Projektorbasierte Erweiterte Realität in der Chirurgie

Harald Hoppe, Sascha Däuber, Jörg Raczkowsky, Heinz Wörn
und José Luis Moctezuma*

Institut für Prozeßrechentechnik, Automation und Robotik
Universität Karlsruhe, Kaiserstraße 12, 76128 Karlsruhe
*Stryker Leibinger GmbH & Co KG, Bötzinger Straße 41, 79111 Freiburg
Email: hoppe@ira.uka.de.de

Zusammenfassung. Die Planung komplexer chirurgischer Eingriffe mit hohen Genauigkeitsanforderungen wird zunehmend mit Operationsplanungssystemen durchgeführt. Im vorliegenden Beitrag wird ein System vorgestellt, welches die präoperativ festgelegten Planungsdaten mit einem handelsüblichen Videoprojektor direkt auf dem Patienten sichtbar macht. Dabei kann sowohl auf Markerschrauben zur Registrierung als auch auf das feste Einspannen des Patienten verzichtet werden, wobei dessen Bewegungen über aufgeklebte Marker nachverfolgt werden. Die Genauigkeit der Projektion beträgt derzeit ± 1 mm ohne und ± 3 mm mit Nachverfolgung der Patientenlage, während der Operationsplan momentan mit 0.5 Hz nachgeführt werden kann. Das System ermöglicht die Visualisierung von Planungsdaten bei geringster Beeinträchtigung des Chirurgen sowie des gewöhnlichen Operationsablaufes.

1 Motivation

Neurochirurgische Eingriffe sowie Operationen im cranio-maxillo-facialen Bereich stellen hohe Anforderungen an die intraoperativ zu erzielende Genauigkeit, um einen möglichst patientenschonenden Eingriff zu gewährleisten. Detaillierte Planungen dieser meist komplexen chirurgischen Eingriffe werden in zunehmendem Maße am Computer unter Zuhilfenahme entsprechender Planungssysteme und geeignet aufbereiteter Daten aus bildgebenden Verfahren (CT, MRT, PET etc.) durchgeführt [1,2]. Neben der Möglichkeit, verschiedene Operationsalternativen zu simulieren und zu optimieren, wird auf diese Weise eine exakte Operationsplanung ermöglicht.

Der entscheidende Schritt von der Planung zur intraoperativen Umsetzung bleibt jedoch die sinnvolle Bereitstellung der präoperativ gewonnenen Daten, ohne die erzielte Genauigkeit wieder ganz oder teilweise einzubüßen. Während die Verwendung von Navigationssystemen die Möglichkeit eröffnet, chirurgische Geräte mit den entsprechenden Planungsdaten am Monitor zu überlagern [3], ist es dennoch nicht wünschenswert, die Operation unter ständigem Sichtwechsel vom Patienten zum Monitor und zurück durchzuführen. Aus diesem Grunde werden Möglichkeiten untersucht, die Planungsdaten unmittelbar im Operationsfeld sichtbar zu machen - in jenen Regionen also, auf die sie sich beziehen. Verschiedenste Methoden zur Reali-

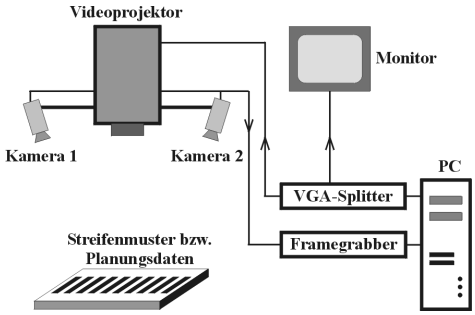

Abb. 1 Schematischer Aufbau des Visualisierungssystems

sierung dieses Vorhabens werden derzeit erprobt [4,5]. Großer Beliebtheit erfreuen sich dabei Head-mounted Displays bzw. See-through Glasses oder Retina Scanning Displays, die am Kopf des Chirurgen befestigt sind und die virtuelle Szene der realen überlagern. Allerdings zeigen diese Methoden noch deutliche Probleme hinsichtlich Genauigkeit, Auflösung, Bildfrequenz und Sterilität und führen beim Träger häufig zu Übelkeit [6].

Im Rahmen des Forschungsprojektes "Projektorbasierte Erweiterte Realität in der Chirurgie" am Institut für Prozeßrechentechnik, Automation und Robotik (IPR) der Universität Karlsruhe wurde ein alternatives System entwickelt, das gegenüber brillenbasierten Systemen deutliche Vorteile aufweist.

2 Beschreibung des Systems

Das System zur Visualisierung der präoperativ gewonnenen Planungsdaten 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 (Abb. 1). 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.

2.1 Registrierung 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 und liefern eine Punktwolke der Oberfläche des Patienten [7]. Nach Aufbereitung der Punktwolke

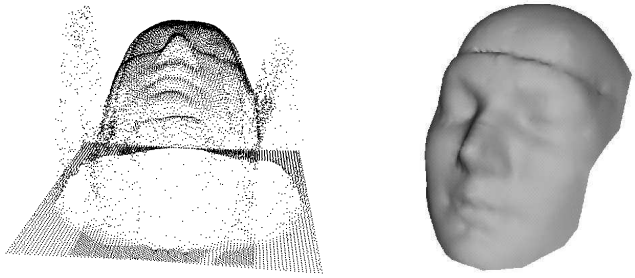

Abb. 2 Punktwolke vor und nach Aufbereitung

(Eliminierung von Ausreißern und irrelevanten Gebieten, Abb. 2) kann diese auf die aus den bildgebenden Verfahren gewonnene Oberfläche gematcht werden.

