

Session 2

Robotik

Quo vadis Robotische Medizin in der Urologie in Deutschland? für die 10. CURAC Jahrestagung 2011

St. Siemer, M. Stöckle.

Klinik und Poliklinik für Urologie und Kinderurologie der Universität des Saarlandes, 66421 Homburg/Saar, Germany

Kontakt: stefan.siemer@uks.eu

Abstract:

Computerunterstützte Systeme sind heute aus dem medizinischen Alltag nicht mehr wegzudenken, auch wenn ihr Nutzen in aller Regel nicht in prospektiv-randomisierten Untersuchungen beschrieben wurde. Während in der industriellen Arbeitswelt computerunterstützte robotische Systeme auf Grund ihrer Präzision und Ausdauer uneingeschränkt akzeptiert werden, gibt es im medizinischen Bereich heftige Diskussionen über den Nutzen bei deutlich erhöhten Kosten. Zumindest perioperative Vorteile (weniger Blutverlust, kürzere Verweildauer) sind inzwischen aber weitgehend unbestritten. Die erhöhten Kosten lassen sich durch hohe Fallzahlen zumindest partiell kompensieren: Erst durch die Behandlung hoher Patientenzahlen lassen sich einerseits die Vorhaltekosten/Fall reduzieren. Andererseits gewährleistet auch nur die hohe Fallzahl einen routinierten Umgang mit dem komplexen System, womit die Komplikationswahrscheinlichkeit vermindert und betriebswirtschaftliche Vorteile durch verkürzte Operationszeiten realisiert werden können.

Schlüsselworte: Robotics- Urologie; Kosten-Nutzen-Analyse, Entwicklung-Deutschland

1 Problem

In den letzten zwei Jahrzehnten haben sich Computerunterstützte Systeme in zunehmendem Maße in weiten Bereichen der Medizin etabliert und durchgesetzt. Beispielfhaft seien die Computertomographie oder Magnetresonanztomographie genannt, die heute einen Standard in der Diagnostik darstellen. Somit war es naheliegend, dass computerunterstützte robotische Systeme, die bereits seit Jahren erfolgreich in der industriellen Fertigung eingesetzt wurden, auch in der operativen Medizin unterschiedliche Funktionen übernehmen könnten. Chirurgische Manipulationen könnten unter Ausschaltung des natürlichen Tremors und Verwendung beliebiger Vergrößerungen mit einer unübertroffenen Präzision und Genauigkeit durchgeführt werden, die manuell niemals erreicht würden (1). Die ersten programmierbaren, industriellen Manipulatoren kamen bereits um 1940 zum Einsatz. Es dauerte dann noch fast 45 Jahre, bis Kwok und Mitarbeiter 1985 das erste, in der Medizin eingesetzte robotische System bei der stereotaktischen CT- gesteuerten Hirn-Biopsie vorstellten (2).

Mit der Idee der US-Armee aus den 60ziger Jahren, Spezialisten von dem direkten Kriegsschauplatz möglichst fern zu halten, entstand das Konzept der „telepresence surgery“ mit der Entwicklung einer „master-slave“ Plattform, die Geburtsstunde des daVinci-Systems war gekommen: In der zivilen Anwendung starteten 1998 die ersten klinischen Studien in der Herzchirurgie (Paris und Leipzig). Seit der FDA Zulassung im Jahre 2000 wurden zahlreiche Eingriffe in unterschiedlichen Fachdisziplinen durchgeführt und etabliert. Neben Indikationen in der Herzthoraxchirurgie (Bypass-Operationen, Lobektomien, Mitralklappen-Eingriff u.a. (3, 4, 5)) werden von Seiten der Abdominal-Chirurgen Darmresektionen, Pankreatektomie, Y-Roux Bypass-Operationen und andere vorgestellt (6, 7, 8). Mit einer deutlich höheren Frequenz erfolgen Eingriffe in der HNO (Thyroidektomie, Naso-Pharynx-tumore; 9) und der Gynäkologie (Hysterektomien, Wertheim-Meiggs-Operationen, Sacrocolpexien u.a (10, 11)). Von urologischer Seite zählen Adrenalektomien, Nephrektomien, Nierenteilresektionen, Zystektomien und nicht zuletzt die Prostatektomien zu den am häufigsten robotisch durchgeführten Operationen (12, 13, 14, 15). Erst die Prostatektomie eröffnete durch ihre Häufigkeit die Möglichkeit, einen sehr routinierten Umgang mit dem Op-Roboter zu erlernen. Ohne die Prostatektomie wäre der Siegeszug der robotischen Operationstechnik nicht möglich gewesen. Es bleibt trotzdem Gegenstand kontroverser Diskussionen, ob sich die zweifellos vorhandenen technischen Vorteile in einen echten Patientennutzen übersetzen lassen.

2 Methoden

Wissenschaftliche Publikationen – Wissenschaftliche Datenlage

In *medline* finden sich aktuell (März 2011) über 9500 Einträge unter dem Begriff *robotics*, über 3600 Einträge bei *robotic surgery* und 1946 Arbeiten bei der Suche nach *daVinci*. Zahlreiche monozentrische Arbeiten, wenige prospektive Untersuchungen und kaum prospektiv randomisierte Publikationen liegen zu den unterschiedlichen Indikationen vor. In einem Review-Artikel von Coelho und Mitarbeitern 2010 werden Arbeiten aus sog. „High-Volume“-Zentren (n>250) nach radikaler Prostatektomie gegenübergestellt (16). Insgesamt wurden 30 Arbeiten nach retropubischer (RRP), 14 laparoskopische (LRP) und 14 Studien nach robotischer Prostatektomie (RARP) miteinander verglichen. Die Autoren kommen zu der Schlussfolgerung, dass nach RARP die Rate positiver Margins geringer, Kontinenz- und Potenzrate höher sind als nach RRP oder LRP. In den meisten vergleichenden Arbeiten scheint sich dieser Trend zu bestätigen, auch wenn ein gewisser Publikationsbias natürlich nicht auszuschließen ist (17).

