

Der Telemanipulator daVinci als mechanisches Trackingsystem

Bestimmung von Präzision und Genauigkeit

Johannes Kast¹, Jochen Neuhaus¹, Felix Nickel², Hannes Kenngott²,
Markus Engel¹, Elaine Short¹, Michael Reiter², Hans-Peter Meinzer¹,
Lena Maier-Hein¹

¹Abteilung für Medizinische und Biologische Informatik, DKFZ Heidelberg

²Universitätsklinikum Heidelberg

`j.kast@dkfz-heidelberg.de`

Kurzfassung. Der Telemanipulator daVinci (Intuitive Surgical, Sunnyvale, Kalifornien) ist ein Master-Slave System für roboterassistierte minimalinvasive Chirurgie. Da er über integrierte Gelenksensoren verfügt, kann er unter Verwendung der daVinci-API als mechanisches Trackingsystem verwendet werden. In dieser Arbeit evaluieren wir die Präzision und Genauigkeit eines daVinci mit Hilfe eines Genauigkeitsphantoms mit bekannten Maßen. Der ermittelte Positionierungsfehler liegt in der Größenordnung von 6 mm und ist somit für einen Großteil der medizinischen Fragestellungen zu hoch. Zur Reduktion des Fehlers schlagen wir daher eine Kalibrierung der Gelenksensoren vor.

1 Einleitung

Chirurgische Eingriffe werden immer häufiger mit Navigationssystemen unterstützt. Dabei haben sich vor allem optische und magnetische Trackingsysteme durchgesetzt. Mechanische Trackingsysteme werden auf Grund ihres Platzbedarfs selten eingesetzt, obwohl sie viele Vorteile der optischen und magnetischen Tracker vereinen [1]. Der Telemanipulator daVinci (Intuitive Surgical, Sunnyvale, Kalifornien) ist ein Master-Slave System für roboterassistierte minimalinvasive Chirurgie. Da er über integrierte Gelenksensoren verfügt, kann er als mechanisches Trackingsystem genutzt werden, so dass zusätzliche Trackinghardware im Operationssaal entfallen kann. Die Daten für die Positionsberechnung liefert die API-Schnittstelle des Telemanipulators [2]. Da die Freischaltung der API bislang nur für wenige Institute vorgenommen wurde (u.a. [3, 4]), gibt es bisher lediglich eine Arbeitsgruppe, die sich mit der Genauigkeit und Präzision des Telemanipulators beschäftigt hat [4, 5]. Bei Industrierobotern gibt es bekanntermaßen Fertigungstoleranzen zwischen verschiedenen Geräten eines Modelles. Daher führen wir in dieser Arbeit eine weitere Genauigkeitsstudie durch. Wir arbeiten dabei mit einem Genauigkeitsphantom, welches annähernd das gesamte Arbeitsvolumen des Telemanipulators abdeckt.

2 Material und Methoden

Die Position der Instrumentenspitze eines Manipulatorarms zu einem festen Bezugspunkt wird mit der Vorwärts-Kinematik nach der Denavit-Hartenberg Konvention berechnet [6]. Die dafür notwendigen aktuellen Winkelstellungen der Manipulatorarme sendet der Telemanipulator über eine Netzwerkschnittstelle. Die Anbindung an die von Intuitive Surgical freigeschaltete Schnittstelle wurde in das Medical Imaging Interaction Toolkit (MITK) [7] integriert.

Zur Bestimmung der Präzision und Genauigkeit des daVinci wurde ein Phantom gebaut, welches die Positionierung eines Manipulatorarms auf insgesamt 27 Referenzpunkte in einem $3 \times 3 \times 3$ Gitter mit den Kantenlängen $17 \times 17 \times 12$ cm ermöglicht und somit nahezu das gesamte Arbeitsvolumen in einer Grundgelenkstellung (engl.: Setup-Joints [2]) des daVinci abdeckt (siehe Abb. 1). Die folgenden Abschnitte beschreiben die durchgeführten Experimente.

