

Magnetisches Tracking für die Navigation mit dem da Vinci[®] Surgical System

Felix Nickel¹, Ingmar Wegner², Hannes Kenngott¹, Jochen Neuhaus²,
Beat P. Müller-Stich¹, Hans-Peter Meinzer², Carsten N. Gutt¹

¹Klinik für Allgemein-, Viszeral-, und Transplantationschirurgie, Heidelberg

²Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

`felix.nickel@med.uni-heidelberg.de`

Kurzfassung. In dieser Studie wurde untersucht ob in einem typischen OP-Aufbau mit dem da Vinci[®] Telemanipulator elektromagnetisches Tracking für die Realisation eines Navigationssystems eingesetzt werden kann. Hierfür wurde in einem realen OP-Aufbau untersucht, wie stark metallische und ferromagnetisch wirksame Objekte wie Operationstisch und Telemanipulator das elektromagnetische Feld des Trackingsystems beeinflussen. Die Ergebnisse zeigen, dass der Telemanipulator nur unwesentlich die Störung des Magnetfeldes durch den OP-Tisch verstärkt. Insbesondere die Bewegung der Instrumente im Trackingvolumen verursachte keine zusätzliche relevante Störung des Magnetfeldes. Bei Begrenzung des Trackingvolumens auf eine Länge von 190 mm, Höhe von 200mm und Breite von 400 mm war der maximale Fehler in diesem Bereich an allen Messpunkten kleiner 10 mm. Der Einsatz von elektromagnetischem Tracking für die Navigation mit dem da Vinci[®] Surgical System ist somit in einem begrenzten Arbeitsvolumen mit hinreichender Genauigkeit möglich.

1 Einleitung

Navigationssysteme tragen zum Erfolg bei klassischen und telemanipulatorunterstützten minimalinvasiven operativen Eingriffen bei [1, 2]. Die Vorteile und Nachteile der roboterassistierten und klassischen Minimalinvasiven Chirurgie (MIC) wurden an anderer Stelle diskutiert [3]. Für die Navigation bietet Elektromagnetisches Tracking (EMT) im Vergleich zum Optischen Tracking den Vorteil der Unabhängigkeit von Sichtbehinderungen [1]. Ein Nachteil der EMT-Systeme ist die Anfälligkeit für metallische und ferromagnetische Störquellen, welche im typischen OP-Aufbau vermehrt vorkommen. Solange diese Störquellen statisch sind, kann die Störung der Messung durch Kalibrierung und Softwareabstimmung minimiert werden [4]. Dynamische Störquellen sind schwer zu berücksichtigen. Das Ziel dieser Studie ist es zu untersuchen ob die Aktivität des da Vinci[®] Telemanipulator und die Bewegung der laparoskopischen Instrumente relevante Störfaktoren für die Genauigkeit des EMT sind und in welchem Bereich innerhalb des Trackingvolumens mit ausreichend hoher Genauigkeit gearbeitet werden kann.

2 Materialien und Methoden

2.1 Aufbau

Der Versuchsaufbau wurde im Hinblick auf die Navigation bei telemanipulatorgestützten, minimalinvasiven Eingriffen im oberen Gastrointestinaltrakt, im Besonderen Ösophagektomien, gewählt. Ein Phantom, welches aus 12 PVC-Röhren mit einer Länge von 50 cm mit einem Innendurchmesser von 5 mm besteht. (Abb.1), wurde so entwickelt, dass sowohl das Messvolumen des EMT in cranio-caudaler Länge mit einem EMT-Sensor kontinuierlich und reproduzierbar abgefahren werden konnte, als auch die beweglichen Instrumente des da Vinci® frei darin agieren konnten. Es wurde ein EMT-System des Typs Aurora® von Northern Digital Inc. (NDI, Toronto, Kanada) verwendet, welches mit einem Messvolumen von 50x50x50 cm angegeben wird [5]. Zur Messung wurde ein 5 DOF (degrees of freedom) Sensor vom Typ Mednetix-5DK und einem dem Innendurchmesser der PVC-Röhren angepassten Außendurchmesser eingesetzt.