Prospektiv-randomisierte Daten zur robotischen Prostatektomie existieren nicht und sind auch nicht mehr zu erwarten, da die robotische Prostatektomie vielerorts als Standard akzeptiert und nachgefragt wird. Lediglich nach Zystektomie beim Blasenkarzinom konnte eine prospektiv-randomisierte Arbeit mit 41 Patienten Vorteile zu Gunsten der robotischen Operation im Vergleich zur offenen Operation herausarbeiten (18). Andererseits haben sich bahnbrechende Innovationen in der Medizin bisher immer durch den „proof of principle“ und nie durch prospektiv randomisierte Studien etabliert. Es bleibt abzuwarten, ob der Op-Roboter auch langfristig als bahnbrechende Innovation akzeptiert werden wird.

3 Ergebnisse

Robotische Operationen in Deutschland

Die Entwicklung der robotischen Operationen in Deutschland ist in **Abb. 1** dargestellt. Laut Herstellerangaben wurden 2010 5.640 robotische Eingriffe durchgeführt. Mit 5000 Eingriffen (88,6%) stellt die robotische Prostatektomie die am häufigsten durchgeführte Operation dar. Geht man von ~29.000 Prostatektomien im Jahr 2010 aus, liegt der Anteil an robotischen Operationen beim Prostatakarzinom auch 5 Jahre nach Etablierung der Methode lediglich bei 17%.

Im Gegensatz zu den USA ist die konventionelle retropubische Prostatektomie auch heute noch die mit am Abstand meist genutzte Operationstechnik beim Prostatakarzinom in Deutschland. Noch deutlich geringer ist der Anteil robotischer Niereneingriffe (~1,6%) oder robotischer Zystektomien (1,3%). Werden diese Eingriffe über geschätzt 50 robotische Zentren gemittelt, lag die Operationszahl/Zentrum im Jahr 2010 in Deutschland bei ca. 134 Eingriffen. Würden die vier Kliniken mit einer Operationsfrequenz über 300 Eingriffen/Jahr aus dieser Berechnung herausgenommen, läge die mittlere Operationszahl bei deutlich unter 100 Eingriffen/Jahr.

Kosten-Analysen

Unabhängig von den Kostenträgern muss jede Krankenhausabteilung wirtschaftliche Aspekte bei der Neuanschaffung von Großgeräten berücksichtigen. Wie bereits 2008 im Urologen A vorgestellt, liegen mit den Anschaffungskosten (~1,8 Mill. Euro/System) und dem obligatorischen Wartungsvertrag (~ 150.000 Euro/Jahr) die **Vorhaltekosten** (Abschreibungsfrist von 8 Jahren) bei ca. 400.000 Euro (19). Vielerorts muss zusätzlich eine veränderte Sterilisationsinfrastruktur aufgebaut werden. Hinzu kommen ca. 1500 Euro **verbrauchsabhängige** Kosten (Pinzetten, Scheren, Nadelhalter, Sterilabdeckung) pro Eingriff. Diese Kostenanalyse wurde von Brabash und Glied 2010 im NEJM bestätigt (20). Unter Berücksichtigung der Anschaffungskosten werden die zusätzlichen Kosten einer robotischen Operation in den USA für das Jahr 2007 mit \$3200 beziffert. Dies entspricht in den USA ~13% des Gesamterlöses für eine Operation, für eine Prostatektomie wäre dies in Deutschland fast 50% des Gesamterlöses von etwa 6.500 Euro (20).

Eine Verbesserung der wirtschaftlichen Kosten-Nutzen-Relation kann durch eine Reduktion der Operationszeit, der Krankenhausverweildauer oder des anderweitigen Materialverbrauchs (z.B. Blutkonserven) im Vergleich zur Standard-Methode realisiert werden. Dies ist mit dem robotischen System zweifelsohne möglich. Eine Verringerung der Liegedauer unter 3 Tage führt in Deutschland aber zu einem Abschlag im DRG-Entgelt. Die strikten DRG-Regularien stehen somit einer Realisierung aller denkbaren wirtschaftlichen Vorteile der robotischen Operationstechnik im Weg.

Das größtmögliche Einsparpotential liegt jedoch bei den verbrauchsunabhängigen Kosten. Mit zunehmender Operationsfrequenz werden diese Kosten pro Operation erheblich verringert: Geht man Vorhaltekosten von 400.000 Euro aus, dann betragen die Vorhaltekosten pro Operation bei 100 Eingriffen/Jahr 4.000 Euro. Bei 600 Eingriffen als ungefähre Kapazitätsgrenze eines Systems liegen die Vorhaltekosten pro Eingriff nur noch bei 666 Euro/Operation. Ein kostendeckender Einsatz eines robotischen Systems wird somit am ehesten gelingen bei Auslastung bis zur Kapazitätsgrenze. Eine Marktkonzentration mit wenigen Zentren und einer hohen Operationsfrequenz ist somit langfristig unumgänglich.

Ist eine Fachdisziplin nicht in der Lage, diese Fallzahlen zu erbringen, ist eine fachübergreifende Nutzung denkbar. Von unterschiedlichen Arbeitsgruppen wurden keine erhöhten Kosten im Vergleich zur Standard Operation bei z.B. Mitralklappen oder pädiatrischen Eingriffen beschrieben (5, 21). Bei derartigen Modellen müssen jedoch die individuellen Lernkurven mit entsprechend langen Op-Zeiten und wiederum hohen Kosten berücksichtigt werden.

