

# Evaluierung der Genauigkeit eines modularen Chirurgieroboters

M. Niggemeyer<sup>1</sup>, M. Müller<sup>1</sup>, M. de la Fuente<sup>1</sup>, S. Heger<sup>1</sup>, A. Komadinic<sup>2</sup>, K. Radermacher<sup>1</sup>

<sup>1</sup> RWTH Aachen, Lehrstuhl für Medizintechnik, Aachen, Germany

<sup>2</sup> Universitätsklinikum, Orthopädische Klinik, Aachen, Germany

Kontakt: niggemeyer@hia.rwth-aachen.de

## Abstract:

Robotersysteme werden seit mehreren Jahren in verschiedenen chirurgischen Bereichen zur Unterstützung des Chirurgen eingesetzt. Die Mehrzahl dieser Systeme sind an eine spezielle Anwendung angepasste Systeme, was neben den erhöhten Anschaffungs- und Betriebskosten eine Verbreitung solcher Systeme auf spezialisierte Zentren begrenzt. Nur die wenigsten Systeme konnten bislang ein sozioökonomisch vertretbares Verhältnis von klinischem Nutzen und den hiermit verbundenen Kosten nachweisen. Am Lehrstuhl für Medizintechnik wird daher ein modular strukturiertes Robotersystem entwickelt, welches sich durch einfache Adaption an mehrere Anwendungen anpassen lässt. Hierdurch sollen die Systemkosten gesenkt und zusätzliche klinische Anwendungen erschlossen werden. Das Konzept sieht u.a. eine intraoperative Montage einzelner Systemkomponenten vor, wodurch besonders hohe Anforderungen an die mechanischen Schnittstellen der Module gestellt werden, um dennoch zuverlässig eine hohe Systemgenauigkeit zu erreichen. Im Rahmen einer Genauigkeitsstudie wurde daher der benutzerabhängige Einfluss der Montage auf die Genauigkeit untersucht. Es konnte gezeigt werden, dass der Fehler im Kontext der medizinischen Anwendungen vernachlässigbar klein ist und dass eine zuverlässige und einfache Montage möglich ist.

*Schlüsselworte: Medizinische Robotik, Modularität, Chirurgieroboter, Orthopädie, Genauigkeitsanalyse*

## 1 Problem

In der Entwicklung chirurgischer Robotersysteme zeichnet sich eine ständige Miniaturisierung und Spezialisierung der Systeme ab [1, 2, 3]. Leichte und miniaturisierte Systeme können potentiell direkt am Knochen montiert werden, was wiederum zu verkleinerten Zugangswegen und vermindertem Weichteiltraumata führt. Ebenso lassen sich kompakte Robotersysteme leichter in den chirurgischen Workflow integrieren und in Notfallsituationen schneller entfernen [4, 5]. Die starke Spezialisierung mit spezifisch ausgelegten Arbeitsräumen und Leistungsspektren reduziert einerseits das Risiko, andererseits beschränkt es den Einsatz miniaturisierter Robotersysteme auf meist nur eine Anwendung. Als Konsequenz müsste für unterschiedliche medizinische Applikationen jeweils ein eigenes spezielles Robotersystem eingesetzt werden, was aus wirtschaftlichen Gesichtspunkten (Wartungskosten unterschiedlicher Systeme, Herstellungs- und Anschaffungskosten) [6] aber auch aus Sicht der Gebrauchstauglichkeit (unterschiedliche Nutzungskonzepte verschiedener Systeme, kürzere Einlernzeit, erhöhtes Bedienfehlerisiko in Stresssituationen) zu hinterfragen ist [7]. Eine Abhilfe stellen modulare Systeme dar, welche sich an definierte Anwendungsfamilien anpassen lassen [2].