2.2 Messungen

Insgesamt drei Messungen wurden als Referenz ohne Metall in einem Umkreis von 2 m erstellt. Dies gab Aufschluss über die Qualität des EMT ohne Störeinflüsse. Danach wurden Messungen im oben beschriebenen OP-Aufbau mit einem handelsüblichem OP-Tisch (Maquet™ „Alphamaquet 1150“) durchgeführt. Ein Messversuch bestand aus 12 Einzelmessungen, die jeweils aus dem langsamen, kontinuierlichen Durchziehen des Sensors durch jede der PVC-Röhren bestanden, pro Röhre 200 Messpunkte. Die aus dem EMT System gelesenen Positionen wurden über die Zeit für die spätere Auswertung in einer XML-Datei gespeichert.

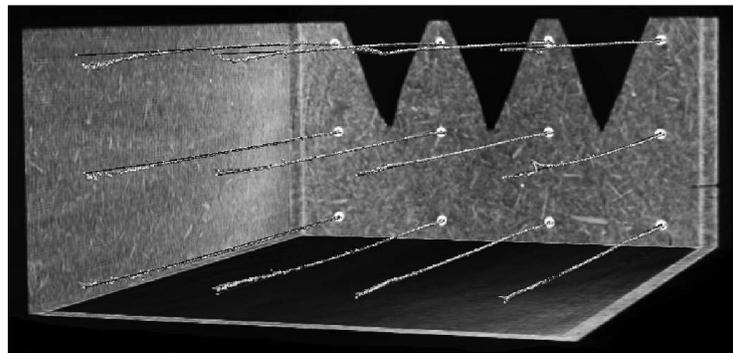


Abb. 1. Schema des Aufbaus: Virtuelle Sicht auf die Innenseite des Phantoms (CT-Datum) und Einblendung der Referenzgeraden (dunkel) welche durch die Mitte der Röhren verlaufen. Die aufgezeichneten Trackingkoordinaten zweier Referenzmessungen in metallfreier Umgebung sind in grau (Messung 1) bzw. und weiß (Messung 2) dargestellt. Die Position des EMT Feldgenerators war auf der rechten Seite

Es wurden Messungen mit dem Phantom direkt auf dem OP-Tisch liegend und mit einem Abstand von 5 cm zwischen Phantom und OP-Tisch durchgeführt, um den Einfluss des OP-Tisches auf die Systemgenauigkeit beurteilen zu können. Hierbei befand sich das da Vinci[®] Surgical System in 2 m Entfernung. Nach den Messungen wurde das System am Kopfende des Tisches positioniert und die drei Arme des Telemanipulators mit Stereo-Kamera, Schere und Greifwerkzeug im Phantom zentral positioniert. Messungen mit dem da Vinci[®] im Standby-Modus, in welchem die Motoren mit Strom versorgt werden jedoch die Instrumente sich nicht bewegten, und unter kontinuierlicher Bewegung der Instrumente wurden angefertigt. Zur Überprüfung der Positionstreu über die Zeit wurden an drei unterschiedlichen Positionen innerhalb jeder Röhre (hinteres Ende, Mitte, vorderes Ende) Positionsmessungen über zehn Sekunden aufgezeichnet. Eine Computertomographie des Phantoms ergab die exakten 3D Koordinaten und Bezugspunkte in Form von manuell erstellten Referenzgeraden durch die jeweilige Mitte der Röhren.