Experiment zur Bestimmung der Präzision. Zur Bestimmung der Präzision wurde jeder Gitterpunkt des Phantoms mit einem Manipulatorarm manuell in drei Durchgängen angefahren (Abb. 2) und die Position erfasst. Die Präzision ist hier als das quadratische Mittel (engl.: root mean square (RMS)) der Distanzen von allen gemessenen Positionen \mathbf{p}_{jl} (j : Position) zu ihrem über alle Durchgänge l bestimmten Schwerpunkt \mathbf{s}_j definiert.

$$\text{Präzision}_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{1}{81} \sum_{j=1}^{27} \sum_{l=1}^3 \|\mathbf{m}_{jl} - \mathbf{s}_j\|^2} \quad (1)$$

Evaluation der Genauigkeit. Das Phantom wurde mit dem optischen Trackingsystem Polaris (NDI, Waterloo, Kanada) mit Hilfe des Zeiger-Instruments *NDI 4-Marker Passive Probe* vermessen. Die Genauigkeit des daVinci wurde mittels

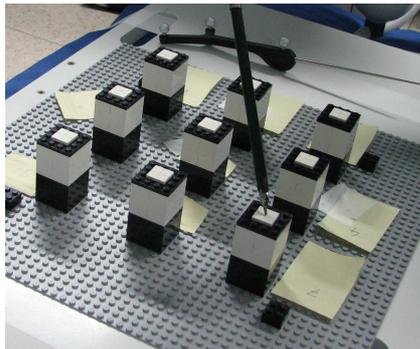


Abb. 1. Eine von drei Ebenen des vermessenen Phantoms, im Hintergrund Zeiger für optisches Tracking.

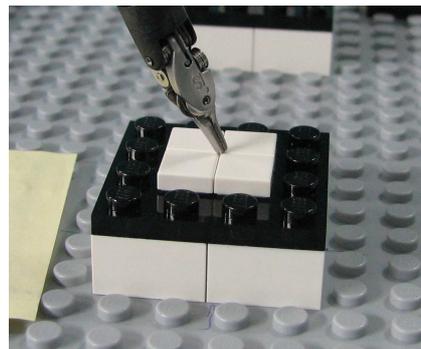


Abb. 2. Ein mit dem daVinci Manipulator angefahrte Phantomposition in der unteren Ebene.

punktbasierter rigider Registrierung der gemessenen Positionen \mathbf{m}_{jl} (j: Position; l: Durchgang) mit den korrespondierenden Referenzpunkten \mathbf{r}_j im Phantomkoordinatensystem bestimmt. Dazu wurde mittels der Methode der kleinsten Quadrate [8] diejenige rigide Transformation Φ ermittelt, die den zugehörigen Registrierungsfehler (engl.: Fiducial Registration Error (FRE))

$$\text{FRE} = \sqrt{\frac{1}{81} \sum_{j=1}^{27} \sum_{l=1}^3 \|\mathbf{m}_{jl} - \Phi(\mathbf{r}_j)\|^2} \quad (2)$$

minimiert. Der FRE der ermittelten Transformation Φ dient als Maß für die Positionierungsgenauigkeit.

Um zu untersuchen wie exakt der daVinci eine Position treffen kann, die nicht in eine Registrierung mit eingegangen ist, werden k Referenzpositionen mit $\{f_1, \dots, f_k\} \subset \{r_1, \dots, r_{27}\}$ ausgewählt. Danach wird die Transformation Φ mit den der Auswahl zugeordneten, gemessenen und über die Durchgänge gemittelten Positionen $\{z_1, \dots, z_k\} \subset \{\bar{m}_1, \dots, \bar{m}_{27}\}$ wieder über eine punktbasierte rigide Registrierung berechnet. Alle nicht ausgewählten Referenzpositionen werden als Zielpunkte \mathbf{t}_j (engl.: Targets) definiert. Der RMS der Distanzen von den mit Φ transformierten Zielpunkten zu korrespondierenden, gemessenen und gemittelten Positionen $\{\bar{g}_1, \dots, \bar{g}_j\} = \{\bar{m}_1, \dots, \bar{m}_{27}\} \setminus \{z_1, \dots, z_k\}$ ist der Target Registration Error (TRE). Dieser wurde für alle kombinatorischen Möglichkeiten von vier bis 26 Referenzpositionen berechnet. Für k Referenzpositionen existieren somit $\binom{27}{27-k}$ RMS Werte die mit folgender Formel berechnet wurden.

$$\text{TRE}_{\text{RMS}} = \sqrt{\frac{1}{k} \sum_{j=1}^{27-k} \|\bar{g}_j - \Phi(\mathbf{t}_j)\|^2} \quad (3)$$

Aus den $\binom{27}{27-k}$ RMS Werten wurde für jedes k der Mittelwert und die Standardabweichung gebildet.

