

Aufbereitung medizinischer Bilddaten

Sascha Däuber³, Martin Haimerl², Harald Hoppe³, Robert Krempien¹, Ulrich Mende¹,
Jörg Moldenhauer², Heinz Wörn¹

¹Radiologische Universitätsklinik Heidelberg,
Ruprecht-Karls-Universität Heidelberg,
Im Neuenheimer Feld 400, 69120 Heidelberg

²Institut für Algorithmen und kognitive Systeme,
Universität Karlsruhe (TH), 76128 Karlsruhe

³Institut für Prozessrechentechik, Automation und Robotik,
Universität Karlsruhe (TH), 76128 Karlsruhe

Abstract: Aus Sicht der Radiologen und Chirurgen bietet die rechnergestützte Bildverarbeitung Chancen zur Verbesserung der Diagnose, sowie Möglichkeiten zur prä- und intraoperativen Planung und deren korrekten Umsetzung. Dafür ist es aber unerlässlich, die vorhandenen Informationen zu bündeln, die verschiedenen Bilddatensätze aufzuarbeiten und untereinander in Beziehung zu setzen. Die Autoren geben eine Übersicht über das Projekt Q1 des Sonderforschungsbereichs 414 [Dä01a]. Dabei wird die Prozesskette umschrieben, die von der Bildakquisition über Rohdatenaufbereitung, Artefaktreduktion, Modellbildung, Modellmanipulation zur Operationsplanung und schließlich zu der Planungsübertragung mittels einer Zielgebietsdarstellung führt.

1 Datenakquisition

Entscheidend für eine erfolgreiche präoperative Planung und intraoperative Navigation ist das Vorhandensein geeigneter Bilddaten in Form von zwei- und dreidimensionalen Datensätzen. Häufig werden mehrere teilweise komplementäre Bildgebungsverfahren im gleichen anatomischen Bereich eingesetzt, um detaillierte, sich ergänzende Informationen zum Krankheitsbild zu erhalten. Diese Verfahren bieten einzeln verschiedene Vorteile in der Bildgebung, sind jedoch auch mit unterschiedlichen Artefakten bzw. Einschränkungen behaftet [Kh97, WAE96, Me96]. Vorteile der CT sind die exakt reproduzierbare Ortsdarstellung sowie die kontrastreiche Darstellung von Knochen. Probleme in der Bildqualität treten bei der CT durch Patientenbewegungen und Metallartefakte, durch die Bindung an weitgehend transversale Schnittführung sowie durch den eingeschränkten Weichteilkontrast auf. Vorteile der MRT sind die exzellente Weichgewebsdarstellung und die freie Wahl der Schnittebenen sowie die Möglichkeit der funktionalen Bildgebung (Diffusions- und perfusionsgewichtete Akquisitionen, MR-Angiographie) Nachteilig sind insbesondere die verschiedenen Artefakte z.B. die Verzerrung (Gerätespezifisch, Patienteninduziert), der chemical shift und die Suszeptibilität aber auch hier Bewegungs- und Metallartefakte. Vorteile der Sonographie sind die schnelle Verfügbarkeit, die hohe Ortsauflösung, die Möglichkeit der freien Wahl der

Schnittebenen und insbesondere auch die Möglichkeit, anatomische Strukturen nachzuführen, sowie funktionelle Parameter zu bestimmen (Durchblutung, Gefäßversorgung) [Me96, Me98]. Nachteilig sind die Untersucherabhängigkeit, die geometrischen Verzerrungen sowie die Verrauschung. Der Einsatz der 3D-Sonographie ermöglicht einen weiterreichenden Einsatz der Sonographie. Die Möglichkeit der Rekonstruktion der Schichtebene parallel zur CT- bzw. MR-Bildgebung und zusätzlich zur Sicht des Operateurs bringt hier weitere Vorteile. Ein zusätzlicher Vorteil der Sonographie und in eingeschränktem Maße auch der MRT ist die Möglichkeit des intraoperativen Einsatzes. Neben der Bildgebung ist es Ziel der Datenakquisition, den Einfluss der verschiedenen Aufnahmeparameter auf die Bildgebung zu untersuchen nicht nur unter Berücksichtigung der diagnostischen Gesichtspunkte, sondern auch im Zusammenhang mit der Operationsplanung und den anderen auf diesen Bilddaten aufsetzenden Verfahren. Speziell zu berücksichtigen sind hierbei die vom Arzt zu wählenden Parameter z.B. der Schnittführung (Ebene, Schichtabstand, Schichtdicke) oder der Anwendung von i.v. Kontrastmittel. Zur Evaluation der einzelnen Parameter erfordert dies auch die Aufnahme spezieller Probekörper unter z.T. extremen Bedingungen (Schichtabstand 0,5 mm). Die Auswirkungen dieser Parameter auf die darauf aufsetzenden Algorithmen müssen dann vom Radiologen und Chirurgen aus medizinischer Sicht beurteilt werden.

