Aus dem Institut für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin
Abteilung Informatik (Direktor Prof. Dr. K. H. Höhne),
der Abteilung für Unfallchirurgie der Chirurgischen Klinik
(Direktor Prof. Dr. Rueger)
im
Universitäts-Krankenhaus Hamburg Eppendorf
und
der Abteilung für Unfall- und Wiederherstellungschirurgie
(Leitung: Prof. Dr. J.V. Wening)
des

AK Altona

EIN INTERAKTIVER ATLAS VON ACETABULUMFRAKTUREN

Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg vorgelegt von
Christian Seebode
geboren in Hamburg

Hamburg, 2000

Angenommen von dem Fachbereich Medizin der Universität Hamburg

am: 20. März 2001

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs Medizin der Universität Hamburg.

Dekan: Professor Dr. H.-P. Kirchhoff

Referent: Prof. Dr. K. H. Höhne

Koreferent: Prof. Dr. J. H. Ruegg

Inhaltsverzeichnis

I Einleitung **5**

1 Ziel der Arbeit **8**

II Methoden und Material **9**

2 Die Auswahl der Datensätze **9**
2.1 Systematik der Auswahl 9
2.2 Chirurgische Anatomie 9
2.3 Frakturmechanismen 10
2.4 Klassifikation der Frakturen 12
2.5 Radiologische Diagnostik 14
2.5.1 Röntgen 14
2.5.2 Computertomographie 19
2.5.3 Probleme der bildgebenden Diagnostik 23
2.6 Therapie 23
2.6.1 Werkzeuge 23
2.6.2 Auswahl der Fixationsstellen 24
2.7 Die verwendeten Datensätze 24

3 Computergesützte Modellierungvon Acetabulumfrakturen **28**
3.1 Gewinnung radiologischer Bilddaten 28
3.2 3D Visualisierung 30
3.3 Visualisierungstechniken 30
3.3.1 Oberflächenvisualisierung 31
3.3.2 Volumenvisualisierung 31
3.3.3 Visualisierung von mehreren Objekten 32
3.3.4 Segmentation der Volumendaten 32
3.4 Wissensrepräsentation 35
3.5 Intelligentes Bildvolumen und 3D-Atlaskonstruktion 36

4 Entwicklungsumgebung **37**
4.1 Eigenständige Programme 37
4.1.1 *IMPORT* - das Bildkonvertierungsprogramm 37
4.1.2 *INTERSEG* - das Segmentationsprogramm 38
4.2 Im Atlas integrierte Komponenten 40
4.2.1 *KB* (**K**NOWLEDGE **B**ASE) - die Wissensbasis 40
4.2.2 *VM* - das Visualisierungsmodul und *SP* - das Spezifikationsmodul 41
4.3 Die Entwicklungsumgebung im Überblick 42

III Anwendung und Ergebnisse **43**

5 Die Erstellung des Atlasses **43**
5.1 Das Grauwertvolumen 43
5.2 Das Markenvolumen 44
5.3 Die Wissensbasis 47

6 Interaktive Erkundungder Frakturen **51**
6.1 Anzeigewerkzeuge 51
6.1.1 3D Oberflächendarstellung und Röntgensimulation 51
6.1.2 Schichtdarstellung (transversal, coronar, sagittal) 51
6.1.3 Knochen- und Pfeilerdarstellung 53
6.2 Manipulationswerkzeuge 54
6.2.1 Zoom 54
6.2.2 Rotation und Translation 55
6.2.3 Eigenschaften einzelner Objekte verändern 56
6.2.4 Schnitte durch das Datenvolumen 57
6.2.5 Spezielle Darstellungen 58

IV Diskussion **61**

7 Zielsetzung, Methodikund Anwendbarkeit **61**
7.1 Ziele vs. Ergebnisse 61
7.2 Methodischer Vergleich 62
7.2.1 Lernergesteuerte Systeme 63
7.2.2 Trainingsysteme 64
7.2.3 Tutorielle Systeme 64
7.3 Anwendbarkeit in der Lehre 64
7.4 Weitere Entwicklungen und Ausblick 66
7.4.1 Operationssimulation 66
7.4.2 Erweiterte Möglichkeiten der Wissensbasis 68
7.4.3 Ausblick 68

V Zusammenfassung **71**

A Die Benutzung des Atlasses **72**
A.1 Die Benutzerschnittstelle 72
A.1.1 Wichtige Graphische Bedienelemente 72
A.2 Eine Beispielsitzung 75
A.2.1 Wie starte ich das System ? 75
A.2.2 Welche Fragestellungen werden unterstützt ? 75
A.2.3 Wie finde ich die Antworten auf diese Fragen ? 76
A.3 Danksagung 91

A.4 Lebenslauf 92
A.5 Erklärung 93

Teil I
Einleitung

Die Betrachtung von Röntgenbildern stellt für Medizinstudenten und junge Ärzte eine Herausforderung an ihre räumliche Vorstellungskraft dar. Dies gilt sowohl für ein *traditionelles* Röntgenbild als auch für computertomographische Bilder. Insbesondere die Beurteilung von Acetabulumfrakturen verlangt ein Höchstmaß an diagnostischer Erfahrung.
Was macht nun aber die Diagnostik und Therapie der Acetabulumfrakturen so besonders anspruchsvoll ? Hierzu zunächst eine Beschreibung möglicher Frakturauswirkungen:

> *Die Hüftpfanne,* Acetabulum*(=Essignäpfchen), ist in die dickste Stelle des Hüftbeins als halbkugelige Vertiefung mit etwas überhöhtem Rande eingelassen.*
> [...]
> *Der Boden der Pfanne,* Fossa acetabuli*, ist dünnwandig, nur der obere Umfang ist in einem halbmondförmigen Streifen als druckübertragende Gelenkfläche überknorpelt,* Facies lunata*, und überträgt die Rumpflast auf den Oberschenkelknochen. Bei entsprechend fortgeleiteter Gewalteinwirkung gegen das ausgestreckte Bein oder das im Sitzen angewinkelte Knie (Verkehrsunfall) kann der dünnwandige Pfannenboden einbrechen und der Oberschenkelkopf durch den frakturierten Pfannenboden in das Beckeninnere eintreten (sog "zentrale Hüftluxation").*
>
> BENNINGHOFF/GOERTTLER [4, S. 354]

Auch wenn hier nur eine der möglichen Frakturformen beschrieben wird, so wird an ihr schon deutlich, daß eine solche Verletzung dringendes Handeln indiziert. Allgemein gilt für die Frakturen dieser Lokalisation, daß die Biostatik und -mechanik der Rumpf - Gliedmaßenkette entscheidend gestört ist. Darüberhinaus führen Begleitverletzungen zu ernsthaften Komplikationen. Dazu zählen u.U. Blutungen mit Gefäß- oder Nervenverletzungen und als Spätfolge die Arthrose des Hüftgelenks oder Hüftkopfnekrose.
Die anatomische Rekonstruktion des Acetabulums ist daher oberstes Therapieziel und wird i.A. nur durch einen operativen Eingriff ermöglicht. Die Diagnostik stützt sich auf die röntgenologischen Bildgebungsverfahren (Röntgen,CT), welche beim Betrachten ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen voraussetzen, um das Frakturgeschehen richtig einschätzen zu können. Dies liegt in erster Linie daran, daß ein komplexes, dreidimensionales Objekt (Becken) auf eine zweidimensionale Bildebene reduziert wird. Der Erfahrene weiß aus diesen Bildern die verlorene dritte Dimension vor seinem geistigen Auge zu rekonstruieren. Je schärfer die anatomische Vorstellung des Operateurs ist, desto genauer kann er die Operation planen und die Prognose abschätzen.
Hilfreich für die Definition ist die AO-Klassifikation der Acetabulumfrakturen [56], die es ermöglicht, an jeder Acetabulumfraktur ein wiederkehrendes Frakturmuster zu erkennen und damit eine standardisierte Zuordnung von Diagnose und Therapie zu ermöglichen. Eine Zuordnung der Fraktur zu einer Frakturklasse setzt aber voraus, daß man die Röntgendiagnostik beherrscht.
Eine Verbesserung der visuellen Kompetenz bei der Beurteilung von Röntgenaufnahmen oder Computertomogrammen von Acetabulumfrakturen, kann durch eine Unterstützung des mentalen Visualisierungsprozesses (*s. Abb. 1*) erreicht werden. Die Abbildung 1 zeigt schematisch,

was ein Betrachter beim Blick auf zweidimensionale Darstellungen wie Röntgenbild oder CT-Schichten tut. Die mentale Rekonstruktion der verlorenen dritten Dimension geschieht durch die Verknüpfung der Bildinformation und der Erfahrung des Betrachters.

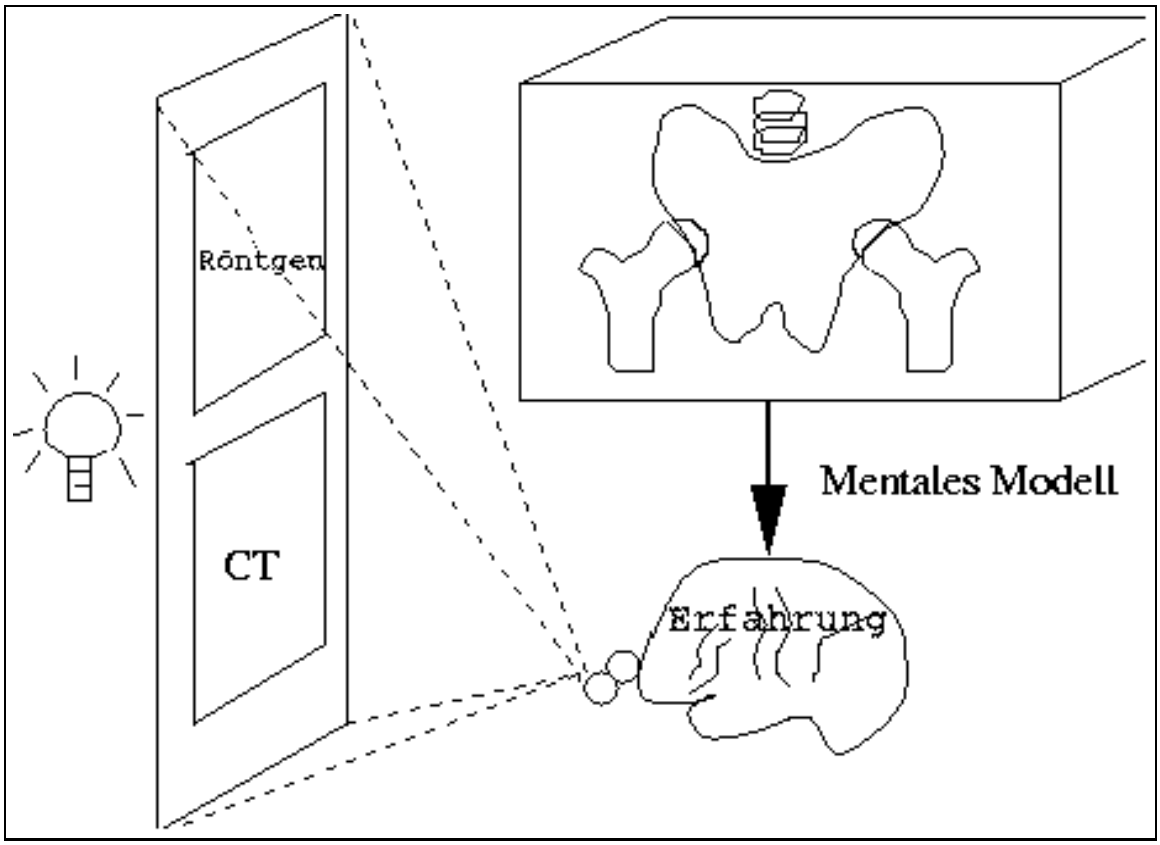

Abbildung 1: Der mentale Prozeß beim Betrachten von Röntgenbildern

Fallsimulationen [51] (s.a *Problem Based Learning* [75]) ausgewählter Frakturen sind eine Möglichkeit diese Kompetenz praxisnah zu erwerben, da ärztliche Kompetenz ebenfalls *fallspezifisch* ist [59].
Mit der fortschreitenden Entwicklung der Informationstechnologie eröffnen sich auch zunehmend Möglichkeiten der Rechnerunterstützung für das Erlernen der räumlichen Vorstellung von einer Fraktur.

Eine moderne Variante ist die Erkundung von Fallstudien mithilfe des Computers. CAI (Computer Aided Instruction) ist eine junge Fachdisziplin. Sie gewinnt durch die Verbreitung und Verbesserung von Computern, nichtzuletzt aber auch durch moderne Informationsysteme (WWW [5] s.7) zunehmend an Bedeutung. Computerunterstützung in der Ausbildung wirkt sich positiv auf den Lernfortschritt vor allem durch folgende Faktoren aus [6, S.39-40] :

- Interaktivität - *learning by doing* [60]
- Individualität - *flexible Stoffauswahl, adaptives Lerntempo*
- Instrumenteller Charakter - *uneingeschränktes Experimentieren*.

Besonders interessant sind die Visualisierungsmöglichkeiten des Computers. Mit Techniken der 3D-Bildverarbeitung und Computergraphik kann man auf der Fläche eines Computermonitores Bilder erzeugen, die einen räumlichen Eindruck beim Betrachten hinterlassen. Eine CT-Schichtserie einer Acetabulumfraktur enthält alle notwendigen räumlichen Informationen für eine solche Darstellung. Technisch nutzbar ist eine solche Schichtserie für die 3D-Bildverarbeitung aber erst nach der Überführung in ein 3D Bildvolumen. [54, 48, 37].
Unterschieden werden Techniken der Oberflächenvisualisierung [1, 14, 16] [27, 28] sowie der Volumenvisualisierung [58, 80, 49, 32, 35, 37]. Spezielle Schattierungsalgorithmen [20, 24, 42, 31, 3] sorgen dann für einen sehr realistischen, räumlichen Eindruck.

Solche dreidimensionalen Darstellungsmöglichkeiten auf der Basis von CT-Volumendatensätzen sind heutzutage schon in den meisten CT-Scannern implementiert. Dies verbessert die räumliche Orientierung, bietet aber keine Unterstützung für die Korrelation mit der 2D-Diagnostik. Darüberhinaus fehlt die Möglichkeit der interaktiven Erkundung der Fälle, im Sinne einer Fallsimulation, völlig.

Die Vereinigung der Technologien der computerisierten Lernunterstützung und der 3D-Visualisierungstechniken, verspricht ein hoffnungsvoller Ansatz für eine Präsentation von Acetabulumfrakturen in einem didaktischen Kontext.
Als Grundlage hierfür dient in dieser Arbeit die Methodik der Realisierung von 3D-Atlanten auf der Basis eines rechnergestützten Volumenmodells der Anatomie [33, 71, 72, 77], wie sie am *Institut für Mathematik und Datenverarbeitung* (**IMDM**) im *Universitätskrankenhaus Eppendorf* (**UKE**) in Hamburg entwickelt wird. Die Erstellung dreidimensionaler Atlanten wird durch diese Methodik beschleunigt (z.B. menschlicher Fötus [45]).

1 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Arbeit ist die Realisierung und Beschreibung eines didaktischen Hilfsmittels für den in den Beurteilung von Acetabulumfrakturen Unerfahrenen in Form eines computergestützten, interaktiven 3D - Atlasses. Das visuelle Vorstellungsvermögen von Actabulumfrakturen soll durch die gefahrlose Interaktion mit und Manipulation von 3D - Modellen des Atlasses, also ohne Folgen für Patienten, verbessert werden können.
Der Atlas soll folgende Eigenschaften haben:

- Darstellung typischer Frakturen in den diagnostisch relevanten Bildgebungsmodalitäten, Röntgenfilmprojektionen und CT-Schichtserien, sowie in einer dreidimensionalen Oberflächendarstellung
- Korrelation der unterschiedlichen Visualisierungsmethoden, sodaß gleiche Strukturen in den verschiedenen Darstellungen wiedererkennbar sind
- Textuelle Beschreibungen der anatomischen Strukturen
- Zuordnung der Frakturen zu einem Klassifikationsschema.

Diese Arbeit nutzt Erkenntnisse der Hochschuldidaktik, Medizin, 3D-Bildverarbeitung, Computergraphik und der Computer-Aided-Instruction (CAI) - Methodik. Der interdisziplinäre Charakter soll betont werden und einen Weg beschreiben, Methoden der Informationstechnologie für die medizinische Ausbildung zu nutzen.

Teil II
Methoden und Material

2 Die Auswahl der Datensätze

2.1 Systematik der Auswahl

Eine sinnvolle Auswahl von Frakturfällen für den Atlas orientiert sich sinnvollerweise an einer Frakturklassifikation. Die AO-Klassifikation der Acetabulumfrakturen (*s. 2.4*) diente als Leitlinie. Der Atlas als didaktisches Hilfsmittel sollte möglichst unterschiedliche Frakturfälle präsentieren. Eine Klassifikation der Unterschiede kommt auch dem Lernerfolg zugute.
Grundlage der Klassifikation ist eine Beschreibung der chirurgischen Anatomie des Os Ilium, die auf Judet und Letournel zurückgeht (*s. 2.2*). Diese **Pfeilerarchitektur** teilt das Os Ilium in einen vorderen und einen hinteren Pfeiler, die bezüglich des Frakturgeschehens und des operativen Vorgehens unterschiedliche Bedeutung haben.
Eine andere mögliche Einteilung der Acetabulumfrakturen könnte durch Unterscheidung der verschiedenen Frakturmechanismen geschehen (*s. 2.3*). Dieser Ansatz wurde für den Atlas zwar nicht verfolgt, es ist aber lohnend sich über den Zusammenhang von Frakturmechanismen und Frakturklassen Gedanken zu machen (*s. 2.7*).
Die Korrelation der üblichen bildgebenden Diagnostik für Acetabulumfrakturen und den im Atlas verwendeten Darstellungen, erfordert es diese systematisch darzustellen und zu erschließen (*s. 2.5*). Die Verfügbarkeit dieser Darstellungen in der Atlasumgebung, zusammen mit einer 3D Visualisierung der Fraktur, soll das Verständnis der Fraktur und ihre Darstellung mit üblichen diagnostischen Methoden erleichtern.
Indikationsstellung und Therapie (*s. 2.6*) der Acetabulumfrakturen waren kein Kriterium bei der Auswahl der Frakturfälle. Sie fanden auch keine Berücksichtigung bei der Atlaserstellung.

2.2 Chirurgische Anatomie

Der Erfolg einer Operation einer Acetabulumfraktur hängt von der Wahl des operativen Zugangs sowie der Operationstaktik ab. Entscheidend sind eine adäquate Wahl der Implantate sowie der knöchernen Strukturen, an denen diese verankert werden sollen.
Hierfür bietet es sich an die anatomischen Verhältnisse des Os Ilium einmal genauer anzusehen. Das Os Ilium ist nicht an allen Stellen gleich massiv. Es existiert ein starker dorsaler oder ilioischialer Anteil und ein schwächerer iliopubischer Anteil. Dies ist eine direkte Folge der biomechanischen Belastung der Hüfte, die so eine Kraftübertragung vom unteren Wirbelsäulenende auf den Femur ermöglicht.
Die Spongiosastruktur des Knochens läßt drei wesentliche Trabekelzüge erkennen, *sakral-acetabular*, *sakral-pubisch* und *sakro-ischial*, die an einem Punkt direkt unterhalb des Sakroiliakalgelenks zusammenlaufen, wo der Knochen sehr massiv ist. Aus pathophysiologischer Sicht bedeutet dies aber auch, daß die Kräfte, die ursächlich an einer Acetabulumfraktur beteiligt sind, an dieser Stelle eine massive Barriere finden und somit das Sakroiliakalgelenk schützen. Natürlich

nur bis zu einem gewissen Grad.

Diesen Umständen trägt die von Judet und LeTournel postulierte **Pfeilerstruktur** [38] Rechnung, die die unterschiedlich starken Anteile des Os Ilium einem *vorderen* bzw. *hinteren* Pfeiler zuordnet (*siehe Abb. 2*). Die Zuordnung orientiert sich allerdings nicht an anatomischen Landmarken, sondern geschieht willkürlich. Sie bildet die Grundlage für pathophysiologische Beurteilung, Diagnose und Therapie der Acetabulumfrakturen.

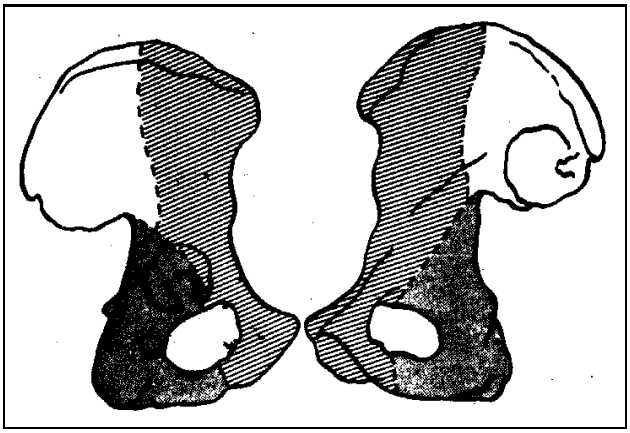

Abbildung 2: Ansicht des Hüftknochens von lateral (rechts) und medial (links). Pfeilergrenzen des vorderen (schraffiert) und hinteren (schattiert) Pfeilers.

Dieses Pfeilerkonzept dient in der Unfallchirurgie in erster Linie der Frakturklassifikation, die wiederum die Wahl des operativen Zugangs bestimmt (*siehe 2.4* und *2.6*).

Aber auch prognostische Aussagen korrelieren gut mit dem Pfeilerkonzept. Die Prognose ist demnach z.B. davon abhängig, inwieweit der hintere Pfeiler, der in seiner Massivität häufig Ankerfläche für die Fixationswerkzeuge (*s. 2.6*) darstellt, gebrochen ist.

Prognostisch wichtig ist auch der Zustand des **Acetabulumdaches**. Es ist eine der wichtigsten lasttragenden Komponenten der Hüfte. Es ist anteilig sowohl dem *vorderen*, wie auch dem *hinteren* Pfeiler zugeordnet. Die Pfeilergrenzen verlaufen auch hier so, daß dem hinteren Anteil die größere Bedeutung in allen Belangen (diagnostisch, therapeutisch und prognostisch) zukommt.

Der **Beckenring** ist durch seine Nachbarschaft zum Acetabulum ebenfalls bei der Beurteilung einer Acetabulumfraktur zu berücksichtigen. Über seine biostatische Bedeutung hinaus, ist er aber auch noch wichtig für den Schutz einiger viszeraler und neurovaskulärer Komponenten des Beckens. So ist eine Beckenringfraktur immer auch suspekt auf eine Schädigung nutritiver Gefäße der umgebenden Knochen.

2.3 Frakturmechanismen

Verkehrsunfälle sind eine der häufigsten Ursachen von Acetabulumfrakturen [47].
Eine Übersicht über wirksame Kräfte bei Acetabulumfrakturen gibt Abbildung 3. Die meisten Acetabulumfrakturen entstehen durch Einwirkung einer Kraft auf

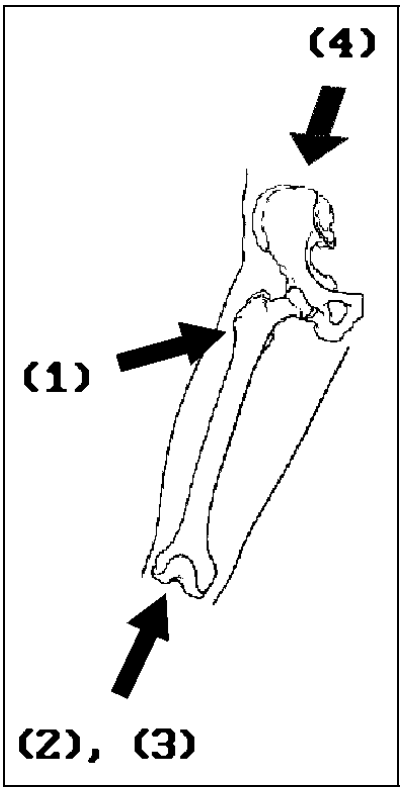

Abbildung 3: Wirksame Kräfte (schwarze Pfeile) bei Acetabulumfrakturen. Die Zahlen beziehen sich auf die Aufzählung im Text.

(1) den **Trochanter major** entlang einer Achse, die parallel zum Oberschenkelhals verläuft.

(2) die Vorderseite des flektierten **Kniegelenks** entlang einer Achse, die parallel zum Oberschenkelschaft verläuft.

(3) die **Fußsohle** eines sitzenden Individuums, dessen ipsilaterales Hüftgelenk und Kniegelenk gestreckt sind.

(4) die posterolaterale **Lumbosakralregion** (selten).

2.4 Klassifikation der Frakturen

Die Klassifikation von Acetabulumfrakturen eröffnet dem Chirurgen die Möglichkeit aus der Vielfalt der möglichen Frakturen bestimmte, immer wiederkehrende Muster zu erkennen. Die Frakturen einer Frakturklasse sind jeweils mit gleicher Methodik (operativer Zugang) behandelbar. Aufbauend auf der von LeTournel und Judet eingeführten Pfeilerstruktur (*s. 2.2*) unterscheidet die AO-Klassifikation drei Hauptklassen.

Typ A Einpfeilerfrakturen.

Typ B Zweipfeilerfrakturen mit transversaler Frakturlinie, wobei ein Teil des Acetabulumdaches mit dem intaktem *Os ilium* verbunden bleibt.

Typ C Zweipfeilerfrakturen, deren Fragmente gänzlich von dem Rest des intakten *Os ilium* gelöst sind.

Diese Einteilung läßt sich noch weiter verfeinern. Insbesondere innerhalb der Gruppe **A** ist es interessant welcher der Pfeiler betroffen ist. Nicht immer ist ein Pfeiler in seinem ganzen Durchmesser durchgebrochen. Häufig bricht nur ein Stück des Pfannenrandes heraus.
Eine erste Verfeinerung der Klassifikation sieht demnach folgende Klassen vor (*s. Abb. 4*):

Typ A

- **A1** Frakturen des hinteren Pfannenrandes
- **A2** Frakturen des hinteren Pfeilers
- **A3** Frakturen des vorderen Pfeilers

Typ B

- **B1** Transversalfrakturen und Transversalfrakturen kombiniert mit Frakturen des hinteren Pfannenrandes
- **B2** T-Frakturen
- **B3** Frakturen des vorderen Pfeilers kombiniert mit hemitransversalen Frakturen des hinteren Pfeilers

Typ C

- **C1** Frakturen des vorderen Pfeilers mit Frakturlinien bis zum Beckenkamm
- **C2** Frakturen des vorderen Pfeilers mit Frakturlinien bis zum vorderen Rande des *Os ilium*
- **C3** Frakturlinien im Bereich des Sakroiliakalgelenks

Die weitaus häufigste Form der Acetabulumfraktur ist die hintere Luxationsfraktur. Hierbei bricht der hintere Pfannenrand und der Femurkopf luxiert nach hinten, hinten-unten oder hinten-oben. Diese Frakturart macht gut ein Drittel aller Acetabulumfrakturen aus. Innerhalb des hier vorgestellten Klassifikationsschemas gehört die hintere Luxationsfraktur zum Typ **A1**.
Diese Klassifikation bildet die Grundlage der Auswahl von Referenzfällen für die Arbeit.

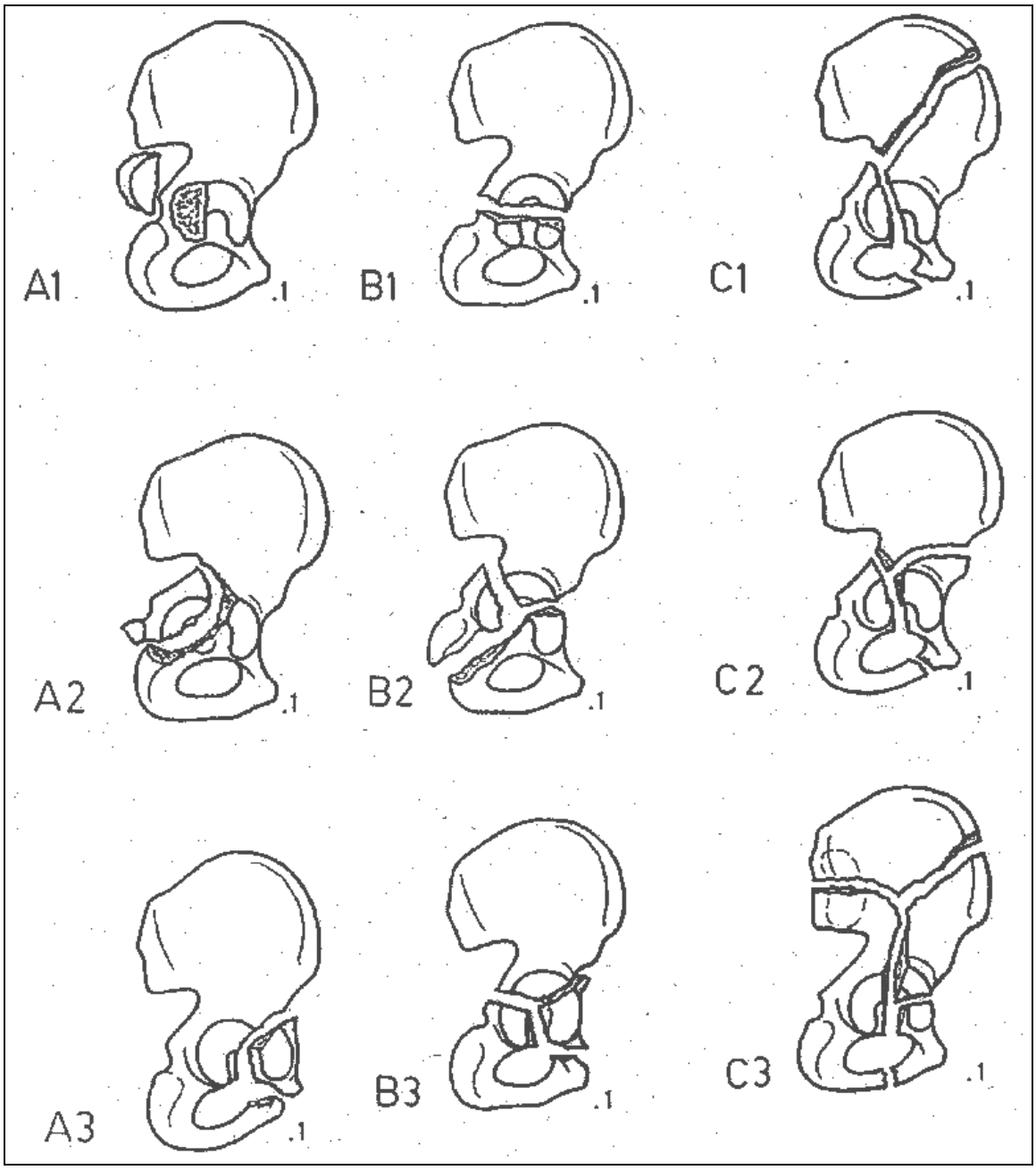

Abbildung 4: Die AO - Klassifikation der Acetabulumfrakturen. Erklärung im Text.

2.5 Radiologische Diagnostik

Eine korrekte Diagnose ermöglicht die Klassifikation der Fraktur (s. 2.2) und ist die Grundlage sinnvollen, therapeutischen Handelns. Die Diagnose einer Acetabulumfraktur ermöglicht es:

- Die Fraktur zu lokalisieren
- Die Frakturstabilität einzuschätzen
- Die Indikation für eine Behandlung zu stellen
- Die Prognose abzuschätzen

Maßgebend für die Diagnose sind standardisierte Röntgenbilder und das CT.

2.5.1 Röntgen

Fünf Standardprojektionen stehen zur Verfügung, um eine Acetabulumfraktur mit herkömmlicher Röntgentechnik beurteilen zu können. Jede Projektion erlaubt es, wegen der Überlagerung von Strukturen, nur einen Teil des Beckens zu beurteilen. Deshalb ist es notwendig das Becken aus verschiedenen Blickwinkeln zu zeigen, um so durch eine Kombination dieser Projektionen einen genaueren Eindruck von der dreidimensionalen Struktur des Beckens und dem Frakturverlauf zu bekommen.
Praktisch geschieht dies durch Aufsuchen unterschiedlicher, radiologischer Landmarken, die Aussagen über den Knochenzustand erlauben. Diese Landmarken sind i.A. Linien, die durch Knochengrenzen gebildet werden. Frakturen führen zu Kontinuitätsunterbrechungen dieser Landmarken.
Es gelingt dem Geübten meistens Fraktur und Fragmentdislokation mithilfe dieser Projektionen gut zu beurteilen. Zustand von Pfannendach und -grund lassen sich aber meist besser im CT erkennen. Folgende Standardprojektionen werden verwendet (Nativröntgen) :

- Beckenübersicht
- Ala
- Obturator
- Pelvic Inlet
- Pelvic Outlet

Beckenübersicht

Die ***Beckenübersicht*** (Anterior-Posterior (AP) Projektion) (*s. Abb.5*) in anterior-posterior Projektion zeigt an wichtigen Strukturen :

- den ***Beckeneingang*** bzw. die ***Linea terminalis***
- eine ***ilio-ischiadische Linie***, welche die sagittale Projektion der beckenseitigen Begrenzung des Acetabulumgrundes darstellt.
- das ***Pfannendach***
- der ***ventrale Pfannenrand***
- der ***dorsale Pfannenrand***.
- die ***Köhlersche Tränenfigur*** (Tear Drop Sign).

