin 1986

[ABU84] Abu-Mostafa, Y.S. & Psaltis, D.: Recognitive Aspects of Moment Invariants. In: IEEE Transactions on Pattern Recognition and Mashine Intelligence, 6, 1984, S.698-706

[ADA90] Adams, L., Gilsbach, J.M., Krybus, W., Meyer-Ebrecht, D., Mösges, R. & Schlöndorff, G.: CAS - a Navigation Support for Surgery. In: Höhne, K.H. et al. (Eds): 3D Imaging in Medicine, Springer-Verlag Berlin, 1990, S.411-424

[ARR90] Arridge, S.R.: Manipulation of Volume Data for Surgical Simulation. In: Höhne, K.H. et al. (Eds): 3D Imaging in Medicine, Springer-Verlag Berlin, 1990, S.289-300

[ART81] Artzy, E., Frieder, G. & Herman, G.T.: The Theory, Design, Implementation and Evaluation of a Three-Dimensional Surface Detection Algorithm. In: Computer Graphics and Image Processing 15, 1981, S.1-24

[AVS92a] Stardent Computer Inc.: Application Visualization System - Module Reference, Release 3.0, Stardent Computer Inc., Concord, Massachusetts, 1992

[AVS92b] Advanced Visual Systems Inc.: Application Visualization System - Developer´s Guide, Release 4.0, Advanced Visual System Inc., Waltham, 1992

[AVS92c] Advanced Visual Systems Inc.: Application Visualization System - User´s Guide, Release 4.0, Advanced Visual System Inc., Waltham, 1992

[AYA90] Ayache, N., Boissonnat, J.D., Cohen, L., Geiger, B., Levy-Vehel, J., Monga, O. & Sander, P.: Steps Toward the Automatic Interpretation of 3D Images. In: Höhne, K.H. et al. (Eds): 3D Imaging in Medicine, Springer-Verlag Berlin, 1990, S.107-120

[BAS89] Bässmann, H. & Besslich, P.W.: Konturorientierte Verfahren in der Bildverarbeitung, Springer-Verlag Berlin, 1989

[BAL81] Ballard, D.H.: Generalizing the Hough Transform to Detect Arbitrary Shapes. In: Pattern Recognition 13, 1981, S.111-122

[BAL82] Ballard, D.H. & Brown, C.M.: Computer Vision, Prentice-Hall Englewood Cliffs, New Jersey, 1982

[BEH94] Behrens, S.: Zur Gestaltung von Benutzungsschnittstellen am Beispiel eines Systems zur Operationsplanung, Diplomarbeit, Institut für Medizinische Informatik, Universität Hildesheim, 1994

[BOM90] Bomans, M., Höhne, K.H., Tiede, U. & Riemer, M.: 3-D Segmentation of MR Images of the Head for 3-D Display. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 9, 1990, S.177-183

[BRE84] Brewster, L.J., Trivedi, S.S., Tuy, H.K. & Udupa, J.K.: Interactive Surgical Planning. In: IEEE Computer Graphics & Applications 4, 1984, S.31-40

[BRI85] Brix, F., Hebbinghaus, D. & Meyer, W.: Verfahren und Vorichtung für den Modellbau im Rahmen der orthopädischen und traumatologischen Operationsplanung. In: Röntgenpraxis 38, 1985, S. 290-295

[BUN85] Bunke, H.: Modellgesteuerte Bildanalyse, Teubner-Verlag, Stuttgart, 1985

[CAP93] Caponetti, L. & Fanelli, A.M.: Computer-Aided Simulation for Bone Surgery. In: IEEE Computer Graphics & Applications 13, 1993, S.86-92

[COL92] Collins, D.L., Peters, T.M., Dai, W. & Evans, A.C.: Model based Segmentation of Individual Brain Structures from MRI Data. In: SPIE 1808, 1992, S.10-23

[COP93] Coppini, G., Demi, M., Poli, R. & Valli, G.: An Artificial Vision System for X-Ray Images of Human Coronary Trees. In: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Mashine Intelligence 15, 1993, S.156-162

[COV93] Cover, S.A., Ezquerra, N.F., O´Brien, J.F., Rowe, R., Gadacz, T. & Palm, E.: Interactively Deformable Models for Surgery Simulation. In: IEEE Computer Graphics & Applications 13, 1993, S.68-75

[DEB87] Debrunner, H.U.: Orthopädisches Diagnostikum, Thieme-Verlag Stuttgart, 1987