Aufgrund der zunehmenden Notwendigkeit Bildinformationen aus verschiedenen Bildgebungsverfahren auch in die Therapieplanung einfließen zu lassen, erscheint es grundsätzlich wünschenswert, diese unterschiedlichen Informationen aus verschiedenen Quellen in einen einheitlichen geometrischen Zusammenhang zu setzen [Kh96, Pe98]. Die Kombination verschiedener Bildgebungen, oder allgemeiner die Übertragung von Informationen von einer Bildgebung auf die andere wird als Bildfusion bezeichnet. Für die präzise Bildfusion verschiedener Bildgebungen eines Patienten ist das Wissen über die Ausrichtung des Patienten in Bezug auf die Bildgebungsebene der verschiedenen Untersuchungen unerlässlich. Der Prozess der Transformation von Koordinaten zwischen zwei oder mehreren korrespondierenden Koordinaten-Räumen in der Weise, dass homologe Punkte in beiden Koordinaten-Räumen exakt übereinandergelagert werden, wird auch als Bildregistrierung bezeichnet. Bildregistrierung verlangt das Wissen über eine Transformation der Bildkoordinaten zwischen Bildgebungen, die die Patientenposition in jeder dieser widerspiegelt. Daraus folgt die Notwendigkeit, die Orientierung der Schnitte jeder Untersuchung im Zusammenhang mit einem am Patienten nachvollziehbaren Koordinatensystem zu wissen. Die Basis dieses Koordinatensystems kann intrinsisch zum Patienten durch Aspekte der Patientenanatomie oder extrinsisch durch ein am Patienten angebrachtes System bestimmt sein [Pe98]. Manuelle Methoden der Bildregistrierung sind häufig ineffizient und fehlerbehaftet. Bei der manuellen Übertragung von Landmarken oder "Regions of Interest" sind Abweichungen von bis zu 8,5mm zwischen CT und MRT beschrieben worden [VAK87]. Automatische oder semiautomatische Registrierungs-Algorithmen können die interobserver Variabilität verringern und für eine höhere Genauigkeit sorgen [HH94, Pe98, EPV93].

Je nach Fragestellungen können so entsprechende Protokolle anhand der vorher bestimmten Parameter definiert werden. Registrierung und Fusion setzen die verschiedenen Bilddaten in einen gemeinsamen geometrischen Kontext, und operativ relevante Strukturen können interaktiv segmentiert und zu synthetischen Bilddaten zusammengefaßt werden. Für eine effiziente Operationsplanung müssen neben den dreidimensionalen Rasterbildern noch weitere Modelle erzeugt werden. Hierbei sind insbesondere *Finite Elemente*

(*FE*)-Modelle zu erwähnen, die sich besonders bei der Simulation von Verformungen als günstig erwiesen haben [Gr97, Gr99a, KW92]. Diese Modelle dienen dann zum einen der Visualisierung, zum anderen sollen mit Ihnen knochenverlagernde Eingriffe geplant werden. Die Erzeugung der Modelle soll dabei auf den fusionierten Datensätzen basieren, damit auch Strukturen, die in jeweils verschiedenen Modalitäten sichtbar sind, durch die Modelle repräsentiert werden können.

2 Rohdatenaufbereitung und Artefaktreduktion

Um während der gesamten Verarbeitungskette eine hohe Qualität des Bildmaterials gewährleisten zu können, ist es von entscheidender Bedeutung, von Anfang der Verarbeitung an auf entsprechend hochwertigen und für die jeweiligen Anforderungen gezielt aufbereiteten Bilddaten arbeiten zu können. Dies ist insbesondere wichtig, wenn der Bildgebungsprozess durch Störeinflüsse beeinträchtigt wird. Dabei kann es sich um deterministisch beschreibbare Störquellen, die z.B. in Form von Metall- oder Bewegungsartefakten (in CT- oder MR-Aufnahmen) die Bilddaten beeinträchtigen, oder auch um Störungen, die lediglich statistisch erfassbar sind, handeln. Letztere spielen insbesondere bei US-Aufnahmen eine große Rolle, da die Daten hier einen sehr hohen Rauschanteil enthalten. Sowohl in Hinblick auf die Weiterverarbeitung der Daten als auch auf die visuelle Darstellung der Bilddaten bereiten derartige Störungen in der täglichen Praxis oftmals große Probleme, die nur dann vermieden werden können, wenn bereits auf den Rohdaten eine gezielte modalitäts- wie auch aufgabenspezifische Aufbereitung der Daten erfolgt.

Dabei ist es erforderlich zu analysieren, welche Bildmerkmale für die Diagnostik und für die Weiterverarbeitung der Daten als signifikant zu betrachten sind, wie diese Merkmale in den Rohdaten zu detektieren sind, wie eine Hervorhebung bzw. Unterdrückung bestimmter Bildstrukturen im Rohdatenbereich erreicht werden kann und wie diese Aufbereitung auf die Bildrekonstruktion rückwirkt. Im Rahmen dieses Projekts wurde ein qualitativer Ansatz zur Rohdatenaufbereitung entwickelt, bei dem nicht die exakte Rekonstruktion absoluter Gewebeparameter, wie z.B. Hounsfieldwerte (CT) oder Protodichten (MR), im Mittelpunkt steht, sondern eine Rekonstruktion von Parametern erfolgt, die im jeweiligen Kontext zuverlässig und markant darstellbar sind. Diese Methodik wurde insbesondere für die Kompensation von Metallartefakten in CT-Aufnahmen, für die Merkmalsextraktion und Kompensation von Bewegungsartefakten in MR-Aufnahmen sowie für die zielgerechte Aufbereitung von US-Bildern in Hinblick auf deren visuelle Darstellung angewandt.

2.1 Qualitative Kompensation von Metallartefakten

Metallartefakte, die u.a. bei Aufnahmen des Kopfes aufgrund von Zahnimplantaten häufig auftreten, stellen in der klinischen Praxis oftmals ein großes Problem dar. Um eine wirksame Artefaktkompensation zu erreichen, ist es angebracht eine Aufbereitung direkt auf den Rohdaten (Radondaten) durchzuführen. Da Metalle sich durch extrem hohe Hounsfieldwerte auszeichnen, sind die durch sie beeinflussten Bereiche in der

Regel direkt im Radonbereich zu detektieren. Allerdings führen Positionsfehler bei der Detektion und einer darauf aufbauenden Artefaktkompensation häufig zu weiteren unerwünschten Rekonstruktionsfehlern. Es ist daher besser angebracht, die Korrespondenz, die zwischen Objektkonturen im Radonbereich und Objektkonturen im Bildbereich aufgrund der Pseudo- bzw. Mikrolokalitätseigenschaft der Radon-Transformation besteht, auszunutzen und Operationen zur Artefaktkompensation zu entwickeln, die diese Korrespondenz berücksichtigen. Damit können im Radonbereich lokal adaptive Glättungen durchgeführt werden, die eine Entsprechung im Ortsbereich haben. Dieser Ansatz wurde in [Hai00] systematisiert.