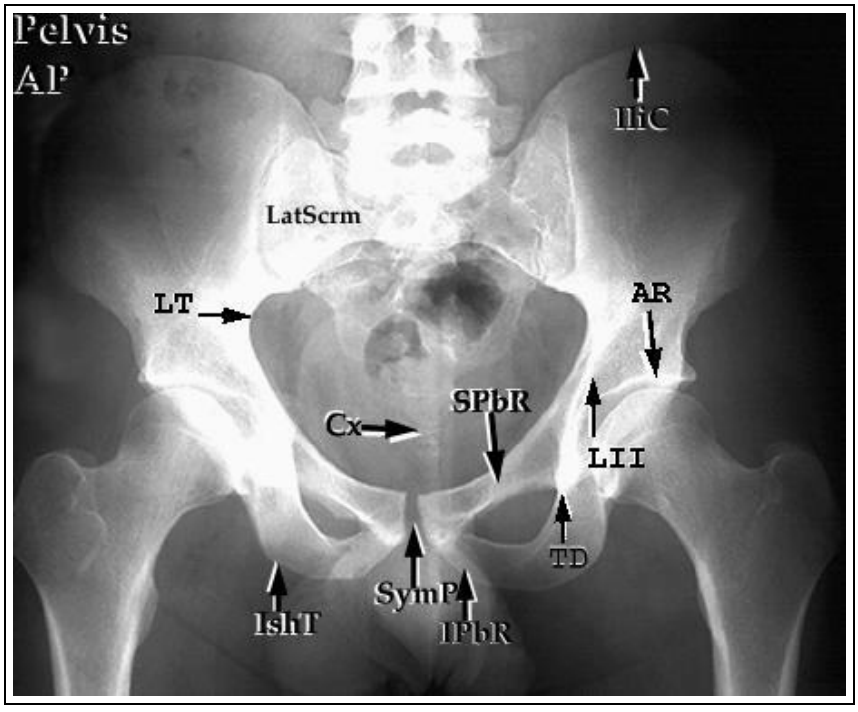

Abbildung 5: Die Beckenübersichtsaufnahme (AP) zeigt folgende Strukturen: **LT**=Linea Terminalis, **LII**=Linea Ilio-Ischiadica, **AR**=Pfannendach, **LatScrm**=laterales Sacrum, **Ilic**=Crista Iliaca, **Cx**=Steißbein, **SPbR**=Os Pubis(Ramus Superior), **IshT**=Sitzhöcker, **SymP**=Symphyse, **IPbR**=Os Pubis(Ramus Inferior), **TD**=Köhlersche Tränenfigur. *(Bild : [50])*

Ala Projektion

Das sogenannte ***Ala Bild*** (*s. Abb.6*) wird durch Anheben der unverletzten Beckenseite gewonnen. Es resultiert eine Drehung um 45 Grad in der Horizontalebene. Diese Aufnahmetechnik zeigt die Ala iliaca in voller Ausdehnung. In dieser Projektion zeigen sich deutlich :

- der dorsale Rand des ***Os ilii*** mit der ***Incisura ischiadica***
- der ***ventrale Pfannenrand***
- der ***beckenseitige Pfannengrund***
- die vollständige ***Ala iliaca*** mit ***Crista iliaca***.

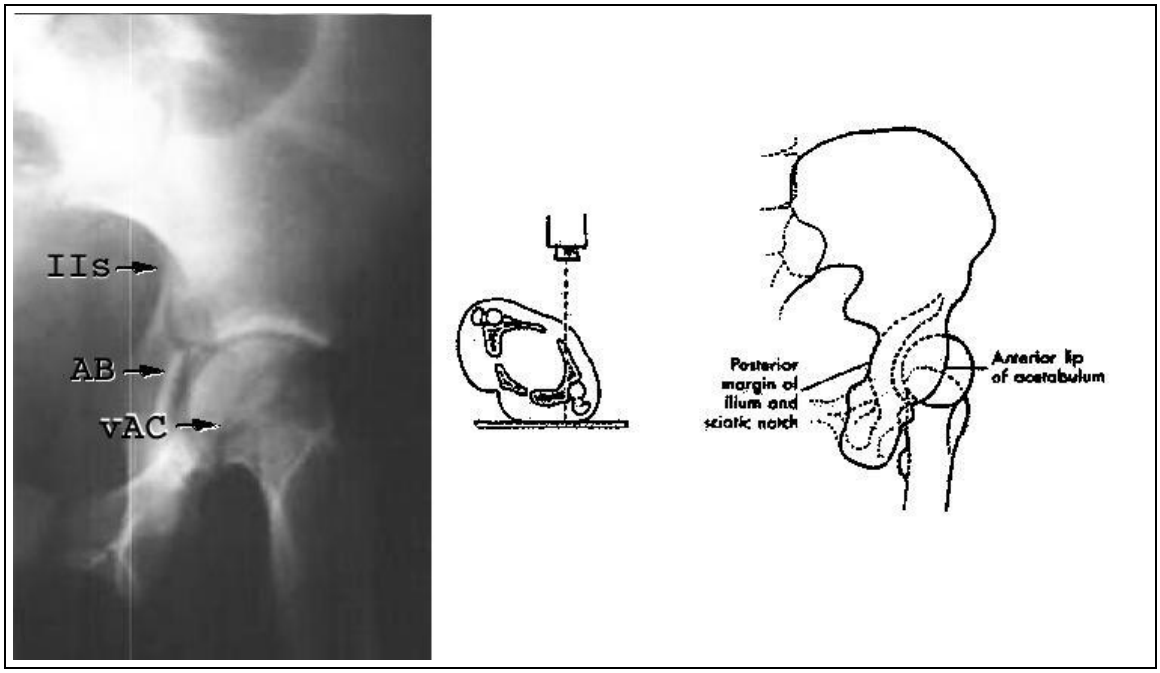

Abbildung 6: Die Ala Projektion zeigt folgende Strukturen: **IIs**=Incisura Ischiadica, **AB**=beckensitiger Pfannengrund,**vAC**=ventraler Pfannenrand. *(Bilder : [23,63])*

Obturator Projektion

Eine zur ***Ala Projektion*** orthogonale Ansicht erhält man durch Anheben der verletzten Beckenseite um 45 Grad. Das durch diese Projektionsrichtung entstehende sogenannte ***Obturator Bild*** (*s. Abb.7*) zeigt das ***Foramen obturatum*** in voller Ausdehnung. Darüberhinaus sind zu erkennen :

- der ***Beckeneingang*** bzw. die ***Linea terminalis***
- der ***dorsale Pfannenrand***
- der knöcherne Rahmen des *Foramen obturatum*
- das ***Pfannendach***, eine seitliche Ausbildung des ***Os ilii***.

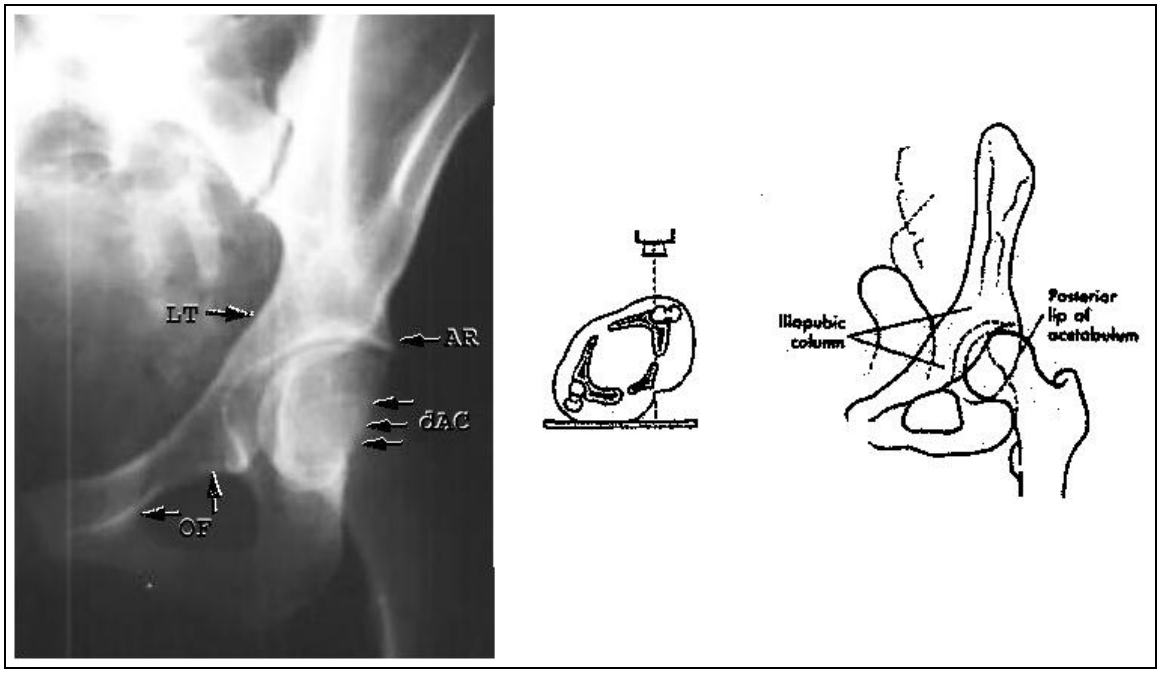

Abbildung 7: Die Obturator Projektion zeigt folgende Strukturen: **LT**=Linea Terminalis, **AR**=Acetabulumdach, **dAC**=dorsaler Pfannenrand, **OF**=Foramen Obturatum
. *(Bilder : [23,63])*

Pelvic Inlet Projektion

Eine weitere Projektionsrichtung ermöglicht die volle Einsicht in den Eingang des kleinen Beckens. Diese sogenannte ***Pelvic Inlet*** (*s. Abb.8*) Aufnahme ermöglicht es besonders gut Dislozierungen in der Sakroiliakalfuge zu beurteilen und zentral luxierte Acetabulumfrakturen zu erkennen. Einen in das kleine Becken luxierten Femurkopf kann man in dieser Technik an einer Kontinuitätsunterbrechung der ***Linea terminalis*** erkennen. Für die Inlet Aufnahme wird der Röntgenstrahl parallel zur Sakrumebene ausgerichtet. Das bedeutet einen, im Vergleich zum Strahlengang der AP Aufnahme, um 25 Grad nach kaudal gekippten Strahlengang.

Abbildung 8: Die Pelvic Inlet Projektion zeigt folgende Struktur: **SIJ**=Sakoriliakalgelenk, **LT**=Linea Terminalis. *(Bild : [23])*

Pelvic Outlet Projektion

Schließlich ermöglicht die sogenannte ***Pelvic Outlet*** Projektion eine Beurteilung des knöchernen Rahmens des ***Foramen obturatum***. Für die Inlet Aufnahme wird der Röntgenstrahl senkrecht zur Sakrumebene ausgerichtet. Das bedeutet einen, im Vergleich zum Strahlengang der AP Aufnahme,

um 35 Grad nach cranial gekippten Strahlengang.

2.5.2 Computertomographie

Die ***Computertomographie*** zeigt das Becken in transversaler Schichtung. Das CT erschließt die 2. Dimension. Sich im Röntgenbild überlagernde Strukturen werden sichtbar. Dadurch ist eine exakte Lage- und Kongruenzbeurteilung des Hüftgelenks möglich. Intraartikuläre Fragmente sind häufig nur im CT sichtbar. Außerdem ermöglicht das CT Weichteilverletzungen (z.B. Blutungen in die Gelenkkapsel).
Die Frakturstabilität ist im CT besser als anhand der Röntgenbilder zu beurteilen [43].
Aus einer Serie von CT-Scans, die i.A. vom Beckenkamm bis zum Sitzbein erstellt werden, sind vier Ebenen besonders wichtig für den Chirurgen.

A. Ein Scan in Höhe der ***Darmbeinschaufeln*** zeigt den Zustand dieser großen Knochenstrukturen (*s.Abb.9*).

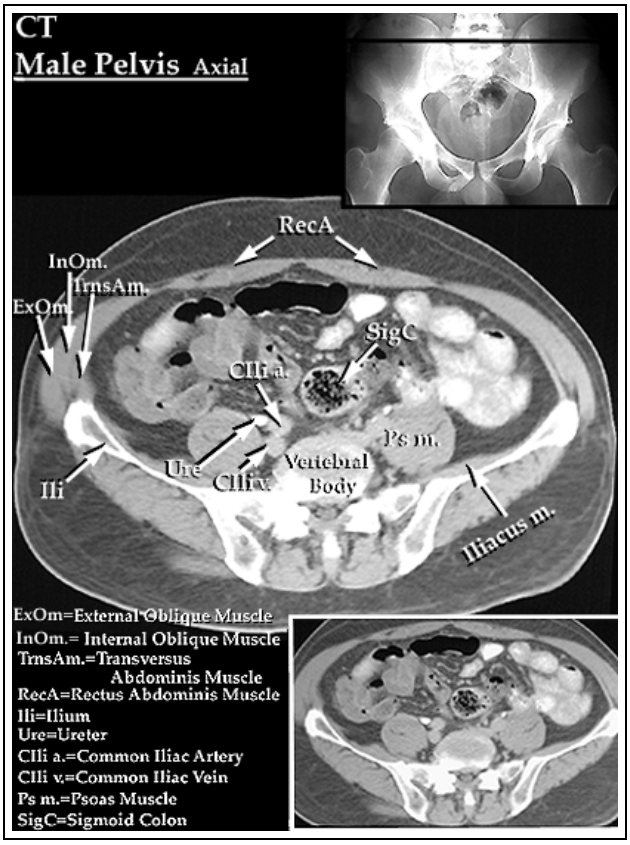

Abbildung 9: CT - Schicht **A** (s. Text). *(Bild : [50])*

B. Auf der Höhe der ***Spina iliaca anterior inferior***, zeigt die CT-Schicht die massiven Stellen des Os Ilium. Hier verläuft die Grenze zwischen vorderem und hinterem Pfeiler (*s. Abb.10*).

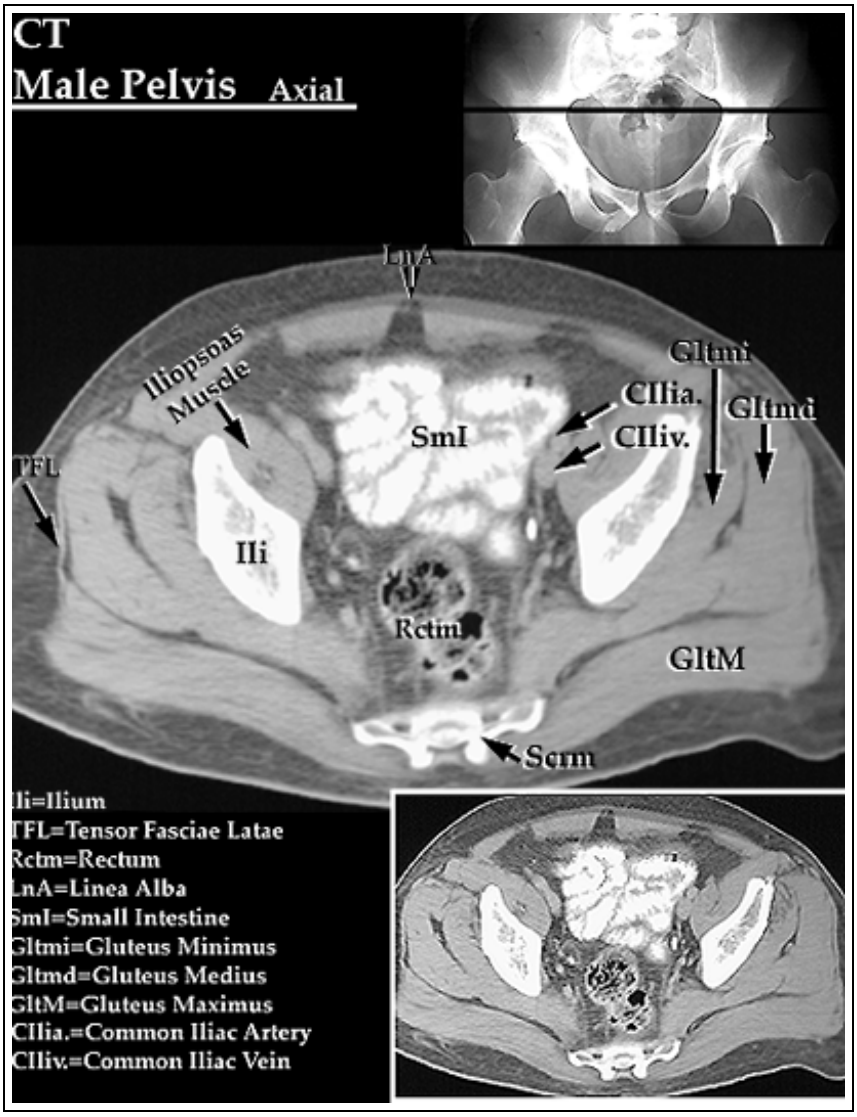

Abbildung 10: CT - Schicht **B** (s. Text). *(Bild : [50])*

C. Knapp unterhalb von **B** sieht man die kreisförmige Ausdehnung des Acetabulumdaches (*s. Abb.11*).

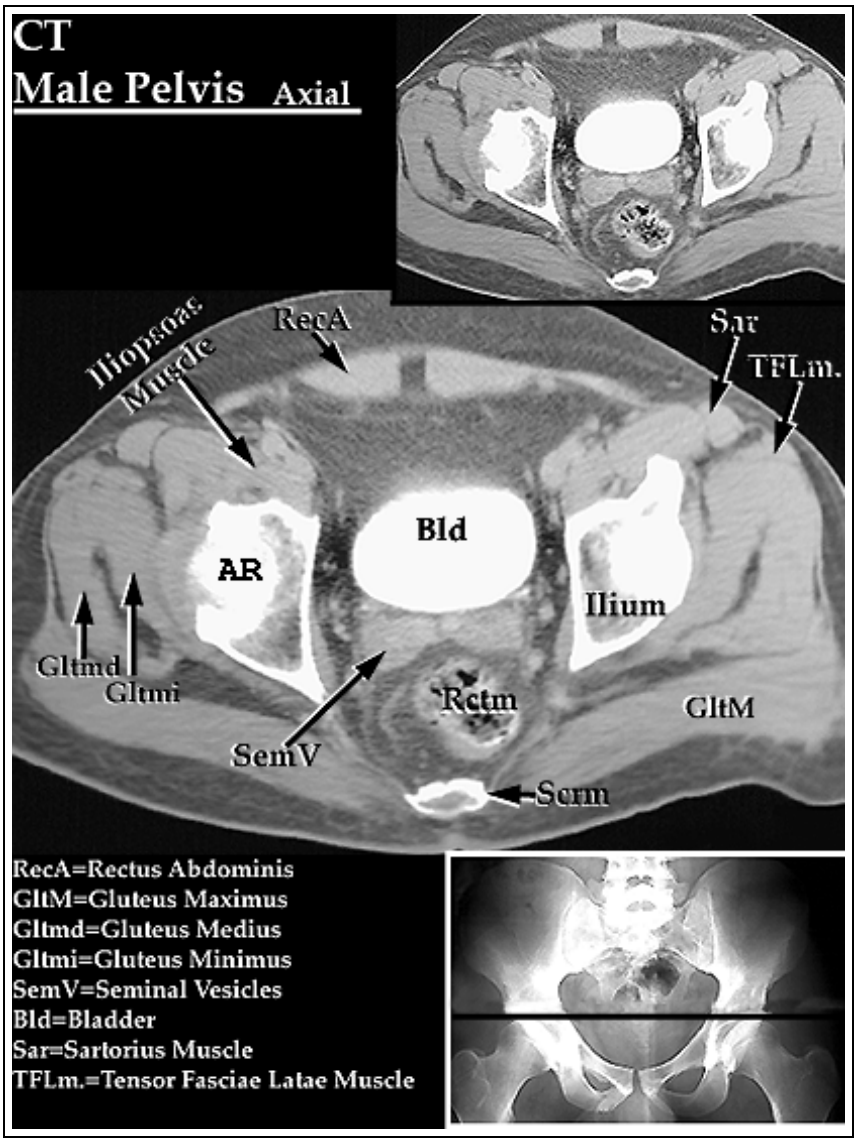

Abbildung 11: CT - Schicht **C** (s. Text). **AR**=Acetabulumdach. *(Bild : [50])*

D. Die unterste Schicht zeigt Femur mit dem Schenkelhals auf Höhe des ***Trochanter major*** und ***Ramus inferior*** des Schambeins (*s. Abb.12*).

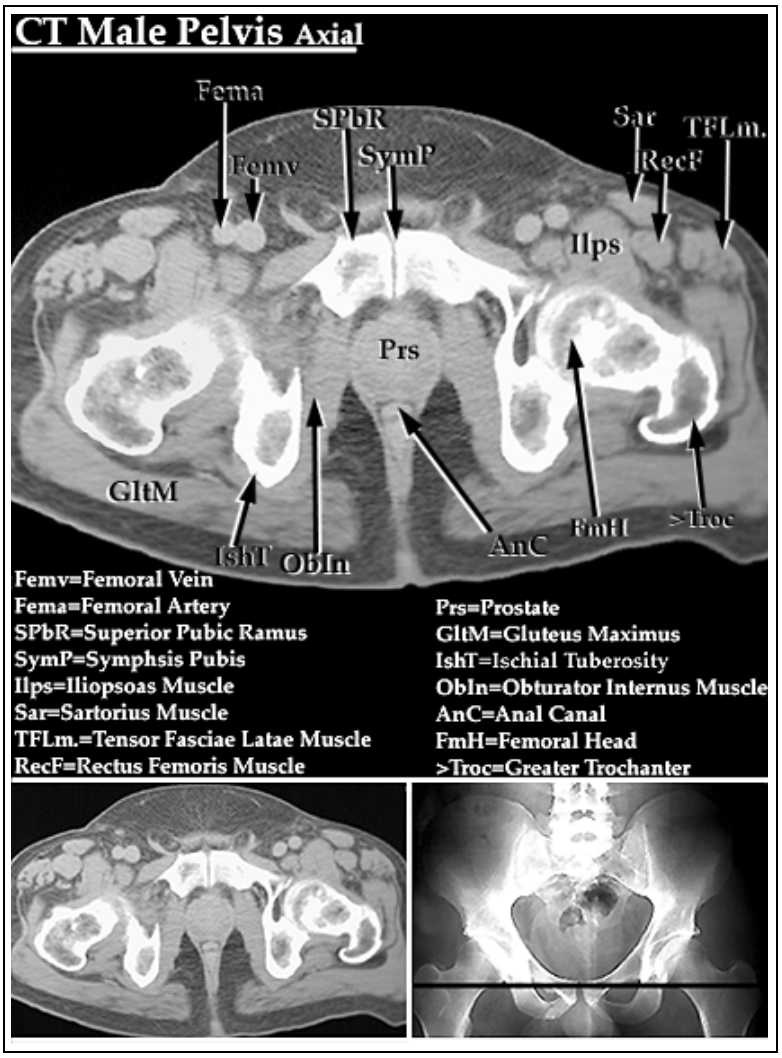

Abbildung 12: CT - Schicht **D** (s. Text). *(Bild : [50])*

2.5.3 Probleme der bildgebenden Diagnostik

Die Korrelation der in den verschiedenen, bildgebenden Verfahren unterschiedlich dargestellten Anatomie ist schwierig. Gelingt dies dem geübten Betrachter bei intakten anatomischen Verhältnissen noch relativ gut, so erschweren pathologische Befunde, insbesondere Frakturen, diese Aufgabe zusehends.
Bei komplizierten Frakturen kann dies bedeuten :

- Die Anzahl und Größe der Fragmente läßt sich schwer abschätzen.
- Die Identifikation des **stabilen Fragmentes**, des tragenden Anteils einer Fraktur, ist schwierig.
- Die räumliche Stellung der Fragmente zueinander ist schwer zu beurteilen.
- Das endgültige Verständnis des Frakturverlaufs sollte präoperativ vollzogen sein.
- Die Operation ist u.U. erst die Verifizierung der *mentalen Vorstellung* von einer Fraktur.

Um den diagnostische Blick und das Verständnis für die Komplexität der Acetabulumfrakturen zu schulen, muß man sicherlich mehr Information anbieten, als sie dem Ungeübten durch Röntgenbildern und CT zur Verfügung gestellt werden.
Das Anzeichnen von Frakturlinien auf einem anatomischen Modell des Beckens wäre eine weitere Möglichkeit, um eine genauere Vorstellung vom Frakturverlauf zu entwickeln. Jedoch stellt das Modell keine pathologische Situation dar und die Verbindung zur Bildgebung geschieht nach wie vor im Kopfe. Eine aufwendigere Methode ist die Darstellung der Fraktur durch ein speziell angefertigtes Kunststoffmodell. Auch hier ist die Korrelation mit Röntgenbildern und CT trotzdem schwierig.

2.6 Therapie

Die Behandlung von Acetabulumfrakturen ist prinzipiell auf **konservativem** oder **operativem** Wege möglich. Ziel der Behandlung ist immer die exakte anatomische Rekonstruktion der Gelenkfläche und die Stabilisierung des Gelenkes.
Man unterscheidet drei Arten von operativen Zugängen :

1. vordere Zugänge (Ilio-inguinal)
2. hintere Zugänge (Kocher-Langenbeck)
3. erweiterte/kombinierte Zugänge.

2.6.1 Werkzeuge

Die moderne Traumatologie verwendet für die anatomische Reposition dislozierter Acetabulumfrakturen spezielle Knochenzangen mit denen entweder direkt, oder über im Knochen verankerte Ansatzpunkte (i.A. Schrauben), die für die Korrektur notwendigen Kräfte ausgeübt werden können. Zur Fixation dienen Platten und Schrauben aus Stahl- oder Titanlegierungen.

2.6.2 Auswahl der Fixationsstellen

In den Überlegungen werden sowohl die heterogene innere Struktur des Knochens, als auch dessen komplex geformten Konturen berücksichtigt. Der bevorzugte Platz für die Fixation sind zweifellos die Zonen mit verdickter Kortikalis. Hier sind in erster Linie der Beckenkamm und die Region zwischen Acetabulumdach und dem Dach des ***Foramen ischiadicum majus*** zu nennen. Letztere wird sehr selten von Frakturlinien durchzogen. Die Regionen mit dünner Kortikalis und umfangreicher Spongiosa sind zwar durch die Verwendung von Spongiosaschrauben prinzipiell auch zur Fixation geeignet, verlangen aber eine sorgfältige Ausrichtung unter Berücksichtigung der Knochenanatomie.
Wenn die bildgebende Diagnostik präoperativ keine Klarheit verschafft, kann sie erst intraoperativ erlangt werden. Der Überblick im Operationsgebiet ist jedoch begrenzt, sodaß die beengten räumlichen Verhältnisse konkrete Probleme nach sich ziehen :

- Die Wahl der Verankerungen für die Osteosynthesewerkzeuge und Schrauben setzt eine genaue Kenntnis der pathologisch-anatomischen Situation voraus. Bei stark fragmentierten Brüchen ist der statische Halt am Knochen begrenzt.
- Die *schrittweise* anatomische Rekonstruktion verlangt die primäre Lokalisation des **stabilen Fragmentes**.

2.7 Die verwendeten Datensätze

Bei der Auswahl der Patientendaten galt es darauf zu achten, geeignete Frakturtypen gemäß der AO-Klassifikation herauszufiltern. Dies erwies sich jedoch nicht als leichte Aufgabe, da die Frakturhäufigkeit sich nicht gleichmäßig über die verschiedenen Frakturklassen verteilt. Es zeigte sich schon bald, daß der zeitliche Aufwand Vertreter fehlender Frakturklassen zu finden, im Rahmen dieser Arbeit nicht zu leisten war. Aus diesem Grund wurden für die Erstellung des Atlasses verwendet :

1. Fall: Eine Zweipfeilerfraktur [AO Klasse C1]
2. Fall: Eine Fraktur des hinteren Acetabulumrandes [AO Klasse A1]

Ad 1.)

Die Frakturlinien verlaufen vertikal bis zum Beckenkamm, trennen beide Pfeiler voneinander, und horizontal durch das ganze Acetabulum.

Die Verschiebung der distalen Fragmente nach medial wird durch den bis in das kleine Becken eintauchenden Femurkopf verursacht (*s. Abb. 13*). Das Sakroiliakalgelenk ist nicht betroffen. Die Statik des Beckens ist erheblich beeinträchtigt. Eine solche Fraktur fällt am ehesten in die Klasse C1 nach der AO-Klassifikation (*s. 2.4*), wenn man über die fehlende Sitzbeinfraktur hinwegsieht.

Das Ereignis, daß zu einer solchen Fraktur führt, läßt sich am besten durch eine Kraft beschreiben, die seitlich auf den Trochanter major einwirkt. Dies entspricht einer Wirkung entsprechend Ziffer (1) in der Abbildung 3. Im vorliegenden Fall wurde eine solche Kraft durch einen Sturz aus großer Höhe, mit seitlichem Aufprall auf den Oberschenkel verursacht.

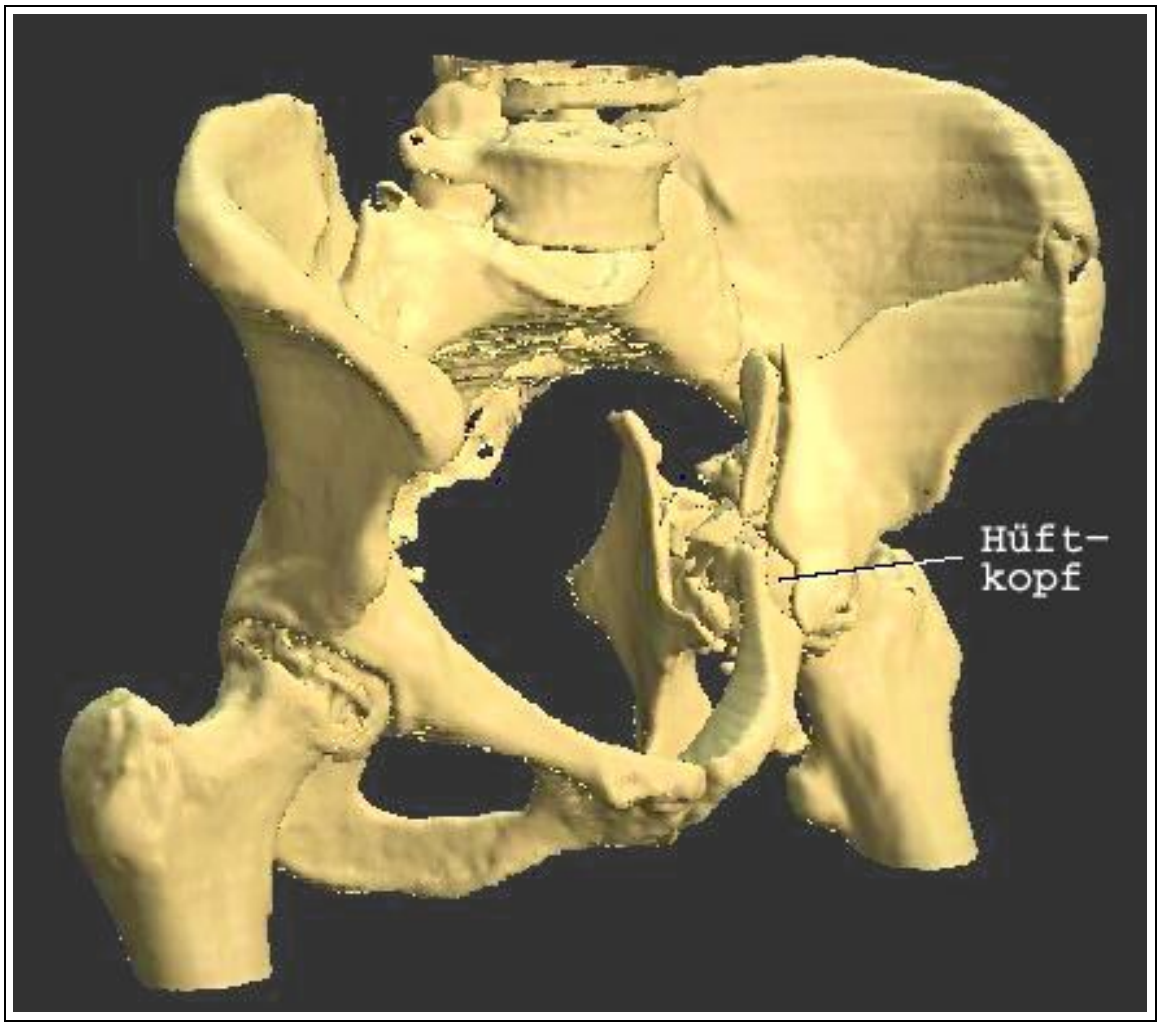

Abbildung 13: Eine Zweipfeilerfraktur. Der Femurkopf ist in das kleine Becken eingetaucht.