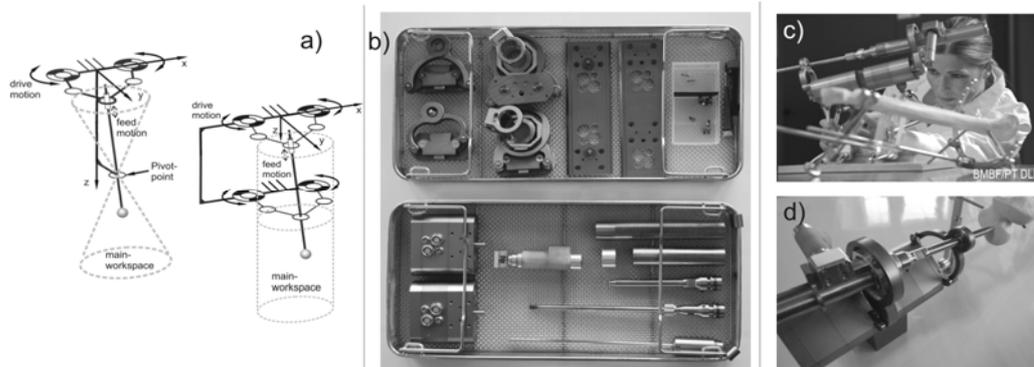
Robotische Assistenzsysteme werden bereits in einer Vielzahl chirurgischer Anwendungen eingesetzt. Einsatzgebiete sind u.a. Anwendungen in der Schlüsselloch- und Neurochirurgie, in interventionellen Eingriffen und weiter in der Orthopädie. Die Stärken robotischer Systeme, welche in erster Linie in einer hohen Bewegungsgenauigkeit und im Vergleich zu konventionellem Vorgehen in einer (zeit-)effizienteren Ausführung liegen, kommen insbesondere bei der Bearbeitung knöcherner Strukturen zur Geltung. Im Folgenden sind beispielhaft zwei Anwendungen dargestellt, bei denen der Einsatz robotischer Systeme aufgrund der genannten Stärken einen klinischen Nutzen aufweist.

In der Revisionshöftendoprothetik (RTHR) zementierter Hüftimplantate verbleibt häufig der zur Fixierung des Erstimplantates verwendete Knochenzement im Femurknochen des Patienten. Dieser muss jedoch vor dem Einsetzen der neuen Revisionsprothese vollständig entfernt werden um einen sicheren Sitz des neuen Implantats zu gewährleisten. Beim konventionellen Vorgehen verursachte Schäden durch die verwendeten Meißelwerkzeuge [8] in Kombination mit der verminderten Sicht auf die distalen Bereiche des Knochenzementes oder ein evtl. notwendiges Fenestern des Oberschenkelknochens stellen ein sehr invasives Vorgehen und somit Risiko für den Patienten dar.

Eine weitere Anwendung ist die Erstellung des knöchernen Implantatlagers unikondylärer Knieendoprothesen (UKA). Die an die Knochenform angelehnten Präparationsflächen machen eine komplexe und präzise Manipulation des zur Erstellung verwendeten Fräswerkzeuges durch den Chirurgen notwendig [9]. Insbesondere bei einem minimalinvasiven Vorgehen und unerfahrenen Chirurgen ist das Fehlerisiko hoch.

Vergleicht man die Anforderungen der beiden orthopädischen Anwendungen lassen sich Unterschiede im Bereich der Größe des Arbeitsraums aber auch Gemeinsamkeiten wie die notwendigen Freiheitsgrade (min. 5FHG), die erforderliche Genauigkeit (0,5mm) und die Belastung infolge der Bearbeitung (bis zu 20N) erkennen. Bei der RTHR ist ein eher

länglicher an den Femurknochen angepasster Arbeitsraum ( $\varnothing 20 \times 200 \text{ mm}$ ) erforderlich. Für die Erstellung des knöchernen Gegenlagers in der UKA ist ein würfelförmig angenäherter Arbeitsraum ( $50 \times 50 \times 50 \text{ mm}$ ) eher geeignet. Am Lehrstuhl für Medizintechnik der RWTH Aachen wird ein miniaturisiertes Chirurgierobotersystem auf Basis einer modularen Struktur zur Umsetzung u.a. dieser beiden Applikationen entwickelt, welches eine einfache Adaption an unterschiedliche chirurgische Anwendungen [7, 10] ermöglicht.