2.2 Der Matching-Prozeß

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. 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). Der entwickelte Algorithmus nutzt die von tomographischen Verfahren ohnehin vorgegebene Voxeldiskretisierung aus, um ein auf der gescannten Punktwolke vollautomatisch bestimmtes gleichseitiges Dreieck in jede mögliche Lage auf der rekonstruierten Patientenoberfläche (Oberflächenvoxel) zu verschieben. Als Gütefunktion wird die Summe der Abstände der Scanpunkte von der Oberfläche verwendet, wobei hierfür präoperativ ein „Distanztomogramm“ berechnet wurde, welches jedem Voxel dessen Abstand zur Oberfläche zuordnet. 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 (Abb. 3). Für die Feinabstimmung wird dabei der von Besl [8] vorgeschlagene „Iterative Closest Point Algorithmus“ verwendet.

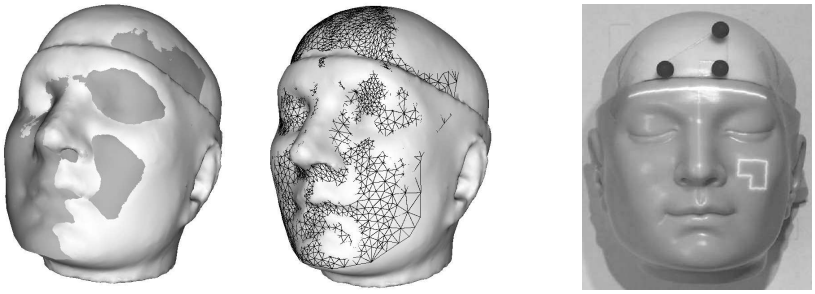

Abb. 3 Rekonstruierte Patientenoberfläche aus einem CT mit überlagerter Punktwolke nach Bestimmung der initialen Lage (links) und nach Feinabstimmung (mitte) / Patientenkopf mit befestigten Markern und Operationsplanungssymbolen (rechts)

2.3 Nachverfolgung der Patientenlage

Um auf das feste Einspannen des Patienten verzichten zu können, wird dieser unter Zuhilfenahme am Kopf befestigter passiver Marker (siehe Abb. 3 rechts) nachverfolgt. Deren Lage wird kontinuierlich unter Auswertung der beiden Kamerabilder (Houghtransformation) stereoskopisch bestimmt und zur initialen Lage des Patienten im Moment des Scanvorgangs in Beziehung gesetzt. Die dabei gefundene Transformation T_{lok} wird nun mit der initialen Transformation T_{ini} zur globalen Transformation $T_{glo} = T_{lok}\ T_{ini}$ vereint und ermöglicht das kontinuierliche Übertragen der Planungsdaten in das Patientenkoordinatensystem.

3 Ergebnisse und Ausblick

Das beschriebene System zeichnet sich gegenüber alternativer Technologien (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 keinster 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.

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 (Abb. 3 rechts). Die Auflösung im Bereich des Operationsfeldes liegt demnach bei ca. 1/3 mm und ist den Auflösungen von Head-mounted Displays derzeit weit überlegen. 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.

Ziel der nächsten Entwicklungsphase ist die Verbesserung der Genauigkeit auf ± 0.5 mm bei einer Nachführfrequenz von 3 Hz oder schneller. Nach Aussagen von Chirurgen entsprechen diese Werte den momentanen klinischen Anforderungen. Weiterhin soll untersucht werden, ob die Verwendung eines Laserprojektors, der ebenfalls sowohl zur Registrierung, als auch zur Visualisierung der Planungsdaten verwendet werden kann, entscheidende Vorteile gegenüber Videoprojektoren zeigt.

4 Literatur

1. J. Münchenberg, H. Wörn, J. Brief, C. Kübler, S. Hassfeld, J. Mühling: A Pattern Catalogue of Surgical Interventions for Computer-Supported Operation Planning, Medicine Meets Virtual Reality (MMVR). J.D. Westwood et al. (Eds.), pp. 227-229, 2000.
2. S. Haßfeld, J. Brief, R. Krempien, J. Raczkowsky, J. Münchenberg, H. Giess, H. Meinzer, U. Mende, H. Wörn, J. Mühling: Computerunterstützte Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie. Radiologe 2000, Springer-Verlag, 40:218-226, 2000.
3. P. Cinquin, E. Bainville: Computer Assisted Medical Interventions. IEEE Engineering in Medicine and Biology, May/June 1995, pp. 254-263, 1995.
4. S. Tang, C. Kwoh, M. Teo, N. W. Sing, K. Ling: Augmented Reality Systems for Medical Applications. IEEE Engineering in Medicine and Biology (May/June 1998), pp. 49-58, 1998.
5. R. Kikinis et al.: An Automatic Registration Method for Frameless Stereotaxy, Image Guided Surgery, and Enhanced Reality Visualization. IEEE Transactions on Medical Imaging, vol. 15, no. 2, pp. 129-140, 1996.
6. M. Levy, J. Chen, K. Moffitt, Z. Corber, J. McComb: Steroscopic head-mounted display incorporated into microsurgical procedures: technical note. Neurosurgery 43:392-395.
7. H. Gärtner: Quantitative 3D-Vermessung mit codierter Beleuchtung. Institut für Technische Optik, Universität Stuttgart, 1998.
8. 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.