Dabei wurde zunächst die Position bzw. die Kontur des Metallobjekts mit Hilfe von alternativen Rückprojektionsoperatoren, insb. mit Maximumrückprojektionen, detektiert. Der Mittelpunkt des Metallobjekts wurde benutzt, um eine lokale Glättung in Form einer Abstandsgewichtung der Radondaten durchzuführen. Diese Operation bewirkt zwar, dass auch nach Anwendung einer lokal invertierenden Multiplikation im Ortsraum nicht mehr eine exakte Erhaltung der Hounsfieldwerte gewährleistet werden kann. Sie sorgt aber dafür, dass die Bildqualität, wie in Abb. 1 zu erkennen ist, insgesamt erheblich verbessert wird.

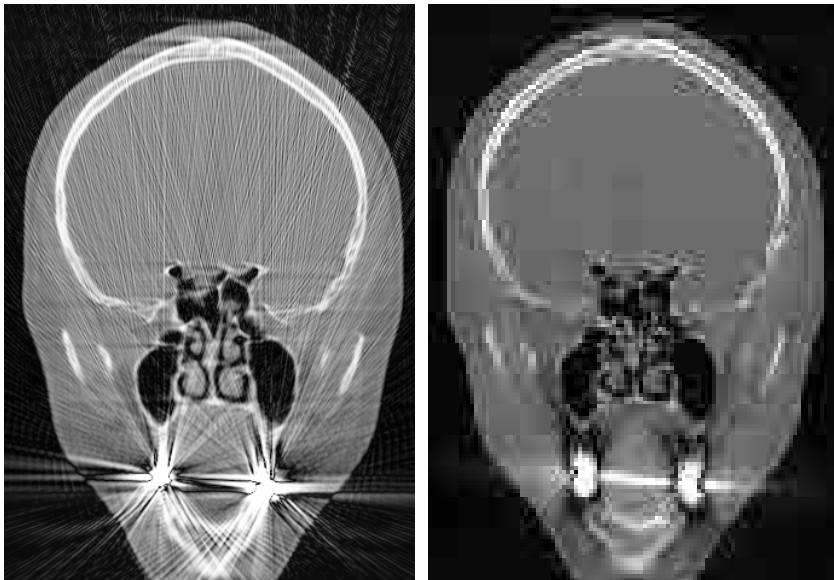


Abb. 1: Kompensation von Metallartefakten in CT-Aufnahmen (Aufnahme des Kopfes eines Patienten nach einem Unfall): Links: Direkte Rekonstruktion ohne Artefaktkompensation, rechts: Rekonstruktion nach qualitativer Artefaktkompensation.

der Daten insbesondere in Hinblick auf deren Visualisierung erzielt werden. Gerade bei der Aufbereitung von US-Aufnahmen weisen rein quantitative, auf approximative Erhaltung der Bildintensitäten orientierte Verfahren erhebliche Schwächen auf. Dies liegt insbesondere daran, dass US-Bilddaten selbst keine absoluten Gewebewerte, sondern

lediglich relative Eigenschaften benachbarter Gewebetypen repräsentieren. Wie in [HMM01] anhand eines vereinfachten Modells des US-Aufnahmeprozess verdeutlicht wurde, werden durch klassische B-Mode-US-Aufnahmen im Wesentlichen tiefengewichtete Gradientenbetragsbilder (in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Schallgeschwindigkeiten) dargestellt. Da die Tiefengewichtung aus einem Integrationsprozess resultiert, sind die lokalen Messwerte stark signal- bzw. umgebungsabhängig. Eine Erhaltung der Intensitätswerte ist bei diesem Aufnahmeprozess nicht gegeben.

Bisherige Verfahren zur Volumenvisualisierung bauen in der Regel auf der Annahme auf, dass absolute Gewebewerte vorliegen. Eine korrekte Darstellung von US-Bilddaten erfordert daher entweder aufwendige angepasste Visualisierungsverfahren oder eine gezielte Aufbereitung der US-Daten. In [HMM01] wurde eine derartige Aufbereitungsmethode entwickelt. Eine exakte Rekonstruktion der lokalen Schallgeschwindigkeiten ist zwar in der Regel nicht möglich, eine Aufbereitung durch anisotrope regularisierte Riesz-Operatoren kann aber für eine approximative Rekonstruktion globaler Merkmale eingesetzt und sehr gut als Vorverarbeitung in Hinblick auf die Volumenvisualisierung angewandt werden (siehe Abb. 2 Mitte). Bei vielen klinischen Beispielen ist zudem hinderlich, dass viele für die Diagnostik wichtige Strukturen als Negativabdruck erscheinen. Eine generelle Invertierung dieses Negativabdrucks ist nicht möglich, da die Interpretation der Daten stark kontextabhängig ist. In vielen Fällen lässt sie sich jedoch auf pragmatische Weise umsetzen. Insbesondere kann durch eine Aufbereitung mit Hilfe von Calderon-Operatoren eine sehr plastische und zudem sehrzuverlässige Darstellung der diagnostisch wichtigen Bildmerkmale erzielt werden (siehe Abb. 2 rechts). Für Bilddaten, die eine sehr viel feinere Strukturierung erfordern, wurde zudem in [MHM00] ein Wavelet-basiertes Verfahren zur Volumenvisualisierung entwickelt, bei dem die Detailkoeffizienten adaptiv gefiltert und anschließend direkt für die Visualisierungsberechnung eingesetzt werden.



Abb. 2: Visualisierung einer US-Aufnahme eines Brustbeins mit Tumor. Links: konventionelle Volumenvisualisierung, Mitte: Volumenvisualisierung nach Aufbereitung durch einen anisotropen Riesz-Operator, rechts: Invertierung des Negativabdrucks durch Aufbereitung mittels eines Calderon-Operators.