Die Aufnahmesequenz wurde mit einem Schichtabstand von 2mm gefahren. Dies ist für ein Routine-CT ein recht geringer Abstand, der sich jedoch positiv auf die Qualität der Visualisierung auswirkt (*s.o.*). Zur Datenqualität ist ferner anzumerken, daß der Kontrast zwischen Knochen- und Weichteilgewebe des Datensatzes ausreichend groß für eine Trennung mithilfe einer Schwellwertoperation war (*s. 3.3.4*).

Das erzeugte, isotrope Datenvolumen weist eine Dimension von $256 \times 176 \times 176$ Voxeln auf. Dies entspricht bei einer Informationstiefe von 8 Bit pro Voxel einem Speicherbedarf von ca. 8 MByte.

Ad 2.)

Es handelt sich, um eine Fraktur des hinteren Acetabulumrandes mit posterolateraler Luxation des Femurkopfes. Im Vergleich zum ersten Fall ist dieser weitaus weniger spektakulär, aber

sehr viel häufiger. Der Frakturverlauf wird schnell verständlich, wenn man sich vorstellt, daß die Beckenachse zwischen Promontorium und Steißbein bei einer aufrecht stehenden Person relativ zur Körperlängsachse antevertiert ist. Dies hat zur Folge, daß die Rumpflast auf dem hinteren Anteil des Acetabulumrandes ruht. Dieser ist deshalb auch wesentlich stärker ausgeprägt. Eine ausreichend große Kraft, wie z.B. ein Aufprall auf die Füße nach einem Sprung aus großer Höhe, entlang des Oberschenkelschaftes, ist in der Lage den hinteren Acetabulumrand herauszusprengen (*s. Abb. 14*). Im vorliegenden Fall wurde das frakturierende Ereignis allerdings durch einen Verkehrsunfall

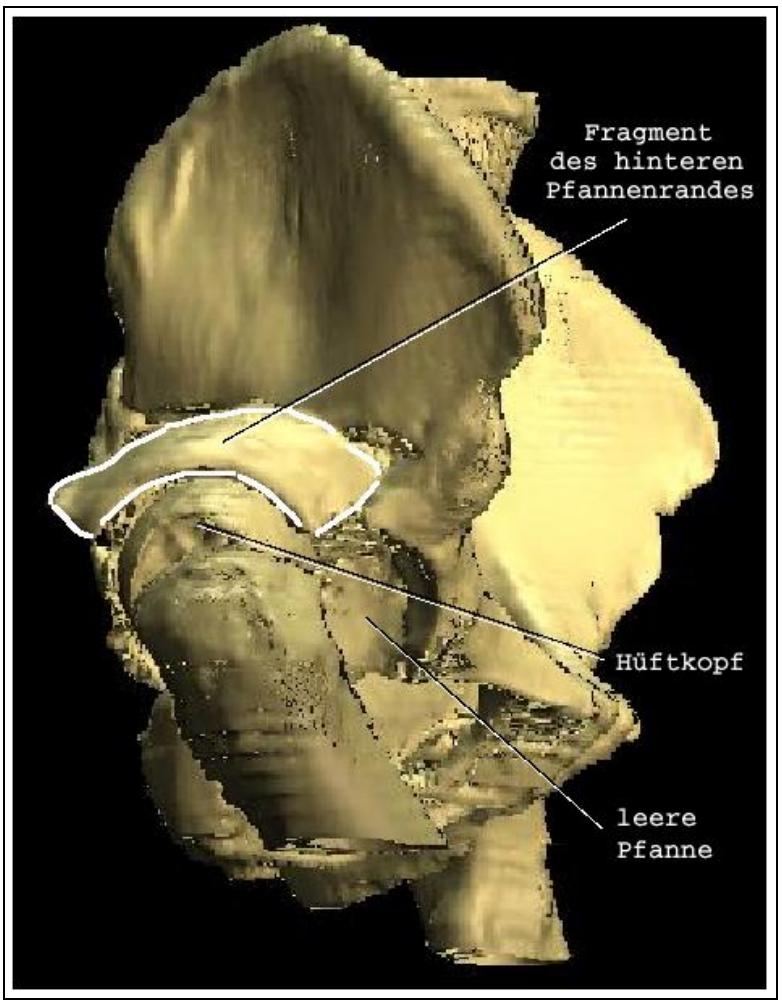

Abbildung 14: Eine posteriore Luxationsfraktur. Der hintere Acetabulumrand ist herausgesprengt und der Femur nach hinten disloziert.

herbeigeführt. Die Krafteinwirkung geschah durch den Aufprall des flektierten Kniegelenks auf die Fahrzeugkonsole, entsprechend Ziffer (2) in Abbildung 3.

Diese Fraktur wird als Einpfeilerfraktur klassifiziert und fällt deshalb in die Kategorie A1 der

AO-Klassifikation. Dies ist die häufigste Form der Acetabulumfrakturen, und deshalb besonders interessant für dieses Projekt.

Der Kontrast zwischen Knochen- und Weichteilgewebe war im CT Bildmaterial etwas schwach, sodaß vor der Weiterverarbeitung Maßnahmen zur Kontraststeigerung (Filterung, Auswahl eines Grauwertfensters) notwendig waren. Auch danach war eine Trennung von Knochen und Weichteilen allein über den Schwellwert nur mit unbefriedigendem Resultat möglich. An vielen Stellen war im Datensatz manuelle Segmentation notwendig (*s. 3.3.4*).

Das erzeugte, isotrope Datenvolumen wies eine Dimension von $256 \times 256 \times 188$ Voxeln auf. Dies entspricht bei einer Informationstiefe von 8 Bit pro Voxel einem Speicherbedarf von ca. 12 MByte.

3 Computergesützte Modellierung von Acetabulumfrakturen

Grundlage für die interaktive Erkundung von Acetabulumfrakturen mithilfe des Computers ist eine adäquate Repräsentation der Frakturen durch ein Computermodell. Dieses Modell vereinigt Methoden der 3D Bildverarbeitung, Computergraphik und Wissensrepräsenation.

Digitale Bildverarbeitung und Computergraphik ermöglichen 3D Darstellungen auf einem Computermonitor und sind deshalb die Grundlage dafür, die komplexe Geometrie der Hüfte darzustellen.

Symbolisches Wissen in Form von anatomischen Namen und Beschreibungen als Ergänzung zum rein optischen Gehalt eines Bildes wird durch eine flexible Form der Wissensrepräsentation erreicht.

3.1 Gewinnung radiologischer Bilddaten

Voraussetzung für die Bildverarbeitung sind Bilddaten in digitaler Form.
Ein digitales *Bild* ist eine Matrix, die diskrete Werte enthält. Diese Bildelemente heißen im zweidimensionalen Falle *Pixel* und im dreidimensionalen *Voxel*. *Pixel* und *Voxel* besitzen eine *Ausdehnung*, die durch die Auflösung des bildgebenden Systems bestimmt wird.
Für den Fall, daß die Kantenlängen der Bild- oder Volumenelemente in den orthogonalen Achsenrichtungen gleich sind, spricht man von **isotroper** Auflösung. Sind sie unterschiedlich, ist die Auflösung **anisotrop**.
Als *Kontrastauflösung* bezeichnet man die Fähigkeit des bildgebenden Systems, die Unterscheidung zweier Objekte anhand von Signaldifferenzen vorzunehmen. Sie wird üblicherweise als Prozentzahl bezüglich der maximal möglichen Signaldifferenz des Systems angegeben. Je kleiner also der Prozentsatz, desto kleiner ist die Signaldifferenz, die zur Unterscheidung zweier Objekte notwendig ist.
Physikalische Grundlage der radiologischen Bildgebung ist die Interaktion von Energie in Form von Röntgenstrahlen mit der Materie des Körpers, die vom bildgebenden System gemessen wird. Die Darstellung als Bild ist also das Ergebnis eines Meßvorgangs.
Die konventionelle Röntgentechnik bannt Strahlung nach der Interaktion mit dem Gewebe auf einen photographischen Film, der für das Energiespektrum der Röntgenstrahlung empfindlich ist. Eine moderne Variante ist die Röntgenaufnahme mit digitalen Kameras.
Computertomographie ist dagegen eine vollständig digitale Technik. Ein CT-Scanner mißt die Strahlung mit strahlungsempfindlichen Detektoren, die um das Meßvolumen rotieren. Eine bildliche Darstellung dieser Messung verlangt deshalb aufwendige Bildrekonstruktionsmethoden.
Die Auflösung einer Röntgenaufnahme ist sehr hoch und liegt bei ca. 0.1 bis 0.5 mm^2. Dies führt zu sehr großen Bildern, die eine Größe von bis zu $\mathbf{4000 \times 4000}$ Pixeln, in digitaler Form, erreichen. Die Kontrastauflösung liegt bei etwa 1% der maximalen Signaldifferenz. Diese hohe Bildqualität ist eine der großen Vorteile der konventionellen Radiologie.
Eine CT-Schicht repräsentiert im Gegensatz zur Röntgenaufnahme ein Bildvolumen. Sie besitzt eine Ausdehnung, die in allen Ebenen des Raumes ungleich Null ist (*s. Abb. 15*).
Die räumliche Auflösung der *Voxel* in einem CT Datenvolumen liegt zwischen 0.1 und 1.0 mm^2 in der Schicht, bei Schichtabständen zwischen 1 und 10 mm [53]. Ein zum Zeitpunkt des hier

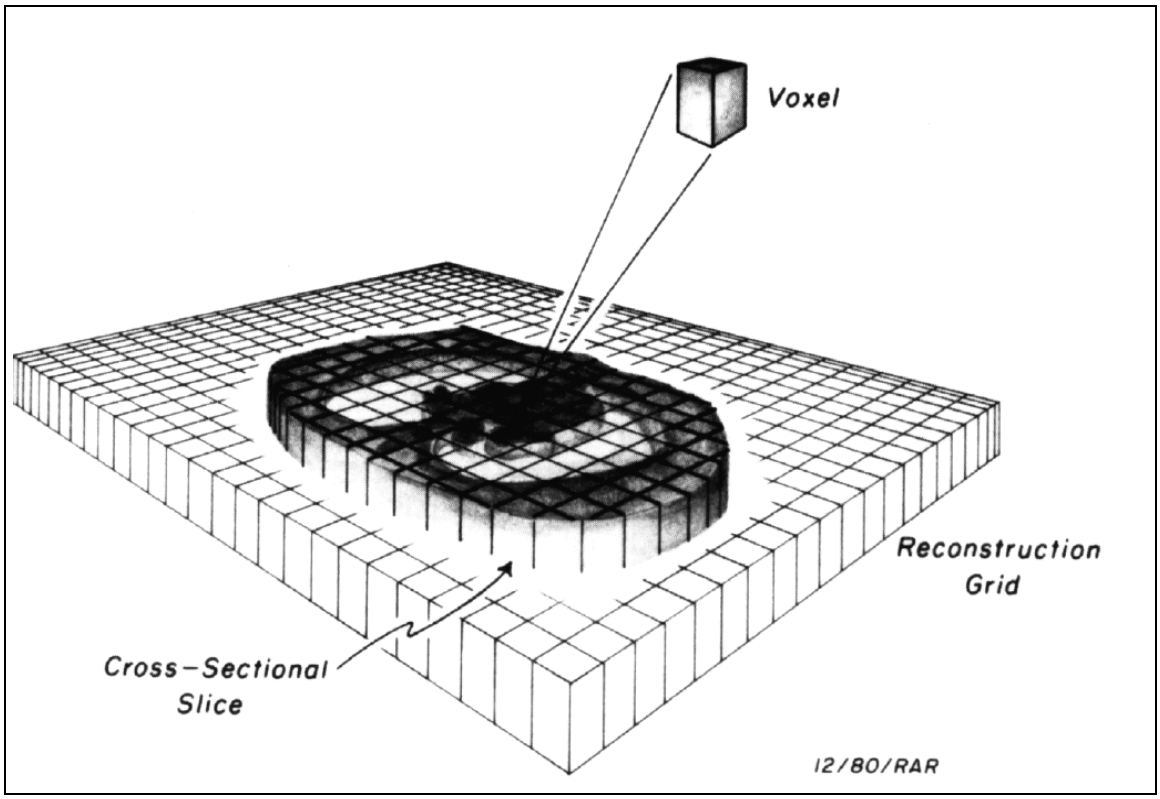

Abbildung 15: Die Struktur einer CT Schicht. Eine CT Schicht besteht aus Volumenelementen (Voxel) definierter Dicke.
(Bild : [66, S.61])

behandelten Projektbeginns (1993) üblicher Schichtabstand eines Routine CTs bei Verdacht auf Acetabulumfraktur betrug 5 mm. Um das gesamte Becken eines Durchschnittseuropäers, mit einer transaxialen Ausdehnung von ca. 20-25 cm zu scannen waren somit etwa 40 bis 50 Schichten nötig. Diese transaxiale Auflösung reicht allerdings für eine qualitativ hochwertige 3D - Bildverarbeitung nicht aus (*s.a. 3.2*). Ein geringerer Schichtabstand bedeutet aber immer auch eine erhöhte Strahlenbelastung für den Patienten.

Die Bilder wurden üblicherweise in einer $\mathbf{512 \times 512}$ Pixel umfassenden Matrix rekonstruiert. Dies erzeugte Volumendatensätze, die aus $\mathbf{512 \times 512 \times 1}$ bis $\mathbf{512 \times 512 \times 100}$ Voxeln bestanden.
Moderne Spiral CT-Scanner sind heutzutage in der Lage hochauflösende CT Volumendatensätze zu erzeugen, die denen von inkrementellen CT-Scannern gleichwertig bis überlegen sind [41, 40]. Das Prinzip des Spiral CTs beruht auf kontinuierlichem Vorschub des CT Tisches während der Bildgewinnung. Dieses Vorgehen erzeugt ein Bildvolumen in einem Schritt. Die Güte der transaxialen Auflösung wird durch die aufgezeichnete Datenmenge (Samplingrate), sowie nachträglich durch entsprechende Rekonstruktionsalgorithmen bestimmt. Sie wird also nicht mehr ausschließlich vom Tischvorschub bestimmt.
Der Computertomograph erzeugt Meßwerte, die in einer kalibrierten **Hounsfield** Skala repräsen-

tiert werden. Natürlich gibt es in dieser Skala Streubereiche aufgrund von Meßungenauigkeiten [22] und interindividuellen Unterschieden. Diese Skala umfaßt den Wertebereich -1000 bis 1000. Die Computerrepräsentation eines solchen Bereichs ist ein *16-Bit* umfassender Wert, der im Speicher des Computers abgelegt wird.
Der Hounsfield Wert **H** drückt das Verhältnis zwischen der linearen Schwächung von Röntgenstrahlen durch ein Gewebe, und der Schwächung von Strahlung gleicher Energie durch Wasser aus. Mathematisch ausgedrückt :

$$H = k \cdot \frac{(\mu - \mu_w)}{\mu_w}$$

Hier ist μ der Schwächungskoeffizient des Gewebes und μ_w der des Wassers. Die Konstante *k* ist ein Skalierungsfaktor, der das Verhältnis in den Bereich der Hounsfieldskala *hineinvergrößert*.

3.2 3D Visualisierung

Eine 3D Darstellung des Beckens benötigt die Volumeninformation der einzelnen CT-Schichten. Für die 3D Bildverarbeitung werden diese in ein Bildvolumen überführt.

Erzeugung eines Bildvolumens durch Stapelung von CT Schichten

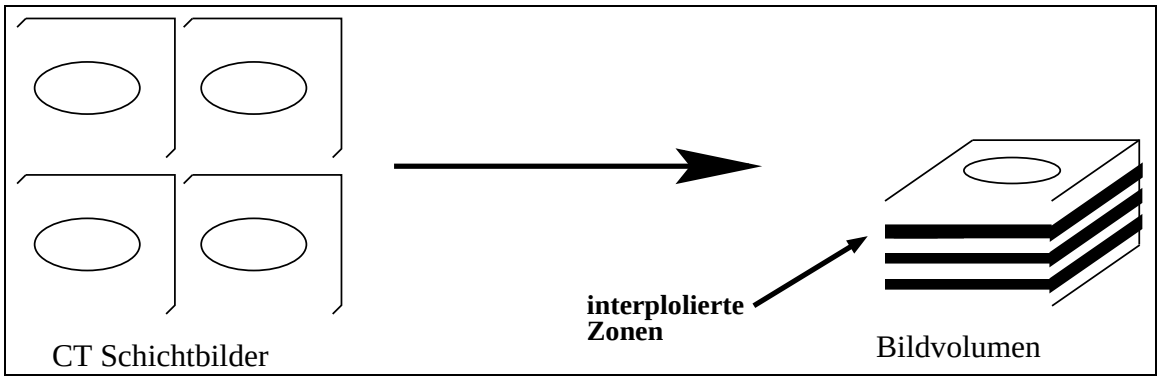

Abbildung 16: Konvertierung von CT Schichten in ein Bildvolumen.

Fehlende Isotropie des Datenvolumens wird durch Interpolation fehlender Werte entlang der Achse der niedrigsten Auflösung erreicht (*s. Abb. 16*).

3.3 Visualisierungstechniken

Oberflächenvisualisierung, bzw. *Volumenvisualisierung* stellen die beiden Alternativen für eine dreidimensionale Darstellung von Objekten aus Bildvolumendaten dar. Die Möglichkeit, aus einem Bildvolumen mehrere Objekte unabhängig voneinander zu visualisieren, erreicht man durch *Segmentation* des Bildvolumens. Diese Techniken werden im Folgenden vorgestellt.

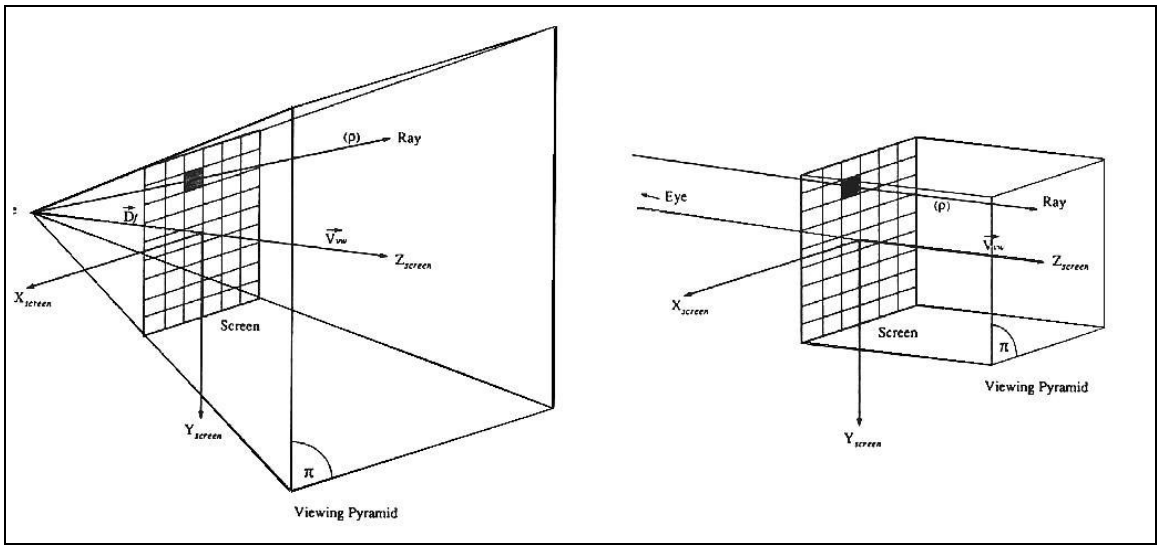

Abbildung 17: Das hier gezeigte Kameramodell demonstriert schematisch die Geometrie der *Blickpyramide* für divergente (links) und parallele Strahlverläufe (rechts).
(Bild : [66, S.138])

3.3.1 Oberflächenvisualisierung

Für die Oberflächenvisualisierung werden zunächst polygonale Oberflächenelemente aus dem Datenvolumen extrahiert und in ein neues Datenformat geschrieben. Dabei geht die ursprüngliche Intensitätsinformation, also die Voxelstruktur, verloren. Die Visualisierung wird dadurch sehr beschleunigt. Zusätzlich kann spezielle Grafikhardware genutzt werden, die die Visualisierungsalgorithmen auf der Basis von Polygonen sehr effektiv implementiert. Darüberhinaus erbringt dieses Vorgehen eine erhebliche Datenreduktion. Systeme, die in Echtzeit geometrische Strukturen visualisieren, arbeiten daher meist mit Oberflächenvisualisierung. Die Beschreibung biologischer Oberflächenstrukturen durch polygonale Elemente ist allerdings nicht trivial [26].

3.3.2 Volumenvisualisierung

Als Stellvertreter für Volumenvisualisierung soll hier der *Ray-casting* Algorithmus [39] vorgestellt werden. Das Kameramodell benutzt ein virtuelles Auge als Ausgangspunkt, einen Fokuspunkt (wohin das Auge blickt), eine Bildebene aus Pixeln (der Bildschirm) und ein Visualisierungsobjekt (die Szene) (*s. Abb. 17*). Die Lichtstrahlen, die schließlich das Auge treffen sollen, werden innerhalb dieses Modells vom Auge aus durch die Szene geschickt. Der Bildschirm des Modells enthält dieselben Informationen, wie sie auf der Netzhaut des virtuellen Auges entstehen würden. Für jedes Pixel der Bildebene wird ein Strahl vom Auge zur Szene geschickt, der auf seinem Weg die nötigen Informationen für die Darstellung des Pixels sammelt. Man unterscheidet auch danach, ob man Aufsicht (wie bei einem Photo), oder Durchsicht (wie bei einem Röntgenbild) auf dem Bild darstellen will. Die Bildebene liegt bei einer Durchsichtkamera hinter der Szene, bei einer Aufsichtkamera davor.
Dementsprechend gibt es bei dem Durchsichtsmodell auch zwei Möglichkeiten der Pixelbewer-

tung. Zum einen kann man alle Intensitätswerte entlang des Strahlverlaufs aufsummieren, wie es bei einem Röntgenbild geschieht, andererseits simuliert die ausschließliche Berücksichtigung der Voxel maximaler Intensität eine *Maximum intensity projection*.

Bei den Reflektionsmodellen werden die Intensitätswerte der Voxel dazu benutzt, Oberflächen im Datenvolumen zu erkennen. Voxel entlang des Strahlverlaufs, in einem bestimmten Schwellwertbereich, die der Bildebene am nächsten liegen, werden als Oberflächenvoxel markiert. An die Oberflächenspezifikation schließt sich die Berechnung der Pixelschattierung an. Einfache Methoden, z.B. Tiefenverfolgung, bestimmen den Schattierungswert durch Berechnung der Entfernung des Bildschirmpixels zur Szene. Komplizierter, aber natürlicher ist die Methode der *Grauwertgradientenschattierung*. Sie errechnet aus der lokalen Nachbarschaft des Oberflächenvoxels einen *Normalenvektor*, der ein Maß für die Neigung der Oberfläche bezüglich des Strahlverlaufs darstellt [31, 3] (*s. Abb. 18*).

Ausgereiftere Beleuchtungsmodelle (Phong) [61] benutzen ebenfalls die Oberflächenneigung als Grundlage zur Berechnung der Pixelschattierung.

Volumenvisualisierung greift also stets auf die gesamte geometrische Information des Bildvolumens zurück. Dieser Vorteil hat natürlich negative Auswirkungen auf die Visualisierungsgeschwindigkeit. Der Zugriff auf das gesamte Bildvolumen kostet sowohl Speicherplatz als auch Rechenzeit.

3.3.3 Visualisierung von mehreren Objekten

Nicht immer ist der Schwellwert ein hinreichendes Kriterium für die Spezifikation einer Objektgrenze. Dies ist z.B. der Fall, wenn man die Knochenanteile des Darmbeins als getrennte Objekte spezifizieren will. Darüberhinaus ist die Schwellwertmethode allein nicht ausreichend, um unregelmäßige Oberflächen scharf zu visualisieren. Dem Ray-casting [21, S.701] Verfahren muß die Information über die geometrische Ausdehnung der Objekte auf anderem Wege verfügbar gemacht werden [65, 34]. Die Extraktion von einzelnen Objekten aus einem Bildvolumen nennt man *Segmentation* [2].
Segmentierte Objekt kann man z.B. in einem Bildvolumen gleicher Größe speichern, in dem die Objektausdehnung durch Kennzeichnung der entsprechenden Voxel mit einer Marke festgeschrieben wird (*Markenvolumen*). Das Markenvolumen ist somit ein Objektspeicher, der bei der Visualisierung als räumliche Objektlandkarte dient.

3.3.4 Segmentation der Volumendaten

Die bekannten Segmentationsverfahren haben alle das Ziel, die Extraktion von Objekten aus einem Bildvolumen möglichst weit zu automatisieren. Hauptschwierigkeit bei der Segmentation von Bilddaten aus der medizinischen Bildgebung ist die Heterogenität biologischer Gewebe. Auf menschliche Erfahrung bei der Erstellung und Beurteilung von Segmentationsergebnissen kann deshalb häufig nicht verzichtet werden.
Die Segmentationsverfahren kann man methodisch in zwei Lager teilen. Auf der einen Seite die binäre Methode, die ein Voxel *eindeutig* einem Objekt zuordnet (oder nicht zuordnet). Auf der anderen Seite die sogenannten *Fuzzy-Methoden*, die die Möglichkeit einer *unscharfen* Spezifikation zulassen. Hier wird jedem Voxel eine Wahrscheinlichkeit der Zugehörigkeit zu einem Objekt

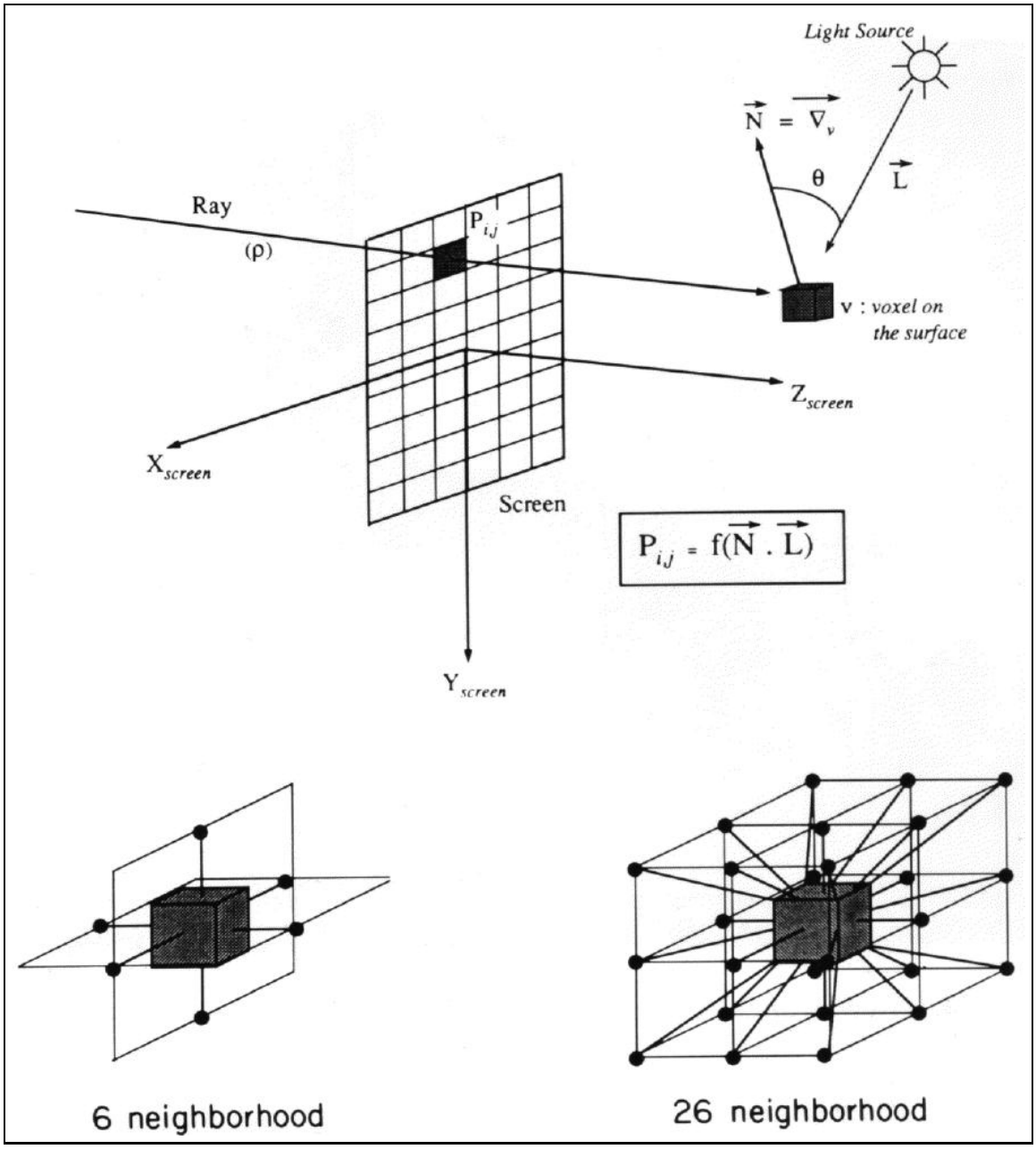

Abbildung 18: Die Geometrie der Grauwertgradientenschattierung im Überblick. Der berechnete Grauwertgradient $\vec{\nabla}$ verschieden großer, benachbarter Voxelmengen dient der Orientierung des Normalenvektors $\vec{N}$. Der Pixelwert P_{ij} ist dann nur eine Funktion des Normalenvektors $\vec{N}$ und des Lichtvektors $\vec{L}$.
(Bild : [66, S.141])

zugeordnet [74].
Die Grundlagen der wichtigsten Segmentationsmethoden werden im Folgenden kurz vorgestellt.

- **Punkt- oder auch Voxelorientierte Segmentation**.
  Über die Zugehörigkeit eines Voxels zu einem Objekt entscheidet allein der Intensitätswert, egal wo es sich im Volumen befindet. Kann man Objekte nur aufgrund der Grauwertbereiche voneinander trennen, so benötigt man eigentlich keinen besonderen Segmentationsschritt, weil diese Trennung auch durch Parametrisierung bei der Visualisierung erreicht werden kann. Objekte mit überlappenden Grauwertbereichen verlangen aber ausgereiftere Methoden der Mustererkennung [17]. Möglich ist auch die Verwendung von *Neuralen Netzen* [44]. Die Ergebnisse sind sehr unterschiedlich. Während bei der Schwellwertmethode allenfalls eine semiautomatische Technik nur für meßtechnisch kontrastreiche Gewebe akzeptabel ist, liefern die Mustererkennungsmethoden bei bestimmten Fällen automatisch Ergebnisse, die auch eine Validierung überstehen. Ebenfalls ist aber wieder die große Vielfalt biologische Muster als Hauptschwierigkeit zu nennen.

- **Kantenorientierte Segmentation**.
  Diese Methoden versuchen aus dem Datenvolumen Kanten, bzw. deren dreidimensionales Äquivalent, Oberflächen als Objektgrenzen zu extrahieren. Diese Aufgabe erledigen Operatoren, die die 3D Intensitätsfunktion des Datenvolumens mit analytischen Methoden behandeln [11, 52, 7, 8, 46].
  Nur semiautomatische Verfahren führen zu brauchbaren Ergebnissen. Das manuelle Eingreifen beinhaltet das Schließen von Kantenzügen zu Objektgrenzen oder das Entfernen von überschüssigen Brücken zwischen Kanten.