[DEK87] Dekel, D.: A Fast, High Quality, Medical 3D Software System. In: SPIE 767, 1987, S.505-508

[DEK93] Deklerck, R., Cornelis, J. & Bister, M.: Segmentation of Medical Images. In: Image and Vision Computing 11, 1993, S.486-503

[DEL88] Dellepiane, S., Regazzoni, C., Serpico, S.B. & Vernazza, G.: Extension of IBIS for 3D Organ Recognition in NMR Multislices. In: Pattern Recognition Letters 8, 1988, S.65-72

[ECK90] Eck, M.: Geometrische Verfahren zur dreidimensionalen Osteotomieplanung, Dissertation an der TH Darmstadt, 1990

[EHR91] Ehricke, H.-H.: Automated 3D MR Image Analysis with Rule-Based Segmentation System. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´91, Springer-Verlag Berlin 1991, S.543-548

[EHR92] Ehricke, H.-H., Daiber, G., Sonntag, R., Straßer, W., Lochner, M., Schad, L.R. & Lorenz, W.J.: Interactive 3D-Graphics Workstations in Stereotaxy: Clinical Requirements, Algorithms and Solutions. In: SPIE 1808, 1992, S.548-558

[EIC88] Eicherl, P.H., Delp, E.J., Koral, K. & Buda, A.J.: A Method for a Fully Automatic Definition of Coronary Arterial Edges from Cineangiograms. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 7, 1988, S.313-320

[FAN87] Fan, R.T., Trivedi, S.S., Fellingham, L.L. & Gamboa-Aldeco, A.: Soft Tissue Segmentation and 3D Display from Computerized Tomography and Magnetic Resonance Imaging. In: SPIE 767, 1987, S.494-504

[FEN91] Feng, J., Lin, W.-C. & Chen, C.-T.: Epicardial Boundary Detection Using Fuzzy Reasoning. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 10, 1991, S.187-199

[FLE83] Fleck, L.: Schauen, sehen, wissen. In: Fleck, L.: Erfahrung und Tatsache, Gesammelte Aufsätze, Suhrkamp Verlag, Frankfurt/M., 1983, S.147-174

[FOL90] Foley, J.D., van Dam, A., Feiner, S.K. & Hughes, J.F.: Computer Graphics, Principles and Practice, Addison-Wesley Publishing Company Reading, Massachusetts, 1990

[FRO88] Frommhold, W. & Gerhardt, P.(Hrsg): Erkrankungen des Hüftgelenkes, Klinisch-radiologisches Seminar, Band 18, Thieme-Verlag Stuttgart, 1988

[FUC77] Fuchs, H., Kedem, Z.M. & Uselton, S.P.: Optimal Surface Reconstruction from Planar Contours. In: Communications of the ACM 20, 1977, S.693-702

[GAN82] Ganapathy, S. & Dennehy, T.G.: A New General Triangulation Method for Planar Contours. In: Computer Graphics 16, 1982, S.69-75

[GAN88] Ganz, R., Klaue, K., Vinh, T.S. & Mast, J.W.: A New Periacetabular Osteotomy for the Treatment of Hip Dysplasias. In: Clinical Orthopaedics 232, 1988, S.26-36

[GAN91] Ganz, R.: Persönliche Mitteilung, Hildesheim, 1991

[GOU70] Gouraud, H.: Continuous Shading of Curved Surfaces. In: IEEE Transactions on Computers 20, 1971, S.623-629

[GRA92] Grahlmann, B.: Zur automatischen Bestimmung und Verifikation von Referenzpunkten im menschlichen Hüftgelenk für die computergestützte Operationsplanung, Diplomarbeit, Institut für Medizinische Informatik, Universität Hildesheim, 1992

[GRA92a] Grahlmann, B.: Benutzerdokumentation zur interaktiven Simulation von Triple-Osteotomien der Hüfte, Interner Bericht des Instituts für Medizinische Informatik IB?8/92, Universität Hildesheim, 1992

[GRA93] Grau, O.: Open System Software: Das Visualisierungswerkzeug Khoros. In: iX 1, 1993, S.56-64

[GRO92] Grolle, O.J.: Zur Bestimmung und räumlichen Darstellung von Kontaktflächen zwischen caput femoris und acetabulum aus Computertomographie-Schnittbildserien. Diplomarbeit, Institut für Medizinische Informatik, Universität Hildesheim, 1992