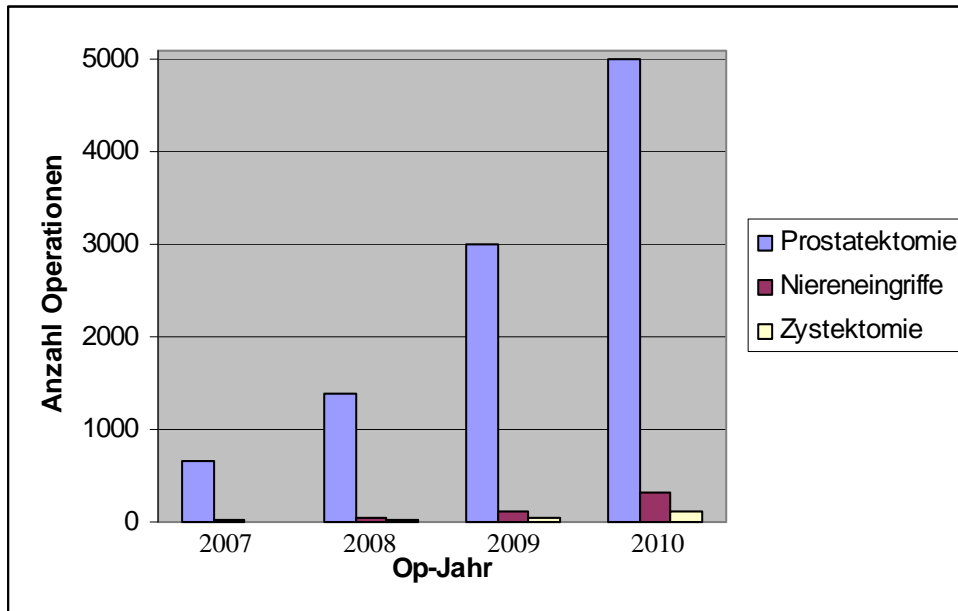


Abbildung 1: Entwicklung der Robotischen Operationen in der Urologie in Deutschland

4 Diskussion

Das zurzeit in der klinischen Routine am häufigsten verwendete robotische System, das *daVinci-System*, hat sich bei unterschiedlichen Indikationen als Standard-Op-Verfahren etabliert. Der Nutzen dieser Technik wird, wie bei anderen etablierten Techniken auch, vor allem aus retrospektiven Vergleichsstudien mit Vorteilen für den Patienten abgeleitet. Die zusätzlichen Kosten werden zurzeit nicht im DRG-System in Deutschland abgebildet. Vor einer Anschaffung des Systems muss daher eine sorgfältige Kosten-Nutzen- oder eine Chancen-Risiken-Analyse stehen.

Feußner und Mitarbeiter (1) sehen in der aktuellen Entwicklung des *daVinci-Systems* den typischen Lebenszyklus technischer Innovationen. Nach einer übersteigerten Erwartung befindet man sich nun in der Phase der Desillusionierung, die zu einer Ausreifung des Systems führe. Zurzeit findet andererseits eine enorme Weiterentwicklung der *daVinci-Technologie* statt. Zahlreiche Modifikationen, von einer verbesserten Optik mit HD Qualität, einer einfacheren Handhabung der Instrumente bis zu einer Implementierung unterschiedlicher bildgebender Module sind heute möglich bzw. vorgesehen. Eine Desillusionierung ist weder für die USA noch für Europa in der momentanen Entwicklungsphase feststellbar.

Die Entwicklung minimal invasiver Methoden wird auch in den kommenden Jahren fortschreiten: Als Stichworte seien hier nur LESS oder NOTES Operationen genannt (22, 23). Ob solche Operationen mit dem *daVinci-System* durchgeführt werden, oder ob komplett neue robotische Verfahren zur Anwendung kommen, bleibt abzuwarten. Miniaturisierte Roboter zur intrakorporalen Anwendung werden bereits getestet (24). Andererseits ist durch den herkömmlichen Robotereinsatz das Zugangstrauma bereits soweit reduziert, dass man zweifeln kann, ob eine weitere Minimalisierung der Zugangswege noch wesentliche Relevanz besitzt. Uns scheint wahrscheinlicher, dass sich die genannten innovativen Zugangswege nur dann werden durchsetzen können, wenn man sie ohne Verlust an Geschicklichkeit und ohne Verlängerung der Operationszeit einsetzen kann.

