

**3. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
17.-18. September 2001 in
Bochum**



**„Optimierung von navigationsgestützten chirurgischen
Eingriffen durch grafische Simulation“**

M. Stien, A. Hein, D. Szymanski, T. Lüth
Berliner Centrum für Mechatronische Medizintechnik, Fraunhofer IPK, Campus Virchow,
Klinik für MKG-Chirurgie, Charité, Berlin, Deutschland
E-Mail: stien@ieee.org

Band: Beiträge zum 3. Workshop Automatisierungstechnische Methoden und
Verfahren für die Medizin
Editors: Jürgen Werner, Martin Hexamer
ISBN: 3-00-008240-9
Pages: 26-27

Optimierung von navigationsgestützten chirurgischen Eingriffen durch grafische Simulation

M. Stien, A. Hein, D. Szymanski, T. Lüth

Berliner Centrum für Mechatronische Medizintechnik
Fraunhofer IPK – Charité • Campus Virchow, Klinik für MKG-Chirurgie
Augustenburger Platz 1, 13353 Berlin

stien@ieee.org

EINLEITUNG

In der industriellen Fertigungstechnik ist die Layoutplanung mittlerweile weit verbreitet. Sie dient der optimalen Auslegung einer Arbeitszelle nach Gesichtspunkten kurzer Taktzeiten, minimalem Energieeinsatz und geringem Verschleiß der Geräte. Für den Einsatz chirurgischer Robotersysteme wird diese Vorgehensweise bisher nicht eingesetzt, obwohl auch hier eine Optimierung der Umgebung hinsichtlich Erreichbarkeit des Operationsgebietes durch Roboter und Mensch, oder ggf. der Optimierung des Strahlenganges eines optischen Navigationssystems sowie anatomischer Belastung des Patienten und vieler anderer Kriterien wünschenswert wäre. Dieser Beitrag stellt ein System vor, mit dem der Arbeitsraum eines optischen Navigationssystems hinsichtlich des Arbeitsraumes von Mensch und Roboter im Operationssaal optimiert werden kann.

PROBLEMSTELLUNG

Während roboterunterstützter chirurgischer Eingriffe mit interaktiven Systemen kommt es vor allem beim Einsatz optischer Navigationssysteme zu Problemen mit Einschränkungen des Arbeitsraumes. Zu beachten sind hierbei, Verdeckungen des Strahlenganges der Navigationskamera, Überschreiten des Abstrahl- bzw. Reflexionswinkels der Lokalisatoren und Überschreitung des Erfassungswinkels des Kamerasystems. Dabei bietet ein Operationssaal i.d.R. viele Freiheitsgrade zur Optimierung solcher Einsätze: Der Patient kann verschieden gelagert werden, Lokalisationskörper und Werkzeuge können bei einigen Systemen an verschiedenen Positionen mit dem Roboter verbunden werden und schließlich kann die Position der Navigationskamera oder des Robotersystems im Raum verändert werden. Es gilt daher, ein System zu entwickeln, mit dem diese Parameter vor der Durchführung des Eingriffes ermittelt und optimiert werden können.

STAND DER TECHNIK

Simulationswerkzeuge verbreiten sich in der Chirurgie immer weiter. Meist handelt es sich jedoch um Systeme, mit denen spezielle Eingriffe trainiert werden können oder System, die das Behandlungsergebnis für spezielle Eingriffe voraussagen. Der Karlsruhe Endos-

copie Surgery Trainer [1] ist ein System mit dem laproskopische Eingriffe an einem Phantom unter Einsatz einer virtuellen Umgebung trainiert werden können. Ein ähnliches System mit dem Namen VESTA wird in [2] vorgestellt. Das in [3] beschriebene System dient virtuellen arthroskopischen Kniechirurgie zu Trainingszwecken. Ein System zur Simulation roboterassistierter chirurgischer Eingriffe wird in [4] vorgestellt. Dieses System überstützt die Simulation der Interaktion von Roboter und Patient. Jedoch ist keines dieser Systeme in der Lage, dem Anwender eines chirurgischen Robotersystems bei der Gestaltung der Anordnung von Patient, Roboter, Navigationskamera, Ärzten und Schwestern zu unterstützen.