[HAB89] Haberäcker, P.: Digitale Bildverarbeitung, Hanser-Verlag München, 1989

[HAL93a] Halse, M.-A.: IRIS Explorer Modul-Writers Guide, Silicon Graphics Inc., Mountain View, California, 1993

[HAL93b] Halse, M.-A.: IRIS Explorer Users Guide, Silicon Graphics Inc., Mountain View, California, 1993

[HAR79] Haralick, R.M.: Statistical and Structural Approaches to Texture. In: Proceedings of the IEEE 67, 1979, S.786-804

[HER77] Herman, G.T. & Liu, H.K.: Display of Three-Dimensional Information in Computed Tomography. In: Journal on Computer Asstisted Tomography 1, 1977, S.155-160

[HER79] Herman, G.T. & Liu, H.K.: Three-Dimensional Display of Human Organs from Computed Tomograms. In: Computer Graphics and Image Processing 9, 1979, S.1-21

[HET93] Hetze, S. & Müller, M.: LinuX Anwenderhandbuch, LunetIX Softwair, Berlin 1993

[HOH87] Höhne, K.H.: 3D-Bildverarbeitung und Computer-Graphik in der Medizin. In: Informatik-Spektrum 10, 1987, S.192-204

[HOH92] Höhne, K.H., Bomans, M., Riemer, M., Schubert, R., Tiede, U. & Lierse, W.: A Volume-based Anatomical Atlas. In: IEEE Computer Graphics & Applications 12, 1992, S.72-77

[HOF89] Hoffmeister, J.W., Rinehart, G.C. & Vannier, M.W.: Three-Dimensional Surface Reconstruction using a General Purpose Image Processing System. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´89, Springer-Verlag Berlin, 1989, S.752-757

[HUE73] Hueckel, M.H.: A Local Visual Operator which Recognizes Edges and Lines. In: Journal of the ACM 20, 1973, S.634-647

[IDE52] Idelberger, K. & Frank, A.: über eine neue Methode zur Bestimmung des Pfannendachwinkels beim Jugendlichen und Erwachsenen. In: Zeitschrift für Orthpädie 82, 1952, S.571-577

[KAR91] Kärcher, H. & Kopp.W.: Dreidimensionale CT- und Modellplanung kraniofazialer Operationen. In: Zeitschrift für Stomatologie 88, 1991, S.183-204

[KAR92] Kärcher, H.: Three-Dimensional Craniofacial Curgery: Transfer from a Three-Dimensional Model (Endoplan) to Clinical Surgery: a new Technique (Graz). In: Journal of Cranio-Maxillo-Facial Surgery 20, 1992, S.125-131

[KAL87] Kall, B.A., Kelly, P.J. & Goerss, S.J.: Comprehensive Computer-Assisted Data Collection Treatment Planning and Interactive Surgery. In: SPIE 767, 1987, S.509-514

[KIK92] Kikinis, R., Cline, H., Altobelli, D., Halle, M., Lorensen, W. & Jolesz, F.A.: Interactive Visualization and Manipulation of 3D Reconstructions for the Planning of Surgical Procedures. In: SPIE 1808, 1992, S.559-563

[KLA88] Klaue, K., Wallin, A. & Ganz, R.: CT Evaluation of Coverage and Congruency of the Hip prior to Osteotomy. In: Clinical Orthopaedics 232, 1988, S.15-25

[KLI91] Klimek, L., Mösges, R. & Bartsch, M.: Indications for CAS Systems as Navigation Aid in ENT-Surgery. In: Lemke,H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´91, Springer-Verlag Berlin, 1991, S.358-361

[KOS94] Kossel, A.: Zwischen Chaos und Kommerz. In: c´t 9, 1994, S.42-43

[KOT93] tzke, Karin: Zur Validierung von Expertenwissen in medizinischen Bildanalysesystemen, Dissertation, Universität Hildesheim 1993

[KRE88] Krestel, E.(Hrsg): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik, Siemens AG Berlin u. München, 1988

[KRY91] Krybus, W., Knepper, A., Adams, L., Rüger, R. & Meyer-Ebrecht, D. : Navigation Support for Surgery by Means of Optical Position Detection. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´91, Springer-Verlag Berlin, 1991, S.362-366

