

Ein automatisches Registrierungsverfahren für intraoperative CT-Bilddaten

Hayo Knoop¹, Jörg Raczkowski¹, Ulrich Wyslucha²,
Thomas Fiegele³ und Heinz Wörn¹

¹Institut für Prozessrechenstechnik, Automation und Robotik (IPR),
Universität Karlsruhe (TH), Engler-Bunte-Ring 8, 76131 Karlsruhe

²MAQUET GmbH & Co. KG, 76437 Rastatt

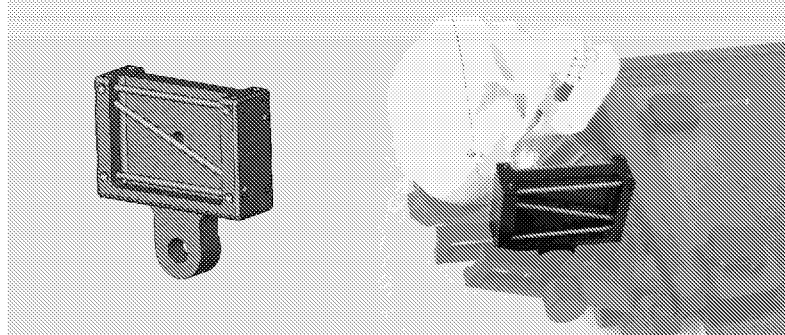
³Universitätsklinik für Neurochirurgie, Funktionelle Neurochirurgie und Stereotaxie,
Leopold-Franzens-Universität Innsbruck, A-6020 Innsbruck
Email: hknoop@ira.uka.de

Zusammenfassung. Das MAQUET AWIGS (Advanced Workplace for Image Guided Surgery) System ist die Kombination eines Operationstisches, der auf zwei fahrbaren Säulen mit je drei Freiheitsgraden ausgerichtet werden kann, einem röntgenstrahlendurchlässigen Kohlefaser-Transferboard und einem intraoperativen Computertomografen (CT). Der Tisch wird auf Schienen im Boden des Operationssaales zum CT bewegt, wo der Transfer des Patienten stattfindet. Bei der Nutzung von intraoperativer Bildgebung ist eine schnelle Registrierung des Bilddatensatzes auf das Koordinatensystem des Patienten erforderlich, wenn dieser zurück in die Operationsposition bewegt wird. Ziel des Kooperationsprojektes ist die Untersuchung von Möglichkeiten zur automatischen, transferboardgestützten Registrierung des Bilddatenvolumens mit diesem System.

1 Einleitung

In neurochirurgischen Applikationen, aber auch bei Szenarios im Bereich der HWS- und MKG-Chirurgie ist die intraoperative Navigation heute fester Bestandteil der Operationsverfahren. Zur Navigation sind dazu vielfach optische Navigationssysteme mit aktiven oder passiven Referenzkörpern in den Operationssälen verfügbar. Die intraoperative Registrierung ist zentraler Bestandteil der Verfahren (s. [1]) und findet dabei z.B. auf Basis von anatomischen Landmarken, Hautklebemarkern, Titanschrauben, bzw. anderen knochenfixierten Markern (z.B. [2]) oder Oberflächenscannern statt. Diese Verfahren belasten z.T. den Patienten durch einen zusätzlichen Eingriff, sind häufig störanfällig durch Benutzungseinflüsse bei der Segmentierung des Bilddatensatzes und durch Interpretationsmöglichkeiten bei der Markierung, bzw. abhängig von der Beleuchtungssituation im Operationssaal. Zusätzlich zu der Zeit, die zur Umsetzung der Verfahren benötigt wird, bleiben die in der Praxis erzielten Genauigkeiten dann regelmäßig hinter den Laborergebnissen zurück [3]. Gerade die intraoperative Bildgebung ermöglicht neben der schnellen und präzisen Kontrolle des Operationsergebnisses auch eine genaue Registrierung und anschließende Umsetzung

Abb. 1. Prototyp: Scan Reference Frame CAD-Ansicht (links) und am Transferboard (rechts)



der Operation mit Navigationsunterstützung. Die Registrierungsmethode sollte dabei den Arbeitsraum und -ablauf während der Operation möglichst wenig einschränken und über ein erstes Szenario hinaus universell einsetzbar sein.

