

**8. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
20.-21. März 2009 in Berlin**



**„Motion-Tracking-Systeme (AR/VR) für die computer-
assistierte Chirurgie“**

Uwe Kirschstein, Ralf Tita und Willi A. Kalender
Institut für Medizinische Physik, Universität Erlangen-Nürnberg, Erlangen, Deutschland
E-Mail: uwe.kirschstein@imp.uni-erlangen.de

Copyright: VDI Verlag GmbH
Band: Fortschritt-Bericht VDI Reihe 17 Nr. 274 „Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin, 8. Workshop, Tagungsband“
Editors: Thomas Schauer, Henning Schmidt, Marc Kraft
ISBN: 978-3-18-327417-8
Pages: 53-54

Motion-Tracking-Systeme (AR/VR) für die computer-assistierte Chirurgie

Uwe Kirschstein¹, Ralf Tita¹ und Willi A. Kalender¹

¹Institut für Medizinische Physik (IMP), Universität Erlangen-Nürnberg, Henkestr. 91, 91052 Erlangen, Deutschland
Kontakt: uwe.kirschstein@imp.uni-erlangen.de

Einleitung

Optische Trackingsysteme sind weit verbreitet und im klinischen Routineeinsatz präsent. Je nach medizinischem Einsatzgebiet ist eine Neuausrichtung während eines chirurgischen Eingriffs notwendig aufgrund des limitierten Messraumes. Darüber hinaus kommt es immer wieder zu Sichtbarkeitsproblemen (Line-Of-Sight Problem).

Jüngst ist ein Trend hin zu so genannten OP-Suiten erkennbar. Darunter wird die feste Installation aller wichtigen Geräte und Systeme zur Bildgebung und Navigation innerhalb eines Operationssaales verstanden. Dies erleichtert die Integration der heterogenen Systemlandschaft.

Eine deutliche Vergrößerung des Messraumes liefern Systeme für das sogenannte Motion-Tracking der Augmented Reality und Virtual Reality (AR/VR). Hierzu werden mindestens zwei bzw. in der Regel mehr Kameras fest im Raum installiert. Durch eine geschickte Positionierung der einzelnen Kameras lässt sich so auch die Line-Of-Sight-Problematik entscheidend verbessern. Die Rauminstallation folgt zugleich dem Entwicklungstrend hin zur OP-Suite. Eine gute Übersicht über verfügbare Systeme liefert die Studie von Buaes [1].

Ziel dieser Untersuchung ist die Überprüfung der Einsatzfähigkeit von Systemen des Motion-Tracking für die Verwendung in der computer-assistierte Chirurgie.

Methoden und Materialien

Zur Verfügung steht ein Trackingsystem von A.R.T. (Weilheim/Obb., Deutschland). Das System misst gleichzeitig bis zu 20 *rigid bodies* (6 d. o. f.) in einer Frequenz von bis zu 60 Hz. Die Anzahl der Kameras ist zwischen 2 und 16 frei wählbar. Das hier genutzte System wurde in unterschiedlichen Setups mit bis zu vier Kameras des Typs ART-track2 betrieben. Abb. 1 zeigt den Aufbau.

Für die selbstentwickelten *rigid bodies* wurde je ein Koordinatensystem eingemessen. Zusätzlich wurde die *Polaris Passive Probe* (Tool-ID: 8700340, NDI, Waterloo, ON, Kanada) als Pointer eingesetzt. Die so genannte Raumkalibrierung, die für Systeme des Motion-Trackings typisch ist, wurde mit höchsten Qualitätsanforderungen durchgeführt. Dabei handelt es sich um die Bestimmung der Kamerapositionen zueinander sowie die Festlegung eines einheitlichen Raumkoordinatensystems, das als Bezugskoordinatensystem für das Trackingsystem dient.

In der interventionellen Anwendung muss neben der medizinischen Navigation auch das Tracking der integrierten Geräte möglich sein. Im Fokus steht das bildgebende System (Artis zeego, Siemens Healthcare, Erlangen, Deutsch-

land), dessen Bewegung kontinuierlich vermessen werden soll. Mit dem Ziel der registrierungsfreien Bildgebung [2] wurden *rigid bodies* an Detektor und Quelle des Röntgen-C-Bogens befestigt (siehe Abb. 1).