5 Referenzen

1. Feußner H, Can S, Fiolka A, Leistungsfähigkeit, Risiken und Vorteile des Einsatzes der Robotik in medizinisch-operativen Disziplinen. Bundesgesundheitsbl 53:831-838, 2010
2. Kwok YS, Hou J, Jonckheere EA, A robot with improved absolute positioning accuracy for CT guided stereotactic brain surgery. Biomedical Engineering, IEEE Trans Biomed Eng 35: 153 – 160, 1988
3. Gharagozloo F, Margolis M, Tempesta B, Robot-assisted thoracoscopic lobectomy for early-stage lung cancer. Ann Thorac Surg. 85: 1880-1885, 2008
4. Bonatti J, Schachner T, Bonaros N, How to improve performance of robotic totally endoscopic coronary artery bypass grafting. Am J Surg. 195: 711-716, 2008
5. Kam J.K., Cooray S.D., Kam J.K., A Cost-analysis Study of Robotic Versus Conventional Mitral Valve Repair. Heart, Lung and Circulation 19: 413-418, 2010
6. Anderson C, Ellenhorn J, Hellan M, Pilot series of robot-assisted laparoscopic subtotal gastrectomy with extended lymphadenectomy for gastric cancer. Surg Endosc. 21:1662-1666, 2007
7. DeNoto G, Rubach E, Ravikumar TS, A standardized technique for robotically performed sigmoid colectomy. J Laparoendosc Adv Surg Tech A. 16: 551-556, 2006
8. Kang CM, Chi HS, Kim JY, A case of robot-assisted excision of choledochal cyst, hepaticojejunostomy, and extracorporeal Roux-en-y anastomosis using the da Vinci surgical system. Surg Laparosc Endosc Percutan Tech. 17: 538-541, 2007
9. Harvey A, Bohacek L, Neumann D, Robotic Thoracoscopic Mediastinal Parathyroidectomy for Persistent Hyperparathyroidism: Case Report and Review of the Literature. Surgical Laparoscopy, Endoscopy & Percutaneous Techniques 21: e24-e27, 2011
10. Kim YT, Kim SW, Hyung WJ, Robotic radical hysterectomy with pelvic lymphadenectomy for cervical carcinoma: a pilot study. Gynecol Oncol. 108: 312-316, 2008
11. Advincula AP, Surgical techniques: robot-assisted laparoscopic hysterectomy with the da Vinci surgical system. Int J Med Robot. 2: 305-311, 2006
12. Malley D, Boris R, Kaul S, Synchronous bilateral adrenalectomy for adrenocorticotrophic-dependent Cushing's syndrome. JSL. 12: 198-201, 2008
13. Hubert J, Siemer S, Nephrectomy, donor nephrectomy, and partial kidney resection : Indications for robot-assisted renal surgery. Urologe A 47: 425-430, 2008
14. Mottrie A, Schatteman P, Fonteyne, Robot-assisted laparoscopic radical cystectomy. Urologe A 47: 414-419, 2008
15. Hemal AK, Abol-Enein H, Tewari A, Robotic radical cystectomy and urinary diversion in the management of bladder cancer. Urol Clin North Am 31: 719-729, 2004
16. Coelho RF, Rocco B, Patel MB, Retropubic, Laparoscopic, and Robot-Assisted Radical Prostatectomy: A Critical Review of Outcomes Reported by High-Volume Centers J Endourol 24: 2003-2015, 2010
17. Di Pierro GB, Baumeister P, Stucki P, A Prospective Trial Comparing Consecutive Series of Open Retropubic and Robot-Assisted Laparoscopic Radical Prostatectomy in a Centre with a Limited Caseload. Euro J Urol 59: 1-6, 2011
18. Nix J, Smith A, Kurpad R, Prospective Randomized Controlled Trial of Robotic versus Open Radical Cystectomy for Bladder Cancer: Perioperative and Pathologic Results. Euro J Urol 57: 196-201, 2010
19. [Stöckle M](#), [Siemer S](#), Robot-assisted (da Vinci) laparoscopy: The beginning of a new era in operative urology? Urologe A 47: 409-413, 2008
20. Barbash GI and Glied SA, New technology and health care costs – the case of robotic-assisted surgery. NEJM 363: 701-704, 2010
21. Anderberg M, Kockum CC, Arnbjörnsson E, Paediatric Robotic Surgery in Clinical Practice: A Cost Analysis. Eur J Pediatr Surg 19: 311-315, 2009
22. Ranea A and Autorinob R, Robotic natural orifice transluminal endoscopic surgery and laparoendoscopic single-site surgery: current status. Curr Opin Urol 21: 71-77, 2011
23. Meining A, Feussner H, Swain P, Natural-orifice transluminal endoscopic surgery (NOTES) in Europa: summary of the working group of the Euro-NOTES meeting 2010. Endoscopy 43: 140-143, 2011
24. Tiwari MM, Reynoso JF, Lehman AC, In vivo miniature robots for natural orifice surgery: state of the art and future perspectives. WJGS 27: 217-223, 2010

Realisierung einer schnellen und wiederholbaren Hot-Spot-Bestimmung für die robotergestützte Transkranielle Magnetstimulation mittels Kraft-Momenten-Steuerung

L. Richter^{1,2}, R. Bruder¹, A. Schlaefer^{2,3}, A. Schweikard¹

¹ Universität zu Lübeck, Institut für Robotik und Kognitive Systeme, Lübeck, Germany

² Universität zu Lübeck, Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences, Lübeck, Germany

³ Universität zu Lübeck, Medical Robotics Group, Lübeck, Germany

Kontakt: richter@rob.uni-luebeck.de

Abstract:

Das Robotersystem für die Transkranielle Magnetstimulation (TMS) ermöglicht eine präzise und wiederholbare Positionierung der TMS-Spule auf dem Kopf des Patienten. Um einen sicheren Einsatz des Roboters zu gewährleisten, ist oftmals eine manuelle Vorpositionierung des Roboters nötig, um einen gewünschten Stimulationspunkt zu erreichen. Mittels der Kraft-Momenten-Steuerung (KMS) ist es möglich die Spule intuitiv per Hand zu bewegen. Wir haben die KMS verwendet und erweitert, um sie für eine schnelle Hot-Spot-Bestimmung einsetzen zu können. Bei unseren Tests haben wir gezeigt, dass es einem unerfahrenen Benutzer nur schwer möglich ist, eine Hot-Spot-Bestimmung mit dem Robotersystem ohne Kraft-Momenten-Steuerung durchzuführen. Die KMS verkürzt die Dauer der Hot-Spot-Bestimmung wesentlich und ist daher entscheidend für den breiten Einsatz des Robotersystems in Klinik und Forschung.