2.3 Merkmalsextraktion und Artefaktkompensation in MR-Aufnahmen

Im Bereich MR-Aufnahmen wurden zunächst Analysen von Phasendaten durchgeführt, um wesentliche Informationen über Unregelmäßigkeiten im Aufnahmeprozess zu erhalten. In [Hai99] wurde mit Hilfe von Ladungsoperatoren bzw. Ladungsevolutionen eine Glättung der Phasendaten realisiert. Zudem wurde analysiert, wie diese Operatoren zur Segmentierung von MR-Bildern eingesetzt werden können. Für die Bewegungskompensation in MR-Aufnahmesequenzen nach Kontrastmittelgabe wurden in [BHFB01] gezielt Landmarken für die Registrierung von Prä- (vor Kontrastmittelgabe) und Postbildern (nach Kontrastmittelgabe) detektiert. Für die Landmarken wurde dann ein Algorithmus zur robusten Berechnung der Delaunay-Triangulation entwickelt. Mittels einer Registrierung der daraus resultierenden Tetraeder wurde zum ersten Mal eine echt 3dimensionale elastische und vollautomatische Kompensation von Bewegungsartefakten in MR-Aufnahmesequenzen durchgeführt (siehe Abb. 3). Das Verfahren konnte damit im klinischen Einsatz im Bereich der Brustkrebsdiagnose durch MR-Mammographie eingesetzt und erprobt werden. Es lieferte eine sehr robuste Bewegungskompensation, die es dem Arzt erheblich erleichtert, tumoröses von gesundem Gewebe zu unterscheiden.

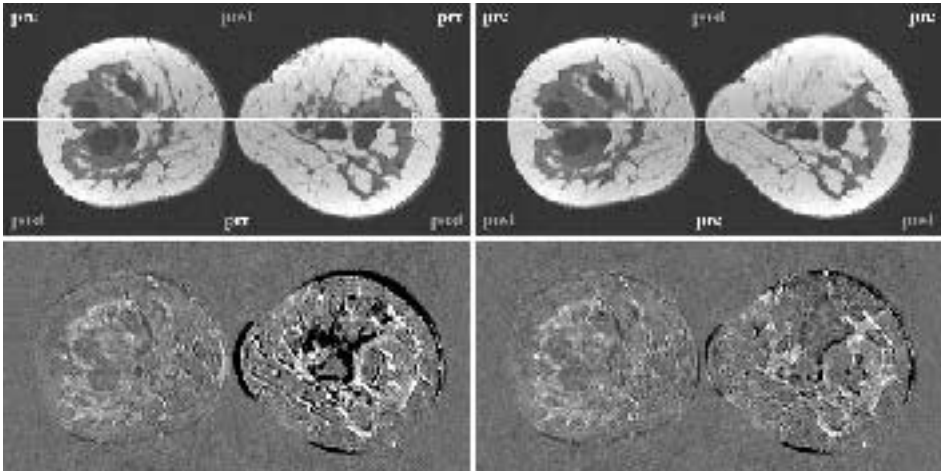


Abb. 3: Bewegungskompensation in der MR-Mammographie: Obere Reihe: Kombinierte Darstellungen (Prä- und Postbilder) der MR-Aufnahmesequenz: links ohne Registrierung, rechts nach Registrierung.

Untere Reihe: diagnostisch verwandte Differenzdarstellung zwischen Prä- und Postbild: links mit deutlichen Artefakten vor der Registrierung, rechts artefaktbereinigte Aufnahme nach Registrierung

3 Modellbildung und Manipulation

Der nächste Schritt in der Prozesskette zur Computerunterstützten Planung chirurgischer und radiologischer Eingriffe ist die Bereitstellung von Planungs- und Simulationsmodellen. Diese dienen Planungssystemen wie [Sc01] dazu, in einem virtuellen Umfeld den Eingriff möglichst genau zu planen, zu simulieren und dessen Ablauf festzulegen.

3.1 Erstellung von Netzmodellen

Modelle dreidimensionaler, medizinisch relevanter Patientenstrukturen basieren i. d. Regel auf Dreiecks- oder Tetraedernetzen. Erstere definieren die Oberfläche und sind geeignet zur Simulation von Schnitten oder zur Repräsentation von Risikostrukturen, letztere werden häufig eingesetzt, um Deformationen zu simulieren. Die Erstellung eines Netzmodells läuft im wesentlichen in drei Phasen ab:

1. Segmentierung
2. Netzgenerierung
3. Nachbearbeitung

Die Segmentierung wird i. d. Regel interaktiv von einem Mediziner durchgeführt. Das Projekt Q1 stellt dabei einfache Segmentierungsapplikationen zur Verfügung, komplexere Segmentierungsaufgaben werden vom Projekt Q3 des Sonderforschungsbereiches erledigt. Die Netzgenerierung erfolgt mittels eines Algorithmus, der bei Angabe eines bestimmten Grauwertes die entsprechende Isokontur eines Voxelmodells berechnet [LC87]. Durch geeignete Wahl des Schwellwertes erhält man so eine Menge von Punkten, die alle auf der Oberfläche der Struktur liegen. Die Nachbereitung beginnt mit der Triangulierung [So01] der Oberflächenpunkte. Dabei werden die Punkte so zu Dreiecken oder Tetraedern verknüpft, dass die entstehenden Flächen, bzw. Volumina, möglichst genau die Struktur repräsentieren. Der nächste Schritt stellt, neben der Segmentierung, den kritischsten Vorgang dar:

Das Ergebnis der Triangulierung ist eine Repräsentation der Struktur mittels Netzprimitiven. Diese werden durch die Grafikhardware der verwendeten Systeme zur Operationsplanung dargestellt, was je nach Anzahl der entstandenen Primitive zu Performanceproblemen führen kann. Da jedoch Interaktivität der Planungssysteme von herausragender Bedeutung für die Praktikabilität der erstellten Modelle ist, müssen die Netzmodelle in der Regel reduziert werden, d.h. man versucht die Dreiecke, bzw. Tetraeder zusammenzufassen, um die Anzahl der Primitive und Knotenpunkte zu verringern. Es besteht also immer das Problem der Erstellung eines Netzmodells einer bestimmten Struktur mit einer limitierten Anzahl von Primitiven [CMR95]. Die Reduktion der Primitive stellt aber eine Vereinfachung, d.h. eine Fehlerquelle dar. Die Behandlung dieser Fehler ist in der Forschung ein ungelöstes Problem.