- **Regionenorientierte Segmentation**.
  Ein Objekt ist eine Region bestimmter Eigenschaften. Diese Eigenschaften sind z.B.: Größe, Form, Ort oder räumliche Beziehung zu anderen Regionen. Ein Algorithmus, der auf Regionen arbeitet ist die sogenannte ”Connected Components Analysis”. Er untersucht, ob Voxelmengen, die z.B. durch eine Schwellwertsegmentation in Klassen unterschiedlicher Intensität zerfallen, alle miteinander verbunden sind und damit eine Region bilden. Das Ergebnis sind zusammenhängende Regionen, die unabhängig bearbeitet werden können.
  Daneben sorgen *Region Growing* - Methoden für das Trennen oder Zusammenfügen von Regionen anhand bestimmter Kriterien [2].
  Bei regionenorientierten Methoden ist es sinnvoll, die Entscheidung über die Beurteilung des Segmentationsergebnisses dem Benutzer zu überlassen. Der Anteil der manuellen Spezifikation kann dabei unterschiedlich groß sein. Einige Methoden verlangen nur ein vom Benutzer gewähltes *Keimvoxel* als Ausgangspunkt für einen *Region Growing* Algorithmus [15].

Mehr Interaktion seitens des Benutzers verlangt ein Segmentationssystem von *Höhne und Hanson* [36, 68]. Ausgehend von Schwellwertsegmentation, liegt die Entscheidung beim Benutzer, welche Operationen er auf seine Ergebnisse anwendet. Zur Auswahl stehen dabei folgende morphologische Operationen :

- **Erosion** zum Entfernen von Verbindungen zwischen Regionen,
- **Dilation** zum Schließen von kleinen Lücken zwischen Regionen,
- **Bool'sche Operationen (AND, OR, XOR, NOT)** als algebraische Methoden (Addition, Subtraktion...) für das Regionenkalkül.

Es existieren auch einige automatisierte Segmentationsverfahren, die auf Regionen arbeiten [64, 9, 55]. Eine Gemeinsamkeit dieser Verfahren ist es, daß man ihnen die Regeln oder das Wissen, das ein menschlicher Benutzer beim interaktiven Segmentieren verwendet, formalisiert übergeben muß. Natürlich ist auch hier das eigentliche Problem, daß sich diagnostische Erfahrung nicht immer konsequent formalisieren läßt.

3.4 Wissensrepräsentation

Ein Computeratlas der Acetabulumfrakturen sollte aber nicht nur die naturgetreue, bildliche Darstellung der Frakturen präsentieren, sondern auch eine Möglichkeit für den Benutzer bieten, dargestellte Objekte über Namen zu identifizieren und weitere Informationen abzufragen. Ein gedruckter Atlas ermöglicht dies z.B. durch Indizierung der anatomischen Objekte und Tabellierung der Objektnamen mithilfe einer Wissensbasis, die diese zusätzlichen Informationen enthält. Der Zugriff auf die Wissensbasis sollte dem Vorbild eines Atlasses entsprechen, der im Gegensatz zum Lehrbuch den Weg über das Bild zur symbolischen Beschreibung motiviert. Er muß deshalb so flexibel sein, wie die Visualisierung selbst (Information-Structure-Oriented) [6, S.123].
In der Wissensbasis werden Namen und Beziehungen der Objekte (*Teil-von-Relationen*) gespeichert. Somit ist es möglich, das Os Ilium als aus drei Knochenanteilen bestehendes Objekt zu definieren. Darüberhinaus enthält sie Informationen über Schattierungsmethoden und andere Visualisierungsparameter, um die möglichst naturgetreue Visualisierung der Objekte zu gewährleisten.
Die dem Atlas der Acetabulumfrakturen zugrundeliegende Repräsentation des anatomischen Wissens ist eine Komponente des sogenannten *intelligenten Bildvolumens* [70, 72], das im nächsten Abschnitt (*s. 3.5*) beschrieben wird. Entwurf und Implementation stammen von *Pommert und Schubert* [62].

Um die Flexibilität der Wissensbasis für den Atlas der Acetabulumfrakturen sinnvoll nutzen zu können, muß sie entsprechend der folgenden Forderungen konfiguriert werden (*s.a. Teil 1 Ziel der Arbeit*) :

- Die Beispielfälle sollen sowohl in der anatomischen, als auch in der chirurgisch-anatomischen (Pfeilerstruktur) Sichtweise darstellbar sein.
- Jedes dargestellte Objekt soll sowohl über seinen Namen, als auch über seine bildliche Darstellung referenzierbar sein.
- Die Kombination von Objekten zu neuen Objekten soll möglich sein. So ist z.B. das Hüftbein eine Kombination von drei Einzelknochen.
- Außer dem Objektnamen soll eine Beschreibung der Objekte verfügbar sein. Dies sind z.B. Bemerkungen über die Frakturhäufigkeit oder das operative Vorgehen.
- Die dargestellten Objekte sollten möglichst naturgetreu erscheinen.

3.5 Intelligentes Bildvolumen und 3D-Atlaskonstruktion

Der Vergleich mit einem gedruckten Atlas (*s.3.4*) machte deutlich, daß die Verbindung zwischen Bild und symbolischer Beschreibung das zentrale Element des Atlasses darstellt. Das *intelligente Bildvolumen* modelliert dies durch die Verknüpfung von Bildvolumen und Wissensbasis (*s. Abb.21*).
Grauwertvolumen und Markenvolumen enthalten zusammen die geometrischen Relationen der segmentierten Objekte. Ihnen entsprechen die Objektdefinitionen und -relationen der Wissensbasis.
Die Verbindung zwischen den beiden Komponenten wird durch einen eindeutigen Bezeichner, der Objektmarke, realisiert. Dieser Wert dient als Schlüssel zum Auffinden des Objektes in der Wissensbasis und im Markenvolumen. Das Markenvolumen kann bis zu 256 verschiedene Objekte enthalten. Für jedes Markenvolumen, das durch Segmentation des Bildvolumens gewonnen wurde, wird eine eigene Domäne in der Wissensbasis definiert. Jede Domäne stellt dabei eine andere Sichtweise und Klassifikation der im Grauwertvolumen enthaltenen Voxel dar. Eine Anwendung dieser Möglichkeit ist die im Rahmen dieser Arbeit benutzte Präsentation unterschiedlicher Aspekte der Acetabulumfrakturen. Zum einen werden sie in anatomischer Nomenklatur beschrieben, zum anderen die betroffenen Pfeiler (*s.2.2*) aufgezeigt.
Eine Verbindung zwischen bildlicher Information und symbolischem Wissen, wie sie durch das *intelligente Bildvolumen* hergestellt wird, ist die Grundlage für die Navigationsunterstützung für den Benutzer des Atlasses. Bildliche und textuelle Repräsentation der Objekte sind äquivalent und können wahlweise für die Navigation benutzt werden.

4 Entwicklungsumgebung

In diesem Kapitel werden die im Rahmen dieser Arbeit verwendeten Hilfsmittel für die Komposition des, im vorigen Abschnitt (*s. 3.5*) vorgestellten, *intelligenten Bildvolumens* vorgestellt. Im Einzelnen handelt es sich dabei um :

- das Konvertierungsprogramm *IMPORT* für die Konvertierung der CT-Schichten in ein Bildvolumen,
- das Segmentationsprogramm *INTERSEG* für die Erstellung des Markenvolumens

als eigenständige Programme, sowie

- die Wissensbasis *KB* (KNOWLEDGE BASE) und
- das Visualisierungsmodul *VM* und das Spezifikationsmodul *SP*

als integrative Komponenten des Atlasses.

4.1 Eigenständige Programme

4.1.1 *IMPORT* - das Bildkonvertierungsprogramm

Die Bildverarbeitung mit *IMPORT* ist die nötige Vorarbeit für alle Bildquellen außerhalb des **IMDM**. Die in der medizinischen Bildgebung erzeugten Bildformate, wie ACR-NEMA oder SIEMENS-CT, überführt *IMPORT* in das **IMDM**-Bildformat.
Die nötigen Arbeitsschritte sind i.A. :

- Einlesen und Auswahl der CT-Schichtbilder
- Interpolation fehlender Voxel im Hinblick auf die Isotropie des Datenvolumens
- Skalierung des Datenvolumens im Hinblick auf die Datenreduktion

4.1.2 *INTERSEG* - das Segmentationsprogramm

Der Segmentationsprozess ist der zeitaufwendigste Abschnitt der Atlaserzeugung.
INTERSEG basiert auf den Ideen von *Höhne und Hanson* [36]. Die Implementierung stammt von *Schiemann* [68, 69]. Die Benutzungsphilosophie von *INTERSEG* ist die interaktive Steuerung des Segmentationsvorganges durch den Benutzer. Die Integration und Koordination der verschieden Werkzeuge erfolgt über verschiedene Zwischenspeicher, die unterschiedliche Segmentationsschritte repräsentieren :

- **Grauwerte**. Hier werden die Originalbilddaten gespeichert. Sie werden durch die Segmentation nicht verändert.
- **Maske**. Der eigentliche Arbeitsbereich, der binär die momentan ausgewählte Voxelmenge enthält. Alle Segmentationswerkzeuge arbeiten auf der Maske, um sie zu verändern oder aus ihr die Ergebnisse in andere Bereiche zu schreiben.
- **Komponenten**. Dieser Bereich sichert das Resultat einer ”Analyse verbundener Komponenten” (*Connected Components Analysis*) (s.u.)
- **Puffer 1 - 5**. Dieser Bereich dient zur Speicherung von Zwischenergebnissen, die mithilfe von Bool’schen Operationen (s.u.) (AND, OR, XOR, NOT) miteinander verknüpft werden können. Das Ergebnis wird jeweils als neue Maske angezeigt.
- **Objekte**. Jedes segmentierte Objekt bekommt einen eindeutigen Bezeichner (UID). Dies ist ein Zahlenwert zwischen 0 und 255. Der Objektspeicher beinhaltet das Segmentationsergebnis.

Der Inhalt der verschiedenen Speicherbereiche kann jeweils in 2D (transversal, sagittal, coronar) oder 3D-Darstellung angezeigt werden. 2D-Darstellungen sind Schnittbilder in drei zueinander orthogonalen Ebenen.
Bevor ein typischer Segmentationsverlauf beschrieben wird, werden die möglichen Operationen im Einzelnen vorgestellt.

Schwellwertsegmentation

INTERSEG bietet die Möglichkeit einen günstigen Schwellwert für die Segmentation interaktiv zu bestimmen. Dessen Spezifikation erfolgt entweder auf

- der Histogrammdarstellung der Grauwertverteilung des Bildvolumens oder
- direkt auf den 2D-Schichtbildern

Auf den Schichten und im Histogramm erfolgt die Auswahl durch Überstreichen einer Fläche mit dem Mauszeiger. *INTERSEG* erkennt die betroffenen Grauwerte und füllt eventuelle Grauwertlücken.

Connected Components Analysis

Mithilfe der Komponentenanalyse wird die Maske in verschiedene Komponenten zerlegt. Diese Analyse durchsucht den Datenraum nach voneinander getrennten Voxelwolken, die keine Verbindung mit ihrer Umgebung besitzen und schreibt sie in den Komponentenspeicher.

Morphologische Operatoren

Die Bedeutung der morphologischen Operatoren (s.a. 3.3.4) für die Segmentation ist in [36] ausführlich beschrieben. Mithilfe der morphologischen Operatoren ist es möglich, Objekte zu verkleinern (Erosion) oder zu vergrößern (Dilation). Unterschiedlich große Strukturelemente bestimmen dabei die Stärke der Erosion oder Dilation. Ausgehend von einer Grenze zwischen Objekt und Umgebung werden jeweils entsprechend der Größe des Strukturelementes, Voxel entfernt oder hinzugefügt. Diese Strukturelemente sind 3D Objekte geringer Ausdehnung, die an der Objektgrenze durch den Datenraum wandern. Der Effekt einer Erosion ist also die Trennung von Objekten entlang einer vorgeformten Grenze (z.B. Gelenkspalt), die aber durch kleine Voxelbrücken noch miteinder verbunden sind.
Erosion und Dilation mit einem bestimmten Strukturelement verhalten sich aber nicht invers zueinander. Der Effekt einer Erosion kann also nicht durch eine entsprechende Dilation wieder rückgängig gemacht werden. Häufig ist es sinnvoll, die Wirkung von verschiedenen Strukturelementen miteinander zu vergleichen. Zwischenergebnisse kann man in den Pufferspeichern vorhalten.

Bool'sche Operationen

Zur Auswahl stehen **AND, OR, XOR** und **NOT**. Sie bewirken bei Anwendung auf Zwischenergebnisse eine Differenzbildung, Addition oder Invertierung einer Auswahl von Voxeln.

Manuelle Segmentation

Die Werkzeuge, die *INTERSEG* hierfür zur Verfügung stellt sind *Pen* und *Brush*. Malwerkzeuge mit variabler Spitze, die sowohl auf den 2D Schichten als auch auf einer 3D Darstellung arbeiten. Mit ihnen kann man einzelne Voxel hinzufügen bzw. wegnehmen. Dieses Malen bzw. Radieren ermöglicht es Objekte individuell zu editieren. Eine manuelle Trennung von Objekten führt an den nun willkürlich gesetzten Grenzen, allerdings zu unschönen Artefakten.

Segmentation im Überblick

Ein typischer Segmentationsverlauf läßt sich folgendermaßen beschreiben (*s. Abb. 19*) :

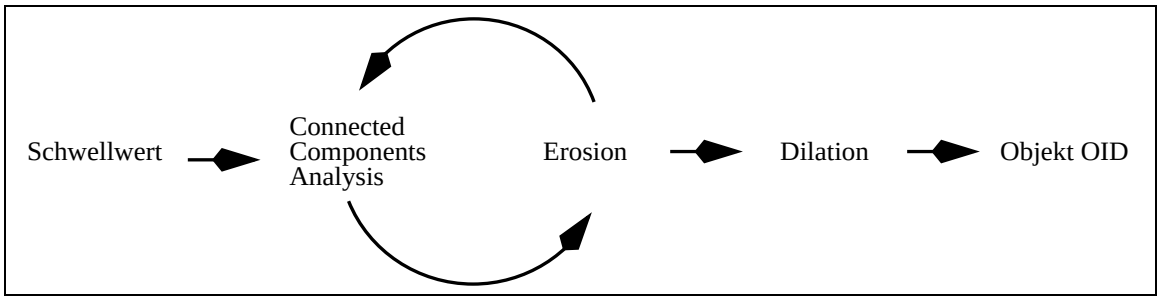

Abbildung 19: Der Segmentationsprozess.

1. Auswahl eines Schwellwertes und Darstellung der ausgewählten Voxel in der Maske.
2. Komponentenanalyse und Selektion der Region mit dem Zielobjekt.
3. Wiederholte Anwendung der Erosion mit anschließender, erneuter Komponentenanalyse bis das Zielobjekt von den anderen Objekten der Region zu trennen ist.
4. Dilation des separierten Zielobjektes
5. Gegebenenfalls Anwendung von Bool'schen Operatoren (z.B, um unterschiedliche Zwischenergebnisse zusammenzuführen).
6. Vergabe einer Objektmarke (OID).

4.2 Im Atlas integrierte Komponenten

Die folgenden Komponenten sind alle Teile des Atlasprogramms. Bedienung und Konfiguration erfolgt über die graphische Benutzerschnittstelle (*s. Abb. 20*).

4.2.1 *KB* (KNOWLEDGE BASE) - die Wissensbasis

Die Verknüpfung der bei der Segmentation definierten Objektmarke (OID) mit dem Objektnamen und eventuell die Komposition neuer, zusammengesetzter Objekte in Relationen, werden in der Wissensbasis (*s. 3.4*) definiert. Außerdem enthält sie symbolische Definitionen und technische Parameter, die die Visualisierung beeinflussen. Im Einzelnen :

- Angaben zu den Datensätzen (Datensatzgröße, Dateiname, ...)
- Farbendefinitionen
- Definition Grauwertbereiche der Objekte (z.B 0-75)
- Definition der Schattierungsmethoden für die natürliche Darstellung der Objekte

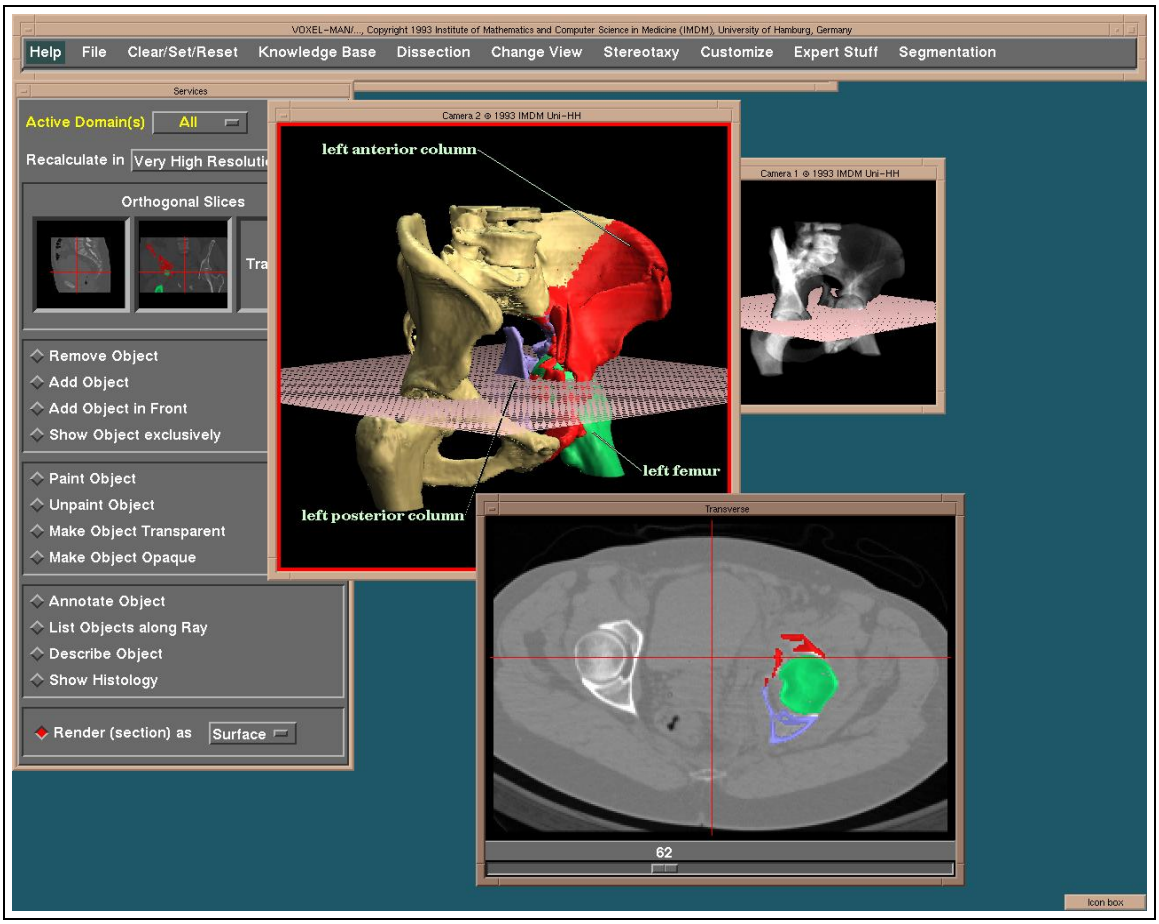

Abbildung 20: Die Benutzerschnittstelle des Atlasses.

4.2.2 *VM* - das Visualisierungsmodul und *SP* - das Spezifikationsmodul

Das Visualisierungsmodul (Ulf Tiede, IMDM) des Atlasses basiert auf dem Ray-casting Algorithmus (*s. 3.2*). Ray-casting ist i.A. ein guter Kompromiß zwischen Natürlichkeit und Geschwindigkeit bei der Volumenvisualisierung medizinischer Bilddaten [32, 35, 37].
Das Spezifikationsmodul (Thomas Schiemann, IMDM). bietet dem Benutzer die Möglichkeit alle geometrischen Spezifikationen interaktiv vornehmen zu können (z.B. mithilfe von Gitternetzen als Stellvertreter für Schnittebenen.).

4.3 Die Entwicklungsumgebung im Überblick

Die folgende Abbildung (*s. Abb. 21*) gibt einen Überblick über die in diesem Abschnitt besprochenen Entwicklungswerkzeuge und deren Zusammenspiel bei der Konstruktion des Atlasses.

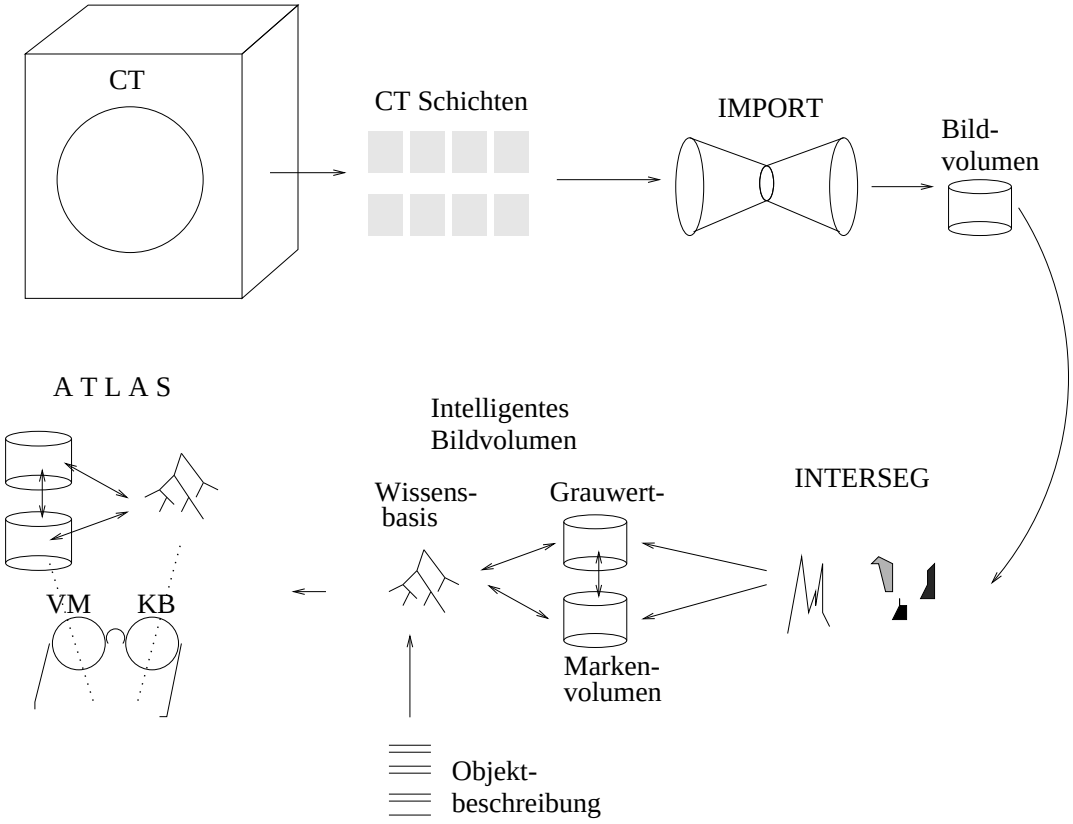

Abbildung 21: Der Datenfluß durch die verschiedenen Werkzeuge der Entwicklungsumgebung im Zusammenhang.

Teil III
Anwendung und Ergebnisse

5 Die Erstellung des Atlasses

Die ausgewählten Fallbeispiele wurden bereits kurz vorgestellt (*s. 2.7*). Die folgenden Kapitel beschreiben den Prozeß der Datengewinnung des Grauwertvolumens, die Erstellung des Markenvolumens durch Segmentation, sowie die Konfiguration der Wissensbasis.

5.1 Das Grauwertvolumen

Die Datengewinnung für das Grauwertvolumen erfolgte am CT (Siemens Somatom) der Radiologischen Klinik des *Universitätskrankenhauses Eppendorf* (UKE) in Hamburg. Die Patienten mit Acetabulumfrakturen, die für diese Arbeit begutachtet bzw. ausgewählt wurden, waren in der Abteilung für Unfallchirurgie der Chirurgischen Klinik am UKE in Behandlung. Der Datentransport in das Rechnernetz des IMDM erfolgte per Magnetband.

Die Bilddaten aus dem CT-Scanner lagen zunächst als einzelne Dateien vor (eine Datei pro CT-Schicht). Jede Bilddatei hatte eine Größe von 512×512 Bildelementen. Dies bedeutet bei einer Informationstiefe von 16 Bit (2 Byte) pro Pixel $512 \times 512 \times 2 \approx 500$ Kilobyte Datenmenge pro Schicht.

Die Volumenvisualisierung benötigt ein isotropes Datenvolumen (*s. 3.2*). Deshalb ist es sinnvoll, schon bei der Programmierung der Aufnahmesequenz, den Schichtabstand in etwa der Pixelgröße anzupassen, um bei der Erzeugung des isotropen Datenvolumens nicht zuviel Interpolationsaufwand betreiben zu müssen. Interpolierte Werte werden zusätzlich eingefügt und verfälschen somit das Bildvolumen. Darüberhinaus sind interpolierte Schichten auch für sog. *Treppenartefakte* (*s. Abb. 22*) verantwortlich, die bei Objekten mit gekrümmten Oberflächen entstehen.

Die verwendeten Datensätze wurden mit einem Schichtabstand von 2mm erzeugt. Dies entspricht einer Datenmenge von ca. 75 MByte pro Datensatz.
Bei der Konvertierung der Schichtbilder zu einem Bildvolumen ist es ratsam, eine Datenreduktion vorzunehmen. Im Hinblick auf den späteren Visualisierungsprozeß, für den das Bildvolumen im Arbeitspeicher des Rechners gehalten wird, bedeutet jedes Megabyte weniger eine Beschleunigung der Verarbeitungsgeschwindigkeit. Ein Datenwürfel von $512 \times 512 \times 256$ Voxeln, beansprucht bei einer Informationstiefe von 16-Bit pro Voxel einen Speicherbereich von ca. 134 MByte. Reduziert man nun die Informationstiefe auf die Hälfte und die Matrixgröße auf ein Viertel der Ausgangsgröße (256×256), so ergibt sich bei gleicher Schichtanzahl ein Speicherbedarf von knapp 17 MByte.

Natürlich hat auch der Reduktionsprozeß seine Grenzen. Jede Datenreduktion bedeutet einen Datenverlust.

Um diese Reduktion zu erreichen, muß man ein Grauwertfenster mithilfe von zwei Grauwertschwellen definieren. Alle Werte, die jenseits dieser gewählten Schwellen liegen, akkumulieren sich in den Randbereichen des Grauwertfensters. Innerhalb des Fensters werden benachbarte Werte auf einen gemeinsamen Wert interpoliert. Die Wahl dieses Fensters steuert den Kontrast der

Abbildung 22: Treppenartefakte, die bei der Interpolation von Grauwertschichten entstehen.

enthaltenen Strukturen. Wird z.B. der Bereich in dem sich Knochen befindet sehr komprimiert, so wird dieser gut vom Rest der Strukturen zu trennen sein.

5.2 Das Markenvolumen

Die Segmentation des Datenvolumens erfolgte mithilfe des Segmentationsprogramms *INTERSEG* (*s. 4*). Notwendig waren dabei folgende Segmentationsschritte :

1. Segmentation der Knochen vom Weichteilgewebe
   (a) Trennung von allen artikulierenden Knochen voneinander
   (b) Trennung der Knochenanteile ohne vorgebildete Grenze (Darmbein)
2. Trennung aller darzustellenden nicht ossären Gewebe voneinander

Segmentation der Knochen vom Weichteilgewebe

Bei gutem Kontrast zwischen Weichteil und Knochenanteil des Datensatzes ist diese Operation eine einfache Schwellwertoperation. Die Histogrammdarstellung des Datenvolumens zeigt dann

einen deutlichen Gipfel im Intensitätsbereich von 170 - 255. Bei der Vorstellung der beiden Frakturen (*s. 5.1*) wurde bereits erwähnt, daß es bei der hinteren Luxationsfraktur notwendig war durch Filterung den Kontrast zu erhöhen, um dann die Trennung durch den Schwellwert zu verbessern.

Trennung der artikulierenden Knochen voneinander

Eine Trennung von zwei Knochen entlang eines Gelenkspaltes ist meist keine einfache Aufgabe, da der Spalt selbst so eng ist, daß er im Intensitätsbereich des Knochens liegt. Zeichnet sich jedoch an der Maskengrenze irgendwo eine Kerbe ab, die sich in die Tiefe als Spalt fortsetzt, so bietet sich hier ein Ansatz für die morphologischen Operatoren, diese Fuge aufzuweiten.
Nach der Trennung der Knochen durch Erosion und der Komponentenanalyse folgt eine Dilation der getrennten Anteile, um wieder deren Ausgangsgröße zu erreichen.
Objekte, die sich durch diese Behandlung trennen lassen sind Darmbein und Femur, die Wirbel im Intervertebralgelenk und der Lendenwirbel vom Os Sacrum. Die Trennung im Sakroiliakalgelenk ist hiermit jedoch ineffektiv, da der Gelenkspalt fast überall zu schmal ist. Die Trennung mithilfe der Erosion kann man sich durch die Komponentenanalyse bestätigen lassen.

Trennung der Knochenanteile des Darmbeins

Trifft man auf keine Knochenfuge, die die Anwendung morphologischer Operatoren sinnvoll erscheinen ließe, bleibt nur Handarbeit.
Zur Teilung des Darmbeins in seine Anteile geht man nun folgendermaßen vor. Ausgehend von einer 3D Darstellung *zeichnet* man die Knochengrenzen mit dem Malwerkzeug direkt auf der Oberfläche des Darmbeins ein. Dieses Zeichnen ist eigentlich nur eine wenige Voxel tiefe Punkterosion unter dem Mauszeiger. Da es aber sehr schwierig ist, die Knochengrenzen des Hüftknochens vollständig über die ganze Dicke des Knochens direkt in der 3D Darstellung zu verfolgen, kann man nicht einfach mit dem Trennwerkzeug einen sauberen Schnitt ansetzen. Man kann das Trennwerkzeug eben immer nur senkrecht zur Oberfläche ansetzen und sieht nicht, wie der Schnitt in der Tiefe des Knochens orientiert ist, bzw. welche dahinterliegenden Strukturen noch mitbetroffen sein könnten.
Aus diesem Grund sucht man die erodiert angedeutete Knochengrenze in den 2D Schichtbildern wieder auf und vervollständigt dort die Trennung in der ganzen Breite des Knochens. Dieses Vorgehen hat natürlich den Nachteil, daß man dies entlang aller Schichten der gesamten Schnittlänge tun muß. Dies umfaßt max. 50 - 60 Schichten. Für die beiden Datensätze mußten die Trennungen von Os Ilium, Os Ischii und Os Pubis, sowie für die Pfeilerdarstellung, die Trennung von vorderem und hinteren Pfeiler der Ossa Coxae auf diese Weise vorgenommen werden. Der Zeitaufwand für diese manuelle Segmentation betrug ca. 2-3 Arbeitstage.
Die Vorgehensweise ist natürlich auf unverletzter und verletzter Seite prinzipiell gleich. Die verletzte Seite verlangt aber gerade bei stärkerer Dislozierung und Fragmentierung eine gutes räumliches Orientierungsvermögen, da die Fragmente den Knochen und Pfeilern zugeordnet werden müssen. Dies erwies sich im Falle der hinteren Luxationsfraktur noch als einfach. Die zentrale Luxationsfraktur verlangte da wesentlich mehr Überlegung.

Segmentation nicht ossärer Gewebe

Dieser Segmentationsschritt ist für die Darstellung der Acetabulumfrakturen nicht von vordringlicher Bedeutung, aber notwendig, um nicht Grauwertbereiche im Datensatz zu haben, die keinem Objekt zugeordnet sind. Es erwies sich als sinnvoll, die restlichen Grauwertbereiche zwei Objekten zuzuordnen :

1. Muskeln
2. Haut und Weichteile

Diese Aufteilung ermöglicht es, das Becken schichtweise freizulegen und den Muskelverlauf im Beckenbereich zu studieren. Die Muskulatur ließ sich mit einer einfachen Schwellwertoperation extrahieren.

5.3 Die Wissensbasis

Das Füllen der Wissensbasis (*s. 4*). beschränkte sich im Wesentlichen auf die Definition der Objekte und Relationen. Alle technischen Parameter konnten so, wie sie für das Visualisierungsmodul vom IMDM definiert wurden, übernommen werden.
Grundlage der Definitionen waren die Forderungen an die Wissensbasis, wie sie in 3.4 formuliert wurden.