[KUB90] Kübler, O. & Gerig, G.: Segmentation and Analysis of Multidimensional Data-Sets in Medicine. In: Höhne, K.H. et al. (Eds): 3D Imaging in Medicine, Springer-Verlag Berlin, 1990, S.63-81

[KUM85] Kummer, B.: Einführung in die Biomechanik des Hüftgelenks, Springer-Verlag Berlin, 1985

[LIU77] Liu, H.K.: Two and Three Dimensional Boundary Detection. In: Computer Graphics and Image Processing 6, 1977, S.123-134

[KUM88] Kummer, B.: Biomechanischer Aspekt der Luxationshüfte. In: Zeitschrift für Orthopädie 17, 1988, S.452-462

[LEM87] Lemke, H.U., Rhodes, M.L., Jaffe, C.C. & Felix, R. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´87, Springer-Verlag Berlin, 1987

[LEM89] Lemke, H.U., Rhodes, M.L., Jaffe, C.C. & Felix, R. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´89, Springer-Verlag Berlin, 1989

[LEM91] Lemke, H.U. , Rhodes, M.L., Jaffe, C.C. & Felix, R. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´91, Springer-Verlag Berlin, 1991

[LEI93] Leinung, R.: Zur Volumenbestimmung an segmentierbaren Objekten aus computertomographischen Messungen, Diplomarbeit, Institut für Medizinische Informatik, Universität Hildesheim, 1993

[LEV88] Levoy, M.: Display of Surfaces from Volume Data. In: IEEE Computer Graphics and Applications 22, 1988, S.29¡96¿37

[LEV93] Levitt, T.S., Hedgcock, M.W., Dye, J.W., Johnston, S.E., Shadle, V.M. & Vosky,?D.: Bayesian Inference for Model-based Segmentation of Computed Radiographs of the Hand. In: Artficial Intelligence in Medicine 5, 1993, S.365-387

[LIE89] Liedtke, C.-E. & Ender, M.: Wissensbasierte Bildverarbeitung, Springer-Verlag Berlin, 1989

[MAN93] Manos, G., Cairns, A.Y., Ricketts, I.W. & Sinclair, D.: Automatic Segmentation of Hand-Wrist Radiographs. In: Image and vision computing 11, 1993, S.100-111

[MAR80] Marr, D. & Hildreth, E.: Theory of Edge Detection. In: Proc. R. Soc. London B 207, 1980, S.187-217

[MAT90] Matzen, P.F. & Matzen, P.F.: Praktische Orthopädie, J.A. Barth Leipzig, 1990

[MEI91] Meinzer, H.-P., Meetz, K., Scheppelmann, D., Engelmann, U. & Baur, H.J.: The Heidelberg Ray Tracing Model. In: IEEE Computer Graphics & Applications 11, 1991, S.34-43

[MEN89] Menhardt, W.: Bildanalyse und ikonische Fuzzy Sets. In: KI 1/89, 1989, S.4-10

[MIC89] Michael, D.J. & Nelson, A.C.: HANDX: A Model-Based System for Automatic Segmentation of Bones from Digital Hand Radiographs. In: IEEE Transactions on Medical Imaging, 8, 1989, S.64-69

[MIL94] Kilz, H.: Nicht geschenkt, Marktübersicht: Kommerzielle Produkte für das freie PC-Unix. In: iX 11, 1994, S.118-123

[MUL57] Müller, M.E.: Die hüftnahen Femurosteotomien, Thieme-Verlag, Stuttgart, 1957

[MUR85] Murphy, S.B., Kijewsky, P.K., Walker, P.S. & Scott, R.D.: Computer-Assisted Preoperative Planning of Orthopedic Reconstructive Procedures. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´85, Springer-Verlag Berlin, 1985, S.413-418

[MUR86] Murphy, S.B., Kijewski, P.K., Simon, S.R., Chandler, H.P., Griffin, P.P., Reilly, D.T. Penenberg, B.L. & Landy, M.M.: Computer-Aided Simulation, Analysis, and Design in Orthopedic Surgery. In: Orthopedic Clinic of North America 17, 1986, S.637-649

[MUR87] Murphy, S.B., Kijewski, P.K., Simon, S.R. & Millis, M.B.: Simulation of Orthopaedic Reconstructive Surgery. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´87, Springer-Verlag Berlin, 1987, S.411-415