METHODEN

Als Navigationssystem wurde für diesen Beitrag das Flashpoint 3000 mit aktiven Lokalisatoren verwendet. Jeweils vier Leuchtdioden bilden einen Lokalisator. Zu betrachten sind daher jeweils ein Lichtstrahl von jeder der vier Leuchtdioden eines Lokalisators zu jeder der drei Einzelkameras. Jeder der zwölf sich ergebenden Lichtstrahlen von der Einzelkamera c zur Leuchtdiode l verläuft entlang der Achse $\mathbf{r}_{c,l}$.

$$\forall c \in [1..3], l \in [1..4] \text{ gilt } \mathbf{r}_{c,l} = \begin{pmatrix} x_{c,l} \\ y_{c,l} \\ z_{c,l} \end{pmatrix} \quad (1)$$

Es sei angenommen, jede der vier Leuchtdioden bzw. Reflektoren eines gegebenen Lokalisators liegt im Koordinatensystem \mathbf{L}_l und die optimale Strahlungs- bzw. Reflektionsrichtung verlaufe in x-Richtung.

$$\mathbf{L}_l = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_l & \mathbf{y}_l & \mathbf{z}_l & \mathbf{p}_l \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

Jede der drei Einzelkameras liegt im Koordinatensystem \mathbf{C}_c mit der optimalen Erfahrungsrichtung entlang der y-Achse.

$$\mathbf{C}_c = \begin{bmatrix} \mathbf{x}_c & \mathbf{y}_c & \mathbf{z}_c & \mathbf{p}_c \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (3)$$

Ein Lichtstrahl kann von der Navigationskamera nur korrekt ausgewertet und zur Bestimmung der Position und Orientierung des Lokalisators herangezogen werden, wenn folgende Bedingungen erfüllt sind:

1. **Abstrahl- bzw. Reflexionswinkel einer Leuchtdiode bzw. eines Reflektors ist nicht überschritten.** Lokalisatoren bestehen i.d.R. aus drei oder mehr einzelnen Leuchtdioden (aktive Lokalisatoren) bzw. Reflektoren (passive Lokalisatoren). Jede der Leuchtdioden bzw. Reflektoren hat einen maximalen Abstrahlwinkel \mathbf{a}_{\max} über den hinaus die korrekte Positionsbestimmung des Lokalisators nicht garantiert werden kann. Der Lichtstrahl $\mathbf{r}_{c,l}$ kann von der Navigationskamera nur korrekt ausgewertet werden, wenn gilt

$$\mathbf{a}_{\max} \geq \arccos\left(\frac{\mathbf{r}_{c,l} \cdot \mathbf{x}_l}{|\mathbf{r}_{c,l}| \cdot |\mathbf{x}_l|}\right) \quad (4)$$

2. **Erfassungswinkels der Navigationskamera ist nicht überschritten.** Die Navigationskamera besteht je nach Modell aus zwei oder drei Einzelkameras. Jede dieser Kameras hat einen maximalen Winkel \mathbf{b}_{\max} bis zu dem eine Leuchtdiode bzw. ein Reflektor erfasst werden kann. Der Lichtstrahl $\mathbf{r}_{c,l}$ kann von der Navigationskamera nur korrekt ausgewertet werden, wenn gilt

$$\mathbf{b}_{\max} \geq \arccos\left(\frac{\mathbf{r}_{c,l} \cdot \mathbf{y}_c}{|\mathbf{r}_{c,l}| \cdot |\mathbf{y}_c|}\right) \quad (5)$$

3. **Keine Kollision des Lichtstrahles mit Objekten im Raum.** Falls ein Lichtstrahl partiell oder vollständig mit einem anderen der n starren Objekte o (hierzu zählen nicht die Lichtstrahlen selbst) im Raum kollidiert, wird davon ausgegangen, dass er von der Navigationskamera nicht korrekt ausgewertet werden kann. Weiterreichende Effekte wie Beugung werden nicht betrachtet. Insbesondere ist hierbei die Geometrie des Lokalisators selbst zu beachten.

$$\forall \Delta v_r \in r, \Delta v_o \in o_i, i \in [1..n] \text{ gilt} \quad (6)$$

$$\Delta v_r \cap \Delta v_o = 0$$

Hierbei sei Δv_r ein beliebiges Volumenelement aus dem Strahl (der als Zylinder angenommen werden kann) und Δv_o ein Volumenelement aus dem Objekt o_i .