2 Material und Methode

Der vorgestellte Lösungsansatz soll die Anwendung mit einem Sliding-Gantry-CT-System (ohne separaten CT-Tisch, mit Spezial-Lagefläche und Bewegung der CT-Gantry) ermöglichen, so dass eine rein mechanische Positionskontrolle ausscheidet. Am Transferboard wird hierzu zunächst eine Scan-Region of Interest (ROI) definiert, die üblicherweise in der Funktionellen Neurochirurgie und Stereotaxie zur Bilddatenauswertung zur Verfügung steht. In diesem Bereich wird dann ein Referenzkörper (Scan Reference Frame, SRF) angebracht, dessen Geometrie automatisch im Datensatz erkannt werden soll. Für die Lage dieses Körpers wird dann eine rigide Transformation berechnet.

Geometrie. Der Entwurf des ersten SRF-Prototypen geht auf die grundlegenden Arbeiten von Brown [4] und Genauigkeitsuntersuchungen von Zylka et al. [5] zurück. Dieser hatte zunächst Abmessungen von 50 x 50 x 70 mm und sieben Fiducialstäbe. Zur Verringerung der Fertigungskomplexität und Verbesserung der Handhabung ist die zweite Prototypenversion mit sechs Stäben deutlich verkleinert (s. Abb. 1). Die zunächst verwendete 3 N- Konstruktion konnte so vereinfacht werden. Zusätzlich sind Registrierbohrungen an den Seitenflächen des SRF gesetzt, um eine Geräteregistrierung zu unterstützen.

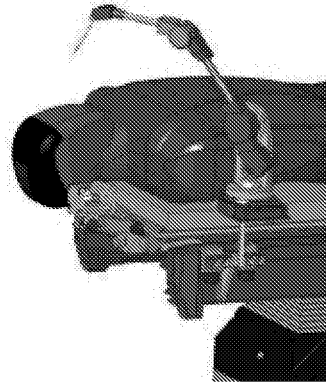
Segmentierung. Nach Untersuchungen mit Zylinder-Probekörpern unterschiedlicher Durchmesser und Materialien im Vergleich der Segmentierungsergebnisse in einzelnen CT-Schichtbildern wurde ein Probekörper aus röntgenstrahlendurchlässigem POM-Kunststoff mit Titanstäben (4 mm Durchmesser) gefertigt. Die Parameter für die Schwellwerte, die minimale Anzahl von Bildpunkten pro Region und die maximale Anzahl gültiger Punkte wurden nach Untersuchungsreihen mit CT-Geräten von Siemens (Somatom Sensation 16) und

General Electric (HiSpeed) bei Pixelabständen von 0.25 mm bis 0.67 mm und Schichtabständen von 0.7 mm bis 1.5 mm festgelegt. Diese Segmentierung und Positionsfindung wird in zwei getrennten Modulen schichtweise und dann durch Zuordnung der Ergebnisse über das Volumen durchgeführt.

Registrierung. Für die rigide Transformationsberechnung werden individuelle Messdaten von Zylinder- und Kugel-Approximationen einer 3D-Messmaschine Micro MS454 der Fa. Braun & Sharp benutzt. Diese geometrischen Informationen stehen bei Programmstart in einer XML-Datei zur Verfügung. Für die Registrierung werden die Schnittpunkte der Fiducialstäbe im Raum berechnet und mit den idealen Positionen aus der Messung in Übereinstimmung gebracht. Die Eindeutigkeit der Transformation wird über eine Abstandsberechnung der Stäbe sichergestellt. Die gesuchte Rotation und Translation in einer 4x4-Matrix werden mit dem Algorithmus von Horn [6] berechnet.