Schlüsselworte: Medizinische Robotik, Transkranielle Magnetstimulation, TMS, Kraft-Momenten-Steuerung

1 Problem

Bei der Transkraniellen Magnetstimulation (TMS) wird das Gehirn nicht-invasiv und schmerzfrei, basierend auf dem Ferro-Magnetischen Prinzip, stimuliert. Dazu wird eine Magnetspule auf dem Kopf des Patienten über dem zu stimulierenden Cortexareal platziert [1]. Neben dem Einsatz der TMS in Forschung und klinischer Diagnose, wird besonders die repetitive Transkranielle Magnetstimulation (rTMS) für die Behandlung von verschiedenen neurologischen und psychologischen Erkrankungen, wie beispielsweise Depression, chronischem Tinnitus oder chronischem Schmerz, eingesetzt (siehe [2] für eine Übersicht).

Bei jeder Behandlung mit TMS muss die individuelle Reizstärke des Patienten vor der eigentlichen Stimulation bestimmt werden [3]. Dazu wird üblicherweise das Handareal des motorischen Kortex stimuliert und zunächst der Stimulationsort mit der besten Antwort im Muskel gesucht – der sog. Hot-Spot. Zur Bestimmung der Muskelantwort werden üblicherweise Oberflächen Elektroden am Muskel des kleinen Fingers verwendet um das Signal abzuleiten. In der Regel wird an 10-15 Stimulationsorten die zugehörige Muskelantwort gemessen. Anschließend wird der gefundene Hot-Spot zur Bestimmung der individuellen Motorschwelle des Patienten genutzt [4]. Diese Motorschwelle steht dann im direkten Bezug zur Wahl der Reizstärke für die eigentliche Stimulation. Daher ist es entscheidend nicht nur den Hot-Spot genau bestimmen zu können, sondern ihn anschließend auch punktgenau wiederverwenden zu können [5]. Neben der Wichtigkeit für den Einsatz der TMS in der Behandlung von neurologischen und psychologischen Erkrankungen, ist die genaue und zuverlässige Bestimmung eines Hot-Spots für viele Fragestellungen in der TMS-Forschung von immenser Bedeutung.

Mittels des robotisierten TMS-Systems ist es möglich Stimulationspunkte präzise wiederanfahren zu können [6]. Durch den in das System integrierten Bewegungsausgleich, bleibt der Stimulationspunkt erhalten, auch wenn sich der Patient während der Untersuchung bewegt. So kann ein einmal bestimmter Hot-Spot punktgenau wiederverwendet werden. Da das robotergestützte System auf einem Industrieroboter basiert, ist die Handhabung des Systems teilweise aufwendig. Der Roboter, mit der angebrachten TMS-Spule, muss zu Beginn manuell vorpositioniert werden. Der Nutzer wählt dann einen gewünschten Stimulationspunkt in der TMS-Software aus und lässt den Roboter anschließend, wenn eine sichere Bahn möglich ist, die Spule automatisch an diesen Punkt platzieren. Wenn der Roboter das Ziel erreicht hat, startet automatisch die Bewegungskompensation und die Stimulation kann erfolgen. Soll anschließend, die Spule an einen anderen Stimulationsort gebracht werden, muss der Nutzer den Bewegungsausgleich stoppen, einen anderen Stimulationspunkt in der TMS-Software auswählen und den Roboter dann diesen Punkt anfahren lassen. Bei der Stimulation von mehreren Stimulationspunkten, wie beispielsweise bei der Hot-Spot-Suche, kann dieser Vorgang ca. 10-15 Minuten dauern.

Um die Hot-Spot-Suche zu beschleunigen, verwenden wir die Kraft-Momenten-Steuerung (KMS), die wir kürzlich für das roboterisierte TMS-System entwickelt haben. Ein weiterer entscheidender Vorteil der KMS ist die intuitive Platzierung der Spule durch den Nutzer, wie er es ohne Robotereinsatz gewohnt ist. Per Hand kann der Nutzer die am Roboter befestigte Spule positionieren. Durch die Stellung des Roboters und die Position des Patienten, werden alle per Hand gewählten Stimulationspunkte gespeichert. So kann im Anschluss der gefundene Hot-Spot automatisch und punktgenau durch den Roboter wieder angefahren werden.

2 Methoden

Wir benutzen einen Adept Viper s850 Industrieroboter (Adept Technology, Inc., Livermore, CA, USA) und ein Polaris Spectra Navigationssystem (Northern Digital Inc., Waterloo, Ontario, Kanada). Für die Kraft-Momenten-Steuerung, haben wir das System um einen Mini45 Kraft-Momenten-Sensor (ATI Industrial Automation, Inc., Apex, NC, USA) erweitert, welcher zwischen Endeffektor und TMS-Spule installiert wurde [6]. Für die Evaluierung der Methode haben wir ein Kopfphantom aus Plastik verwendet.

Wir verwenden die Kraft-Momenten-Steuerung, um die TMS-Spule intuitiv an den Stimulationspunkt auf dem Kopf zu bringen. Im Gegensatz zur Vorpositionierung der Spule, muss bei der Verwendung der KMS für die Hot-Spot-Bestimmung darauf geachtet werden, dass die Spule direkt auf dem Kopf des Patienten aufliegt. Da die erzeugte Gegenkraft bei Kontakt der Spule auf den Kopf üblicherweise über dem Schwellwert liegt, resultiert diese Gegenkraft in eine leichte Bewegung vom Kopf weg. Wir haben deshalb eine von der auftretenden Kraft abhängige Rampe für die Roboterbewegungen umgesetzt. Diese stellt sicher, dass bei kleinen auftretenden Kräften nur minimale Roboterbewegungen verfahren werden. Dadurch wird eine Feinpositionierung der Spule auf dem Kopf ermöglicht. Größere Kräfte resultieren in größeren/schnelleren Roboterbewegungen und werden deshalb zur Vorpositionierung verwendet. Die Berechnung der inkrementellen translatorischen Roboterbewegung T abhängig von der auftretenden Kraft F , lässt sich beschreiben durch:

$$T = \text{const} * \text{factor} * F,$$

wobei *const* einen konstanten Skalierungsfaktor beschreibt. Der Rampenfaktor *factor* wird durch die folgende Fallunterscheidung berechnet:

$$\text{factor} = \begin{cases} 1, & \text{wenn } \|F\|_2 \leq 14N \\ \frac{1}{2} \|F\|_2 - 6, & \text{wenn } 14 < \|F\|_2 < 24N \\ 6, & \text{wenn } \|F\|_2 \geq 24N. \end{cases}$$