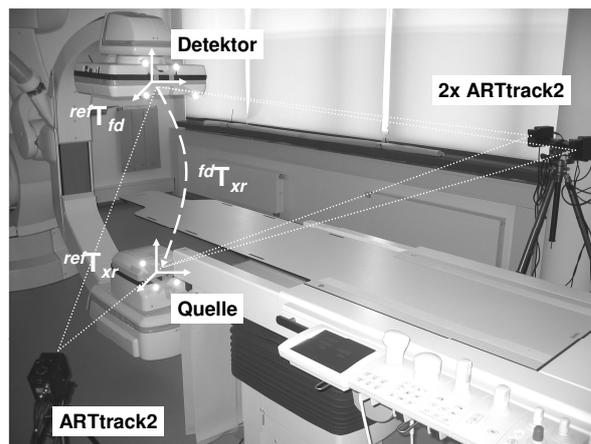


Abb. 1: Systemaufbau im Interventionsraum mit Kamera

Zur Bestimmung der relativen Genauigkeit und der Messstabilität wurden zwei *rigid bodies* auf einem Schienensystem im Abstand von ca. 1 m befestigt. Gleichung 1 beschreibt die Transformation des Koordinatensystems von Quelle (xr) zu Detektor (fd).

$$({}^{cam}\mathbf{T}_{fd})^{-1} \cdot ({}^{cam}\mathbf{T}_{xr}) = ({}^{fd}\mathbf{T}_{xr}) \quad (1)$$

Das Bezugskoordinatensystem ist nun nicht länger das Messsystem (cam). Dies erleichtert die Bestimmung des euklidischen Abstands aus dem Positionsanteil von ${}^{fd}\mathbf{T}_{xr}$:

$$\left| {}^{fd}\mathbf{p}_{xr} \right| = \sqrt{({}^{fd}\mathbf{p}_{xr}^X)^2 + ({}^{fd}\mathbf{p}_{xr}^Y)^2 + ({}^{fd}\mathbf{p}_{xr}^Z)^2}. \quad (2)$$

Die Versuche wurden mit unterschiedlichen Parametern wiederholt: alternative Trackergeometrien, Markerkugeln in verschiedenen Größen sowie unterschiedliche Mittelung der Messwerte. Letzteres dient zur Reduzierung des Rauschens, allerdings auf Kosten der Messfrequenz.

Darüber hinaus wurden Raumkalibrierungen mit unterschiedlichen Handhabungstechniken wiederholt, wobei die Führung und Bewegung der so genannten *Wand* (Tool zur Aufnahme einer Kalibrierpunktwolke) variiert wurde.

Nach Bestimmung der idealen Konfiguration wurden mithilfe des Pointers auch kleinere Abstände dynamisch vermessen. Hierbei wurden Beginn und Ende der jeweiligen Messungen durch vollständige Verdeckung der Markerkugeln bestimmt. Die Instrumentenspitze des Pointers wurde mit Hilfe der Pivot-Kalibrierung ermittelt.

Ergebnisse

Die optimale Raumkalibrierung wird durch mäßiges Drehen der *Wand* bei gleichzeitiger Bewegung durch den gesamten Messraum erreicht. In anderen Bewegungsmustern, wie etwa Pendeln, können leichter alle Frames genutzt werden. Die Menge nutzbarer Frames korreliert jedoch nicht mit der Qualität der Ergebnisse.

Die Versuche zu alternativen Geometrien und Variationen bei Markerkugelgrößen zeigten: eine höhere Genauigkeit lässt sich bei großen Markern, die auf großflächigen Trackern weit verteilt sind, erreichen.