Software. Die beschriebenen Funktionen werden in drei in C++ implementierten Modulen SRF, FiducialFinder und LineFinder implementiert. Das Modul FiducialFinder sucht schichtweise nach den Durchstosspunkten der Titanstäbe mittels 6-fach-Zusammenhangskomponenten und anschließender Schwerpunkt-bildung und wird über die Parameter: Anzahl Pixel pro Region, Anzahl gefundener Punkte und Schwellwerte konfiguriert. Das Modul LineFinder approximiert dann in einem nächsten Schritt eine Gerade durch zusammengehörige Punkte und kann durch die Anzahl der Nachbarn mit maximaler Distanz, minimale Punktanzahl pro Gerade und eine maximale Geradenanzahl pro Bilddatenvolumen konfiguriert werden. Die oben beschriebene Konfiguration und die Berechnung der gesuchten Transformation mit Bestimmung der Punktkorrespondenzen geschieht im Modul SRF, dessen Konfiguration einzig durch die Informationen in der XML-Datei geschieht. Die genannten Parameter wurden durch zahlreiche Tests angepasst. Eine manuelle Anpassung durch den Benutzer (vgl. auch[7]) ist deshalb nur in Ausnahmefällen nötig, bzw. sinnvoll. Die optimale Parameterwahl ist aber weiterhin Gegenstand der Entwicklung.

Anwendung. Der SRF wird in einem ersten Setup wie in Abb.1 rechts und Abb. 3 neben dem Patienten montiert. Dieser wird auf einem Vakuumkissen und zusätzlich dental fixiert (s. a. [8]). Die intraoperativ akquirierten CT-Bilddaten werden vom Rechnersystem im DICOM-Format geladen und sind mit ihren Hounsfieldwerten im Speicher unreduziert verfügbar. Zum Einsatz kommt dabei ein handelsübliches Notebook. Die Berechnung der Transformation kann mit einem ebenfalls am Operationstisch montierten mechanischen Messarm MicroScribe G2X (Abb. 2 und 3) überprüft werden. Die gesuchte rigide Transformation wird in Form einer 4x4-Matrix [6] berechnet; sowohl die Bilddaten im Koordinatensystem des CT, als auch die Gerätekoordinaten des Messarms werden auf das Koordinatensystem des SRF registriert.

Abb. 2. Visualisierung der Transformation**Abb. 3.** Modell-Setup

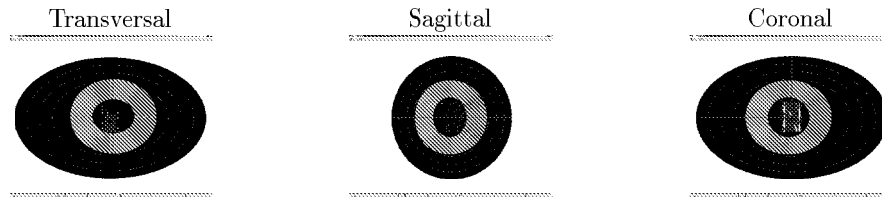
3 Ergebnisse

Neben den reinen Laborergebnissen wurde das beschriebene Verfahren ebenfalls intraoperativ evaluiert. In dieser Anwendung ist die Anzahl der Schichten in der Regel stark reduziert. Während bei den ersten Versuchen 200 Einzelbilder des gesamten SRF aufgenommen wurden, stehen im intraoperativen Datensatz lediglich etwa 70 Schichtbilder eines Ausschnittes zur Verfügung. Durch die Wahl eines größeren Field of View (FOV) ergeben sich außerdem wesentlich größere Pixelabstände innerhalb der Einzelschichten. Der aus den Berechnungen resultierende Registrierfehler steigt dabei proportional zum FOV. Untersuchungen mit einem Pixelabstand von 0.25 mm führten zu einem Registrierfehler von 0.11 mm (mittlere quadratische Abweichung der für die Registrierung benutzten Punkte). Bei Erhöhung auf 0.45 mm wurden mit dem zweiten SRF-Prototypen Fehlerwerte von 0.25 mm erreicht. Intraoperative Untersuchungen mit einem Abstand von 0.67 mm ergaben bei diesem SRF einen Fehler von 0.45 mm. Für den klinischen Einsatz ist neben dem eigentlichen Registrierfehler (auch: Fiducial Registration Error, FRE) der Zielfehler (Target Registration Error, TRE) relevant [9]. In Abb. 4 sind die Verteilungen des TRE in triplanaren Ansichten bis zu einem Wert von 0.225 mm abgebildet (Pixelabstand 0.25 mm)(vgl. auch [10]).