Entsprechend der Translationen werden die inkrementellen rotatorischen Roboterbewegungen R mittels der auftretenden Drehmomente M berechnet. Zur Hot-Spot-Bestimmung haben wir zwei unterschiedliche Modi implementiert:

1. Schnelle Hot-Spot-Suche mittels Triggersignal:

Nachdem die Spule per Hand an den Stimulationspunkt gebracht wurde und an diesem Punkt ein Stimulationspuls ausgelöst wurde, wird vom Stimulator ein Trigger-Signal an den TMS-Rechner gesendet. Die Spulenposition wird relativ zum Kopf in der TMS-Software gespeichert. Die Höhe der zugehörigen Muskelantwort kann im Ableitungsgerät abgelesen werden und wird in der TMS-Software zum Stimulationspunkt mit eingetragen. Mit der Kraft-Momenten-Steuerung können so weitere Stimulationspunkte ausgewertet werden.

2. Stabile Hot-Spot-Bestimmung durch mehrere Stimuli:

Nachdem die Spule platziert wurde, wird in der TMS-Software die aktuelle Spulenposition übernommen und gleichzeitig der automatische Bewegungsausgleich aktiviert. Dadurch können mehrere Stimulationen mit zugehörigen Muskelableitungen an demselben Stimulationsort durchgeführt werden. So ist es z.B. leicht möglich den Median aus einer gewissen Anzahl von Stimuli für die Hot-Spot-Suche zu verwenden, um Schwankungen bei der Muskelantwort zu umgehen. Nachdem der gewünschte Ableitungswert zum Stimulationspunkt eingetragen wurde, wird der Bewegungsausgleich gestoppt und der Nutzer kann die Spule zum nächsten Stimulationspunkt bewegen.

Im Anschluss an die Hot-Spot-Bestimmung kann der Hot-Spot, in beiden implementierten Modi, wieder punktgenau und automatisch mit dem Roboter angefahren werden, um dort die Reizschwellenbestimmung oder eine weitere Untersuchung durchzuführen. Da der gefundene Hot-Spot relativ zum Kopf des Patienten gespeichert wird, kann er bei folgenden TMS-Sitzungen direkt wieder durch den Roboter angefahren werden. Eine erneute Hot-Spot-Suche ist so nicht erforderlich.

3 Ergebnisse

Zur Evaluierung der Kraft-Momenten-Steuerung für die Hot-Spot-Bestimmung haben wir die Dauer einer Hot-Spot-Suche mit der Kraft-Momenten-Steuerung mit der Dauer einer Hot-Spot-Suche mit dem robotergestützten TMS-System ohne KMS verglichen. Dazu haben wir eine MCF-B65 Achtschule (MagVenture A/S, Farum, Denmark) benutzt, wie sie in vielen TMS-Studien Verwendung findet. Die Hot-Spot-Suche erfolgte mithilfe des Kopfphantoms. Eine Ableitung der Muskelantworten war für diese Evaluierung nicht erforderlich.

Wir haben drei verschiedene Szenarien untersucht. Beim ersten Szenario hatte die Spule bereits die gewünschte Orientierung und wurde dicht über dem zu untersuchenden Areal platziert (ca. 10 cm entfernt). Für das zweite Szenario wurde die Spule etwas weiter vom Zielareal entfernt (ca. 25 cm) und hatte eine leicht gedrehte Orientierung (ca. 15°). Dieses Szenario wurde noch so gewählt, dass eine sichere Roboterbahn vom aktuellen Startpunkt zum Zielareal automatisch mit der TMS-Software (ohne KMS) gefahren werden konnte, ohne dass eine manuelle Roboter-Vorpositionierung notwendig war. Das dritte Szenario sah eine manuelle Roboter-Vorpositionierung vor, um den Roboter auf einer sicheren Bahn zum Zielareal fahren lassen zu können. Dazu wurde die Spule zu Beginn ca. 50 cm entfernt und mit einer falschen (invertierten) Orientierung positioniert ($> 90^\circ$).

Bei allen drei Szenarien wurde zuerst eine schnelle Hot-Spot-Bestimmung mit der Kraft-Momenten-Steuerung durchgeführt. Dazu wurde die Spule an 9 verschiedene Stimulationspunkte über dem Zielareal platziert und jeder Punkt mit einer zufälligen Muskelantwort gespeichert und virtuell auf der Kopfoberfläche dargestellt. Danach wurde die Spule an den Ausgangspunkt des Szenarios zurück bewegt. Die Hot-Spot-Bestimmung wurde anschließend mit denselben Punkten mit der TMS-Software ohne KMS durchgeführt. Dazu wurden die Stimulationspunkte auf der Kopfoberfläche in der TMS-Software ausgewählt, die genau den vorher gespeicherten Punkten entsprechen.

Die Dauer von Bewegung ab Startposition bis zum Erreichen des neunten Stimulationspunktes wurde dabei für jeden Durchgang gemessen. Für jedes Szenario und jede Art der Steuerung wurden 5 Durchgänge gemessen.

Die gemessenen Positionierungszeiten für einen erfahrenen Benutzer sind in Abb. 1 graphisch gegenübergestellt. Die mittleren Durchgangszeiten sowie die Standardabweichungen sind in Tabelle 1 zusammengefasst.