ERGEBNISSE

Die Realisierung inklusive der Kollisionserkennung, erfolgte mit Hilfe der Softwarebibliothek OpenInventor. Der Lokalisator kann in der Simulationssoftware an einen Patienten, einen Roboter oder ein chirurgisches Instrument gekoppelt werden. Dieser lässt sich interaktiv durch den Raum bewegen. Die simulierten Lichtstrahlen werden in Farbe und Position in Echtzeit angepasst. Wie die Abb. 1 zeigt, wird das Fehlschlagen der drei oben

genannten Bedingungen dem Benutzer visuell verschieden dargestellt:

1. Kann der Strahl ungehindert die Navigationskamera erreichen, wird dieser rot gefärbt.
2. Ist der Abstrahlungswinkel der Leuchtdioden überschritten, wird der Strahl gelb dargestellt.
3. Ist der Erfassungswinkel der Navigationskamera überschritten, wird der Strahl transparent dargestellt.

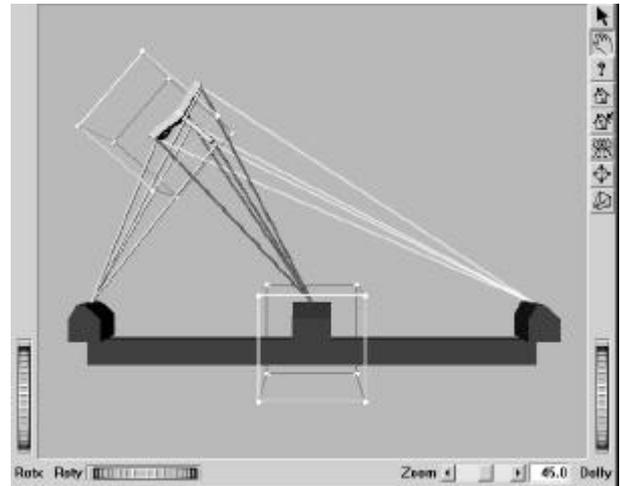


Abb. 1: Der aktive Lokalisator und die Lichtstrahlen zu den drei Einzelkameras der Navigationskamera. Die vier Lichtstrahlen der linken Kamera überschreiten den Abstrahlwinkel (gelb), die mittlere Kamera kann alle ausgesendeten Lichtstrahlen auswerten (rot) während bei der rechten Kamera der Erfassungswinkel der Kamera selbst überschritten wird (Strahlen transparent). Die Würfelrahmen dienen der interaktiven Lageänderung.

LITERATURHINWEISE

- [1] Kühnapfel, U.; H.K. Çakmak, H. Maaß: 3D Modeling for Endoscopic Surgery. IEEE Symposium on Simulation, Delft University, Delft, NL, 13.10.1999, 1999, pp. 22-32.
- [2] Tendick, F.; Mary Hegarty, Daniel Montello, Shankar Sastry, Lawrence Way: VESTA, Virtual Environments for Surgical Training and Augmentation, 1999.
- [3] Gibson S. et al. (1997): Simulation Arthroscopic Knee Surgery using Volumetric Object Representations, Real-Time Volume Rendering and Haptic Feedback. CVRMed-MRCAS'97, Grenoble, France, 19-22.03.1997. Reprinted in Jocelyne Troccaz, Eric Grimson, Ralph Mösges (Ed.), Lecture Notes in Computer Science Vol. 1205, Springer-Verlag, pp. 369-378.
- [4] Stien, M.; T. Schubert, D. Szymanski, T. C. Lueth (2000): A System for Monitoring Robot-Assisted Surgical Interventions. Advanced Robotics and its Applications, Shanghai, China, 5./6. 10. 2000, pp. 142-147.