3.2 Manipulation der Modelle

Die erstellten Netzmodelle werden in Operationsplanungssystem manipuliert. Dabei sind sowohl einfache Manipulationen, wie z. B. Translation und Rotation, wünschenswert, für eine komplexere und praktikablere Planung sind jedoch auch Methoden zur Deformation und zur Schnittführung erforderlich. Das Projekt Q1 entwickelt Methoden zur Deformation von Netzmodellen, für die Schnittplanung siehe [Sc01].

3.2.1 Manipulation von Tetraedernetzen

Die eigentliche Deformation findet anhand des Modells statt. Dafür wurde ein Verfahren entwickelt, welches das zu deformierende Netzmodell dem Zielbereich iterativ angleicht. Die Genauigkeit der Anpassung wird durch den mittleren Abstand der Modelloberfläche zur Oberfläche des Zielbereichs bestimmt. Dabei wird sichergestellt, dass die Knoten des Netzes tatsächlich auf ihre korrespondierende Zieloberfläche „gezogen“ werden. Durch Verwendung von Methoden der Elastizitätstheorie kann die Deformation innerhalb des Körpers gemessen, limitiert oder minimiert werden. Die alternierende Anwendung von Deformationsschritt und Entspannungsschritt führt zu einer bestmöglichen Anpassung des Modells bei gleichbleibend kleiner Deformation.

Die Deformation des Modells wird anschließend auf das dreidimensionale Bild übertragen. Um eine möglichst artefaktfreie Verformung des Bildes zu erreichen, werden die aus der Informationstechnik bekannten Resampling-Verfahren eingesetzt. In Bereichen starker Dehnung werden die Grauwerte trilinear interpoliert, in Bereichen starker Kompression findet eine Mittelwertbildung statt. Durch Verdopplung der Auflösung werden die Aliasing-Effekte weiter reduziert.

Indem der Algorithmus konvergiert, während mittlere Dehnung und mittlere Kompression des Netzes klein bleiben, konnte mit dem Verfahren die unterschiedliche Lage eines Patienten während zweier Aufnahmevorgängen nachträglich am Rechner ausgeglichen werden.

Weiterhin können mit diesem Verfahren Referenzdaten, z.B. Atlasdaten, auf einen Patientendatensatz abgebildet werden. Werden dabei nur die Oberflächen der segmentierten Bereiche betrachtet, ist das Verfahren hinreichend genau, um z.B. Schnitttrajektorien automatisch auf den Patientendatensatz zu übertragen. Eine Feinanpassung der Linienführung erfolgt dann am Patientenmodell. Werden nicht nur Oberflächen sondern auch innerhalb der korrespondierenden Oberflächen liegende anatomische Strukturen, nimmt die Genauigkeit mit zunehmender Entfernung von der Oberfläche ab. Jedoch ermöglicht auch eine ungefähre Lagebestimmung (5mm) der anatomischen Strukturen den Einsatz weiterführender Segmentierungsverfahren, mit denen die Grauwerte bestimmten Gewebeklassen zugeordnet werden.

Anhand des Beispiels der Knochenvorverlagerung bei Kleinkindern wurde gezeigt, dass die generierten Netzmodelle für die Simulation von operativen Eingriffen geeignet sind [Gr99b]. Gegenüber reinen Oberflächenmodellen ermöglichen sie auch die Betrachtung von auftretenden Volumenveränderungen.

3.2.2 Manipulation von Dreiecksnetzen

Während die oben genannte Manipulation von Tetraedernetzen hauptsächlich zur Registrierung zweier volumetrischer Bilddatensätze, etwa zur Übertragung von Atlasdaten oder

Informationen aus verschiedenen Bildmodalitäten verwendet wird, verfolgt man mit der Manipulation von Dreiecksnetzen, oder allgemeiner Oberflächenmodelle, ein anderes Ziel. Oberflächenmodelle werden eingesetzt, um eine Patientensituation in einem virtuellen Szenario darzustellen. Ziel der Operationsplanung [Sc01] ist es, eine möglichst interaktive Manipulation der relevanten Strukturen, z. B. Knochen, zu ermöglichen. Aufgrund der Rechenintensivität der o.g. FE-Methode, ist dieses nicht in Echtzeit möglich, und daher in der klinischen Anwendung nur bedingt tauglich. Die Autoren haben deshalb ein Verfahren entwickelt, stark reduzierte Dreiecksnetze direkt zu manipulieren, d.h. in diesem Fall zu biegen. Der Operationsplanung steht somit eine Methode zur Verfügung, mit dessen Hilfe virtuelle Biegewerkzeuge entwickelt werden können. Abbildungen 4-6 zeigen das Biegen eines einfachen rechteckigen Dreiecksnetzes. Die Parametrisierung erfolgt dabei entweder deterministisch, d.h. durch Angabe eines Drehwinkels, einer $-$ achse und einer Biegestrecke, oder physikalisch durch die Angabe von Drehachse, Aufsetzpunkt, Kraft und einem Materialwiderstand [Br00].