Die Beispielfälle sollen sowohl in der anatomischen, als auch in der chirurgisch-anatomischen (Pfeilerstruktur) Sichtweise darstellbar sein

Will man erreichen, daß ein Voxel bestimmter Lokalisation im Datensatz zwei unterschiedliche Objekte repräsentiert, dann muß das Datenvolumen auch zweimal segmentiert werden. Ein Beispiel ist ein Voxel, dessen Lokalisation ein Betrachter mit *"im Bereich des vorderen Beckenkamms liegend"* beschreibt. Es kann an dieser Stelle sowohl dem *Os Ilium*, als auch dem *vorderen Pfeiler* zugeordnet werden (*s. Abb. 23*). Einen Überblick über die in der Wissensbasis definierten Objekte

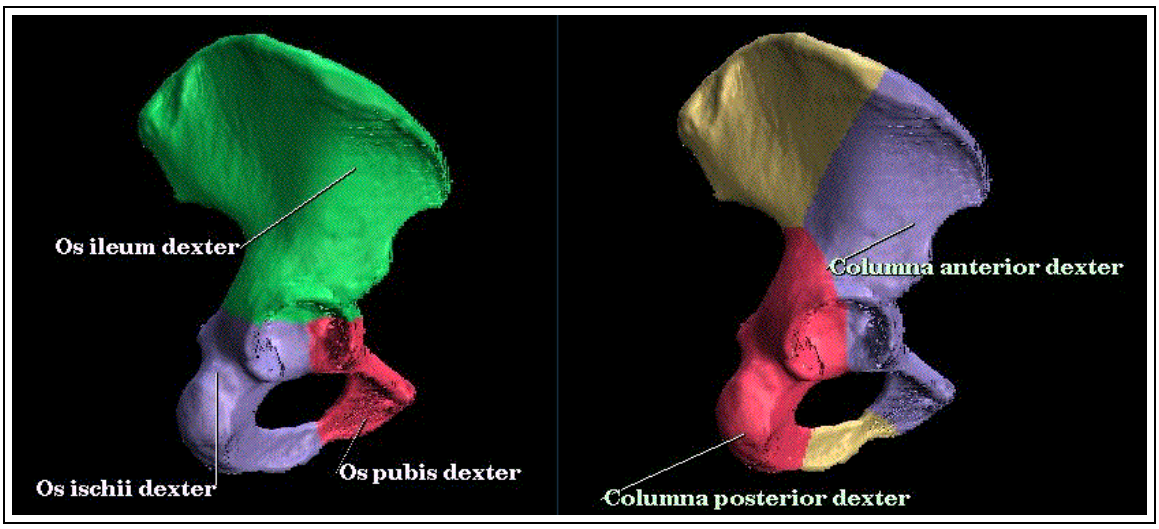

Abbildung 23: Die Knochenanteile der *wahren Anatomie* (links), sowie die willkürliche Einteilung des Os Coxae in Pfeiler (rechts).

geben *Abb. 24* und *Abb. 25*. Die Definitionen der Objekte *unclassified(rgt)* und *unclassified(lft)* in der chirurgisch-anatomischen Domäne bilden das Problem ab, daß nach Spezifikation der Pfeiler auf beiden Seiten noch Bereiche überbleiben, die keinem Pfeiler zuzuordnen sind. Die Ossa Coxae müssen jedoch als Ganzes spezifizierbar sein.

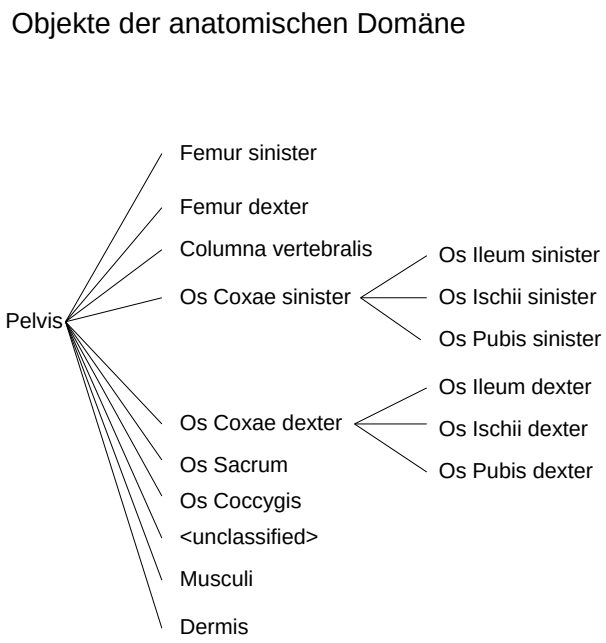

Abbildung 24: Objekte und Relationen der anatomischen Domäne.

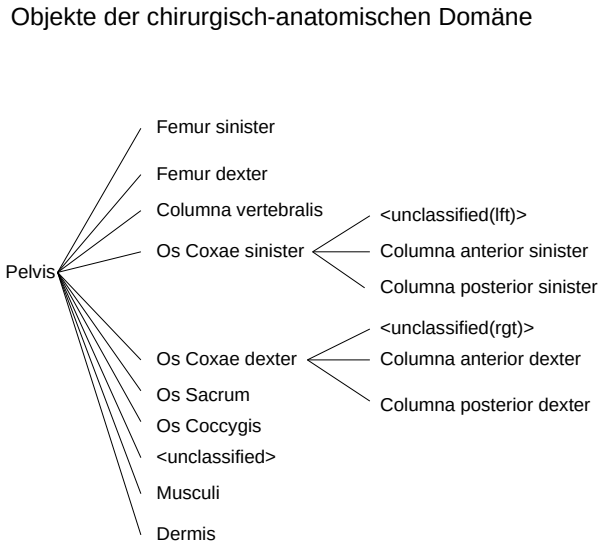

Abbildung 25: Objekte und Relationen, die für die chirurgisch-anatomische Domäne definiert wurden.

Jedes dargestellte Objekt soll sowohl über seinen Namen, als auch über seine bildliche Darstellung referenzierbar sein

Jedes Objekt ist im Markenvolumen durch einen eindeutigen Bezeichner identifiziert. Dieser Bezeichner (Objektmarke) wird als Index zum Aufsuchen der Objektbeschreibung in der Wissensbasis benutzt.
Ein Mausklick auf ein Bildschirmpixel kann vom Visualisierungsmodul in den korrespondierenden Objektbezeichner übersetzt werden, für den die Wissensbasis dann wiederum die Objektbeschreibung liefert. Andererseits kann die Wissensbasis aufgrund des Objektnamens die zugehörige Objektmarke an das Visualisierungsmodul liefern, das daraufhin alle Voxel mit dieser Marke darstellen kann (*s. Abb. 26*).

Abbildung 26: Objektauswahl im Bild (links) und aus der Liste (rechts).

Die Kombination von Objekten zu neuen Objekten soll möglich sein

Dies wurde durch die Deklaration von Relationen zwischen den Objekten ermöglicht.

Außer dem Objektnamen soll auch eine Beschreibung der Objekte verfügbar sein

Außer der Objektdefinition können in der Wissensbasis Kommentare und zusätzliche Bilder hinterlegt werden. Eine Beschreibung des Femur z.B. enthält eine Beschreibung anatomischer Sachverhalte als Lehrbuchtext. Die Bilder zeigen graphische Darstellungen oder Röntgenbilder (*s. Abb. 27*).

Abbildung 27: Die Kommentierung von Objekten durch textuelle Beschreibungen.

Die dargestellten Objekte sollten möglichst naturgetreu erscheinen

Eine naturgetreue Darstellung als Qualitätskriterium betrifft den Segmentationsprozess und die Visualisierung. In den betreffenden Abschnitten (*s. 3.2 und 5.2*) wurde erläutert, wie aus einem Grauwertvolumen Objekte spezifiziert werden können, deren Oberflächendarstellung ein naturgetreues Abbild darstellt. In der Wissensbasis sind die Informationen hinterlegt, die die Farbgebung und Schattierung für jedes Objekt oder Gewebe beschreiben. Die Erfahrungen des IMDM auf dem Gebiet 3D Visualisierung von medizinischen Bilddaten waren für die Spezifikationen dieser Parameter die Grundlage [76] [79] [78].

6 Interaktive Erkundung der Frakturen

Eine graphische Benutzerschnittstelle (*s. Abb. 20*) bietet dem Benutzer einen intuitiven Zugang zu den Komponenten des Atlasses. Es steht eine Werkzeugsammlung zur Verfügung, die eine individuelle Erkundung der Frakturen ermöglichen.

6.1 Anzeigewerkzeuge

- 3D Oberflächendarstellung
- Durchsichtdarstellung (Röntgensimulation)
- Schichtdarstellung (transversal, coronar, sagittal)
- Knochen- und Pfeilerdarstellung

6.1.1 3D Oberflächendarstellung und Röntgensimulation

Eine Benutzung von mehreren Bildfenstern erlaubt es, 3D Oberflächendarstellung und Röntgensimulation einer Fraktur zu vergleichen. Da Rotationszustand und Orientierung der dargestellten Objekte in verschiedenen Fenstern unabhängig voneinander sind, muß der Benutzer dafür Sorge tragen, daß in beiden Fenstern derselbe Rotationszustand des Datensatzes vorliegt. Eine Unterstützung erhält er hier durch einen Drahtgitterwürfel (*s. Abb. 29*), der ihm den Rotationszustand anzeigen kann.

6.1.2 Schichtdarstellung (transversal, coronar, sagittal)

Sie werden in verkleinerten Bildfenstern im Services-Menü dargestellt (*s. Abb. 28*) und öffnen sich durch Mausklick zur vollen Größe. Diese Fenster haben die Eigenschaft, durch Mausklick auf einen Bildbereich, diesen in allen Schichtbildern zentriert darzustellen. Ein Stöbern (*Browsing*) durch den Datensatz wird damit erleichtert. Zur Unterstützung der Orientierung wird für den Benutzer ein Gitternetz in der 3D Darstellung eingeblendet (*s. Abb. 30*).

Abbildung 28: Das Services Menü.

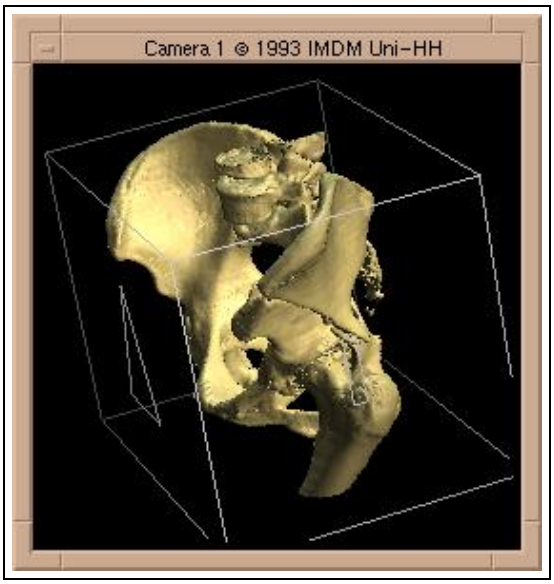

Abbildung 29: Der Drahtgitter-Würfel im Bildfenster dient dem interaktiven Spezifizieren von Objektbewegungen.

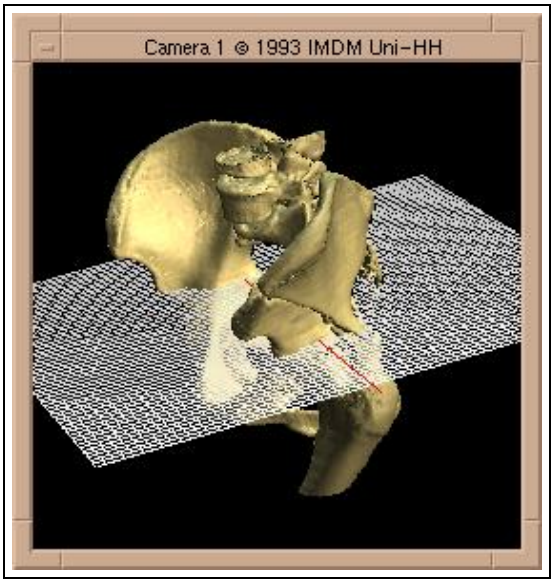

Abbildung 30: Das Maschengitter repräsentiert die aktuelle Schnittebene des Schneidewerkzeugs.

6.1.3 Knochen- und Pfeilerdarstellung

Sowohl die Röntgensimulation, als auch das 3D - Bild bieten die Möglichkeit der Knochen - oder Pfeilerdarstellung.
Knochen- und Pfeilernamen kann man sich in den Bildfenstern anzeigen lassen. Die Anzeige erfolgt entweder transient unter dem Mauszeiger oder permanent durch Annotation des Objektes. Diese Eigenschaft ist die eigentliche *Intelligenz* der betrachteten Bilder und erleichtert die Korrelation der Darstellungen. Ein Objekt *weiß* in allen Darstellungsformen welchen Namen es trägt. Diese Identifikationsmöglichkeit wirkt dem Verlust der dritten Raumdimension in den Radiographiesimulationen oder den CT-Schichten entgegen.
Als Beispiel diene hier ein Vergleich der Röntgen- und 3D - Darstellung des Beckens. Der linke Femur ist in beiden Darstellungen leicht aufzufinden (*s. Abb. 31*).

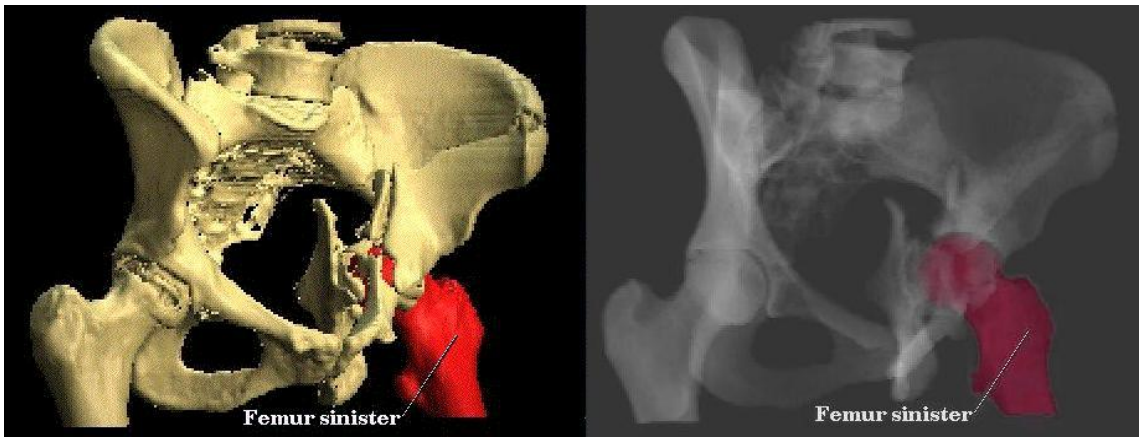

Abbildung 31: Sowohl 3D - Darstellung als auch Röntgensimulation zeigen die gleiche Szene. Der linke Femur ist in beiden Darstellungen rot eingefärbt. Eine Korrelation der beiden Darstellungen wird dadurch erleichtert.

6.2 Manipulationswerkzeuge

- Zoom
- Rotation und Translation
- Eigenschaften einzelner Objekte verändern
- Schnitte durch das Datenvolumen
- Spezielle Darstellungen

6.2.1 Zoom

Die Rotation oder Translation des Beckens im Atlas führt manchmal zu unübersichtlichen Bildern. Wichtig ist auch die Möglichkeit den Bildausschnitt selbst bestimmen zu können.
Dies ist prinzipiell auf zwei Weisen möglich. Mithilfe eines Cursors in Form eines Rahmens kann man einen Bildausschnitt bestimmen, der das gesamte Bild ausfüllen soll. Eine andere Methode ist, festzulegen wie das Verhältnis von Datensatz und Bildhintergrund ist. Ein Würfelcursor wird durch Mausbewegung entweder vergrößert oder verkleinert (*s. Abb. 32*).

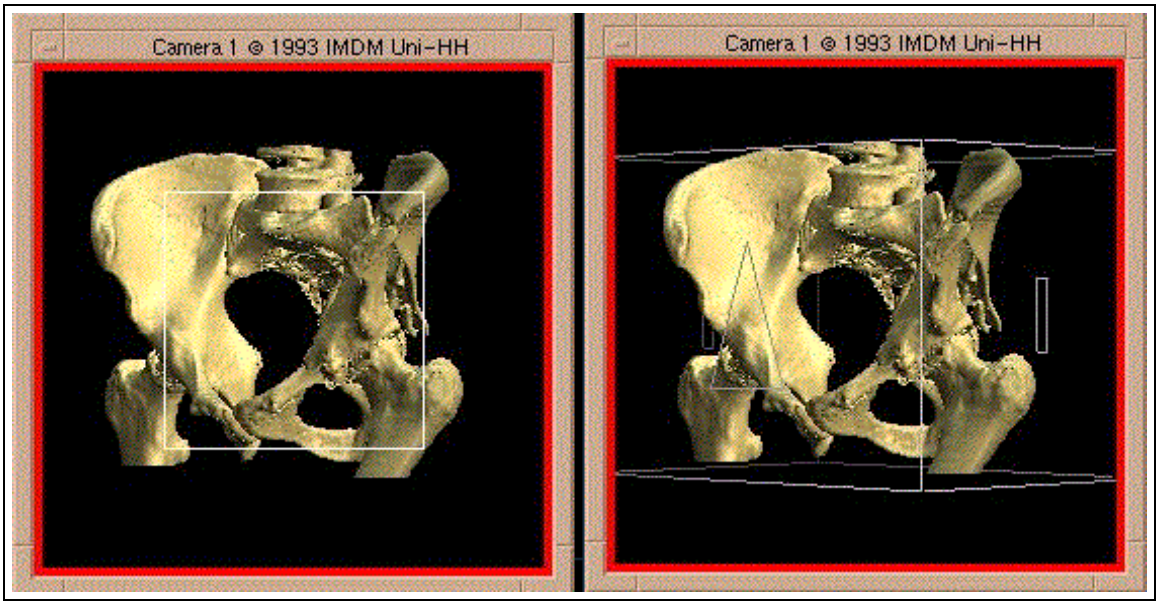

Abbildung 32: Die Wahl des Bildausschnitts mithilfe eines Ausschnittrahmens (li.) oder durch Skalierung des Datensatzes mithilfe des Würfelcursors (re.).

6.2.2 Rotation und Translation

Ein Drahtgitterwürfel (*s. Abb. 29*) dient dem Benutzer als Cursor (Bewegungsmarke) für die Spezifikation einer Rotationen oder Translation.
Sinnvoll ist die Benutzung dieses Instruments z.B. für die schrittweise Bewegung des frakturierten Beckens. Dies erleichtert die räumliche Vorstellung. Auch ungewöhnliche Blickrichtungen, wie z.B. ein Blick auf die Innenseite des Iliums (*s. Abb. 33*) werden so leicht möglich.
Sehr wichtig für das Studium der Frakturen sind die Standardprojektionen (A-P, Ala, Obturator, Inlet, Outlet) der Röntgendiagnostik. Um sie im Atlas leicht reproduzieren zu können, wurden die entsprechenden Rotationsparameter gespeichert und sind durch Mausklick aufrufbar (*s. Abb. 43*).

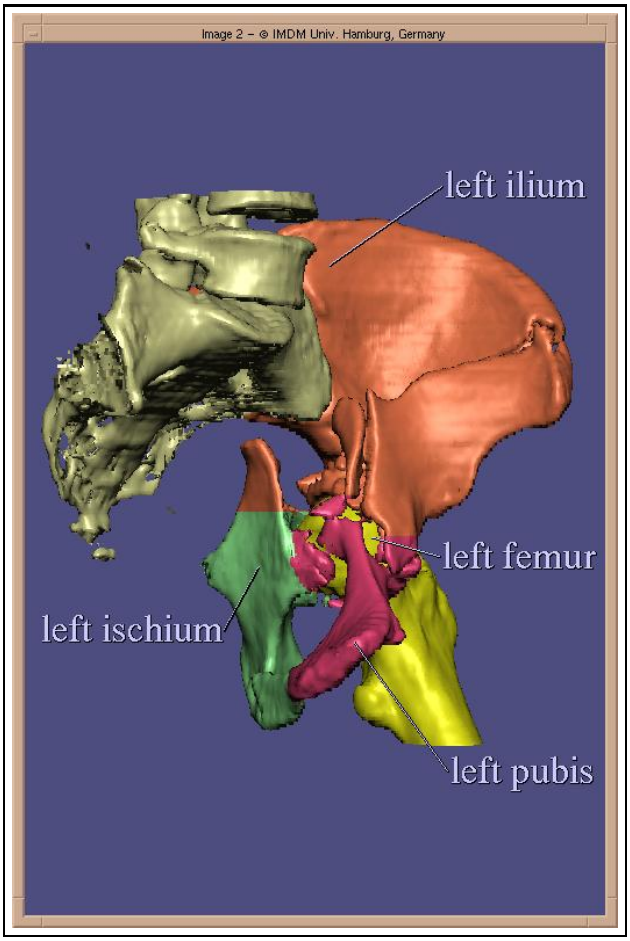

Abbildung 33: Ein Blick auf die Innenseite des frakturierten Iliums. Das andere Hüftbein wurde entfernt. Die Knochenanteile des Hüftbeins sind farblich gekennzeichnet (Os Ileum = braunrot, Os Pubis = magenta, Os Ischii = mintgrün)

6.2.3 Eigenschaften einzelner Objekte verändern

Die wichtigsten Möglichkeiten des Services Menüs (*s. Abb. 28*) die Eigenschaften einzelner Objekte zu verändern sind Färben und Entfärben, sowie Entfernen und Hinzufügen von Teilen und die transparente oder solide Darstellung.

Anwendung dieser Manipulationen auf Objekte erfolgt durch Mausklick oder durch Selektion aus den von der Wissensbasis generierten Listen.
Ein Einfärben von Knochenanteilen und Pfeilern (*s. Abb. 23*) erleichtert das Wiederfinden in den verschiedenen Darstellungen.
Entfernt man Objekte oder stellt sie transparent dar (*s. Abb. 34*), gewinnt man Ansichten, die durch verdeckende Objekte normalerweise verborgen sind.

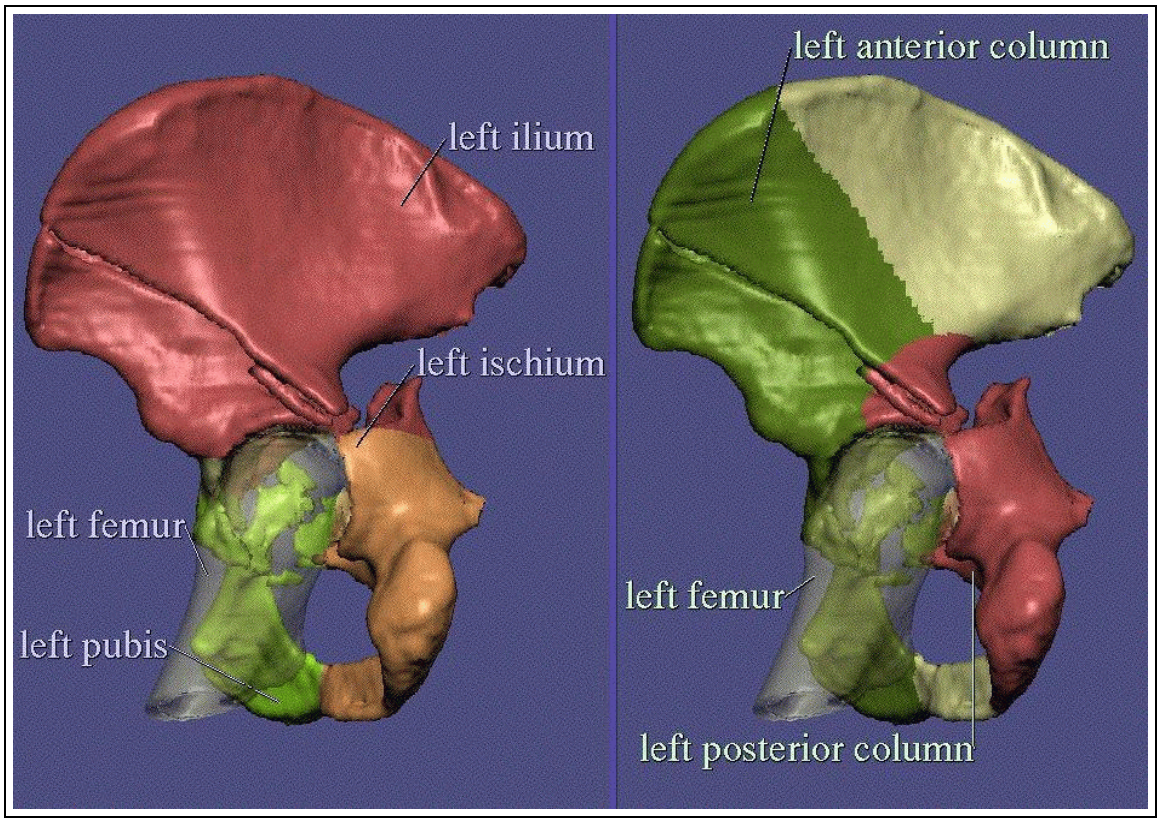

Abbildung 34: Ein transparent dargestellter Femur ermöglicht die Einsicht ins frakturierte Acetabulum. Die Abbildung zeigt die anatomische (links) sowie die chirurgisch-anatomische (rechts) Darstellung. Die Beschriftungen sind sowohl englischer Sprache als auch in Latein und Deutsch möglich.

6.2.4 Schnitte durch das Datenvolumen

Eine Spezifikation von Schnitten ist mithilfe eines Schneidewerkzeuges möglich. Seine Steuerung geschieht durch das Bewegen eines Gitternetzes durch eine Szene (*s. Abb. 30*).
Ein Schnitt durch das Datenvolumen erzeugt neue Objekte, die eine unabhängige Manipulation beider Objekthälften diesseits und jenseits der Schnittebene ermöglichen. Blickt man auf die Schnittebene, sieht man die Grauwerte des Datenvolumens (*s. Abb. 35*).
Mit dem Schneidewerkzeug simuliert man gefahrlos Präparationsübungen. Günstig gewählte Schnitte erlauben völlig neue Ansichten ansonsten verdeckter Objekte.

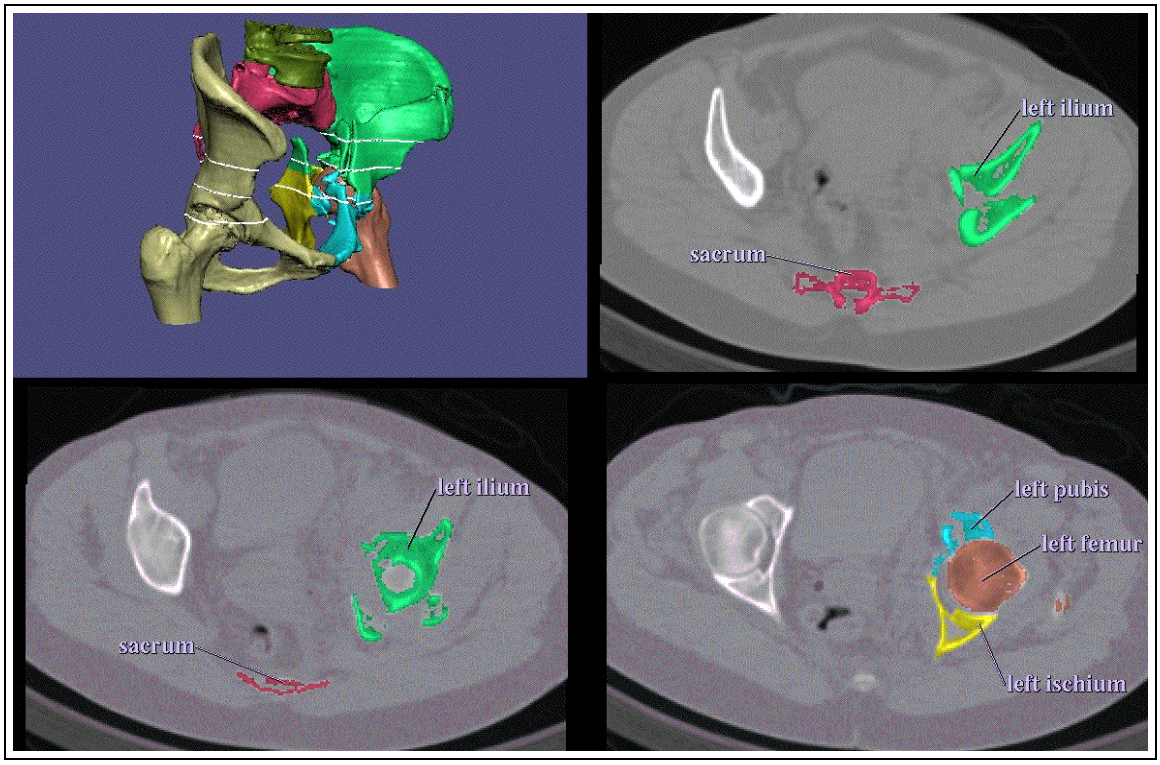

Abbildung 35: Die in der 3D-Darstellung angedeuteten Schnittebenen entsprechen den drei dargestellten CT-Schichten. Eine Schnitt durch das Datenvolumen zeigt nicht nur die Original Grauwerte der Schnittebene, sondern kann auch alle spezifizierten Objekt anzeigen.

Prinzipiell lassen sich mit dem Schneidewerkzeug auch die operativen Zugänge zum Acetabulum simulieren. Um eine Operationswunde zu simulieren, müssen allerdings mehrere Schnitte spezifiziert werden. Eine klaffende OP-Wunde etwa, besteht aus z.B vier Schnitten, die ein Fenster bilden. Andere Manipulationswerkzeuge können dann die Weichteilgewebeschichten abtragen.

6.2.5 Spezielle Darstellungen

Im Hinblick auf das Verständnis der Fraktur, ist es interessant, die anatomischen Verhältnisse entlang einer bestimmten Blickrichtung zu verstehen. Zu diesem Zweck wird ein Ausgangspunkt auf der Bildebene gewählt und die Blickrichtung durch die Bewegung eines Pfeilcursors bestimmt. Dieses an eine stereotaktische Operation angelehnte Vorgehen erzeugt eine Liste der Objekte, die von dem imaginären Strahl bei seinem Weg durch das Datenvolumen getroffen werden (*s. Abb. 36*). Beim Betrachten eines Röntgenbildes ist dieses Vorgehen gut zu erläutern. Die Fragestellung

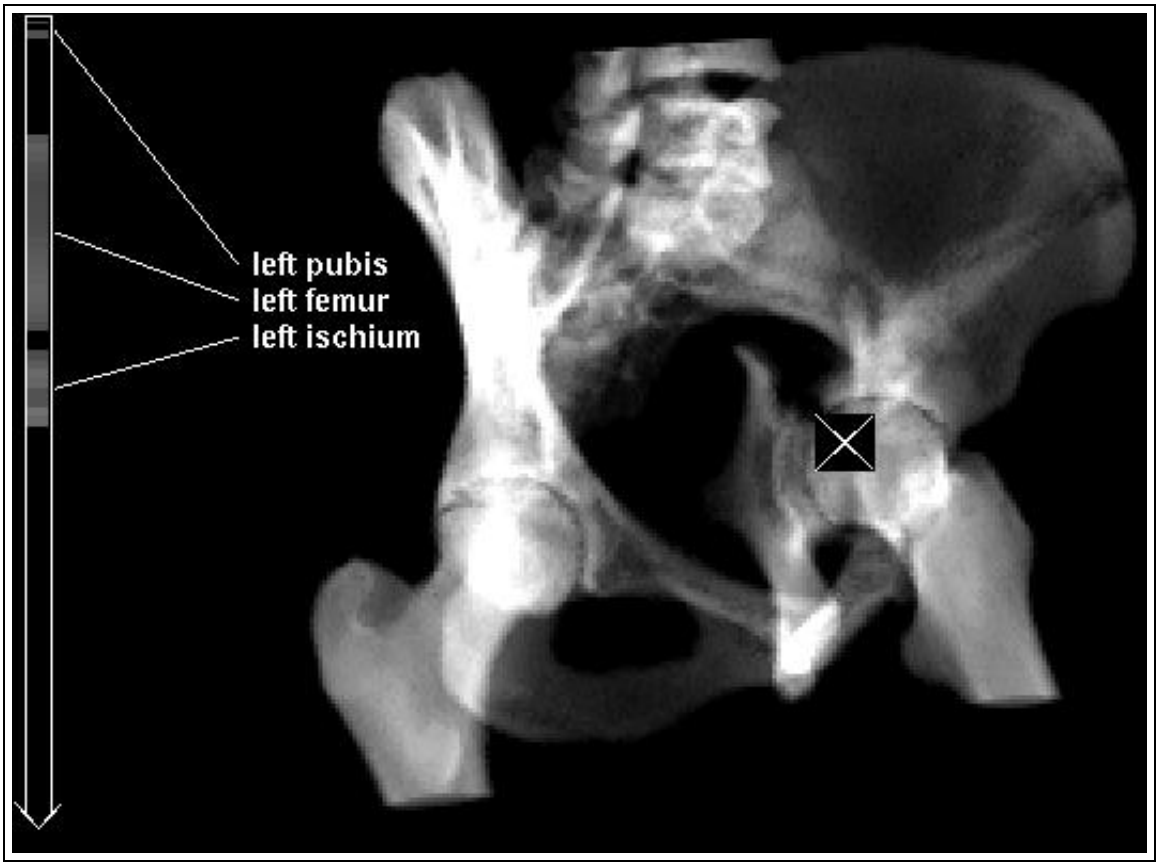

Abbildung 36: Der Pfeil am linken Bildrand zeigt die Liste der Objekte, die sich entlang der Projektionsrichtung des Pfeils aufsummieren. Der Eintrittspunkt ist durch das Kreuz angedeutet. Die Projektionsrichtung erfolgt hier senkrecht in die Bildebene hinein.

lautet hier:

"Welche Strukturen summieren sich in einer bestimmten Bildregion auf ?".