Abhängigkeit der Genauigkeit von der Grundgelenkstellung. Um die Abhängigkeit der Genauigkeit des daVinci von der Grundgelenkstellung zu bestimmen, wurde das erste Experiment für vier weitere Grundgelenkstellungen durchgeführt. Jede Position wurde zwei mal angefahren. Unmittelbar nach jeder daVinci Positionsbestimmung wurde die entsprechende Position optisch nachgemessen. Der FRE wurde analog zum ersten Versuch der Genauigkeitsbestimmung, der TRE mit Mittelwert und Standardabweichung für $k = 26$ berechnet.

3 Ergebnisse

Der erste Versuch ergibt eine Präzision von 0,64 mm RMS (Min: 0,04 mm, Max: 1,63 mm) sowie einen FRE von 7,6 mm. Der Mittelwert des TRE sinkt für eine steigende Anzahl von Referenzpositionen von 9,0 mm auf 7,6 mm. Die Standardabweichung der berechneten Mittelwerte ist dabei in den Randbereichen erhöht

Tabelle 1. Fiducial Registration Error (FRE) und Mittelwert und Standardabweichung des Target Registration Error (TRE) jeweils für unterschiedliche Grundgelenkstellungen (Pose).

	Pose 1	Pose 2	Pose 3	Pose 4
FRE [mm]	6,7	6,2	6,2	6,5
TRE [mm]	6,6 \pm 2,4	6,1 \pm 2,3	6,1 \pm 2,1	6,4 \pm 2,3

(Abb. 3). Im Versuch mit verschiedenen Grundgelenkstellungen variiert der FRE zwischen 6,2 mm und 6,7 mm. Die berechneten Mittelwerte des TRE für $k = 26$ liegen zwischen 6,1 \pm 2,1 mm und 6,6 \pm 2,4 mm (Tabelle 1). Im Mittel über alle fünf untersuchten Grundgelenkstellungen ist der FRE 6,5 \pm 0,4 mm und der TRE 6,6 \pm 0,4 mm.

4 Diskussion

In dieser Arbeit wurde die Präzision und Genauigkeit des daVinci Telemanipulators untersucht. Der ermittelte TRE fällt wie erwartet mit einer steigenden Anzahl von Referenzpositionen. Er ist trotzdem immer größer als 6 mm und damit für die meisten medizinischen Anwendungen zu hoch. Die steigenden Werte für die Standardabweichung in den Randbereichen und insbesondere für $k = 26$ lassen sich damit erklären, dass sich Ausreißer (Abb. 4) bei wenigen RMS Werten stärker bemerkbar machen. Eine Abhängigkeit von der Grundgelenkstellung konnte nicht festgestellt werden.

Unsere Arbeit orientierte sich an der von Kwartowitz *et al.* [4] publizierten Studie. Dort wurde ebenfalls ein Genauigkeitsphantom mit optisch vermessenen Referenzpunkten verwendet, um den FRE und TRE mittels landmarkenbasier-

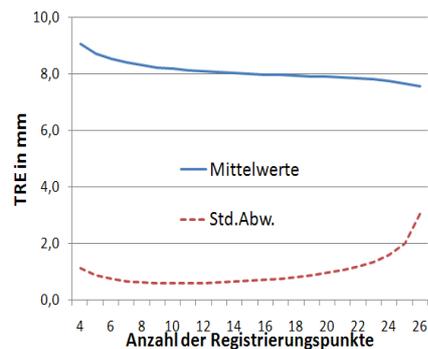


Abb. 3. Target Registration Error (TRE) über unterschiedliche Referenzpositionenanzahl.