Abb. 4: Das ungebogene Dreiecksnetz mit einer Länge von etwa 11cm

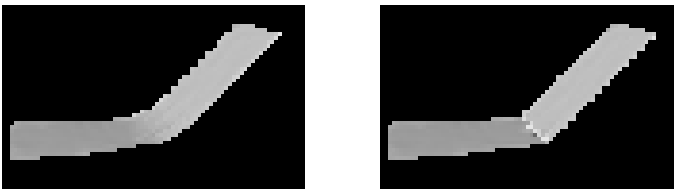


Abb. 5: Die gebogenen Netze mit unterschiedlichen Biegeradien. (links: 2cm, rechts: 0cm)

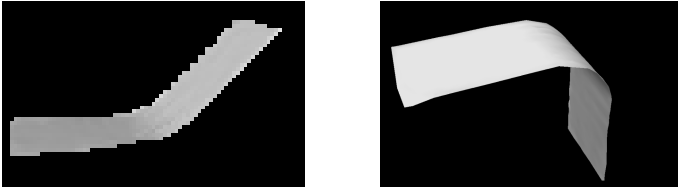


Abb. 6: Anwendung unterschiedlicher Biegeradien (links: $+45^\circ$, rechts: -90°)

4 Zielgebietsdarstellung

Aufbauend auf den bisherigen Ergebnissen haben die Autoren ein System entwickelt, welches die intraoperative Visualisierung präoperativ gewonnener Planungsdaten mit Hilfe von projektorbasierter Erweiterter Realität löst [Ho01a]. Darunter ist die Überlagerung virtueller Daten mit der Realität zu verstehen. Das System besitzt eine definierte Schnittstelle zu dem im Teilprojekt K1 entwickelten Operationsplanungssystem und ermöglicht die Visualisierung der dort definierten Planungsdaten. Im wesentlichen handelt es sich dabei bisher um die gleichen Daten, die auch an ein Robotersystem zur Ausführung geschickt werden können [En01]. Somit stellen Roboter bzw. Visualisierung zwei unabhängige Methoden der intraoperativen Bereitstellung von Planungsdaten dar.

4.1 Hardware

Das entwickelte System besteht aus einem handelsüblichen Videoprojektor, zwei CCD-Kameras und einem dem derzeitigen Standard entsprechenden PC mit Framegrabber- und Dualgrafikkarte zur Ansteuerung des Projektors und der Kameras. Die Verwendung eines Videoprojektors ermöglicht die Projektion von Planungsdaten (Bohrlöcher, Schnittlinien, Osteotomielinien, Gefahrenregionen etc.) sowie zusätzlichen Informationen (Ziffern, Entfernungen, etc.) in beliebigen Farben und wird, wie nachfolgend erläutert, auch zur Registrierung des Patienten benutzt.

4.2 Der Scanprozess zur Bestimmung der Patientenlage

Der entscheidende Schritt zur Übertragung des im Planungssystem definierten Operationsplanes in das Patientenkoordinatensystem besteht im Auffinden der entsprechenden Transformation, bestehend aus Translation und Rotation. Zur Registrierung der Patientenlage im Patientenkoordinatensystem wird eine Sequenz von Streifenmustern ("kodiertes Licht") auf den Patienten projiziert und diese Bildfolge von den beiden CCD-Kameras aufgenommen. Im Rechner werden die so gewonnenen Bilder unter Beachtung der sich ausbildenden Moiré-Muster ausgewertet [Gä98] und liefern eine Punktwolke der Oberfläche des Patienten (siehe „Registrierung“ im Teilprojekt Q1). Nach Aufbereitung der Punktwolke (Eliminierung von Ausreißern und irrelevanten Gebieten) kann diese auf die aus den bildgebenden Verfahren gewonnene Oberfläche gematcht werden.

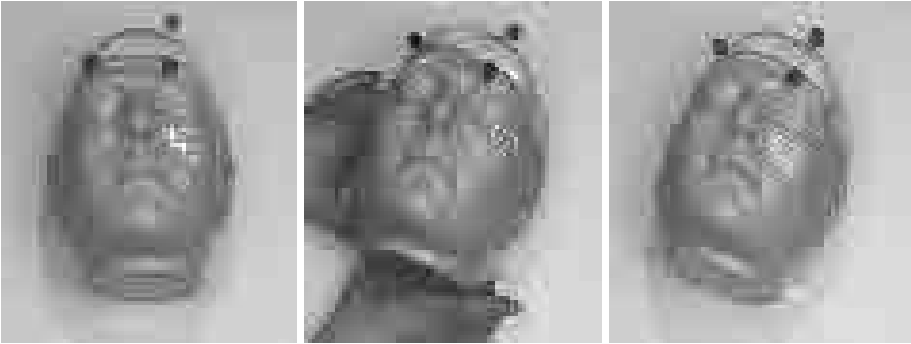


Abb. 7: Links: Phantomkopf mit aufprojiziertem Operationsplan. Mitte: Kurz nach Bewegen des Kopfes erscheinen die Planungssymbole an der falschen Stelle. Rechts: Nachdem die neue Lage der Markerkugeln bestimmt ist, wird der Operationsplan in die korrekte Lage überführt.

4.3 Matching

Matching-Algorithmen bedienen sich in der Regel einer Bewertungsfunktion, die jeder Transformation einen skalaren Parameter zuordnet, der ein Maß für die erzielte Übereinstimmung ist. Dabei gilt es, das globale Optimum der entsprechenden Bewertungsfunktion zu finden, wobei vom Benutzer oft die Festlegung einer initialen Lage gefordert wird, um das Auffinden eines lediglich lokalen Optimums zu vermeiden. Im Rahmen der Entwicklung des hier vorgestellten Systems wurde ein Matching-Algorithmus entwickelt, der ohne Benutzerinteraktion auskommt und der menschlichen Vorgehensweise zur Lösung des gestellten Problems nachempfunden ist [Ho01b]. Dabei ist entscheidend, dass ein Mensch keineswegs den sechsdimensionalen Raum aus Rotationen und Translationen absuchen wird, um eine optimale Übereinstimmung zweier Oberflächen zu finden, sondern eine der beiden Oberflächen so lange auf der anderen verschiebt, bis diese optimal passt. Der Suchraum ist bei dieser Vorgehensweise nur dreidimensional (verschieben und rotieren auf einer zweidimensionalen Oberfläche). Die auf diese Weise realisierte Bestimmung der initialen Lage der Punktwolke ist in aller Regel so gut, dass die daran anschließende Feinabstimmung die Lage der Punktwolke nur noch im Submillimeterbereich verschiebt. Für die Feinabstimmung wird dabei der „Iterative Closest Point Algorithmus“ [Be92] verwendet.