Ein anderes Anwendungsbeispiel ist die Orientierung anhand von anatomischen Landmarken.

Ein Operateur orientiert sich für einen Hautschnitt anhand von Knochenpunkten. Knochenpunkte sind tastbar und werden häufig durch imaginäre Linien verbunden, um die Lokalisation

tiefergelegener Strukturen zu erleichtern, die sich relativ zu diesen Markierungen auf die Hautoberfläche projizieren.

Zwei bekannte Hilfsmittel sind hier *Nelaton's Linie* [57] (*s. Abb. 37*) und *Bryant's Dreieck* [10] (*s. Abb. 38*). Nelaton's Linie verbindet die *Spina iliaca anterior superior* mit dem Sitzhöcker. Bryant's Dreieck entsteht aus der Verbindung der *Spina iliaca anterior superior* mit dem Femurkopf als Grundlinie für die Konstruktion eines rechtwinkligen Dreiecks. Befindet sich der *Trochanter major* proximal der Nelaton'schen Linie, oder ist Bryant's Dreieck asymmetrisch verformt, dann kann man eine pathologische Veränderung im Hüftgelenk annehmen.

Die Verwendung des Stereotaxiewerkzeuges macht es möglich diese Landmarken unter der Hautoberfläche im Atlas aufzuspüren. Dafür ist natürlich Bedingung, daß diese im Markenvolumen segmentiert worden sind.

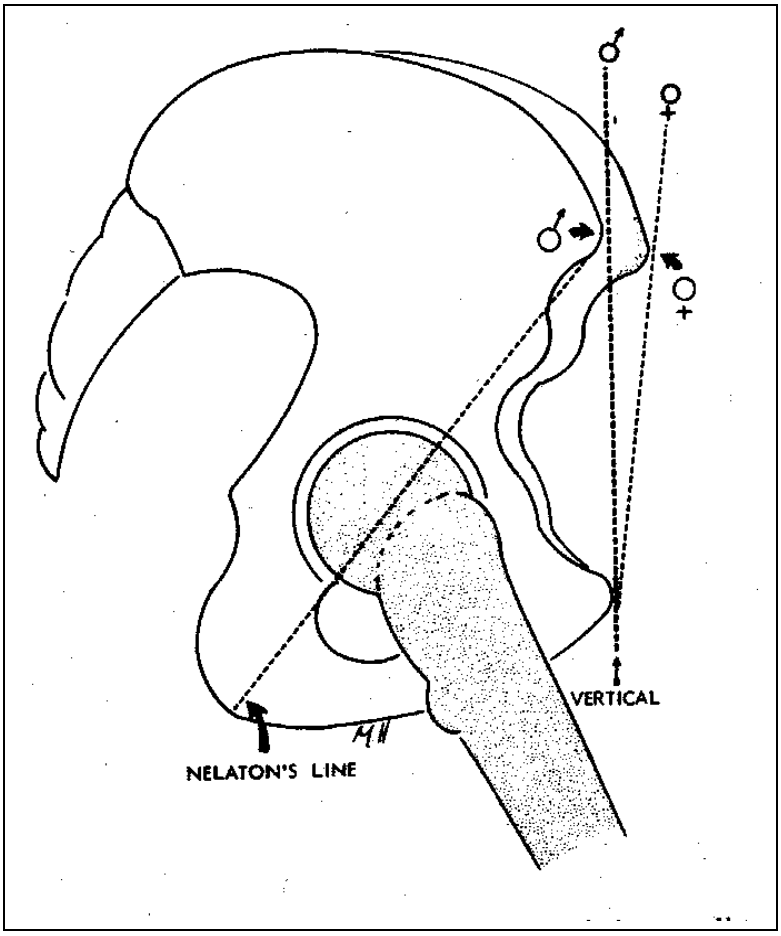

Abbildung 37: *Nelaton's Line* verbindet die *Spina iliaca anterior superior* mit dem Sitzhöcker.
(Bild: [25, S.68])

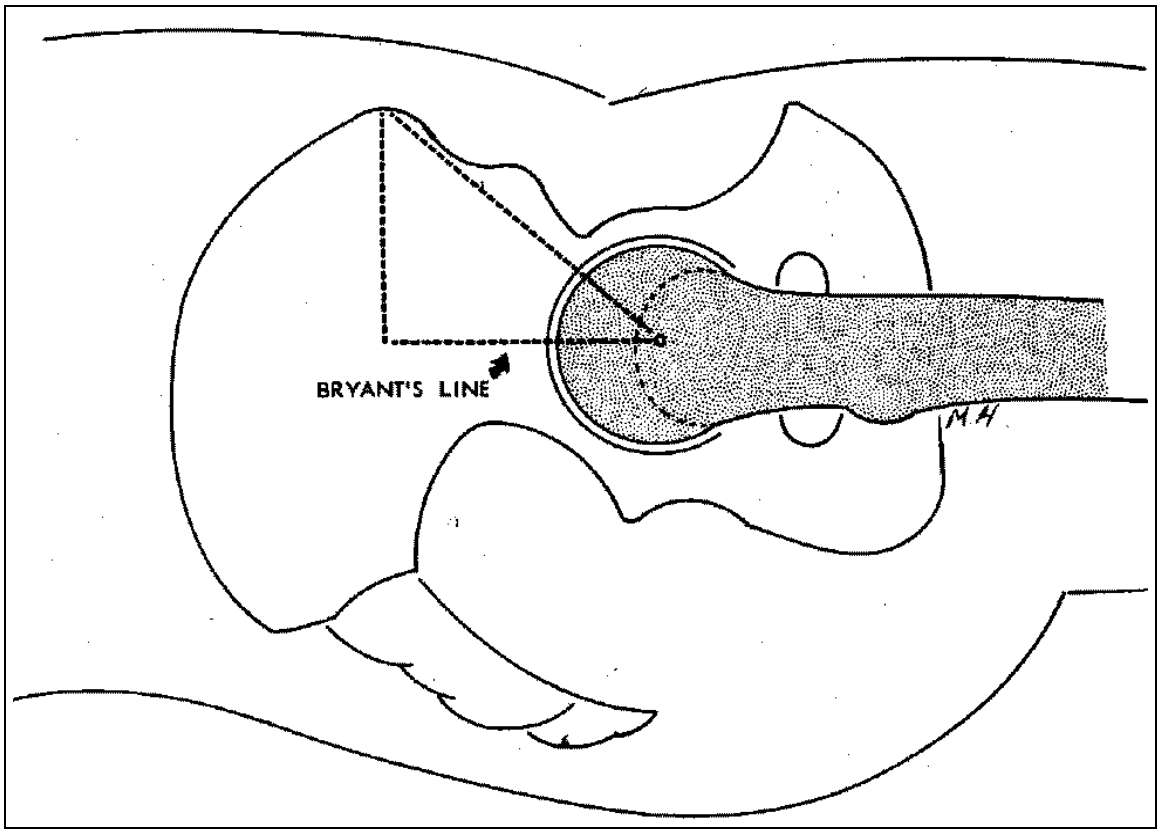

Abbildung 38: *Bryant's Dreieck* ensteht durch Konstruktion eines gleichschenkligen Dreiecks auf einer Grundlinie zwischen *Spina iliaca anterior superior* und Femurkopf.*(Bild : [25, S.69])*

Teil IV
Diskussion

7 Zielsetzung, Methodik und Anwendbarkeit

Der hier vorgestellte Atlas für Acetabulumfrakturen basiert auf einer Technologie, die in der medizinischen Ausbildung mehr und mehr an Bedeutung gewinnt. Die Anwendung von *Computer Aided Instruction (CAI)* oder *Computer Assisted Learning* (*s. I*) hat in den letzten Jahren vor allem durch die Popularität des Internets eine neue Bedeutung bekommen. Die allgemeine Verfügbarkeit von medizinischen Lerninhalten über das*World Wide Web* (WWW) [5] ist eine sinnvolle Ergänzung zu traditionellen Lehrmethoden.

Diese Popularität in der Benutzung ist es, die die prinzipiellen Probleme der Anwendung der CAI in den Hintergrund treten läßt. Eine Kritik an CAI Projekten ist die fehlende oder methodisch unklare Evaluation des Lernerfolgs [19]. In der Masse der inzwischen zur Verfügung stehenden, medizinischen Informations- und Ausbildungsysteme geht diese Kritik etwas unter.

Eine notwendige Evaluation des Atlasses erfolgt auch nicht im Rahmen dieser Arbeit. Im Mittelpunkt der Diskussion steht zunächst die Beurteilung anhand der gesetzten Ziele (*s. 1*).

7.1 Ziele vs. Ergebnisse

Darstellung typischer Frakturfälle in den diagnostisch relevanten Bildgebungsmodalitäten, Röntgenfilmprojektion und CT Schichtserie, sowie in einer dreidimensionalen Oberflächendarstellung

Die Auswahl der Frakturen richtete sich nach der AO-Klassifikation der Acetabulumfrakturen. Alle Fälle, die für dieses Projekt in Erwägung gezogen wurden waren nicht unterschiedlich genug, um das Klassifikationsschema (*s. 2.4*) vollständig abdecken zu können. Zwei Frakturtypen wurden letztlich in den Atlas aufgenommen (*s. 2.7*).
Über die reine Abbildung der verschiedenen, direkt editierbaren Darstellungen (Röntgen, CT, 3D) hinaus bietet sich dem Benutzer ein Rahmenwerk von verknüpfter bildlicher und symbolischer Information. Dabei ist es gleichgültig, ob er den bildlichen Kontext für seine Anfragen benutzt, oder ob er über eine textuelle Repräsentation der Wissensbasis an die Informationen gelangt. Dies ist gegenüber einem gedruckten Atlas viel flexibler. Der Benutzer bekommt immer eine individuelle Darstellung der Fraktur. Eine Überladung einer Bildlegende ist somit nicht notwendig, da die Legende im Bild selbst enthalten ist. Der Benutzer bestimmt den Informationsgehalt eines Bildes selbst.
Eine 3D-Oberflächendarstellung enthält implizit viel Information. Jede Manipulation durch den Benutzer, ermöglicht schon ein gewisses Verständnis der pathologischen Anatomie. Gegeneinander verschobene Frakturfragmente, die in üblichen Bildgebungstechniken nur sehr schwer zuzuordnen sind, werden durch einfache Bildmanipulation (Rotation, Translation, Zoom) leicht identifiziert.
Darüberhinaus ist der Wechsel des Markenvolumens - anatomische oder chirurgisch-anatomische

Sichtweise - jederzeit in allen Darstellungen möglich. Eine Beurteilung der Stabilität, die Planung der therapeutischen Maßnahmen, bzw. die Einschätzung der Prognose wird auf diese Weise unterstützt.

Korrelation der unterschiedlichen Visualisierungsmethoden, sodaß gleiche Strukturen in den verschiedenen Darstellungen wiedererkennbar sind

Jedem, der in der Interpretation der radiologischen Bilddiagnostik der Acetabulumfrakturen unerfahrenen ist, fällt dies schwer. Das mentale Modell der Fraktur ist unvollkommen und benötigt Unterstützung.
Eine Gegenüberstellung der Visualisierungsmethoden in verschiedenen Fenstern des Atlasses (Röntgensimulation, 3D Darstellung, (*s. Abb. 20*), mit der zusätzlichen Möglichkeit sich die anatomischen oder chirurgisch-anatomischen Inhalte erläutern zu lassen, kann dem Benutzer dienen, seine Vorstellung von der Pathologie der Fraktur zu verfeinern.
Darüberhinaus bekommt der Benutzer weitere Unterstützung für sein Verständnis der Fraktur, wenn er Schnitte durch Knochen und Gewebe spezifiziert und die angeschnittenen Objekte dann durch Annotation oder Einfärbung identifiziert.

Textuelle Beschreibungen der anatomischen Strukturen

Eine Beschreibung ist zu den definierten Objekten zwar verfügbar, jedoch bleibt die Frage nach sinnvollen Inhalten offen.
Didaktisch gesehen, ist die Information über Namen und Lokalisation das, was ein Atlas leisten sollte. Weitergehende Informationen über anatomische Objekte erinnern mehr an ein Lehrbuch. Die in diesem Atlas verfügbaren Beschreibungstexte sind statisch mit dem einzelnen Objekten verknüpft und verändern sich auch nicht mit dem Bildkontext. Dies steht im Widerspruch zu der ansonsten sehr flexiblen Arbeitsweise mit dem System.

Zuordnung der Frakturen zu einem Klassifikationsschema.

Die AO-Klassifikation bildete die Grundlage dieser Zuordnung. Die willkürliche Einteilung des Hüftbeins in vorderen und hinteren Pfeiler ist auf allen Darstellungen im Atlas nachvollziehbar. Eine Klassifikation der Frakturen ist dadurch möglich. Das bedeutet, daß ein wichtiges diagnostisches und prognostisches Hilfsmittel für den Chirurgen visuell unterstützt wird. Eine grobe Zuordnung zu Ein- bzw. Zweipfeilerfrakturen gelingt auch dem Ungeübten schnell.

7.2 Methodischer Vergleich

Es gibt bereits vielfältige Anwendungen, die auf Methoden der *Computer Aided Instruction (CAI)* beruhen. Das Angebot von Lerninhalten und der Zugriff auf medizinische Informationsysteme wird immer zahlreicher. Beliebte Anwendungen sind tutorielle Systeme auf CD-ROM, die vorgefertigte Multimediadaten präsentieren, oder WWW-basierte Informationsysteme wie z.B. *The Virtual Hospital* [50] und *Wheeless' Textbook of Orthopaedics* [23].

Aus der bisherigen Diskussion wurde deutlich, daß das Atlassystem den spezifischen Anforderungen einer Präsentation von Acetabulumfrakturen genügt. Die fehlende praktische Evaluation

(s.o.) macht nicht nur eine wirkliche Beurteilung der Effektivität in der Ausbildung unmöglich, es fehlen auch die praktischen Erfahrungen, die in die Weiterentwicklung zurückfließen. Diese Misere soll hier ansatzweise durch eine Diskussion der didaktischen Dimensionen des Atlassystems gemildert werden. Dies ist in keiner Weise gleichwertig, kann aber ebenfalls Hinweise auf sinnvolle Weiterentwicklungen bieten.
Insbesondere folgende Fragen sind hier interessant :

- Welche didaktische Bedeutung kann der Atlas in der Ausbildung bekommen ?
- Was sind die Vorteile dieser Methodik ?
- Welche Unterschiede existieren zu anderen Systemen ?
- Wie nützlich kann der Atlas in der Ausbildung sein?

Gegenüber traditionellen Lehrmethoden der Medizinerausbildung bietet die Nutzung dieses Atlasses eine Individualisierung des Lernprozesses. Heutzutage leiden nahezu alle Lehrveranstaltungen unter einem Verlust an Individualität. Studenten haben an der Massenuniversität selten die Möglichkeit in direktem Dialog mit dem Patienten, bzw. im Dialog mit den Professoren Medizin zu erlernen.
Der Atlas der Acetabulumfrakturen bietet dem Benutzer die Vorteile einer Fallsimulation (*s. I*), kombiniert mit modernen Technologien der 3D-Bildverarbeitung, Computergraphik und der Wissensrepräsentation. Diese Kombination ist einzigartig. Vergleichbare Systeme bieten zwar Individualität durch Interaktivität, bauen aber auf vorproduzierten Darstellungen oder Bildern von Frakturklassifikationen auf [13] , oder beschränken sich darüberhinaus nicht nur auf Acetabulumfrakturen [12]. Die beiden Frakturen des Atlasses können vom Benutzer sehr individuell studiert werden. Bilder, Annotationen, Schnitte entstehen mit jeder Atlassitzung neu. Der Benutzer ist damit gleichzeitig Autor seines eigenen Atlasses.
Viele Blickwinkel und Einstellungen des Atlasses sind in der Realität so nicht möglich. Simulierte Schnitte und Präparationen sind gefahrlose Experimente mit dem Modell der Acetabulumfrakturen und erschließen dem Benutzer viel eher die komplexe Geometrie, als dies durch die Benutzung gedruckten Atlanten und Lehrbüchern möglich wäre. Diese Eigenschaften begründen die Einzigartigkeit dieses Atlasses. Bisher ist kein vergleichbares System bekannt.
Dennoch ist eine methodische Einschätzung sinnvoll. Die Frage lautet also: ”Wie gut eine Fallsimulation als Lernsystem im Unterschied zu Systemen mit anderer Methodik ? ” Eine Antwort versucht die folgende systematische Abgrenzung gegenüber anderen Kategorien von Lernsoftware [6, Kap. 2 u. 6] zu geben.

7.2.1 Lernergesteuerte Systeme

Mithilfe dieser Systeme ist es dem Benutzer möglich aktiv die Reihenfolge der Lernabschnitte zu bestimmen. Dies ermöglicht eine individuelle Auswahl der Lerninhalte. In diesen Bereich fallen die Hypertext- und Hypermediasysteme, die durch *nichtlineare* Vernetzung der Daten aller Formate (Text, Audio, Grafik, Animation), dem Benutzer den wahlfreien Zugriff (Navigation, Browsing) ermöglichen. Die Organisation und Auswahl der Lerninhalte obliegt dem Benutzer, was einerseits

die geforderte Individualität des Lernprozesses fördert, andererseits aber auch den Benutzer überfordern kann, wenn ihm in der Wahlvielfalt die Orientierung fehlt.
Gegenüber dem Atlas der Acetabulumfrakturen, der gewissermaßen auch *lernergesteuert* ist, sind die Inhalte der Hypermediasysteme statisch und vorbestimmt. Der Benutzer navigiert nur durch vorproduzierte Inhalte. Ein eventueller Lerneffekt entsteht durch die Navigation durch den Inhalt. Der Atlas hingegen überläßt dem Benutzer die Wahl des jeweiligen Bildinhaltes. Ein Lerneffekt ensteht eher spontan aus der Neukomposition der Darstellungen.
Vorteilhaft ist bei den Hypermediasystemen sicherlich die uniforme Behandlung aller Datenquellen und die dokumentorientierte Darstellung. Der Atlas der Acetabulumfrakturen bietet zwar auch Texte als Beschreibungen, doch sind diese jeweils an die Objekte gebunden (s.o.) und somit sehr unflexibel.

7.2.2 Trainingsysteme

Mit Trainingssystemen ist das Lernen im Sinne von *Drill und Übung* gemeint. Voraussetzung ist, daß der Benutzer schon ein gewisses Vorwissen besitzt und sich über dieses vom Trainingssystem befragen läßt. Das System stellt Musterlösungen zur Verfügung. Im Mittelpunkt steht das Überprüfen des Erlernten.
Der Atlas bietet keinen Abfragemodus. Der Vorteil der Trainingssysteme ist, verglichen mit dem Atlassystem, ein ausgereifteres Benutzermodell. Lernerfolg ist direkt meßbar und kann auch mit zur Niveausteigerung der nächsten Lernschritte verwendet werden. Nachteilig ist es bei diesen Systemen sicherlich, daß die Trainingseffekte auch irgendwann erschöpft sein können, weil der Benutzer schon alle richtigen Antworten kennt. Dies kann beim Atlas nie so sein, weil durch die unendliche Vielfalt der Darstellungen eventuelle Lerneffekte nicht vom System her begrenzt, sondern der Benutzer selbst entscheidet, wann das Erlernte ausreichend ist. Wiederholungen sind eher unwahrscheinlich.

7.2.3 Tutorielle Systeme

Tutorielle Systeme präsentieren nicht nur den Lerninhalt, sondern geben dem Benutzer auch einen didaktischen Weg vor. Dieses Vorgehen ist sicherlich sinnvoll, wenn relativ wenig Wissen beim Benutzer vorhanden ist.
Verglichen mit dem Atlas, sind Vor- und Nachteile hier ähnlich wie bei den Trainingsystemen. Der entscheidende Unterschied zum Atlas ist ein umfangreicheres Benutzermodell, das den Lernfortschritt sicherstellt.

7.3 Anwendbarkeit in der Lehre

Aus der bisherigen Diskussion kann man schließen, daß der Atlas der Acetabulumfrakturen methodisch eine Lücke in der Medizinerausbildung füllen kann. Die fallspezifische Darstellung und Exploration des Modells von Acetabulumfrakturen ist vorteilhaft, wenn die Qualität der Ausbildung unter mangelnder Betreuung durch erfahrene Lehrkräfte leidet.
Für die Einschätzung dieses Atlasses als Ausbildungsinstrument reichen didaktische Kriterien alleine nicht aus. Praktikabel ist ein solches System natürlich nur, wenn auch die Verfügbarkeit für Studenten und Ärzte ausreichend und effektiv gewährleistet werden kann.

Im einzelnen berührt dies :

- Einsatzgebiete
- Betreuung der Benutzer
- Pflege des Systems, Weiterentwicklung

Einsatzgebiete

Ein Atlas von Hüftpfannenbrüchen kann eine sinnvolle Alternative zu der Anonymität von Massenveranstaltungen bieten, oder diese ergänzen. Das Studium von Fallbeispielen am Krankenbett (Bedside-teaching) ist eine der wirksamsten Ausbildungsmethoden des klinischen Studiums. Der Lerneffekt leidet häufig unter der Überfüllung der Kurse. Die Folge kann sein, daß Studenten an den Lehrveranstaltungen garnicht erst teilnehmen.
Darüberhinaus ist die schon erwähnte räumliche Komplexität der Acetabulumfrakturen auch bei bester Betreuung nur schwierig zu erlernen. Der Einsatz des Atlasses ist deshalb in jedem Fall zusätzlich zu den herkömmlichen Ausbildungsveranstaltungen zu empfehlen.
Zwei Varianten für den Einsatz des Atlassystems erscheinen sinnvoll.

1. Der Atlas als Referenz für die AO-Klassifikation
2. Der Atlas mit aktuellen Fällen aus der Routine der Chirurgischen Klinik

Die erste Variante entspricht dem Atlas, wie er in dieser Arbeit vorgestellt wurde. Sie verlangt die Anschaffung von mehreren Unix Workstations, sowie die Bereitstellung weiterer Fallbeispiele entsprechend der AO-Klassifikation. Die Studierenden (und Ärzte) hätten dann die Möglichkeit, Fallbeispiele mit den Unterlagen (Röntgen, CT) aktueller Fälle der chirurgischen Klinik zu vergleichen.
Für die zweite Variante ist es notwendig, daß die Palette an Beispielfällen ständig erweitert wird. Dies bedeutet, daß Personal zur Verfügung steht, um die Tätigkeit der Segmentation neuer Frakturfälle zu leisten. Doch das ist sicherlich nur in Ausnahmefällen praktikabel. Der Lerneffekt wäre zwar deutlich größer als bei der ersten Variante, doch ist der Zeitbedarf der Segmentation i.A. zu hoch, um die Segmentation zusätzlich zur täglichen Routine leisten zu können. Legt man eine durchschnittliche Segmentationsdauer von 3 bis 7 Tagen zugrunde, so bedeutet dies, daß diese Arbeit nicht nebenbei geleistet werden kann. Eine Aktualität der Fälle wäre schwer zu gewährleisten.

Die Aufarbeitung medizinischer Bilddaten von Acetabulumfrakturen zur Erstellung eines solchen Atlasses ist nicht mit allgemeinen Werkzeugen zur Bildbearbeitung zu leisten. Gerade für den Einsatz in der Routine der Chirurgischen Klinik sind spezielle Bearbeitungsmodule für die Bearbeitung von medizinischen Bilddaten notwendig [73].

Betreuung der Benutzer

Sicherlich ist die Benutzung des Systems nicht so kompliziert, daß eine ständige Betreuung notwendig wäre. Ein Eingangstutorium reicht meistens aus, um die Funktionalität zu erlernen. Jede weitere Nutzung sollte auch möglichst frei gehandhabt werden, um den Vorteil der Individualität des Lernens mit dem Atlas auch voll nutzen zu können. Prinzipiell wäre es wünschenswert, die Nutzung rund um die Uhr zu ermöglichen.

Pflege des Systems, Weiterentwicklung

Einmal installiert, verlangt der Atlas keine weitere Pflege oder Wartung. Diese wird erst erforderlich, wenn neue Versionen der Software eingespielt werden, oder eine Erweiterung der Beispielfälle vorgenommen wird.

Zusammenfassung

Der Einsatz eines Atlasses von Acetabulumfrakturen ist als Ergänzung in der medizinischen Ausbildung sinnvoll, wenn die Verfügbarkeit gewährleistet werden kann. Dies bedeutet Investitionen in Gerät und Personal, da auf Betreuung und Weiterentwicklung nicht verzichtet werden sollte.

7.4 Weitere Entwicklungen und Ausblick

Für den Atlas der Acetabulumfrakturen gibt es eine Reihe von Optionen für die weitere Entwicklung, von denen hier nur die wichtigsten aufgezählt werden sollen. Die Erweiterungen sind zum Teil schon während des praktischen Teils dieser Arbeit implementiert worden. Sie wurden jedoch in der hier beschriebenen Version nicht aufgenommen.
Abschließend wird eine Vision zukünftiger Möglichkeiten beschrieben.

7.4.1 Operationssimulation

Der Atlas der Acetabulumfrakturen hilft dem Benutzer die Beispielfrakturen zu verstehen. Dies betrifft das Verständnis der bildgebenden Diagnostik. Indikationsstellung und Therapie sind nicht im Atlas repräsentiert.

Dies ist für eine vollständige Darstellung des Fachgebietes sicherlich nicht akzeptabel. Es wurde deshalb ein Ansatz versucht die Visualisierungsmöglichkeiten des Atlasses um die Darstellung der operativen Seite des Fachgebietes zu erweitern.

Basierend auf einer rudimentären Implementation einer skriptfähigen Schnittstelle zur Spezifikation von Punkten und Linienzügen im Datenraum, war es möglich diese für eine Simulation der Schnittführung verschiedener operativer Zugänge zu verwenden. Die Drehung des Datensatzes und die Erzeugung des *virtuellen Skalpells* (*s. Abb. 39*) sowie der Linien geschieht mithilfe eines kleinen Skriptprogramms, das durch den Atlas in die entsprechenden Aktionen übersetzt wird.

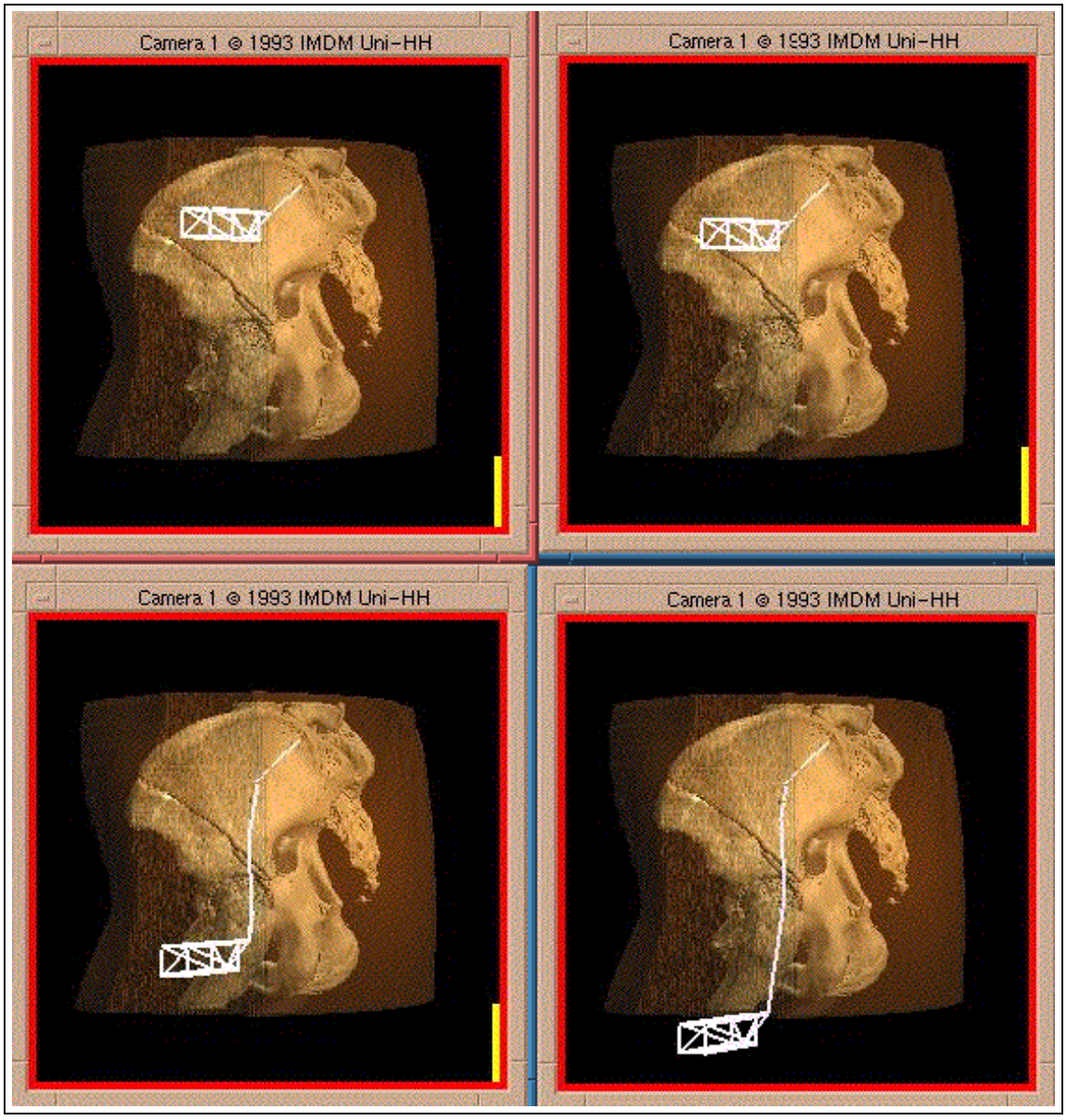

Abbildung 39: Ein Linienwerkzeug simuliert einen chirurgischen Schnitt

Eine Visualisierung von Operationstechniken ist aber mehr als nur automatisch simulierte Bewegung und Animation. Denkbar ist, daß der Benutzer die Schnitte selbst spezifiziert. Das zugrundeliegende Computermodell erlaubt bereits die Spezifikation von Schnitten. Für eine Operationssimulation müssen diese allerdings frei wählbar sein. Diese Möglichkeit ist bereits in Entwicklung.

Darüberhinaus ist aber auch sinnvoll über die Aktionen des Benutzers zu wachen. Wählt er eine Schnittführung, so müßte er eine Rückmeldung darüber erhalten, wie gut seine Technik war. Dies geht aber nur mit einem erweiterten Benutzermodell, das die Aktionen des Benutzers verwaltet und den Lernfortschritt unterstützt. Für die Benutzerführung wäre es denkbar, die im Verlaufe der Atlassitzung angehäufte Benutzerinformation für die Generierung von dynamischen Hypertextdokumenten (HTML) zu verwenden .

7.4.2 Erweiterte Möglichkeiten der Wissensbasis

Eine Erweiterung der Wissensbasis durch *Pommert und Schubert* [62] ermöglicht die Beschreibung der Anatomie auf einer *generischen* Basis. Relationen zwischen Objekten modellieren nicht nur *"Teil von"*-Beziehungen, sondern können beliebig typisiert werden. Dies bedeutet eine Kombination der Sichtweisen auf dieselben Daten. Wie schon in dieser Arbeit gezeigt, modelliert die Verwendung mehrerer Markenvolumina alternative Sichten auf die geometrische Information des Bildvolumens. Die Wissensbasis ist bisher aber immer implizit mit einem bestimmten Markenvolumen verknüpft. Läßt man diese Beschränkung fallen, lassen sich die Attribute, die durch die Markenvolumen repräsentiert werden mit beliebiger Semantik füllen.

Es entsteht ein *semantisches Netzwerk* (*s. Abb. 40*) mit dessen Hilfe Beschreibungen der zugrundeliegenden Daten generiert werden können. Damit lassen sich ebenfalls Beschreibungen von Operationssituationen generieren, wie sie für den vorliegenden Atlas der Acetabulumfrakturen sinnvoll erscheinen. Dies ist möglich mit dem zugrundeliegenden Markenvolumen der Pfeilerstruktur des Beckens und einem weiteren, das für verschiedene Schnitte das jeweils freiliegende Operationsgebiet abbildet. Spezifiziert man eine *"legt frei"*-Relation zwischen diesen Markenvolumina, so erhält der Benutzer eine Beschreibung über die bei einer bestimmten Operationstechnik freigelegten Pfeiler. Auch der Verweis auf externe Multimediadaten kann hiermit flexibler gehandhabt werden.