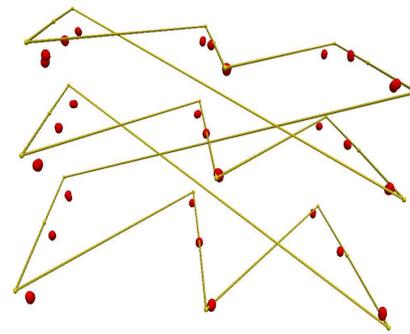


Abb. 4. Visualisierung einer Registrierung: gemessene daVinci Positionen als rote Punkte, Referenzpositionen in gelb durch Linien verbunden.

ter Registrierung zu bestimmen. Allerdings basierte die Messung auf lediglich elf Punkten in einem kleineren Messvolumen. In Abhängigkeit der Anzahl der für die Registrierung verwendeten Referenzpositionen lag der TRE zwischen 1,9 mm und 2,4 mm und somit deutlich unter unseren Werten. Bei Nutzung aller Referenzpositionen wurde dort ein FRE in der Größenordnung von 1,6 mm erreicht.

Im Allgemeinen wird der TRE von folgenden Faktoren beeinflusst:

1. Lokalisierungsfehler von zugeordneten Positionen: Korrespondierende Punkte müssen im Phantom- und im daVinci Koordinatensystem akkurat lokalisiert werden. Ein Fehler resultiert aus der Positionierungsgenauigkeit des daVinci, dem Ansteuerungsfehler und dem optischen Vermessungsfehler.
2. Lage und Anordnung der Referenzpunkte relativ zum Zielpunkt: Bekanntheitsmaß steigt der TRE bei punktbasierter rigider Registrierung i.d.R. mit sinkender Anzahl von Referenzpositionen sowie steigendem Abstand des Zielpunktes vom Schwerpunkt der Referenzpositionen.

Da die Präzision im Submillimeterbereich liegt obwohl sie zusätzlich den Benutzerfehler enthält, vermuten wir, dass sich die Unterschiede im ermittelten TRE auf Fehler in der Gelenksensorik zurückführen lässt [9]. Die Sensoren geben eine sehr exakte Winkelveränderung wieder, haben jedoch in ihrer Nullstellung einen Versatz. Dieser setzt sich durch die komplette kinematische Kette fort und führt zu einem systematischen Positionierungsfehler. Gelingt es die Sensorfehler zu identifizieren, ist es denkbar, hinreichende Positionierungsgenauigkeiten zu erreichen. Derzeit wird an einer solchen Kalibrierung der Sensoren gearbeitet. Erste Berechnungen geben Hinweise auf eine deutliche Reduktion des TRE.

Literaturverzeichnis

1. Yaniv Z, Cleary K. Image-Guided Procedures: A Review. *Computer Aided Interventions and Medical Robotics*; 2006.
2. DiMaio SP, Simon P, Hasser C. The daVinci Research Interface. *Procs MICCAI Workshop*. 2008.
3. Wang DA, Bello F, Darzi A. Augmented reality provision in robotically assisted minimally invasive surgery. *Int J CARS*. 2004;1268:527–532.
4. Kwartowitz DM, Herrell DS, Galloway RL. Toward image-guided robotic surgery: determining intrinsic accuracy of the daVinci robot. *Int J CARS*. 2006;1(3):157–165.
5. Kwartowitz DM, Herrell DS, Galloway RL. Update: Toward image-guided robotic surgery: determining the intrinsic accuracy of the daVinci-S robot. *Int J CARS*. 2007;1(5):301–304.
6. Denavit J, Hartenberg S. A Kinematic notation. for lower pair mechanisms based on matrices. *J Appl Mech*. 1955;22:215–219.
7. Wolf I, Vetter M, Wegner I, et al. The medical imaging interaction toolkit. *Med Image Anal*. 2005 Dec;9(6):594–604.
8. Horn BKP. Closed-form solution of absolute orientation using unit quaternions. *J Opt Soc Am*. 1987;4:629–642.
9. Beyer L. Genauigkeitssteigerung von Industrierobotern - Insbesondere mit Parallelkinematik. Universität der Bundeswehr Hamburg; 2004.