[MUR88] Murphy, S.B., Kijewsky, P.K., Millis, M.B., Hall, J.E., Simon, S.R. & Chandler, H.P.: The Planning of Orthopedic Reconstructive Surgery Using Computer-Aided Simulation and Design. In: Computerized Medical Imaging and Graphics 12, 1988, S.33-45

[MUR89] Murphy, S.B., Kijewski, P.K., Millis, M.B. & Harless, A. : Simulation of Osteotomy Surgery about the Hip Joint. In: Lemke ,H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´89, Springer- Verlag Berlin, 1989, S.829-832

[NAZ86] Nazif, A.M. & Levine, M.D.: Low Level Image Segmentation: An Expert System. In: IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence 6, 1986, S.555-577

[NEL93] Nelson, T.R. & Elvins, T.T.: Visualization of 3D Ultrasound Data. In: IEEE Computer Graphics & Applications 13, 1993, S.50-57

[NGU85] Nguyen, T.A., Perkins, W.A., Laffey, T.J. & Pecora, D.: Checking an Expert Systems Knowledge Base for Consistency and Completeness. In: Aravind, J.(Eds): IJCAI85 Proceedings of the Ninth International Joint Conference on Artificial Intelligence, Morgan Kaufmann Publishers Los Altos California, 1985, S.375-378

[NGU87] Nguyen, T.A., Perkins, W.A., Laffey, T.J. & Pecora, D.: Knowledge Base Verification. In: AI Magazine 2, 1987, S.69-75

[NIE83] Niemann, H.: Klassifikation von Mustern, Springer-Verlag Berlin, 1983

[PAU73] Pauwles, F.: Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Hüfte, Springer-Verlag, Berlin 1973

[PAV90] Pavlidis, T.: Algorithmen zur Grafik und Bildverarbeitung, Verlag Heinz Heise Hannover, 1990

[PFL91] Pflesser, B., Tiede, U. & Höhne, K.H.: Volume Based Object Manipulation for Simulation of Hip Joint Motion. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´91, Springer-Verlag Berlin, 1991, S.329-335

[PFL92] Pflesser, B.: Simulation und 3D-Darstellung von Bewegungen medizinischer Objekte im Grauwert-Volumen-Modell, Diplomarbeit, Fachbereich Informatik, Universität Hamburg, 1992

[PHO75] Phong, B.T.: Illumination for Computer generated Pictures. In: Communications of the ACM 18, 1975, S.311-317

[PRA90] Prasch, J.: Computerunterstützte Planung von chirurgischen Eingriffen in der Orthopädie, Springer-Verlag Berlin, 1990

[PRA91] Pratt, W.K.: Digital Image Processing, Wiley & Sons, New York, 1991

[PRE80] Pretschner, D.P. & Hundeshagen, H.: Ein gekammerters Herzmuskelphantom für die Myokardszintigraphie. In: NucCompact 11, 1980, S.269-272

[PRO94] Projektbericht: Qualitätssicherung wissensbasierter Systeme. Interner Bericht des Instituts für Medizinische Informatik, IB 10/94, Universität Hildesheim, 1994

[PSC86] Pschyrembel: Klinisches Wörterbuch, de Gruyter Verlag, Berlin 1986

[RAH84] Rahmanzadeh, R. & Faensen, M.(Hrsg): Hüftgelenksendoprothetik Aktueller Stand**?**- Perspektiven, Springer-Verlag Berlin, 1984

[RAY90] Raya, S.P., Udupa, J.K. & Barrett, W.A.: A PC-based 3D Imaging System: Algorithms, Software, and Hardware Considerations. In: Computerized Medical Imaging and Graphics, 14, 1990, S.353-370

[RAY90a] Raya, S.P.: Low-Level Segmentation of 3-D Magnetic Resonance Brain Images - A Rule-based system. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 9, 1990, S.327-337

[ROB90] Robb, R.A.: A Software System for Interactive and Quantitative Analysis of Biomedical Images. In: Höhne, K.H. et al. (Eds): 3D imaging in medicine, Springer-Verlag Berlin, 1990, S. 333-362

[ROG87] Rogers, D.F. & Earnshaw, R.A.: Techniques for computer graphics, Springer-Verlag New York, 1987

[ROS82] Rosenfeld, A. & Kak, A.C.: Digital Picture Processing Vol.1+2, Academic Press Orlando, 1982

[ROT93] Roth, G. & Levine, M.D.: Extracting Geometric Primitives. in: CVGIP: Image Understanding 58, 1993, S.1-22