4.4 Nachverfolgung

Um auf das feste Einspannen des Patienten verzichten zu können, wird dieser unter Zuhilfenahme am Kopf befestigter passiver Marker nachverfolgt. Deren Lage wird kontinuierlich unter Auswertung der beiden Kamerabilder stereoskopisch bestimmt und zur initialen Lage des Patienten im Moment des Scanvorgangs in Beziehung gesetzt [Ar87]. Die dabei gefundene Transformation dient nun zusammen mit der initialen Transforma-

tion die kontinuierliche Übertragung der Planungsdaten in das Patientenkoordinatensystem (siehe Abb. 7).

4.5 Ergebnisse und Zusammenfassung

Der derzeitig verwendete Videoprojektor hat eine Auflösung von 800 x 600 Bildpunkten und wurde mit einer entsprechenden Linse so eingestellt, dass das Bild in einer Entfernung von 120 cm vom Patienten eine Größe von ca. 20 cm x 27 cm abdeckt und somit eine Auflösung von 1/3 mm ermöglicht. Die Genauigkeit der Projektion des Operationsplanes liegt initial (unmittelbar nach dem Scanvorgang) momentan bei ± 1 mm, wobei dies unter der Annahme gilt, dass die Oberfläche des Patienten aus CT bzw. MRT exakt bestimmt wurde. Berücksichtigt man die Ungenauigkeit der Segmentierung, muss zusätzlich eine Unsicherheit von einer Voxellänge addiert werden. Mit Nachverfolgung der Patientenlage sind momentan noch Fehler von ± 3 mm möglich, wobei dies zum einen auf die Verwendung von Kameras mit geringer Auflösung (744 x 568), zum anderen auf die Verwendung der minimalen Zahl von drei Markern zurückzuführen ist.

Das beschriebene System zeichnet sich gegenüber alternativer Technologien (z. B. Head-mounted Displays, See-through Glasses, etc.) besonders dadurch aus, dass sowohl auf das Anbringen künstlicher Landmarken im Knochen (Schrauben) vor der CT- bzw. MRT-Aufnahme, sowie auf das feste Einspannen des Patienten während der Operation verzichtet werden kann. Außerdem sind die Kosten für das hier vorgestellte System (Videoprojektor, zwei CCD-Kameras, Rechner) extrem niedrig - insbesondere fallen keine Kosten für aufwendige Navigationssysteme an. Während der Videoprojektor sowohl zur Registrierung des Patienten, als auch zur Projektion der Planungsdaten dient, sind auch die beiden CCD-Kameras zur Registrierung und Nachverfolgung des Patienten doppelt im Einsatz. Weiterhin wird der Chirurg in keinsten Weise in seinem gewohnten Vorgehen behindert – weder durch am Kopf zu tragende Geräte, noch durch ständigen Sichtwechsel vom Operationsfeld zum Monitor und zurück.

Unerwähnt geblieben ist bisher der Vorteil, dass alle an der Operation beteiligten Ärzte den Operationsplan in gleicher Weise sehen können und keine größere Anzahl von Head-mounted Displays vorhanden sein muss (deren Lage in Echtzeit bestimmt werden müsste). Außerdem ist es durchaus möglich, den auf einem fahrbaren Fuß montierten Projektor auch während der Operation zur Verbesserung der Darstellung bzw. zur Vermeidung von Abschattungen zu verschieben, da die Lageänderung des Projektors äquivalent zu einer Lageänderung des Patienten ist.

Literaturverzeichnis

- [Ar87] K. S. Arun, T. S. Huang, S. D. Blostein: Least-Squares Fitting of Two 3-D Point Sets, IEEE Transactions on PAMI, vol. 9, no. 5, pp. 698-700, 1987
- [Be92] P. J. Besl, N. D. McKay: A Method for Registration of 3-D Shapes, IEEE Transactions on PAMI, vol. 14, no. 2, pp. 239-256, 1992
- [BHFM01] Boesnach I., Haimerl M., Friedburg H., Beth Th.: *Compensation of Motion Artifacts in MR Mammography by Elastic Deformation*. In: "Proceedings of SPIE 2001 - Image Processing", Vol. 4322, SPIE, 2001.