4 Zusammenfassung und Diskussion

Mit dem vorliegenden Verfahren steht ein robuster und adaptierbarer Algorithmus für die Registrierung von intraoperativen CT-Bilddaten zur Verfügung. Die Übergabe der Transformation an ein externes Navigations- und Planungssystem oder für den Einsatz von Roboter-assistierter Chirurgie ist vorbereitet. Auf Hardwareseite kommt deshalb eine Universalhalterung zum Einsatz, auf der ebenfalls ein rigid-body eines Navigationssystems montiert werden kann. Diese Halterung und die Anwendung des beschriebenen Verfahrens bedürfen weiterer intraope-

Abb. 4. TRE-Verteilung der Bilddaten (außen, dunkel) und Geräteregistrierung (innen, hell)



rativer Evaluation. Ein zusätzliches Ziel ist die Verbesserung der intraoperativen Fehlerwerte. Die Geschwindigkeit kann durch geeignete Schichtauswahl in einem Preprocessing-Schritt weiter erhöht werden, hierzu wird derzeit eine Online-Anbindung an das Rechnersystem des CT getestet. Die vorgestellten intraoperativen Untersuchungen wurden in der Neurochirurgischen Abteilung des Universitätsklinikums Innsbruck (AT) durchgeführt.

Literaturverzeichnis

1. Pluim JP, Fitzpatrick JM: Image Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 22(11): 1341–1343, 2003.
2. Kozak J, Nesper M, Fischer M, Lutze T, Göggelmann A, Hassfeld S, Wetter T: Semiautomated Registration Using New Markers for Assessing the Accuracy of a Navigation System, *Computer Aided Surgery*: 11–24, 2003.
3. Troitzsch D, Hoffmann J, Bartz D, Dammann F, Reinert S: Oberflächen-Laserscanner versus Marker-Registrierung für die bilddatengestützte chirurgische Navigation. *BMT* 48(1): 112–113, 2003.
4. Brown RA: A Stereotactic Head Frame for Use with CT Body Scanners. *Investigative Radiology*, 14(1): 300–304, 1979.
5. Zylka W, Sabczyhski J, Schmitz G: A Gaussian Approach for the Calculation of the Accuracy of Stereotactic Frame Systems. *Medical Physics* 26(3): 381–391, 1999.
6. Horn BK: Closed-form solution of absolute orientation using orthogonal matrices. *Journal of the Optical Society of America*, 5(7): 1127–1135, 1988.
7. Lee S, Fichtinger G, Chirikijan GS: Numerical Algorithms for spatial registration of line fiducials from cross-sectional images. *American Association of Physicists in Medicine*: 1881–1891, 2002.
8. Sweeney RA, Bale R, Auberger T, Vogele M, Foerster S, Nevinny-Stickel M, Lukas P: A Simple and Non-Invasive Vacuum Mouthpiece-Based Head Fixation System for High Precision Radiotherapy. *Strahlentherapie und Onkologie*: 43–47, 2001.
9. Fitzpatrick JM, West JB: The Distribution of Target Registration Error in Rigid-Body Point-Based Registration. *IEEE Transactions on Medical Imaging*, 20(9): 917–927, 2001.
10. Maurer CR, Fitzpatrick JM, Wang MY, Galloway RL, Maciunas RJ, Allen GS: Registration of head volume images using implantable fiducial markers. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 16(9): 447–462, 1997.