7.4.3 Ausblick

Auch die zukünftige Entwicklung des Atlassystems wird bestimmt durch den Trend zur Verteilung von Information. Medien wie das *World Wide Web* (WWW) [5] erleichtern den Zugriff auf Information von jedem beliebigen Platz der Welt. Der Trend geht also weg von monolithischen Anwendungen (wie z.B. dem Atlassystem) hin zu verteilten Informationssystemen, die jederzeit (online) verfügbar sind. Die Popularität des WWW verändert die Gesellschaft und damit auch die Lehre und Forschung an den Universitäten. Der Erfolg des Atlassystems wird also in hohem Maße davon abhängen, ob es gelingt die Information, die das Atlassystem anbietet über Medien wie dem WWW verfügbar zu machen.

In den letzten Jahren sind unter diesem Einfluß viele Projekte entstanden, die medizinische Inhalte online zur Verfügung stellen. Neue Fachdisziplinen wie *Telelearning* werden entscheidend durch die allgemeine Verfügbarkeit von Lerninhalten über das WWW geprägt. Das Studium

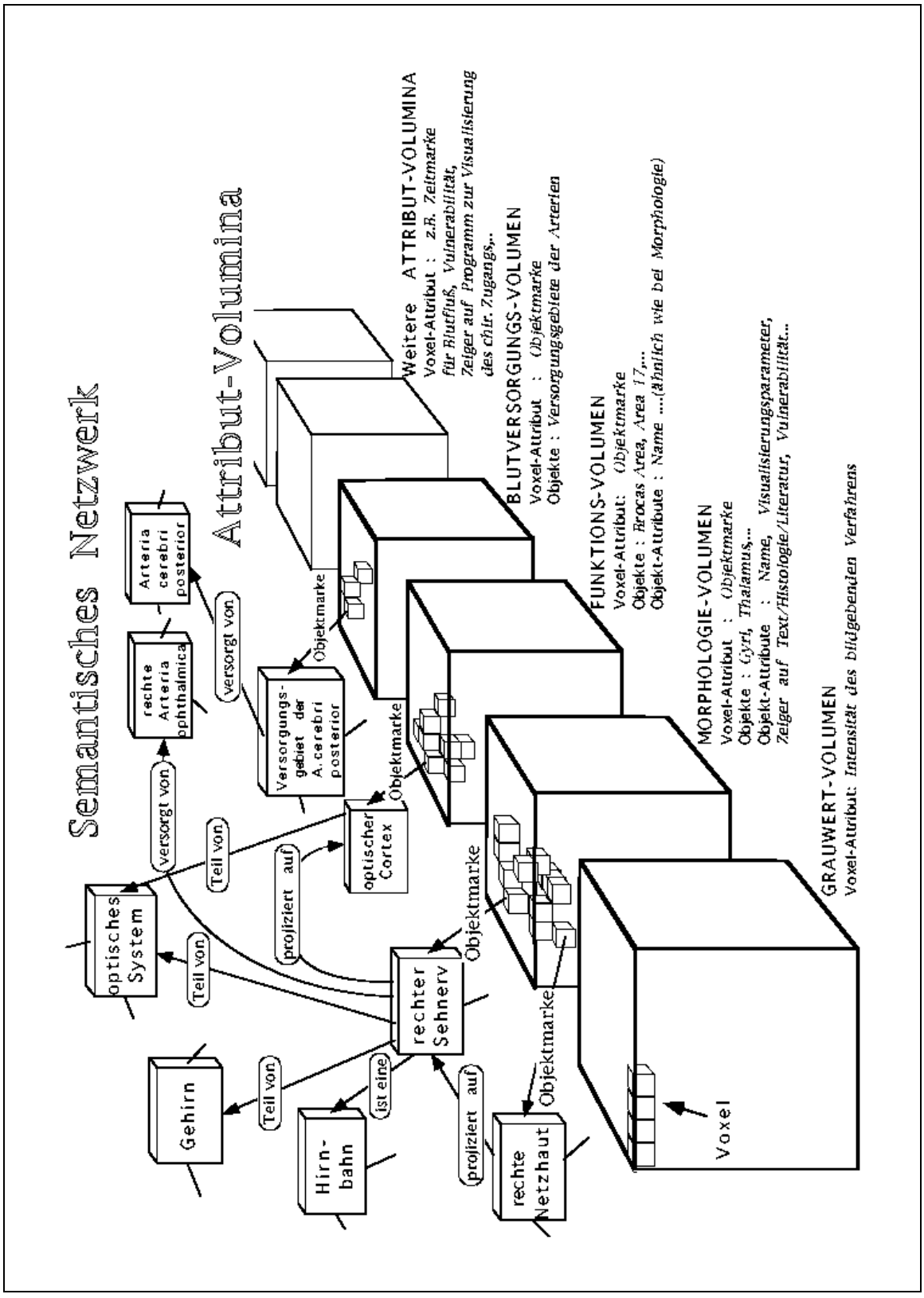

Abbildung 40: Das *semantische Netzwerk* als Erweiterung der Wissensbasis

der Medizin ausschließlich online zu vollziehen, wie dies bei anderen Studiengängen inzwischen möglich ist, wird auch in Zukunft nicht sinnvoll sein. Dennoch ist ein deutlicher Einfluß dieser Technologie auf die Medizin an sich, insbesondere auf die medizinische Ausbildung zu spüren. Die erleichterte Kommunikation und verbesserte Aktualität der verfügbaren Information verändert das Verhalten der Studierenden und Ärzte. Bewährte Lehrbücher sind mittlerweile auch online verfügbar [29], bzw. gibt es Online-Dienste, die Publikationen, Nachrichten und Veranstaltungen innerhalb einer virtuellen Gesellschaft verwalten [67]. Die Kenntnis von Forschungsvorhaben, wie z.B. auf dem Gebiet des *Problem Based Learning* [18], erlangt der Benutzer durch diese Informationsysteme leichter, als über gedruckte Medien. Darüberhinaus ist die Art der verfügbaren Information nicht mehr allein auf Texte und Bilder beschränkt. Computerprogramme beispielsweise können zum spontanen ausprobieren auf den eigenen Computer heruntergeladen werden.

Die Vervielfältigung der Möglichkeiten zur Informationsbeschaffung verlangt natürlich wiederum einen ausgereiften Umgang mit der Information. Mehr Information bedeutet nicht immer auch mehr Wissen. Die Zunahme der Individualisierung durch computerisierte Lerninhalte, stellt zwar andere Anforderungen an einen Lehrplan, kann diesen aber nicht wirklich ersetzen. Die Aufgabe der Institute und Universitäten muß es daher sein, diesen technologischen Entwicklungen durch Offenheit und Moderation Rechnung zu tragen. Standardisierter Informationsaustausch, wie er z.B. für die klinische Medizin auf der Basis des *Health Level 7* Protokolls [30] ermöglicht werden soll, sollte auch für Ausbildungszwecke möglich sein. Voraussetzung dafür ist allerdings eine weltweite Verabredung über die verschiedenen Komponenten und Methoden der Ausbildung von Ärzten und Studenten. Dies könnte auch ein Mechanismus sein die fehlende oder zumindest problematische Validierung der Lerninhalte zu standardisieren. Technische Möglichkeiten des standardisierten Informationsaustausches stehen heute in zunehmendem Maße zur Verfügung. Die *Extensible Markup Language (XML)* [81] wird auch in anderen Fachdisziplinen dazu verwendet Inhalte durch sogenannte Auszeichnungsmarken (Markup Tags) mit Bedeutung zu versehen. Die maschinelle Validierung dieser Inhalte ist möglich, wenn die Menge der verwendeten Auszeichnungsmarken weltweit standardisiert ist. Ein XML Dokument, das beispielsweise eine bestimmte Ansicht einer Acetabulumfraktur beschreibt, könnte mit mit anderen Dokumenten verglichen werden, die einen ähnlichen Inhalt haben, aber eventuell von anderen Informationsystemen erzeugt wurden. Auf diese Weise wäre der hier vorgestellte Atlas mit anderen Informationsquellen integrierbar. Darüberhinaus ist auch eine Steuerung des Atlassystems mithilfe von XML denkbar.

Teil V
Zusammenfassung

Die Pathologie, chirurgische Anatomie und Chirurgie der Acetabulumfrakturen bieten dem Unerfahrenen eine Vielzahl von Klippen und Schwierigkeiten. Zentral für das Verständnis des pathologischen Geschehens ist ein gutes räumliches Vorstellungsvermögen von der Fraktur und ihrer Pathogenese.
Die in der klinischen Routine maßgebenden Bildgebungsverfahren sind Röntgen und CT. Ihnen gemeinsam ist, daß ein dreidimensionales Objekt auf eine 2D Bildebene projiziert wird und die dritte Dimension vom Betrachter vor dem geistigen Auge aufgespannt werden muß.
Gerade die Acetabulumfrakturen sind, bedingt durch die komplexe Anatomie der Hüfte, für Anfänger sehr schwierig zu analysieren. Hilfreich wäre es deshalb, eine Zuordnung der in der 2D Ansicht sichtbaren Strukturen zu einer, für das Auge natürlicheren, 3D Darstellung zu ermöglichen.
Diese Arbeit beschreibt die Realisierung eines Systems für die interaktive Erkundung von Acetabulumfrakturen. Es handelt sich um einen rechnergestützten 3D Atlas auf der Basis von computertomographischen Volumenbilddaten, der typische Frakturen entsprechend der AO-Klassifikation der Acetabulumfrakturen zeigt.
Von den Patienten der Unfallchirurgie und der Radiologie des *Universitätskrankenhauses Eppendorf* (UKE) in Hamburg, wurden Fälle mit Acetabulumfrakturen anhand der Datensatzqualität und der Zuordnung zur AO-Klassifikation begutachtet und ggf. ausgewählt.
Die Bearbeitung dieser Fälle geschah unter Zuhilfenahme der Infrastruktur und der Erfahrungen des *Instituts für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin* (IMDM) am *Universitätskrankenhaus Eppendorf*. Techniken der 3D Bildverarbeitung und Computergrafik waren die Werkzeuge für die Aufbereitung der Daten für den Atlas. Ein für die schnelle Komposition von computerisierten, medizinischen Atlanten geschaffenes Rahmenwerk, bildete die technische Basis für die Realisierung des Atlassystems.

A Die Benutzung des Atlasses

A.1 Die Benutzerschnittstelle

Die graphische Benutzeroberfläche (*s. Abb 20*) basiert auf dem weit verbreiteten X-Window System. Die einzelnen graphischen Elemente entstammen der Motif Widgetsammlung.
Menüs und Buttonleisten repräsentieren die Einstellungsmöglichkeiten der Werkzeuge. Fenster dienen der Darstellung der erzeugten Bilder, bzw. stellen auch Eingabe- und Abfragehilfsmittel zur Verfügung.

A.1.1 Wichtige Graphische Bedienelemente

Das Services - Fenster Dieses Fenster (*s. Abb. 28*) ist permanent sichtbar. Es bietet dem Benutzer an Objekte zu identifizieren und zu markieren (*hinzufügen, entfernen, färben, annotieren* ...). Der Wechsel zwischen den Markenvolumen ist durch Menüauswahl möglich. Im oberen Bereich befinden sich drei kleine Bildfenster in denen die Grauwertschichten in den drei Raumebenen dargestellt werden.
Eine weitere Auswahlmöglichkeit besteht zwischen der Darstellung eines simuliertes Röntgenbildes oder einer MAXIMUM INTENSITY PROJECTION (*s. 3.2*) im Bildfenster.

Die Bildfenster Sie dienen sowohl der Eingabe- als auch der Ausgabe. Beim Systemstart werden zwei Bildfenster initialisiert, die eine Größe von 512×512 bzw. 256×256 Pixeln haben. Eine der wichtigsten Eingabefunktionen in den Bildfenstern ist die Bewegung der Objekte mithilfe der Maus. Wird aus dem CHANGE VIEW - Menü z.B der Eintrag ROTATE SCENE gewählt, dann erscheint ein Drahtgitter Modell eines Würfels. Er repräsentiert den Datensatz und kann im Bild gedreht werden (*s. Abb. 29*).
Das Anklicken eines Objektes mit der Maus im Bildfenster löst die Aktion aus, die man zuvor im SERVICES Fenster vorgewählt hatte.
Nach Auswahl von DISSECTION erscheint hier ein Maschengitter, das die aktuelle Schnittebene repräsentiert (*s. Abb. 30*).

Die Menüleiste Die Pulldown - Menüs der Menüleiste ermöglichen den Zugriff auf die Werkzeuge des Visualisierungsmoduls und auf die Wissensbasis. Die drei wichtigsten Einträge der Menüleiste sind CHANGE VIEW, DISSECTION und KNOWLEDGE BASE. Bei Auswahl werden Dialogfenster sichtbar, die die jeweiligen Konfigurationsmöglichkeiten präsentieren.
Die Dialogbox CHANGE VIEW (*s. Abb. 41*) bietet die Wahl zwischen einer *Rotation, Translation* und *Zoom* der Objekte im Bildfenster, sowie die Wahl der Postion der virtuellen Lichtquellen.
Die Dialogbox des DISSECTION - Modus (*s. Abb. 42*) läßt dem Benutzer die Wahl zwischen den drei orthogonalen Ebenen, in denen Schnitte definiert werden können. Parallel dazu wird in den Bildfenstern ein Maschengitter dargestellt, mit der man die Postion der Schnittebene verändern kann.
Das KNOWLEDGE BASE - Menü zeigt die verschiedenen Suchmöglichkeiten in der Wissensbasis (alphabetischen Liste oder Baumdarstellung. Die Auswahl eines Objektes, gleich

ob aus Baum oder Liste, hat dann zur Folge, daß die zuvor im SERVICES - Fenster vorgewählte Aktion (entfernen, zufügen, färben ...), auf das entsprechende Objekt im Bildfenster angewendet wird.

Erweiterungen: Die Special Box Die SPECIAL BOX ist eine Erweiterung der Benutzeroberfläche. Sie bietet speziell für den Atlas der Acetabulumfrakturen erweiterte Möglichkeiten. Es handelt sich dabei um die Wahl zwischen den verschiedenen Standardprojektionen der Radiologie, die dem Diagnostiker ein plastischeres Bild der Acetabulumfraktur bieten sollen (*s. Abb. 43*).

Abbildung 41: Der CHANGE VIEW - Dialog.

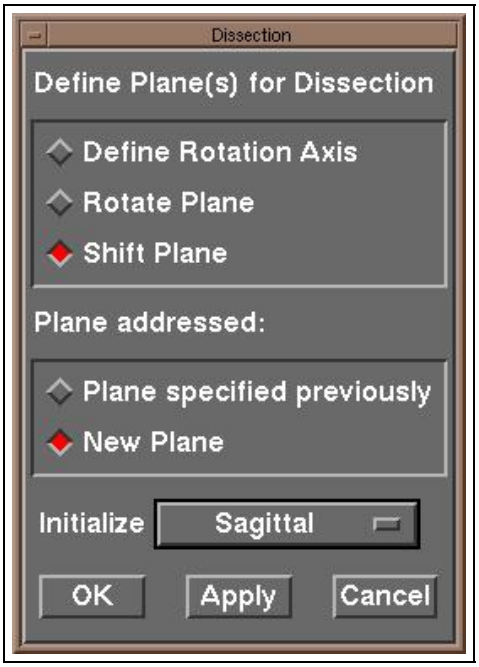

Abbildung 42: Der DISSECTION - Dialog

Abbildung 43: Die Special Box bietet die Auswahl zwischen den unterschiedlichen Standardprojektionen der radiologischen Diagnostik.

A.2 Eine Beispielsitzung

Nachdem das Computermodell und die Möglichkeiten der Benutzung dieses Atlasses vorgestellt worden sind, soll hier anhand von einigen einfachen Fragestellungen die Bedienung des Systems erläutert werden.
Typische Fragen, die sich jedem Benutzer stellen, der das System kennenlernen möchte sind :

- Wie starte ich das System ?
- Welche Fragestellungen werden unterstützt ?
- Wie finde ich die Antworten auf diese Fragen ?
- Wie beende ich die Sitzung ?

A.2.1 Wie starte ich das System ?

Pro Atlassitzung kann nur ein Fallbeispiel studiert werden. Das bedeutet, daß den beiden, im Rahmen dieser Arbeit untersuchten Fälle, auch zwei unterschiedliche Startkommandos zugeordnet sind. Hinter diesen Kommandos stecken Unix - Shellskripte, die alle nötigen Parametrisierungen für den Aufruf der Programme beinhalten. Der Aufruf lautet also z.B für den Atlas der zentralen Luxationsfraktur :

```
$PROMPT> /users/atlas/scripts/pelvis.scr
```

Daraufhin werden alle Daten geladen und die Benutzerschnittstelle initialisiert.

A.2.2 Welche Fragestellungen werden unterstützt ?

Der Atlas beantwortet viele Fragen einfach durch die Berechnung eines Bildes. Jeder Benutzer entwickelt schnell einen intuitiven Zugang zu der Bedienung. Es ist jedoch ratsam, gerade wegen der Einfachheit der Manipulationen, konkrete Fragen zu formulieren, die dann durch systematische Exploration der Beispiele beantwortet werden können.
Eine systematische Exploration beinhaltet z.B folgende Schritte :

- Abbildung eines bestimmten Objektes (z.B. des Os Ilium)
- Auffinden eines bestimmten Objektes in einer Abbildung
- Erfragen des Namens eines dargestellten Objektes
- Erstellen einer übersichtlicheren Darstellung, die den anatomisch-pathologischen Kontext besser betont.
- Auffinden der Knochengrenzen im Acetabulum auf der kranken und gesunden Seite
- Auffinden der Pfeilergrenzen auf der kranken und gesunden Seite
- Studium einer Radiographiesimulation des Beckens

Sieht man einmal von der Interaktivität dieses Computeratlasses ab, so könnten ähnliche Darstellungen eventuell auch in einem gedruckten Atlas gefunden werden.
Interaktivität und die individuelle Verknüpfung von bildlicher und symbolischer Information der Frakturfälle, sind die Eigenschaften, die kein gedrucktes Medium bieten kann :

- Direktes Editieren der bildlichen Darstellungen des Modells mit den vorgestellten Werkzeugen.
- Darstellung der Knochen - und Pfeilerdarstellung der Fallbeispiele, sowie aller in der Wissensbasis definierten, symbolischen Informationen in einem bildlichen Kontext. Diese Darstellungen sind vom Benutzer interaktiv spezifizierbar und können jederzeit wieder verändert werden.
- Korrelation der unterschiedlichen bildlichen Darstellungen des Modells (3D Oberflächendarstellung, Radiographiesimulation, Schichtdarstellung).

A.2.3 Wie finde ich die Antworten auf diese Fragen ?

Anhand eines kleinen Beispielszenarios soll hier der Umgang mit dem System verdeutlicht werden. Das Beispiel soll nicht nur einen zielgerichteten Umgang motivieren, sondern auch einen typischen Sitzungsverlauf aufzeigen, der - so oder ähnlich - schon von einigen Benutzern erfahren wurde.

Problem: *Ich sehe aus einer Perspektive auf das Becken, die mir keinen Einblick in das verletzte Acetabulum gewährt.*

Lösung: *Drehung des Datensatzes.* Zu diesem Zweck wird der Menüeintrag CHANGE VIEW & LIGHT : ROTATE SCENE ausgewählt. Der daraufhin in den Kamera-Bildfenstern eingeblendete Cursor, kann durch eine Mausbewegung, bei gedrückter rechter Maustaste, rotiert werden. Das Beenden dieser Aktion muß mit dem OK-Button bestätigt werden, woraufhin die Neuberechnung des Bildes stattfindet (*s. Abb. 44*).

Problem: *Ich bin mit dem Ergebnis der Rotation nicht zufrieden. Ich möchte den Vorgang wiederholen, aber nicht solange auf die Neuberechnung warten.*

Lösung: *Drehung des Datensatzes in einem kleineren Kamera-Bildfenster und herabsetzen der Bildauflösung.* Beim Systemstart werden zwei Kameras unterschiedlicher Größe initialisiert. Durch die deutlich geringere Anzahl von Bildelementen in der kleineren Kamera ist die Berechnungszeit dort geringer. Mit der kleinen Kamera lassen sich deshalb in schneller Folge kleine Drehungen spezifizieren. Dies verstärkt den Trainingseffekt für den Benutzer. Außerdem unterstützen kleine, rasche Drehungen die räumliche Vorstellung des Benutzers von den Beispielfällen (*s. Abb. 45*). Eine andere Möglichkeit ist, die Auflösung des Kamera-Bildfensters herabzusetzen.

Problem: *Ich sehe aus einer günstigen Perspektive auf das Frakturgeschehen. Die Einsicht in das Acetabulum wird aber durch den Femur behindert.*

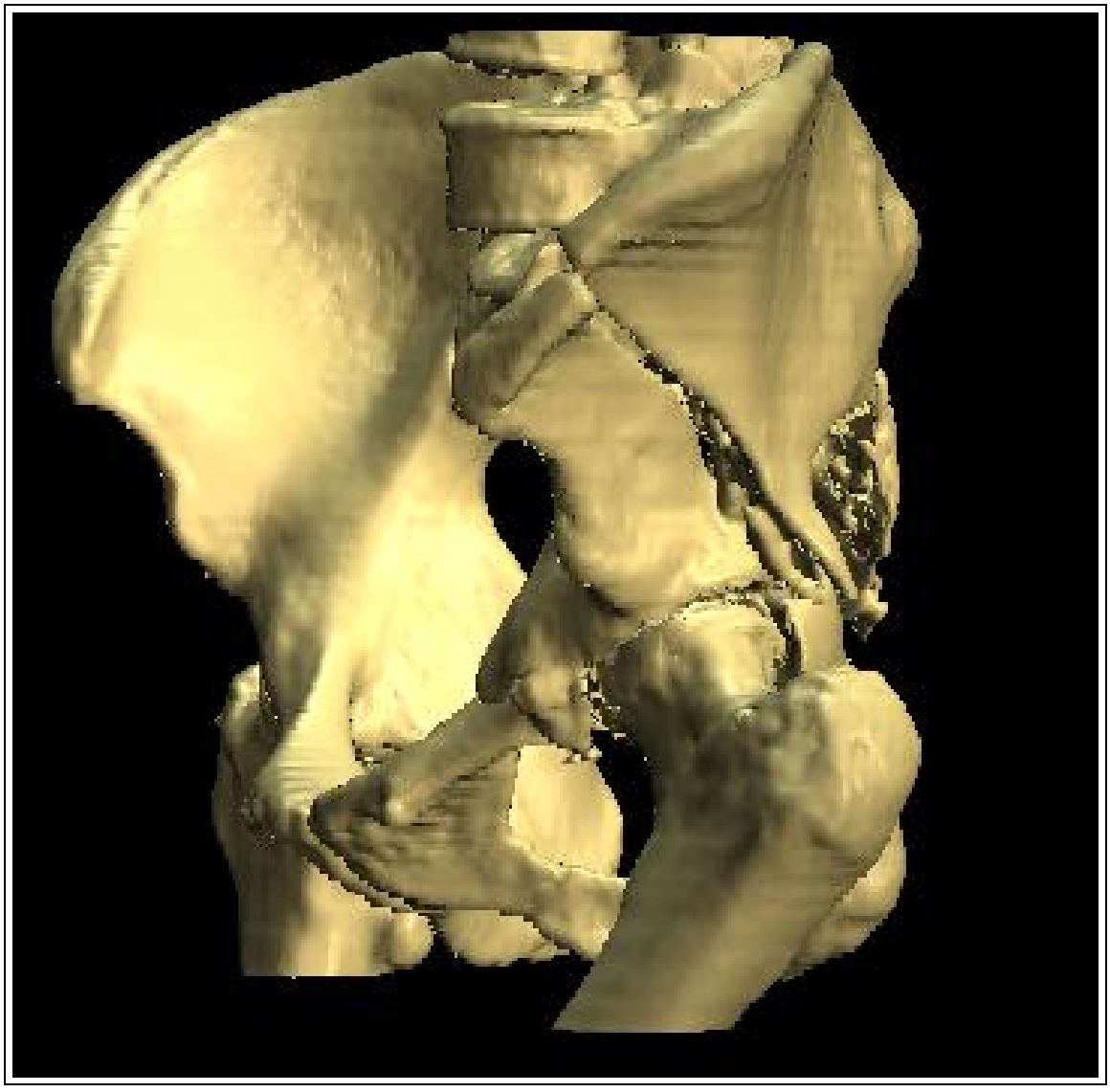

Abbildung 44: Blick auf Femur und Acetabulum nach Rotation.

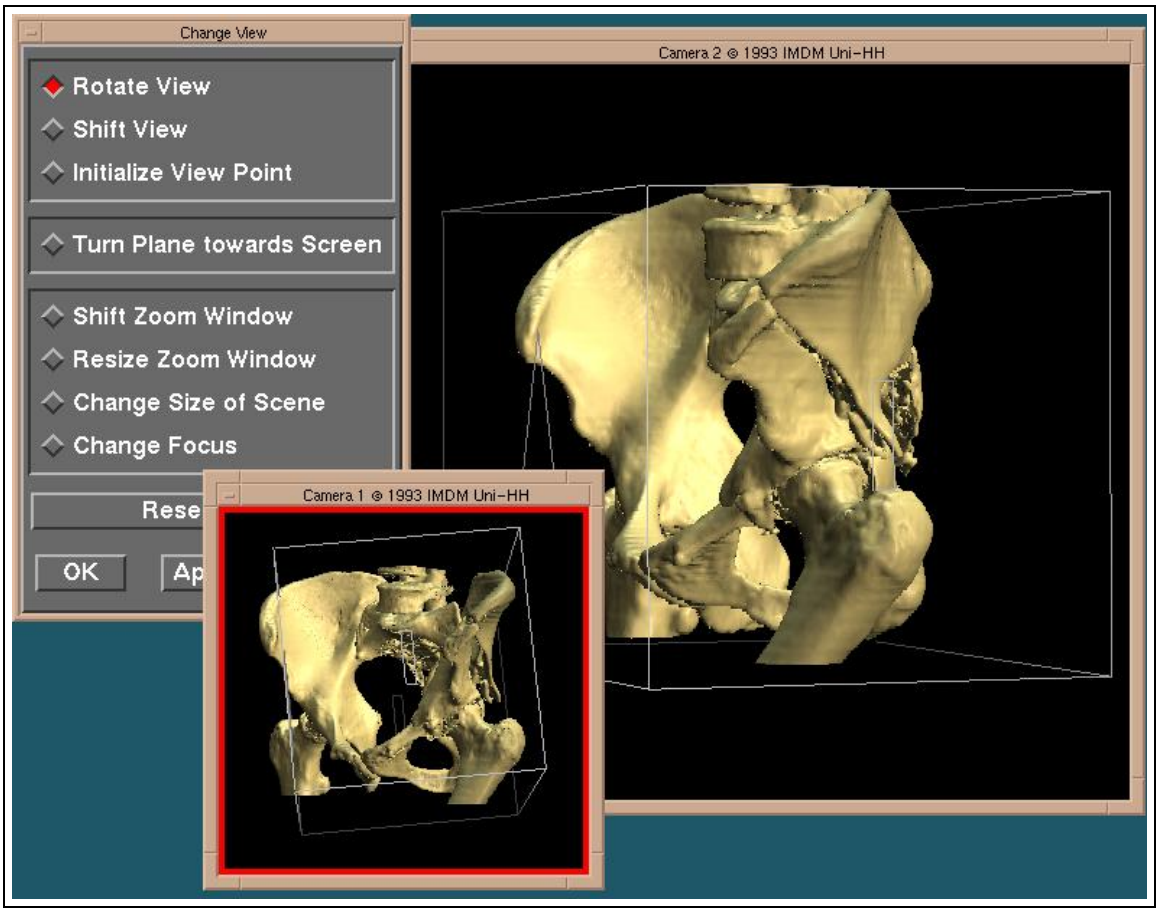

Abbildung 45: Drehung im kleinen Bildfenster.

Lösung: *Entfernen des Femur.* Hierzu genügt es aus dem ”Services”-Menü die Option REMOVE OBJECT auszuwählen und dann entweder mit der linken, oder rechten Maustaste den Femur anzuklicken. Die Wirkung der linken Maustaste ist eine unmittelbare Neuberechnung des Bildes. Beim Betätigen der rechten Maustaste erhält der Benutzer ein Popup-Menü unter dem Mauszeiger, daß die Auswahl eines Objektes aus der Objekthierarchie bietet (*s. Abb. 46*).

Problem: *Ich sehe mir die transversale Schichtung der Daten an. Die Schnitthöhe ist schwer einzuschätzen. Dies hat zur Folge, daß ich ein Fragment nicht zuordnen kann.*

Lösung: *Korrelation von 3D - Darstellung und Schichtbild anhand von Gitternetz und durch Färben der Objekte.* Die Orientierung auf den Schichten wird durch verschiedene Mechanismen unterstützt. Zum einen, wird beim Betrachten eines Schichtfensters und dem Aktivieren des DISSECTION Modes ein Gitternetz in den Kamera-Bildfenstern angezeigt, daß jeweils die aktuelle Schnitthöhe anzeigt. Zum anderen, ist es auch auf den Schichtbildern möglich Objekte zu färben und sich die Namen anzeigen zu lassen. Dazu wählt man PAINT OBJECT aus dem ”Services”-Menü und klickt auf das zu färbende Objekt. Klickt man so etwa auf den

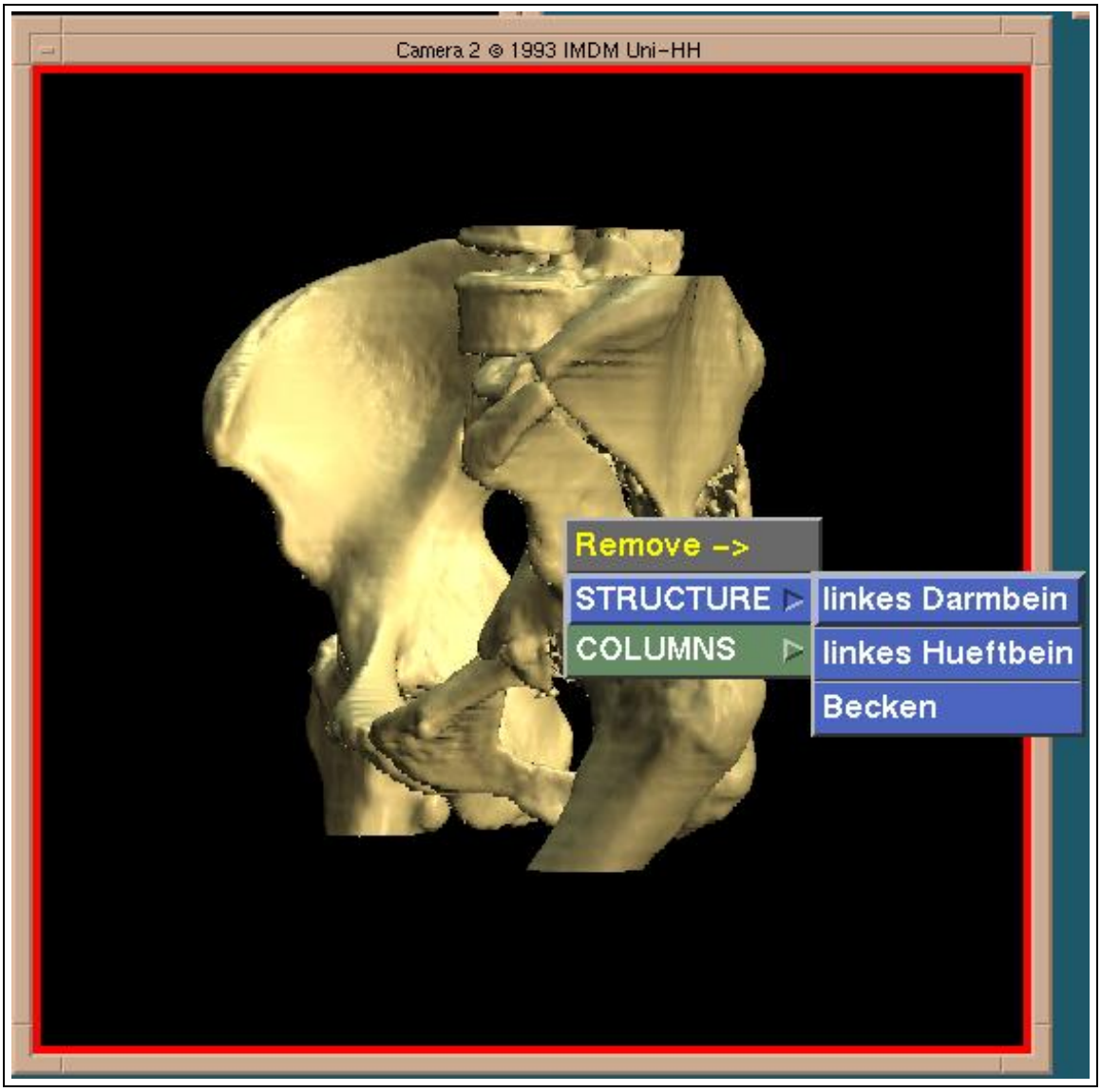

Abbildung 46: Der Klick mit der rechten Maustaste auf ein Objekt zeigt dessen Objekthierarchie.