**Abb. 1:** Mögliche Arbeitsraumvarianten durch Kombination verschiedener ebener Getriebeelemente (a); Realisierung des Gesamtbaukastens (b), Realisierung der Varianten RTHR (c) und UKA (d).

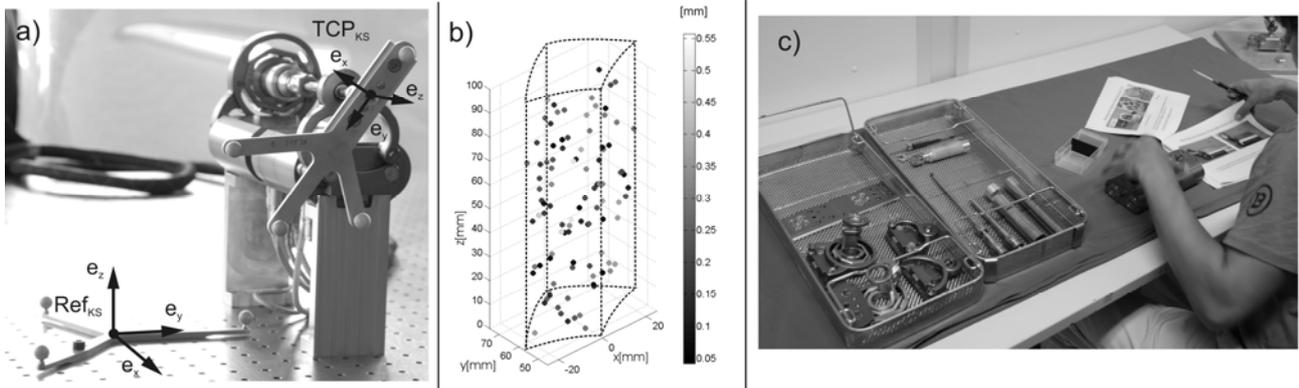
Die grundlegende Struktur des Assistenzsystems besteht aus mehreren Modulen: Anwendungsübergreifende Grundmodule, in welchen sich die Antriebe befinden und weiter applikationsspezifische Kinematikeinheiten. An diese kann abschließend eine Linearachse mit den ebenfalls anwendungsspezifischen Instrumentenmodulen, z.B. chirurgische Fräsinstrumente oder Ultraschallscanner integriert werden. Dieses Strukturkonzept erlaubt durch Veränderung bestimmter Kinematikparameter bzw. die Kombination bestimmter Systemelemente unterschiedliche Systemeigenschaften. Als Kinematikmodule werden parallele ebene Fünfstabgetriebe eingesetzt. Deren Arbeitsraum wird zunächst vereinfacht über einen in den Arbeitsraum eingeschriebenen Kreis abgebildet. Bis zu sechs Freiheitsgrade (FHG) und ein zylindrischer Arbeitsraum werden durch die Kombination zweier solcher ebener Kinematikmodule ermöglicht. Mit einem ebenen Getriebeelement und einem weiteren fixen Pivotpunkt reduzieren sich die Freiheitsgrade auf bis zu vier und die Form des Arbeitsraums bildet sich als kegelförmig aus (**Abb. 1a**) [10]. Die Realisierung des modularen Roboters ist in **Abb. 1b-d** zu sehen. Die Aktorik und die Getriebeuntersetzung wurde mit zwei identischen Antriebsmodulen umgesetzt. Aus den Modulen können die unterschiedlichen Konfigurationen des Systems erstellt werden. Ein mögliches Anwendungsszenario sieht die Montage des Systems direkt intraoperativ vor. Die Schnittstellen wurden daher für eine erleichterte Montage als einfache Schraub- bzw. Schnellverschlussfixierungen gestaltet.