2.3 Auswertung

Die Registrierung der CT-Daten des Phantoms mit den gespeicherten Messwerten erfolgte über einen manuellen, punktbasierten Registrierungsprozess. Dadurch wurden CT-Daten und EMT-Daten in ein gemeinsames Koordinatensystem überführt. Die maximalen Fehler der Offset-Vektoren von Bezugsgeraden des CT-Bildes zu tatsächlichen Messpunkten wurden ermittelt. Für die Analyse der aufgezeichneten Messwerte wurde in MATLAB ein Skript erstellt, das alle 12 Teilmessungen einer Messung einliest und jede gemessene Positionskoordinate orthogonal auf die aus dem CT Datum extrahierten Referenzgeraden projiziert. Der absolute Fehler in mm konnte nun durch geometrische Abstandsmessung zwischen dieser, als real angenommenen Position des Sensors, und der Trackingkoordinate errechnet werden. Des Weiteren wurden Mittelwert, Standardabweichung und RMS jeder Teilmessung und Messung errechnet. Mehrfach durchgeführte Messungen validierten die Reproduzierbarkeit des Messaufbaus. Als Voraussetzung für den klinischen Einsatz der Navigation mit EMT zusammen mit dem da Vinci[®] wurde eine Genauigkeit von unter 10 mm definiert [6]. Deshalb wurde das Trackingvolumen vom Nullpunkt der X-Achse von der Mitte des Messvolumens ausgehend in beide Richtungen begrenzt und der absolute Fehler in diesem Bereich errechnet.

3 Ergebnisse

Tabelle 1 zeigt die maximalen Abweichungen für die Messungen im gesamten Messvolumen sowie durch Begrenzung des Arbeitsvolumens auf eine cranio-caudale Länge (X-Achse) von 190 mm, mit Beibehaltung der Höhe von 200mm und der Breite von 400 mm.

Tabelle 1. Ergebnisse: A = Referenz, metallfrei; B = Tisch ohne Abstand; C = Tisch mit Abstand 5 cm vom Op-Tisch; D = da Vinci® Standby; E = da Vinci® bewegt

	A	B	C	D	E
gesamtes Messvolumen	9,9	43,4	32,8	37,9	37,2
begrenzttes Arbeitsvolumen	4,0	9,9	8,3	8,5	8,9

4 Diskussion

Die ausgewerteten Größen hängen zusätzlich von Fehlern ab, die durch die punkt-basierte Registrierung, Auflösung des CT-Datums, manuelle Definition der Referenzgeraden und orthogonale Projektion der gemessenen Werte auf die Referenzgeraden entstanden. Es wurde jedoch größte Sorgfalt darauf gelegt, diese Fehler so gering wie möglich zu halten. Ferner wird die Variation der einzelnen Navigations-szenarien als wichtiges Kriterium betrachtet. Der maximale Fehler wurde als relevanter Parameter gewählt um die Beachtung von lokal begrenzten Störungen und eine höhere durchschnittliche Genauigkeit im jeweiligen Bereich zu gewährleisten. Eine Genauigkeit von unter 10 mm wurde als hinreichend betrachtet, um die Positionsdaten des elektromagnetischen Trackings in einem Navigationssystem einsetzen zu können [6]. Die Einzelmessungen über die Zeit ergaben, dass im Zentrum des elektromagnetischen Felds eine genauere Positionstreuung als im äußeren Bereich vorherrscht (Abb. 2,3). Deshalb wurde das Trackingvolumen vom Nullpunkt der X-Achse von der Mitte des Messvolumens ausgehend in beide Richtungen begrenzt und der maximale Fehler in diesem Bereich errechnet. Im Bereich +/- 96 mm lag der maximale Fehler sämtlicher Messungen unter 10 mm. Die deutlichsten Unterschiede bestanden zwischen der Referenzmessung und der tiefen Einstellung auf dem Operationstisch. Bei Vergrößerung des Abstandes des Messvolumens vom Operationstisch um 5 Zentimeter verkleinerte