- [Br00] T. Bräumer: Computergestützte Knochendeformation in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Diplomarbeit, Universität Karlsruhe (TH), 2000
- [CMR95] B. M. Cameron, A. Manduca, R. A. Robb: Surface generation for virtual reality displays with a limited polygonal budget; Image Processing, 1995. Proceedings., International Conference on , Volume: 1 , 1995
- [Dä01a] Däuber, Sascha: Sonderforschungsbereich 414; <http://sfb414.ira.uka.de>; 2001
- [Dä01b] Sascha Däuber, Thorsten Bräumer, Harald Hoppe, Robert Krempien, Jörg Raczowsky, Jakob Brief, Stefan Haßfeld, Heinz Wörn: Operationsplanung in der craniofazialen Chirurgie – Einsatz eines Oberflächenscanners zur Optimierung der intraoperativen Umsetzung; Bildverarbeitung für die Medizin 2001 - Algorithmen - Systeme - Anwendungen; Springer 2001.
- [En01] D. Engel, J. Raczowsky, and H. Wörn: A Safe Robot System for Craniofacial Surgery, Proceedings of IEEE International Conference On Robotics And Automation, Seoul, Korea, 2001.
- [EPV93] van den Elsen PA; Pol EJ, Viergever MA. *Medical image matching - a review with classification*. IEEE Trans. Med. Biomed. Eng. 1993; 12:26-39.
- [Gä98] H. Gärtner: Quantitative 3D-Vermessung mit codierter Beleuchtung, Institut für Technische Optik, Universität Stuttgart, 1998
- [Gr97] H. Grabowski, C. Burghart, J. Raczowsky: Three-dimensional mesh generation from volumetric medical images. Journal of Computer Integrated Surgery, Volume 2, No. 3/4, 1997, SY1-010
- [Gr99a] H. Grabowski: Modellbasierte Deformation medizinischer Bilder, GCA-Verlag, Universität Karlsruhe (TH), Diss., 1999
- [Gr99b] H. Grabowski, S. Hassfeld, J. Brief, J. Münchenberg, U. Rembold, H. Wörn: *Simulation der Knochenverlagerung beim Frontal Orbital Advancement*, in: H. Evers, G. Glombitza, T. Lehmann, H.-P. Mainzer (eds.): Bildverarbeitung für die Medizin 1999, Springer Verlag, 1999, S. 278-283
- [Hai99] Haimerl, M.: *Oszillierende Ladungen als Werkzeug für die Analyse von MR-Aufnahmen*. In: Evers, H. et al. (Hrsg.): Tagungsband "Bildverarbeitung für die Medizin 1999", S. 150-154, Springer Verlag, 1999.
- [Hai00] Haimerl, M.: *Alternative Wege zur Objektrekonstruktion aus Radon-transformierten Bilddaten*. In: Horsch, A., Lehmann, T. (Hrsg.): Tagungsband "Bildverarbeitung für die Medizin 2000", S. 413-417, Springer Verlag, 2000.
- [HMM01] Haimerl, M., Moldenhauer, J., Mende, U.: *Zielgerichtete Aufbereitung und Visualisierung dreidimensionaler medizinischer Ultraschall Datensätze*. In Handels, H., Horsch, A., Lehmann, T., Meinzer, H.P. (Hrsg.): Tagungsband "Bildverarbeitung für die Medizin 2001", S. 117-121, Springer Verlag, 2001.
- [HH94] Hill DLG and Hawkes DJ. Medical image registration using knowledge of adjacency of anatomical structures. Image and Vision Computing 1994; 12:173-178
- [Ho01a] Harald Hoppe, Sascha Däuber, Jörg Raczowsky, Heinz Wörn, Jose Luis Moctezuma: Intraoperative Visualization of Surgical Planning Data Using Video Projectors; In: Medicine Meets Virtual Reality 2001; J.D. Westwood et al. (Eds.); IOS Press, 2001
- [Ho01b] H. Hoppe, J. Brief, S. Däuber, J. Raczowsky, S. Haßfeld, and H. Wörn: Projector Based Intraoperative Visualization of Surgical Planning Data, Proceedings of ISRA-CAS 2001, Israeli Symposium on Computer-Aided Surgery, Medical Robotics, and Medical Imaging, Tel-Aviv, Israel, May 17, 2001
- [Kh97] Khoo VS, Dearnaley DP, Finnigan DJ, Padhani A, Tanner ST, Leach MO. Magnetic resonance imaging (MRI): considerations and applications in radiotherapy treatment planing. Radiother. Oncol. 1997; 42:1-15.
- [KW92] Knothe K, Wessels H. Finite Elemente, 1992, Springer Verlag
- [LC87] W. E. Lorensen und H. E. Cline: Marching Cubes: A high resolution 3D surface construction algorithm, SIGGRAPH '87 Proceedings Band 21(4): 163-169, Juli 1987.

- [Me96] Mende U, Zöller J, Dietz A, Wannemacher M, Born IA, Maier H. *Die Sonographie im Primärstaging von Kopf-Hals-Tumoren*. Der Radiologe 1996; 36:207-215
- [Me99] Mende U, Krempien R, Hassfeld S, Grabowski H, Wörn H, Wannemacher M. *3D-Ultrasound: a valuable adjunct for staging and follow-up of head and neck tumors*. Radiology 1999; 213:314-315
- [MHM00] Moldenhauer, J., Haimerl, M., Mende, U.: *Wavelet-basierte Visualisierung von Ultraschall-Volumendaten*. In Horsch, A., Lehmann, T. (Hrsg.): Tagungsband "Bildverarbeitung für die Medizin 2000", S. 143-147, Springer Verlag, 2000.
- [Pe98] Pelizzari CA. Image processing in stereotactic planing: volume vizualization and image registration. Medical Dosimety 1998; 23:137-145.
- [Sc01] O. Schorr, J. Münchenberg, J. Raczkowski, H. Wörn, KasOp - A Generic System for Pre- and Intraoperative Surgical Assistance and Operation Planning, Computer Assisted Radiology and Surgery (CARS), Berlin, 2001
- [So01] E. Sohns: „Visuelle Kriterien zur Validierung von Oberflächenmodellen in medizinischen Bildverarbeitungsketten“, Diplomarbeit, Universität Karlsruhe, 2001.
- [VAK87] De Valles AWT, Abe M, Kjellberg RN. Transposition of target information from magnetic resonance and computed tomograpy scan images to conentional stereotactic space. Appl. Neurophysiol. 1987; 50:23-32
- [WAE96] Wesby G, Adamis MK, Edelmann RR. *Artifacts in MRI: description, causes and solutions*. In: Edelmann RR, Hesselink JK, Zlatkin MB Eds.: Clinical magnetic resonance imaging. Philadelphia, Pa: Saunders, 1996; 88-144