Die modulare Struktur induziert zusätzliche Risiken bei einem Robotereinsatz. Bedingt durch die applikationsspezifische Adaptierung des Systems durch den Benutzer, muss eine reproduzierbare und robuste Montage der Systemmodule gewährleistet werden. Insbesondere bei einer Montage und Inbetriebnahme direkt vor oder während einer Operation müssen die Module schnell, verwechslungsfrei und sicher montiert werden können, ohne dabei Auswirkungen auf wichtige Systemeigenschaften, wie z. B. die Genauigkeit zu haben. Weiter kann die häufige Montage und Demontage durch entstehenden Verschleiß an den Fügeflächen der Schnittstellen ebenfalls zu Veränderungen der Systemgenauigkeit führen. Ebenso kann die hygienische Aufbereitung durch thermische Aufbereitungsverfahren z. B. zu Wärmeverzug und Veränderungen der Fügeflächen führen.

## 2 Methoden

Die Systemgenauigkeit des modularen Baukastensystems und deren Beeinflussung infolge der Benutzermontage wurde am Beispiel der Systemvariante RTHR untersucht. Als Messmittel wurde ein im OP-Bereich übliches optisches Trackingsystem (Spectra, NDI) eingesetzt. Dieses soll auch in der Anwendung zur intraoperativen Kontrolle einer erfolgreichen Montage verwendet werden. An den Tool-Center-Point (TCP) des Robotersystems sowie in direkter Nähe auf dem Messtisch wurden passive Marker als Mess- und Referenzelemente fixiert. Das Robotersystem wurde rigide auf einem Messtisch befestigt, (**Abb. 2a**). Zur Ermittlung der Systemgenauigkeit wurde eine Messbahn mit 100 im Arbeitsraum des Roboters verteilten Positionen erstellt, (**Abb. 2b**).

Weiter wurde zur Untersuchung des Montageinflusses ausgehend von dem für die Bestimmung der Genauigkeit verwendeten Aufbau das Robotersystem zwischen den Messungen jeweils in seine Module zerlegt und anschließend wieder montiert, (**Abb. 2c**). Vor jeder Messung wurde das Roboterbasiskoordinatensystem zu dem durch das optische Referenzelement aufgespannte Referenzkoordinatensystem registriert. Anschließend wurde eine Messbahn abgefahren und jeweils die erreichten Positionen und Orientierungen mittels des optischen Trackingsystems bestimmt (**Abb. 2b**).

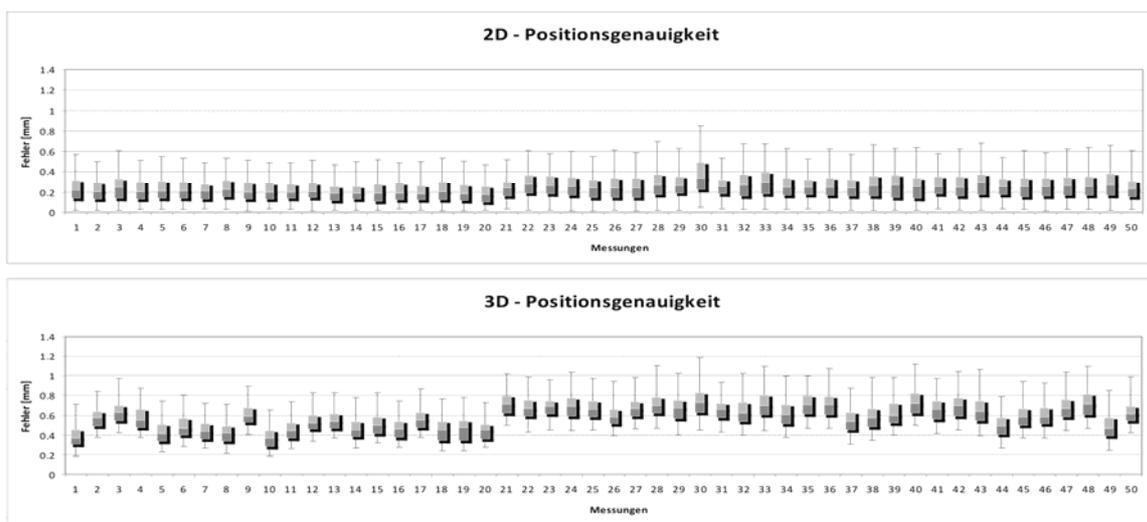


**Abb. 2:** Messaufbau mit passiven optischen Markern (a); Fehlerverteilung im Arbeitsraum einer Genauigkeitsmessung des Systems (b); Montage und Demontage des Roboters zwischen den Messungen (c).