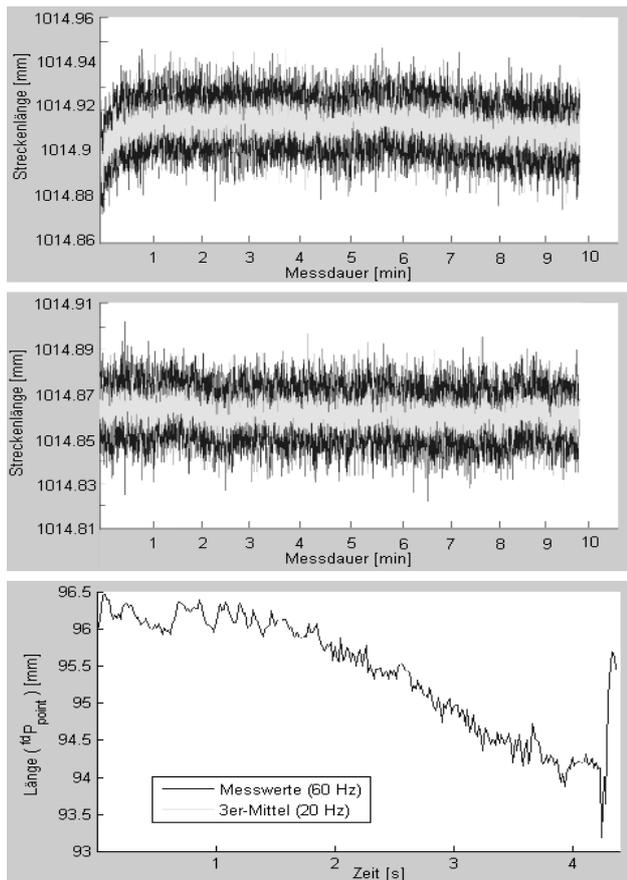


Abb. 2: Distanzmessungen mit je zwei Trackern

Abb. 2 zeigt Auswertungen zur Abstandsmessung. In der oberen Darstellung zeigt sich trotz ausreichender Aufwärmzeit des Systems ein Anlaufverhalten, das sich auf die Messgenauigkeit auswirkt. Dieses Verhalten ändert sich nach etwa einer Minute. Insgesamt zeigt sich ein dem Überspringen ähnliches Verhalten, denn nach der ersten Minute verringert sich die gemessene Distanz sehr langsam aber stetig. Die mittlere Darstellung zeigt eine Messung zu einem späteren Zeitpunkt. In dieser Messung sind keinerlei Abweichungen oder Drifts zu erkennen. Insgesamt zeigt sich eine sehr hohe Messgenauigkeit: alle Abweichungen liegen in einem Intervall von $\leq 0.1 \text{ mm}$.

Die verschiedenen Mittelungen reduzieren das Rauschen deutlich, sind aber aufgrund der daraus resultierenden Ver-

ringerung der Messdynamik nicht einsetzbar. In Abb. 2 sind alle Messwerte (dunkelgrau) und eine Mittelung über je drei Messwerte (hellgrau) dargestellt; entsprechend einer Messfrequenz von 60 Hz bzw. 20 Hz. Je nach Mittelung reduzieren sich das Rauschen und die Frequenz: Standardabweichung $\sigma_{60\text{Hz}} = 0.009 \text{ mm}$ bei Intervall $I_{60\text{Hz}} = 0.08 \text{ mm}$, $\sigma_{30\text{Hz}} = 0.007 \text{ mm}$ bzw. $I_{30\text{Hz}} = 0.05 \text{ mm}$ sowie $\sigma_{20\text{Hz}} = 0.005 \text{ mm}$ bzw. $I_{20\text{Hz}} = 0.04 \text{ mm}$.

Die Messung kurzer Strecken mittels Pointer zeigte in der überwiegenden Zahl der Messungen deutliche Messfehler zum Ende der Messung. Abb. 2 unten zeigt eine typische Messkurve. Dies wurde bei der Validierung der zuvor erfolgten Pivot-Kalibrierung ersichtlich.

Diskussion

Auffällig ist das Anlaufverhalten; hierbei handelt es sich um eine Phase nach jedem erneuten Start einer Messung. Dieses Verhalten ist reproduzierbar und kann durch entsprechenden Systementwurf kompensiert werden.

Die Messartefakte bei Verdeckung sind Lokalisierungs- (*fiducal localization error*, FLE) und daraus resultierende Registrierungsfehler (*fiducal* und *target registration error*, FRE/TRE) [3], die durch partielle Verdeckung der Markerkugeln hervorgerufen werden. Durch die hohe Messfrequenz wird dieser methodische Fehler offensichtlich. Für den Systementwurf ist dies jedoch entscheidend, da ein Assistenzsystem eine Verdeckung tolerieren können muss, ohne falsche Messinformationen zu präsentieren.

Schlussfolgerungen

Es konnte gezeigt werden, dass so genannte Motion-Tracking-Systeme in der medizinischen Navigation eingesetzt werden können. Besonders hervorzuheben ist das frei definierbare Messvolumen. Für den Einsatz der hier untersuchten Kamera wird die Einhaltung einer Wartezeit empfohlen, in der Messwerte geliefert jedoch nicht genutzt werden. Die Wartezeit sollte 20 Minuten betragen. Darüber hinaus muss im Entwurf des Assistenzsystems die Messartefaktbildung bei Verdeckung berücksichtigt werden.

Literatur

- [1] BUAES, Alexandre G.: A Survey on the Available Optical Tracking Systems for AR/VR Indoor Applications / Fraunhofer-Institut für Graphische Datenverarbeitung (IDG). Darmstadt, Febr. 2005. – Forschungsbericht
- [2] KIRSCHSTEIN, Uwe ; HEIN, Andreas: Navigated Imaging for Neurosurgery. In: *IEEE Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob)*, 2006, S. 649–654
- [3] WEST, Jay B. ; MAURER, Calvin R.: Designing Optically Tracked Instruments for Image-Guided Surgery. In: *IEEE Trans. Med. Imag.* 23 (2004), Nr. 5, S. 533–545

Danksagung

Die Autoren danken Herrn Oliver Wenisch (A.R.T.) für die freundliche und ausgezeichnete Unterstützung. Teile dieser Arbeit wurden im Rahmen des BMBF-Verbundprojektes OrthoMIT (Förderkennzeichen: 01EQ0425) gefördert.