Die gemessenen Zeiten zeigen, dass mit der KMS die Positionierung im Mittel zwischen 3:00 und 3:20 min beträgt. Bei der Nutzung der reinen TMS-Software dauert die Positionierung zwischen 04:00 und 04:20, wenn keine manuelle Vorpositionierung erforderlich ist. Eine zusätzliche manuelle Vorpositionierung beansprucht etwas mehr als 01:00 min für einen erfahrenen Benutzer. Der Unterschied der Positionierungsdauer ist für alle drei Szenarien signifikant ($p = 0.00002$, $p = 0.0007$ bzw. $p = 0.0035$ bei einem gepaarten T-Test).

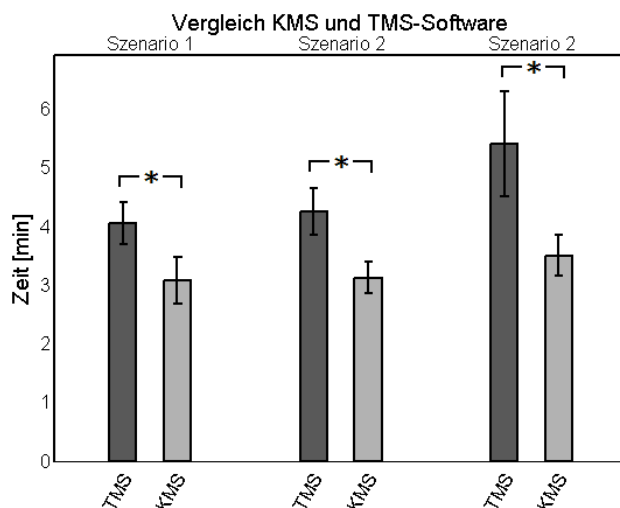


Abbildung 1: Vergleich der benötigten Positionierungszeiten eines erfahrenen Benutzers für die Hot-Spot-Bestimmung mittels der beschriebenen Kraft-Momenten-Steuerung sowie der ursprünglichen TMS-Software.

Szenario	KMS	TMS-Software
1	3:05 min ($\pm 0:24$ min)	4:04 min ($\pm 0:22$ min)
2	3:07 min ($\pm 0:16$ min)	4:15 min ($\pm 0:24$ min)
3	3:20 min ($\pm 0:21$ min)	5:24 min ($\pm 0:54$ min)

Tabelle 1: Mittlere benötigte Positionierungsdauer eines erfahrenen Benutzers für die Hot-Spot-Bestimmung basierend auf 9 Stimulationspunkten und jeweils 5 Durchgängen für die Steuerung des Roboters mittels der beschriebenen Kraft-Momenten-Steuerung sowie der ursprünglichen TMS-Software. In Klammern (mit \pm gekennzeichnet) ist die Standardabweichung dargestellt.

Um die benötigte Dauer für die manuelle Vorpositionierung bei einem unerfahrenen Benutzer bestimmen zu können, haben wir einen unerfahrenen Benutzer die manuelle Vorpositionierung für Szenario 3 durchführen lassen. Dafür hatte der Benutzer zuvor eine kurze Unterweisung in die Robotersteuerung erhalten. Es wurden drei Durchgänge gemessen. Beim ersten Durchgang traf der Benutzer das Kopfphantom mit der Spule, so dass dieser Durchgang abgebrochen werden musste. Bei den beiden übrigen Durchgängen lag die reine Positionierungsdauer bei ca. 05:00 min. Eine Positionierung mit der Kraft-Momenten-Steuerung war für den unerfahrenen Benutzer in weniger als 01:00 min zu erreichen ohne mit dem Kopfphantom zu kollidieren.

4 Diskussion

Die Kraft-Momenten-Steuerung ermöglicht ungeübten Benutzern das roboterisierte TMS-System effizient zu nutzen, um von der Positioniergenauigkeit und Wiederholbarkeit des Systems profitieren zu können. Die KMS kann, neben einer Vorpositionierung der Spule, für eine schnelle Hot-Spot-Bestimmung verwendet werden. Dabei bewegt der Anwender die Spule intuitiv per Hand zu den gewünschten Stimulationspunkten auf dem Kopf. Der Roboter fährt dabei die Bewegungen des Nutzers anhand der aufgebrachten Kräfte und Drehmomente nach. So ist zu jeder Zeit die genaue Position der Spule bekannt und die Stimulationspunkte können so aufgezeichnet werden. Durch die TMS-Software können diese Stimulationspunkte, einschließlich des gefundenen Hot-Spots, automatisch und punktgenau wieder angefahren werden. Somit kann ein einmal gefundener Hot-Spot für einen Patienten wiederholt verwendet werden. Eine erneute Hot-Spot-Bestimmung ist nicht erforderlich.

Unsere Evaluierung hat gezeigt, dass sogar erfahrene Nutzer des Robotersystems ca. 1 Minute weniger Zeit für die Positionierung der Spule bei der Hot-Spot-Bestimmung benötigen, wenn sie die Kraft-Momenten-Steuerung anstatt der ursprünglichen TMS-Software verwenden. Sollte bei der TMS-Software aufgrund einer schlechten Startposition eine manuelle Vorpositionierung erforderlich sein, benötigt ein erfahrener Benutzer ungefähr 1 Minute zusätzlich. D.h. für den erfahrenen Benutzer wird nur eine leichte Beschleunigung des Ablaufs erreicht. Die üblichen TMS-Anwender sind hingegen als unerfahrene Benutzer im Hinblick auf Robotersysteme zu betrachten. Üblicherweise handelt es sich um Neurologen, Psychiater und Neurowissenschaftler. Bei unerfahrenen Anwendern besteht die Gefahr einer Kollision mit dem Kopf, wie unser Test gezeigt hat. Außerdem benötigen sie ca. 5 Minuten für eine manuelle Roboter-Vorpositionierung. Eine Positionierung mit der KMS ist in weniger als 1 Minute zu erreichen. Somit ermöglicht die Kraft-Momenten-Steuerung den Einsatz des roboterisierten TMS-Systems in der klinischen Routine und Forschung. Zusätzlich sind die Gefahren von Kollisionen mit dem Probandenkopf mit der KMS auf ein Minimum reduziert. Bei einem starken Kontakt zwischen Spule und Kopf würden die auftretenden Gegenkräfte (und Momente) dafür sorgen, dass der Roboter die Spule vom Kopf entfernt.