Schichten das *Os Ischii* an, so wird dies sowohl dort, als auch in den Kamera-Bildfenstern eingefärbt. Das unklare Fragment wird so entsprechend eingefärbt und man kann es zuordnen. Durch die Betrachtung der 3D Oberflächendarstellung bekommt man dann einen Eindruck davon, wie der Frakturspalt sich bis zu dieser Höhe entwickelt (*s. Abb. 47*).

Problem: *Ich betrachte ein simuliertes Röntgenbild, daß ich aus einer beliebigen Stellung erzeugt habe. In der Standarddiagnostik sind aber definierte Projektionrichtungen üblich. Ich möchte eine Ala - Projektion betrachten.*

Lösung: *Benutzen der vordefinierten Rotationen.* Zu diesem Zweck sind entsprechende Rotationen im Atlas vordefiniert. Sie werden durch Mausklick auf den entsprechenden Button der SPECIAL BOX (*s. Abb. 43*) ausgelöst (*s. Abb. 48*) . Zeigt das Kamerafenster eine Röntgensimulation, so wird dieser Modus auch für die Neuberechnung beibehalten.

Problem: *Das Frakturgeschehen ist unübersichtlich. Ich möchte mir den Zustand des Os Pubis gezielt ansehen, weiß aber vor lauter Fragmenten garnicht mehr, was wohin gehört.*

Lösung: *Alleinige Darstellung des Os Pubis.* Um das Os Pubis alleine im Kamera-Bildfenster betrachten zu können, wählt man die Option SHOW OBJECT EXCLUSIVELY aus dem ”Services” - Menü aus. Danach wählt man das *Os Pubis* als Zielobjekt dieser Aktion aus. Dafür gibt es zwei Methoden:

1. Anklicken des *Os Pubis* auf dem Kamerabildfenster.
2. Auswahl des *Os Pubis* aus einer Liste der Wissensbasis.

Nach der Objektauswahl erfolgt die Bildberechnung mit dem gewünschten Resultat.

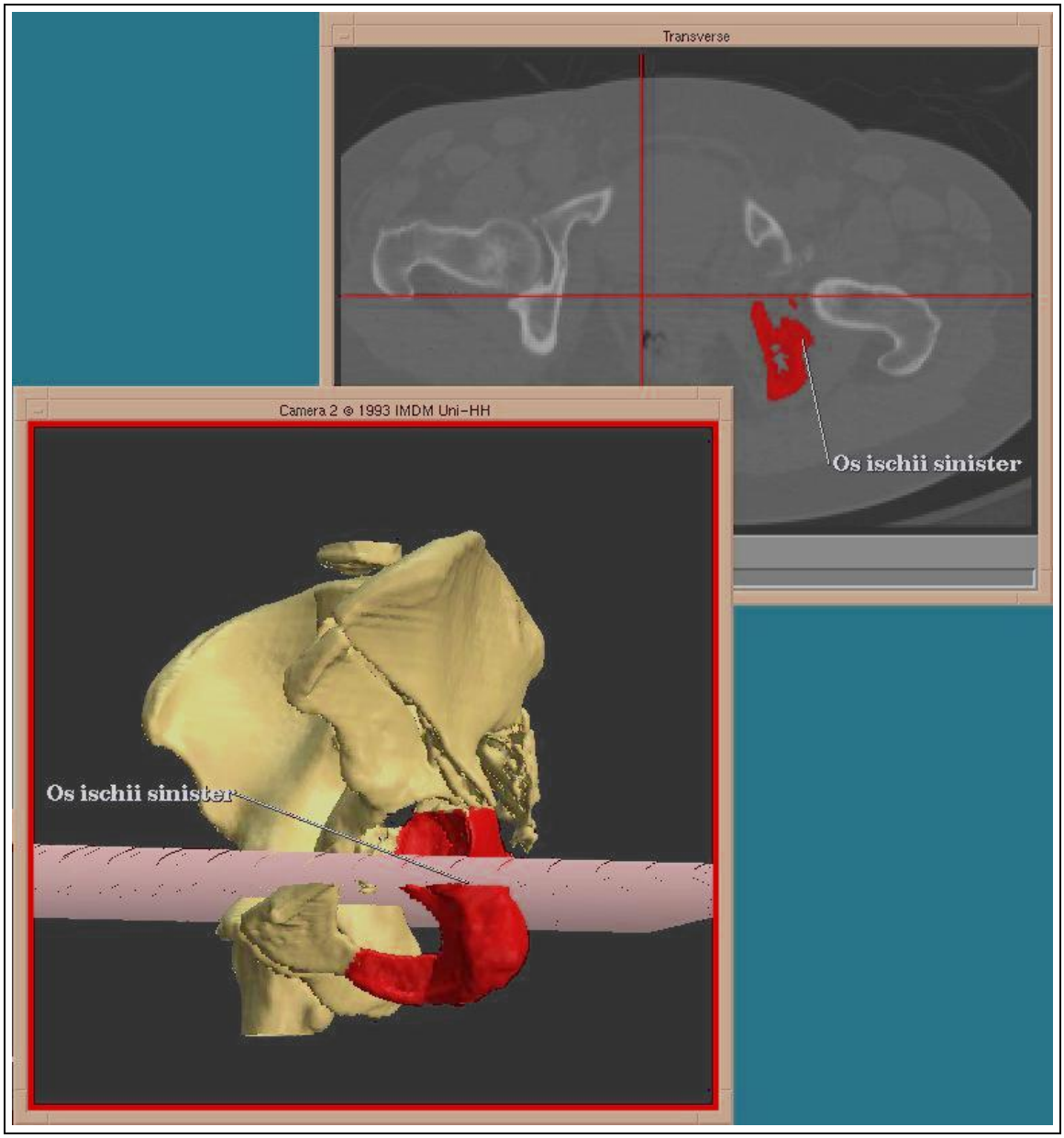

Abbildung 47: Die Einfärbung des Os Ischii sieht man sowohl in der Schichtdarstellung, als auch in 3D.

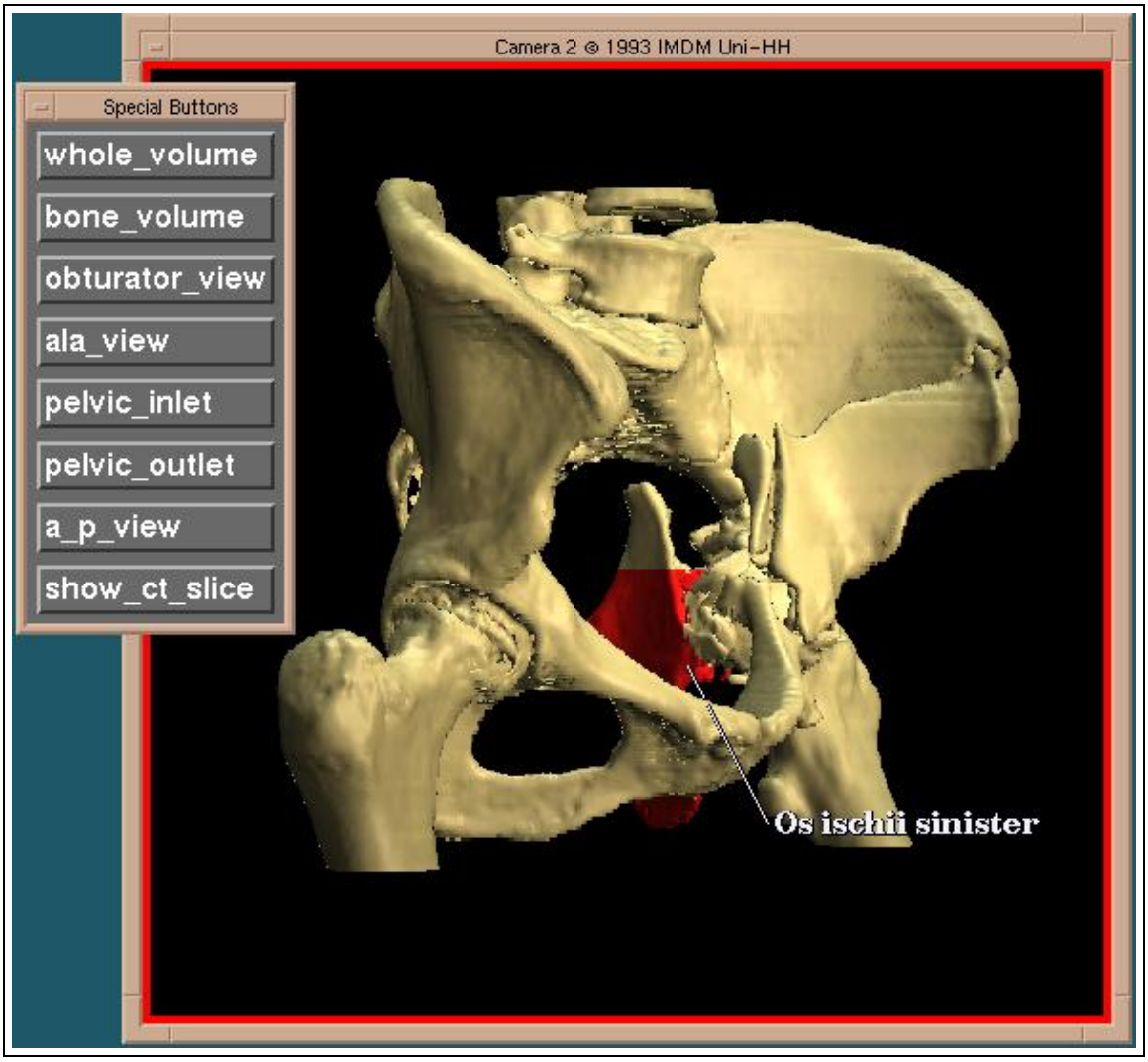

Abbildung 48: Nach dem Auswählen der Ala - Projektion in der Special Box wird der Datensatz entsprechend gedreht.

Abbildungsverzeichnis

1 Der mentale Prozeß beim Betrachten von Röntgenbildern 6
2 Ansicht des Hüftknochens von lateral und medial 10
3 Wirksame Kräfte bei Acetabulumfrakturen 11
4 Die AO - Klassifikation der Acetabulumfrakturen. 13
5 Die Beckenübersichtsaufnahme 15
6 Die Ala Projektion 16
7 Die Obturator Projektion 17
8 Die Pelvic Inlet Projektion 18
9 CT - Schicht **A** 19
10 CT - Schicht **B** 20
11 CT - Schicht **C** 21
12 CT - Schicht **D** 22
13 Eine Zweipfeilerfraktur 25
14 Eine posteriore Luxationsfraktur 26
15 Die Struktur einer CT Schicht 29
16 Konvertierung von CT Schichten in ein Bildvolumen 30
17 Kameramodell 31
18 Die Geometrie der Grauwertgradientenschattierung 33
19 Der Segmentationsprozess 40
20 Die Benutzerschnittstelle des Atlasses 41
21 Die Entwicklungsumgebung im Zusammenhang 42
22 Treppenartefakte 44
23 Anatomie und Pfeiler 47
24 Objekte und Relationen der anatomischen Domäne 48
25 Objekte und Relationen der chirurgisch-anatomischen Domäne 48
26 Objektauswahl im Bild und aus der Liste 49
27 Die Kommentierung von Objekten 50
28 Das Services Menü 52
29 Die Spezifizikation von Objektbewegungen 52
30 Das Schneidewerkzeug 52
31 Korrelation von 3D-Darstellung und Röntgensimulation 53
32 Bestimmung des Bildausschnitts 54
33 Die Innenseite des frakturierten Iliums 55
34 Ein transparent dargestellter Femur 56
35 Korrelation von 3D-Darstellung und CT 57
36 Intelligente Röntgenprojektion 58
37 Nelaton's Line 59
38 Bryant's Dreieck 60
39 Eine Operationssimulation 67
40 Das semantische Netzwerk der Wissensbasis 69
41 Der CHANGE VIEW - Dialog 74
42 Der DISSECTION - Dialog 74

43 Die Special Box 74
44 Rotation 77
45 Drehung im kleinen Bildfenster 78
46 Objekthierarchie 79
47 Einfärbung des Os Ischii 81
48 Vordefinierte Rotation 82

Literatur

[1] E. Artzy, G. Frieder, and G. T. Herman. The theory, design, implementation and evaluation of a three-dimensional surface detection algorithm. *Comput. Graphics Image Process.*, 15(1):1–24, 1981. 7

[2] D. H. Ballard and C. M. Brown. *Computer Vision*. Prentice-Hall Inc., Englewood Cliffs, NJ, 1982. 32, 34

[3] C. Barillot, B. Gilbaud, L. M. Luo, and J. M. Scarabin. 3-D representation of anatomic structures from CT examinations. In *Biostereometrics '85, Proc. SPIE 602*, pages 307–314, 1985. 7, 32

[4] Benninghoff/Goerttler. *Lehrbuch der Anatomie des Menschen*, volume 1: Allgemeine Anatomie, Cytologie und Bewegungsapparat, chapter 4.5 Untere Gliedmaßen, page 354. Urban & Schwarzenberg, München - Wien - Baltimore, 13. edition, 1980. 5

[5] T.J. Berners-Lee, R. Cailliau, J.-F. Groff, and B. Pollermann. World-wide web: the information universe. In *Electronic Networking: Research Applications and Policy*, volume 2, pages 52–58. Meckler Publishing, Westport CT, USA, 1992. 7, 61, 68

[6] F. Bodendorf. *Computer in der fachlichen und universitären Ausbildung*, volume 15.1 of *Handbuch der Informatik*. R. Oldenbourg Verlag GmbH, München, 1990. 7, 35, 63

[7] M. Bomans, K. H. Höhne, U. Tiede, and M. Riemer. 3D-segmentation of MR-images of the head for 3D-display. *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-9(2):177–183, 1990. 34

[8] M. Bomans, M. Riemer, U. Tiede, and K. H. Höhne. 3D-Segmentation von Kernspin-Tomogrammen. In E. Paulus, editor, *Mustererkennung 1987, Proc. 9. DAGM-Symposium*, volume 149 of *Informatik-Fachberichte*, pages 231–235. Springer-Verlag, Berlin, 1987. 34

[9] M. E. Brummer, R. M. Mersereau, R. L. Eisner, and R. R. J. Lewine. Automatic detection of brain contours in MRI data sets. In A. C. F. Colchester and D. J. Hawkes, editors, *Information Processing in Medical Imaging, Proc. IPMI '91*, volume 511 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 188–204. Springer-Verlag, Berlin, 1991. 35

[10] Sir Thomas Bryant. The Diseases and Injuries of Joins. *Clinical Surgery, London*, 1861. 59

[11] J. Canny. A computational approach to edge detection. *IEEE Trans. Pattern Anal. Machine Intell.*, PAMI-8(6):679–698, 1985. 34

[12] Comprehensive classification of fractures. CD-ROM, Springer. 63

[13] The adult hip on cd-rom. CD-ROM, Lippincott Williams & Wilkins, December 1997. 63

[14] L. S. Chen, G. T. Herman, R. A. Reynolds, and J. K. Udupa. Surface shading in the cuberille environment. *IEEE Comput. Graphics Appl.*, 5(12):33–43, 1985. 7

[15] H. E. Cline, C. L. Dumoulin, H. R. Hart, W. E. Lorensen, and S. Ludke. 3D reconstruction of the brain from magnetic resonance images using a connectivity algorithm. *Magn. Reson. Imaging*, 5:345–352, 1987. 34

[16] D. J. David, D. C. Hemmy, and R. D. Cooter. *Craniofacial Deformities: Atlas of Three-Dimensional Reconstruction from Computed Tomography*. Springer-Verlag, New York, 1990. 7

[17] R. O. Duda and P. E. Hart. *Pattern Classification and Scene Analysis*. John Wiley and Sons, New York, 1973. 34

[18] C. Elsner, T. Went, C. Richter, G. Hindricks, H. Kottkamp, D. Ehrenberg, F.S. Nuthalapaty, M. Altman, and K. Schimmelpfennig. Problemoriented learning in medical education: Internet-based telelearning with kasus. URL http://www.kasus.de/. 70

[19] D. Fieschi, M. Fieschi, G. Soula, and P. Degoulet. Evaluation des methodes d'enseignement assiste par ordinateur. a propos de 26 etudes comparatives publiees entre 1989 et 1992. *Pathologie Biologie*, 42(2):183–190, Feb 1994. 61

[20] J. D. Foley, A. van Dam, S. K. Feiner, and J. F. Hughes. *Computer Graphics: Principles and Practice*. Addison-Wesley Publ. Comp., Reading, MA, 2. edition, 1990. 7

[21] J.D. Foley, v.D. Andries, S.K. Feiner, and J.F. Hughes. *Computer Graphics. Principles and Practice*. Addison-Wesley, 2nd edition, 1996. 32

[22] G.D. Fullerton. Fundamentals of CT tissue characterization in medical physics of CT and ultrasound tissue imaging and characterization. *AAPM, Med. Phys. Monogr.*, 6(125), 1980. 30

[23] S. (ed.) Gurvinder. Wheeless' textbook of orthopaedics. http://www.medmedia.com/. 16, 17, 18, 62

[24] R. Hall. A characterization of illumination models and shading techniques. *Visual Comput.*, 2:268–277, 1986. 7

[25] Michael Haty. The anatomy of the hip hoint. In Raymond G. Tronzo, editor, *Surgery of the Hip Joint*, volume 2, chapter 3. Springer Verlag, New York, Berlin, Heidelberg, London, Paris, Tokyo, second edition, 1987. 59, 60

[26] P.B. Heffernan and R.A. Robb. A new method for shaded surface display of biological and medical images. *IEEE Trans. Med. Imag.*, MI-4:26–38, 1985. 31

[27] D. C. Hemmy, D. J. David, and G. T. Herman. Three-dimensional reconstruction of craniofacial deformity using computed tomography. *Neurosurgery*, 13:534–541, 1983. 7

[28] G. T. Herman and H. K. Liu. Three-dimensional display of human organs from computed tomograms. *Comput. Graphics Image Process.*, 9:1–21, 1979. 7

[29] Mc Graw Hill. Harrison's online. URL http://www.harrisonsonline.com/. 70

[30] Health level 7. URL http://www.hl7.org/. 70

[31] K. H. Höhne and R. Bernstein. Shading 3D-images from CT using gray level gradients. *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-5(1):45–47, 1986. 7, 32

[32] K. H. Höhne, M. Bomans, A. Pommert, M. Riemer, C. Schiers, U. Tiede, and G. Wiebecke. 3D-visualization of tomographic volume data using the generalized voxel-model. *Visual Comput.*, 6(1):28–36, 1990. 7, 41

[33] K. H. Höhne, M. Bomans, M. Riemer, R. Schubert, U. Tiede, and W. Lierse. A 3D anatomical atlas based on a volume model. *IEEE Comput. Graphics Appl.*, 12(4):72–78, 1992. 7

[34] K. H. Höhne, M. Bomans, U. Tiede, and M. Riemer. Display of multiple 3D-objects using the generalized voxel-model. In R. H. Schneider and S. J. Dwyer, editors, *Medical Imaging II, Part B, Proc. SPIE 914*, pages 850–854, Newport Beach, 1988. 32

[35] K. H. Höhne, R. L. DeLaPaz, R. Bernstein, and R. C. Taylor. Combined surface display and reformatting for the 3D-analysis of tomographic data. *Invest. Radiol.*, 22:658–664, 1987. 7, 41

[36] K. H. Höhne and W. A. Hanson. Interactive 3D-segmentation of MRI and CT volumes using morphological operations. *J. Comput. Assist. Tomogr.*, 16(2):285–294, 1992. 35, 38, 39

[37] K. H. Höhne, M. Riemer, and U. Tiede. Viewing operations for 3D-tomographic gray level data. In H. U. Lemke, M. L. Rhodes, C. C. Jaffe, and R. Felix, editors, *Computer Assisted Radiology, Proc. CAR '87*, pages 599–609. Springer-Verlag, Berlin, 1987. 7, 7, 41

[38] R. Judet, J. Judet, and E. LeTournel. Fractures of the acetabulum: classification and surgical approaches for open reduction. *J. Bone Joint Surg.*, 46A(1615), 1964. 10

[39] J.T. Kajiya. Ray tracing - tutorial notes. In *ACM SIGGRAPH '83*, 1983. 31

[40] W.A Kalender. Thin-section three dimensional spiral ct: Is isotropic imaging posssible ? *Radiology*, 197:578–580, 1995. 29

[41] W.A. Kalender, A. Polacin, and C. Süss. A comparison of conventional and spiral ct: An experimental study on detection of spherical lesions. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 18:167–176, 1994. 29

[42] A. Kaufman, editor. *Volume Visualization*. IEEE Computer Society Press, Los Alamitos, CA, 1991. 7

[43] F. Kleinsorge, V. Berg-Schlosser, and D. Maroske. Computertomographie - diagnostik bei acetabulumfrakturen. *Chirurg*, pages 449–453, 1985. 19

[44] T. Kohonen. *Self-Organisation and Associative Memory*. Springer-Verlag, Berlin, 2. edition, 1988. 34

[45] Hennning Krämer. Interaktiver volumenbasierter 3d Atlas eines menschlichen Föten auf der Basis einer Kernspintomographie. Master's thesis, Fachbereich Medizin der Universität Hamburg, Hamburg, 1995. (in Vorbereitung). 7

[46] O. Kübler, J. Ylä-Jääski, and E. Hiltebrand. 3-D segmentation and real time display of medical volume images. In H. U. Lemke, M. L. Rhodes, C. C. Jaffe, and R. Felix, editors, *Computer Assisted Radiology, Proc. CAR '87*, pages 637–641. Springer-Verlag, Berlin, 1987. 34

[47] O. Lansinger. Fractures of the acetabulum: a clinical radiological and experimental study. *Acta Orthop. Scand. [Suppl.]*, 1977. 10

[48] D. Laur and P. Hanrahan. Hierarchical splatting: A progressive refinement algorithm for volume rendering. *Comput. Graphics*, 25(4):285–288, 1991. 7

[49] R. Lenz, P. E. Danielsson, S. Cronström, and B. Gudmundsson. Presentation and perception of 3-D images. In K. H. Höhne, editor, *Pictorial Information Systems in Medicine*, volume 19 of *NATO ASI Series F*, pages 459–468. Springer-Verlag, Berlin, 1986. 7

[50] J Livermore, W. Erkonen, and R. Pelsang. Normal radiologic anatomy : Pelvic imaging [university of iowa, virtual hospital]. URL http://www.vh.org/. 15, 19, 20, 21, 22, 62

[51] Y. Marquis, J. Chaoulli, G. Bordage, J.-M. Chabot, and Leclere. H. Patient-management problems as a learning tool for the continuing medical education of general practitioners. *Med. Educ.*, 18:117–124, 1984. 6

[52] D. Marr and E. Hildreth. Theory of edge detection. *Proc. R. Soc. Lond.*, B 207:187–217, 1980. 34

[53] E.C. McCullough. Specifying and evaluating the performance of computed tomography (CT) scanners. *Med. Phys.*, 7(291), 1980. 28

[54] D. J. Meagher. Geometric modeling using octree encoding. *Comput. Graphics Image Process.*, 19(2):129–147, 1982. 7

[55] W. Menhardt. Bildanalyse und ikonische Fuzzy Sets. *KI*, 3(1):4–10, 1989. 35

[56] M.E. Müller, M. Allgöwer, R. Schneider, and H. Willenegger. *Manual der Osteosynthese, AO - Technik*, pages 504 – 505. Springer Berlin, Heidelberg, New York, 3. aufl. edition, 1992. 5

[57] A. Nelaton. Elements de Pathologie Chirurgical. Paris, 1844. 59

[58] H. Oswald, W. Kropatsch, and F. Leberl. A perspective projection algorithm with fast evaluation of visibility for discrete three-dimensional scenes. In *Proc. ISMIII '82, International Symposium on Medical Imaging and Image Interpretation*, pages 464–468. IEEE Computer Society Press, Silver Spring, MD, 1982. 7

[59] N.S. Palchik, F.M. Wolf, T.T. Cassidy, R.W. Ike, and W.K. Davis. Case differences in the problem solving strategies of medical students and physicians. In *Proc. Annu. Conf. Res. Med. Educ.*, volume 27, 1988. 6

[60] P. Patzina. Systementwicklung: Teachware - Möglichkeit einer besseren Wissensvermittlung. *Wirtschaftswissenschftliches Studium*, 3(16):141ff, 1987. 7

[61] Bui-Tuong Phong. Illumination for computer generated pictures. *CACM*, 18(6):311–317, June 1975. 32

[62] A. Pommert, R. Schubert, M. Riemer, T. Schiemann, U. Tiede, and K. H. Höhne. Symbolic modeling of human anatomy for visualization and simulation. In R. A. Robb, editor, *Visualization in Biomedical Computing 1994, Proc. SPIE 2359*, pages 412–423, Rochester, MN, 1994. 35, 68

[63] Acetabulumfrakturen. URL: http://www.amirmd.com/ortho-info/acetabularfx.html. 16, 17

[64] S. P. Raya and J. K. Udupa. Low-level segmentation of 3-D magnetic resonance brain images: A rule-based system. *IEEE Trans. Med. Imaging*, MI-9(3):327–337, 1990. 35

[65] R. A. Robb. A software system for interactive and quantitative visualization of multidimensional biomedical images. *Australas. Phys. Eng. Sci. Med.*, 14:9–30, 1991. 32

[66] Richard A. Robb. *Three Dimensional Biomedical Imaging*. VCH Publishers inc., New York, 1995. 29, 31, 33

[67] Scientific american medicine online. URL http://www.samed.com/. 70

[68] T. Schiemann, M. Bomans, U. Tiede, and K. H. Höhne. Interactive 3D-segmentation. In R. A. Robb, editor, *Visualization in Biomedical Computing II, Proc. SPIE 1808*, pages 376–383, Chapel Hill, NC, 1992. 35, 38

[69] T. Schiemann, M. Bomans, U. Tiede, and K. H. Höhne. Interactive 3D-segmentation of tomographic image volumes. In S. Fuchs and R. Hoffmann, editors, *Mustererkennung 1992, Proc. 14. DAGM-Symposium*, pages 73–80. Springer-Verlag, Berlin, 1992. 38

[70] T. Schiemann, K. H. Höhne, H. Krämer, A. Pommert, M. Riemer, R. Schubert, and U. Tiede. "Intelligent volumes": A new concept for representing spatial knowledge. *Pat. Rec. Letters*, 15:519–526, 1994. 35

[71] R. Schubert, M. Bomans, K. H. Höhne, A. Pommert, M. Riemer, T. Schiemann, U. Tiede, and W. Lierse. A new method for representing the human anatomy. *Comput. Med. Imaging Graph.*, 17(4/5):243–249, 1993. 7

[72] R. Schubert, K. H. Höhne, A. Pommert, M. Riemer, T. Schiemann, and U. Tiede. Spatial knowledge representation for visualization of human anatomy and function. In H. H. Barrett and A. F. Gmitro, editors, *Information Processing in Medical Imaging, Proc. IPMI '93*, volume 687 of *Lecture Notes in Computer Science*, pages 168–181. Springer-Verlag, Berlin, 1993. 7, 35

[73] CJ Sutherland, SJ Bresina, and DE Gayou. Use of general purpose mechanical computer assisted engineering software in orthopaedic surgical planning: advantages and limitations. *Comput Med Imaging Graph*, 18(6):435–42, Nov-Dec 1994. 65

[74] S. L. Tanimoto. *The Elements of Artificial Intelligence*. Computer Science Press, Rockville, MD, 1987. 34

[75] M.S. Thomas and H.E. Renschler. Bewertung der ärztlichen Ausbildung an der McMaster Universität, Kanada, anhand des Konzepts der "Fallmethode". *Klinische Wochenschrift*, 67, 1989. 6

[76] U. Tiede. Entwurf, Implementation und Vergleich verschiedener Repräsentationsformen für die 3D-Darstellung von medizinischen Objekten. Diplomarbeit, Fachbereich Informatik, Universität Hamburg, 1988. 50

[77] U. Tiede, M. Bomans, K. H. Höhne, A. Pommert, M. Riemer, T. Schiemann, R. Schubert, and W. Lierse. A computerized three-dimensional atlas of the human skull and brain. *Am. J. Neuroradiology*, 14(3):551–559, 1993. 7

[78] U. Tiede, K. H. Höhne, M. Bomans, A. Pommert, M. Riemer, and G. Wiebecke. Investigation of medical 3D-rendering algorithms. *IEEE Comput. Graphics Appl.*, 10(2):41–53, 1990. 50

[79] U. Tiede, K. H. Höhne, and M. Riemer. Comparison of surface rendering techniques for 3D-tomographic objects. In H. U. Lemke, M. L. Rhodes, C. C. Jaffe, and R. Felix, editors, *Computer Assisted Radiology, Proc. CAR '87*, pages 610–614. Springer-Verlag, Berlin, 1987. 50

[80] H. K. Tuy and L. T. Tuy. Direct 2-D display of 3-D objects. *IEEE Comput. Graphics Appl.*, 4(10):29–33, 1984. 7

[81] Extensible markup language (xml). URL http://www.w3.org/TR/REC-xml. 70

A.3 Danksagung

Ich danke Prof. Dr. K. H. Höhne sehr herzlich für die Betreuung und Anregung dieser Arbeit. Für die freundliche Betreuung und Unterstützung in unfallchirurgischer Hinsicht, danke ich Prof. Dr. V. Wening. Von den Mitarbeitern des *Instituts für Mathematik und Datenverarbeitung in der Medizin* möchte ich Dr. Rainer Schubert besonders danken, für die freundschaftliche Unterstützung und inhaltliche Auseinandersetzung mit dem Thema. Allen anderen Mitarbeitern des IMDM gilt mein besonderer Dank für hilfreiche Anregungen für diese Arbeit. Ebenfalls danke ich den Mitarbeiterinnen und Mitarbeitern der Radiologischen Klinik des Universitätskrankenhauses Eppendorf für die freundliche Hilfe bei der Beschaffung der Datensätze. Darüberhinaus danke ich ganz herzlich meiner Familie für alle Hilfe und Geduld.

A.4 Lebenslauf

Persönliche Daten

Name	Seebode
Vorname	Christian
Geburtsdatum	16.3.1963
Geburtsort	Hamburg
Anschrift	Erlenkamp 3 22087 Hamburg

Bildungsweg

Grundschule	1969 - 1973: Grundschule an der Gartenstadt in Hamburg - Wandsbek
Gymnasium	1973 - 1982: Gymnasium Osterbek in Hamburg - Bramfeld Abschluß: Abitur (28.5.82), Durchschnittsnote: 1,6
Studium	SS 1983: Studium der Chemie an der Universität Hamburg WS 1983/84 - einschl. SS 1990: Studium der Medizin an der Universität Hamburg Abschluß: Ärztliche Prüfung (26.11.90), Note: 2.0 WS 1990/91 - heute: Studium der Informatik an der Universität Hamburg Vordiplom abgeschlossen am 9.6.94, Note: 2.0 geplantes Studienende SS 2000

Zusatzqualifikationen

Fremdsprachenkenntnisse	Englisch, Spanisch, Portugiesisch alle fließend in Wort und Schrift
Sonstiges	1983 - 1991: Dienst im Katastrophenschutz im DRK Kreisverband Hamburg - Wandsbek mit Freistellung vom Wehrdienst nach §8.2 Katastrophenschutzgesetz 1984: Ausbildung zum Rettungssanitäter an der DRK Landesschule Hamburg

A.5 Erklärung

Ich versichere ausdrücklich, daß ich die Arbeit selbständig und ohne fremde Hilfe verfaßt, andere als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel nicht benutzt und die aus den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen einzeln nach Ausgabe (Auflage und Jahr des Erscheinens), Band und Seite des benutzten Werkes kenntlich gemacht habe, und daß ich die Dissertation bisher nicht einem Fachvertreter an einer anderen Hochschule zur Überprüfung vorgelegt oder mich anderweitig um Zulassung zur Promotion beworben habe.