[RUS91] Rusinek, H., Noz, M.E., Maguire, G.Q., Kalvin, A., Haddad, B., Dean, D. & Cutting, C.: Quantitative and Qualitative Comparison of Volumetric and Surface Rendering Techniques. In: IEEE Transactions on Nuclear Science 38, 1991, S.659-662

[SAL90] Salesin, D. & Stolfi, J.: Rendering CSG Models with a Z-Buffer. In: Computer Graphics 24, 1990, S.67-76

[SCH79] Schneider, R.: Die intertrochantäre Osteotomie bei Coxarthrose, Springer-Verlag Berlin, 1979

[SER82] Serra, J.: Image Analysis and Mathematical Morphology, Academic Press London, 1982

[TON84] Tönnies, D.: Die angeborene Hüftdysplasie und Hüftluxation, Springer-Verlag Berlin, 1984

[UDU91] Udupa, J.K. & Odhner, D.: Fast Visualization, Manipulation, and Analysis of Binary Volumetric Objects. In: IEEE Computer Graphics & Applications 11, 1991, S.53-62

[UPS89] Upson, C., Faulhaber, T., Kamins, D., Laidlaw, D., Schlegel, D., Vroom, J., Gurwitz, R. & van Dam, A.: The Application Visualization System: A Computational Environment for Scientific Visualization. In: IEEE Computer Graphics & Applications 23, 1989, S.30-42

[VAN83] Vannier, M.W., Marsh, J.L. & Warren, J.O.: Three Dimensional Computer Graphics for Cranio-Facial Surgical Planning and Evaluation. In: Computer Graphics 17, 1983, S.263-272

[VAN89] Vannier, M.W., Pilgram, T.K., Hildebolt, C.F., Marsh, J.L. & Gilula, L.A.: Diagnostic Evaluation of Three-Dimensional CT reconstruction Methods. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´89, Springer-Verlag Berlin, 1989

[VAN91] Vannier, M.W., Brunsden, B.S. & Marsh, J.L.: Diagnostic Imaging of Craniosynostosis. In: Lemke, H.U. et al. (Eds): Computer Assisted Radiology, Proceedings of the International Symposium CAR ´91, Springer-Verlag Berlin, 1991

[VER93] Verbeeck, R., Vandermeulen, D., Michiels, J., Suetens, P., Marchal, G., Gybels, J. & Nuttin, B.: Computer Assisted stereotactic neurosurgery. In: Image and Vision Computing 11, 1993, S.468-485

[VIN92] Vince, J.: 3D-Computer animation, Addison-Wesley Publishers Ltd. Wokingham, England, 1992

[VOG89] Vogel, H.: Strahlendosis und Strahlenrisiko in der bildgebenden Diagnostik, ecomed Verlagsgesellschaft Landsberg, 1989

[WAH84] Wahl, F.M.: Digitale Bildsignalverarbeitung, Springer-Verlag Berlin, 1984

[WAH88] Wahl, F.M.: Analysing Hough Nets for recognition of Polyheder-Like Objects. In: Proceedings of the 9th International Conference on Pattern Recognition, Computer Society Press of the IEEE, 1988, S.550-554

[WAL90] Wallmüller, E.: Software-Qualitätssicherung in der Praxis, Hanser-Verlag München, 1990

[WIB39] Wiberg, G.: Studies in Dysplastic Acetabulum and Congenital Subluxation of the Hip Joint with Special Reference to the Complication of Osteoarthritis. In: Acta Chir Scand 83, 1939

[YAS90] Yasuda, T., Hashimoto, Y., Yokoi, S. & Toriwaki, J.-I.: Computer System for Craniofacial Surgical Planning Based on CT Images. In: IEEE Transactions on Medical Imaging 9, 1990, S.270-280

[YLA91] Ylä-Jääski, J., Klein, F. & Kübler, O.: Fast Direct Display of Volume Data for Medical Diagnosis. In: CVGIP: Graphical Models and Image Processing 53, 1991, S.7- 18

[YOS93] Yoshida, R., Miyazawa, T., Doi, A. & Otsuki, T.: Clinical Planning Support System - CliPSS. In: IEEE Computer Graphics & Applications 13, 1993, S.76-84

[ZUC81] Zucker, S.W. & Hummel, R.A.: A Three-Dimensional Edge Operator. In: IEEE Transactions on Pattern Recognition and Mashine Intelligence 3, 1981, S.324-331