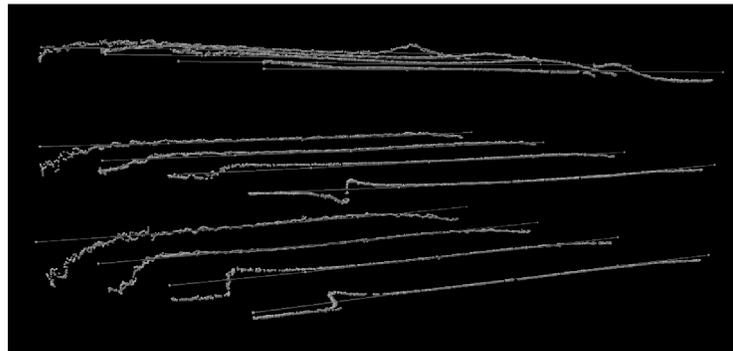
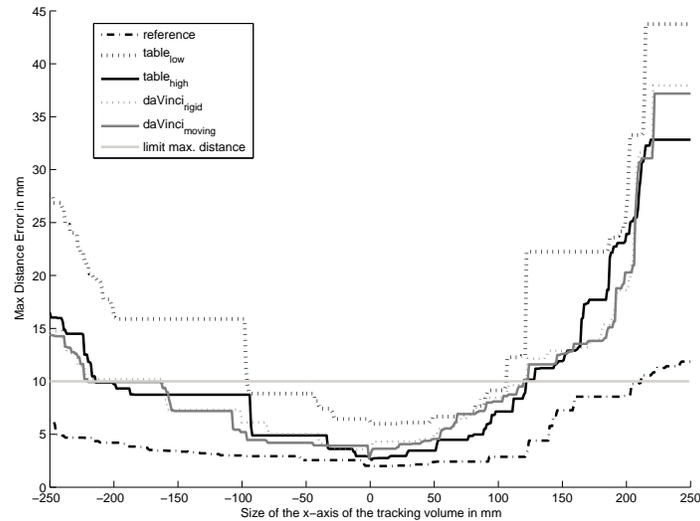


Abb. 2. Messung mit da Vinci in Standby (grau) und bewegt (weiß) mit Referenzgeraden (dunkelgrau). Messungen in Standby und Bewegung zeigen keine relevante Abweichung voneinander. Die Abweichung der Messungen von der aus dem CT-Datum gewonnenen Bezugsgeraden, nimmt mit Abstand zur Mitte des Messvolumens zu

Abb. 3. Maximaler Fehler in Abhängigkeit der Position in X-Richtung (cranio-caudale Länge) des Messvolumens gemessen orthogonal zu den Referenzgeraden. Die angezeigten Linien entsprechen den Werten aus den Messversuchen, welche aus jeweils 12 Einzelmessungen bestehen



sich der maximale Fehler. Es ist daher anzunehmen, dass die großen Metallflächen des Operationstisches eine starke Verzerrung des magnetischen Feldes verursachen. Sowohl der eingeschaltete als auch bewegte Telemanipulator haben kaum zusätzliche Auswirkungen auf den maximalen Fehler im Vergleich zum höher gesetzten Messvolumen mit OP-Tisch. Die Bewegung der Instrumente im Messvolumen hatte keinen signifikanten zusätzlichen Einfluss auf das EMT und stellt somit keine relevante Störquelle dar.

Literaturverzeichnis

1. Zhang H, Banovac F, Lin R, et al. Electromagnetic tracking for abdominal interventions in computer aided surgery. *Comput Aided Surg.* 2006;11(3):127–36.
2. Marescaux J, Solerc L. Image-guided robotic surgery. *Semin Laparosc Surg.* 2004;11(2):113–22.
3. Camarillo D, Krummel T, Jr JS. Robotic technology in surgery: Past, present, and future. *Am J Surg.* 2004;188(4A suppl):2S–15S.
4. Poulin F, Amiot L. Interference during the use of an electromagnetic tracking system under OR conditions. *J Biomech.* 2002;35(6):733–7.
5. Frantz D, Wiles A, Leis S, et al. Accuracy assessment protocols for electromagnetic tracking systems. *Phys Med Biol.* 2003;48(14):2241–51.
6. Kenngott H, Neuhaus J, Gutt C, et al. Entwicklung eines Navigationssystems für die telemanipulatorgestützte Oesophagektomie. *BVM.* 2006;1(1):331–4.