### 3 Ergebnisse

Für jeden Messpunkt wurde ein Fehlervektor bestimmt. Die Auswertung der dreidimensionalen (3D) Fehlerbetrachtung der Messungen über alle 50 Messreihen ergab einen Mittelwert von 0,48mm (**Abb. 3unten**). Insgesamt liegen der Mittelwert des Fehlers und die Verteilung im Bereich der Anforderungen. Einzelne Messpunkte weisen jedoch Fehler größer als 1mm auf. Bei genauerer Analyse der Ergebnisse zeigte sich, dass die Schwankungen des Fehlereinflusses aus der z-Komponente des Fehlervektors resultiert. Daher wurde zusätzlich zum 3D-Fehlervektor der ebene Fehler (2D) bestimmt, um eine Darstellung des Fehlers ohne der z-Komponente zu erhalten. Beim ebenen Fehler liegt der Mittelwert bei 0,20mm (**Abb. 3oben**) und ist somit deutlich geringer als beim dreidimensionalen Fehler. Generell muss jedoch auch die erreichbare Genauigkeit des optischen Trackingsystems bei der Betrachtung der Ergebnisse bedacht werden.

Vergleicht man die Veränderung der Systemgenauigkeit infolge der Systemmontage, so zeigt sich bei der Betrachtung des 2D-Fehlervektors nahezu keine Beeinflussung durch die Montage. Die Standardabweichung der 2D-Fehlerbetrachtung über die 50 Messreihen beträgt 0,02mm. Weiter ist ebenfalls nach 50 Messungen keine signifikante Verschlechterung der Genauigkeit erkennbar. Verschleißprozesse an den Fügstellen und Schnittstellen können nach 50 Montagezyklen nicht nachgewiesen werden. Die Betrachtung der 3D-Fehlerbeträge zeigt größere Schwankungen des Mittelwertes, mit einer vergleichbaren Fehlerverteilung jeder Messung. Die Standardabweichung zwischen den Messungen ist mit 0,10mm deutlich größer als bei der 2D-Fehlerbetrachtung.



**Abb. 3:** Ebener und räumlicher Fehler über fünfzig Messreihen.

### 4 Diskussion

In dieser Arbeit ist eine modulare Chirurgieroboterstruktur vorgestellt worden, welche sich durch den Benutzer an unterschiedliche Anwendungen anpassen lässt. Ein solches Strukturdesign induziert zusätzliche Risiken bezüglich eines

sicheren Systemeinsatzes. Insbesondere die Veränderung der Genauigkeit des Systems infolge der Montage sowie möglicher Verschleiß müssen betrachtet werden. Als Messmittel wurde ein im der OP-Umgebung übliches optisches Trackingsystem verwendet. Elfring [11] ermittelte für das System eine mittlere Genauigkeit von  $0,132\text{mm} \pm 0,141\text{mm}$ . Dies hat einen nicht zu unterschätzenden Einfluss auf die Genauigkeitsmessungen. Dennoch ist insbesondere im Hinblick auf die intraoperativen Prozessschritte (Auswahl der Komponenten aus dem Baukastensystem heraus, Montage, Kontrolle, und evtl. notwendige Kalibrierung) ein intraoperativ übliches Messmittel erforderlich.

Die Ergebnisse der einzelnen Messungen zeigen einen hinreichenden mittleren Fehler des Robotersystems. Dennoch können auch Bereiche im Arbeitsraum identifiziert werden, die eine schlechtere Genauigkeit aufweisen. Diese Bereiche liegen vermehrt an den Rändern des Arbeitsraums und sollten bereits während der Planung und Vorpositionierung des Robotersystems berücksichtigt werden.

Die Untersuchungen des Einflusses infolge der Benutzermontage zeigen bei der Betrachtung des 2D-Fehlervektors nahezu keine Beeinflussung der Systemgenauigkeit durch die Benutzermontage oder Verschleiß. Bei der Betrachtung des 3D-Fehlers zeigen sich hingegen starke Schwankungen der Systemgenauigkeit über die 50 Messreihen. Dies lässt auf einen Positionierungsfehler der seriellen Linearachse schließen, wohingegen die Robotergrundstruktur keine bzw. nur eine vernachlässigbare Veränderung der Systemgenauigkeit erfährt. Konstruktiv wurde die Linearachse mit einer Zahnstange-Zahnrad Verbindung realisiert. Dies ermöglicht eine einfache Montage und Demontage der Bewegungsachse, allerdings neigt diese Art der Bewegungsübertragung zu Spiel zwischen den Zahnelementen. Messungen ergaben ein Umkehrspiel von bis zu 0,2mm, das im Weiteren durch konstruktive Maßnahmen reduziert werden sollte. Zukünftig muss zur Steigerung der Genauigkeit das Funktions- und Montageprinzip der Linearachse überarbeitet werden. Weiter sind die mittleren Fehler der Messungen recht vielversprechend, dennoch zeigen einzelne Messpunkte deutlich schlechtere Genauigkeiten. Eine vorgeschaltete kinematische Kalibrierung des Systems kann zu einer Fehlerreduzierung und Genauigkeitssteigerung beitragen.

## 5 Danksagung

Die Arbeiten wurden durch das Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) im Rahmen des Projektes OrthoMIT gefördert (Förderkennzeichen BMBF 01EQ0402).

## 6 Referenzen

- [1] Cleary K., Nguyen C.: State of the art in surgical robotics: Clinical applications and technology challenges. S. 316-328. Computer Aided Surgery Vol. 6 2001.
- [2] Taylor R.H., Stoianovici D.: Medical robotics in computer-integrated surgery; IEEE Transactions on robotics and automation, Vol. 19, Nr. 5, Okt. 2005.
- [3] Radermacher K., de la Fuente M.: Computer- und Robotertechnik für die bildgeführte orthopädische Chirurgie; Automatisierungstechnik 50 (2002), Oldenburg Verlag. S. 317-324, 2002.
- [4] Berkelmann P., Troccaz J.: Body-supported medical robots: a survey; Journal of robotics and mechatronics, Vol. 16, Nr. 5, S. 513-519, 2004.
- [5] Schoham M., Burman M.: Bone-mounted miniature robot for surgical procedures: Concept and clinical applications, IEEE Transactions on robotics and automation, Vol.16, Nr.5, S.893-901, Okt. 2003.
- [6] Barbash G.I., Sherry A.: New technology and health care costs – The case of robot-assisted surgery, N Engl J Med, Vol. 363, Nr. 8, S.701-704, 2010.
- [7] Heger S., Niggemeyer M.: Trackerless ultrasound integrated bone cement detection using a modular minirobot in revision total hip replacement. Proc. IMechE, Part H: J. Engineering in Medicine, S. 681-690, 2010.
- [8] Bauer R., Kerschbaumer F.: Orthopädische Operationslehre, Teil 1. Stuttgart: Thieme, 1994: 255–370.
- [9] Cobb J., Henckel J.: Hands-on robotic unicompartmental knee replacement, J Bone Joint Surg 2006;88-B:188-97.
- [10] Niggemeyer M., Radermacher K.: Design concept evaluation of a modular and flexible mini robot for orthopaedic surgery. In Proceedings CAOS International, Heidelberg , S. 599–600, 2007.
- [11] Elfring R., de la Fuente M.: Assessment of optical localizer accuracy for computer aided surgery systems. Computer Aided Surgery, 2010, Vol. 15, S. 1-12.