Im Gegensatz zu Standard-Industrierobotern, sind moderne Leichtbaurobotern bereits mit Kraftsensoren in allen Gelenken, sowie am Handgelenk ausgestattet [7]. Sie sind besonders für Applikationen im direkten Zusammenspiel zwischen Mensch und Roboter geeignet. Inwieweit sie sich für den Einsatz in der robotergestützten TMS aufgrund ihrer größeren Elastizität eignen, muss in zukünftigen Vergleichsstudien untersucht werden.

In den aktuellen TMS-Studien mit dem roboterisierten System soll zukünftig die Kraft-Momenten-Steuerung mit der schnellen Hot-Spot-Bestimmung zum Einsatz kommen um den Ablauf der Stimulation zu vereinfachen und zu beschleunigen, sowie dessen klinische Einsatzfähigkeit zu belegen. Um das robotergestützte TMS-System sicherer zu gestalten, erweitern wir die Kraftmomenten-Steuerung zur Zeit um ein Echtzeitsystem, welches im Falle einer Kollision oder eines Fehlverhaltens einen Roboter-Not-Stopp auslöst.

Danksagung

Diese Arbeit wurde teilweise durch die Graduate School for Computing in Medicine and Life Sciences, gefördert durch die Deutsche Exzellenz Initiative [DFG GSC 235/1], unterstützt.

5 Referenzen

- [1] A. T. Barker, R. Jalinous, I. L. Freeston, *Non-invasive magnetic stimulation of human motor cortex*, Lancet, 1: 8437(1106–1107), 1985
- [2] H. R. Siebner, U. Ziemann (Eds.), *Das TMS-Buch*, Springer Medizin Verlag, 2007
- [3] S. Rossi, M. Hallett, P. M. Rossini, A. Pascual-Leone, *Safety, ethical considerations, and application guidelines for the use of transcranial magnetic stimulation in clinical practice and research*, Clinical Neurophysiology, 120:12(2008 - 2039), 2009
- [4] P. M. Rossini, A.T. Barker, A. Berardelli et al., *Non-invasive electrical and magnetic stimulation of the brain, spinal cord and roots: basic principles and procedures for routine clinical application Report of an IFCN committee*. Clinical Neurophysiology, 91 (79-92), 1994
- [5] A. B. Conforto, W. J. Z'Graggen, A. S. Kohl, K. M. Rosler, A. Kaelin-Lang, *Impact of coil position and electrophysiological monitoring on determination of motor thresholds to transcranial magnetic stimulation*. Clinical Neurophysiology. 115(812–819), 2004
- [6] L. Matthäus, *A robotic assistance system for transcranial magnetic stimulation and its application to motor cortex mapping*, Ph.D. dissertation, Universität zu Lübeck, 2008
- [7] A. Albu-Schäffer, S. Haddadin, C. Ott, A. Stemmer, T. Wimböck, G. Hirzinger, *The DLR Lightweight Robot – Design and Control Concepts for Robots in Human Environments*. Industrial Robot, 34:5 (376-385).

Kraftmessung bei Einführung der Elektrode eines Cochlea-Implantates in die Hörschnecke

O. Majdani¹, P. Mane, T. Ortmaier², T. Lenarz¹ Th. S. Rau¹,

¹Medizinische Hochschule Hannover, Klinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde, Hannover

²Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover

Kontakt: Majdani.Omid@MH-Hannover.de

Abstract:

In den vergangenen 5 Jahren wurden zunehmend mehr Patienten mit hochgradiger Schwerhörigkeit oder frequenzselektiver, partieller Taubheit mit einem Cochlea-Implantat (CI) versorgt. Dabei soll das Resthörvermögen erhalten bleiben. Dies kann erzielt werden, wenn während der Einführung der Elektrode in die Hörschnecke die Feingewebsstrukturen der Hörschnecke (Cochlea) nicht verletzt werden. Ein Maß für die Verletzung ist die Messung der Insertionskräfte während des Insertionsprozesses. Hierzu hatten wir bereits ein Insertionssetup für hochgenaue Messungen aufgebaut [1]. Ein vollautomatisches Insertionstool soll künftig programmiert auf Basis der patientenspezifischen Bildgebung die Insertion der CI Elektrode in die Hörschnecke ermöglichen. Auf dem Weg dahin haben wir den zweiten, modifizierten Prototyp des Insertionstools und Kraftmesssensorik aufgebaut, dessen Aufbau in diesem Beitrag vorgestellt werden soll.

Schlüsselworte: Cochlea-Implantat-Insertion, Kraftmessung, resthörerhaltende Cochlea-Implantat-Chirurgie

1 Problem

Derzeit sind annähernd 200.000 Patienten weltweit mit Cochlea-Implantaten versorgt. Während sich bis vor 6 Jahren die Kriterien der CI-Versorgung noch auf Taubheit oder an die Taubheit grenzende Schwerhörigkeit beschränkten, werden derzeit zunehmend Patienten mit hochgradiger Schwerhörigkeit versorgt. Diese können trotz Normalhörigkeit bis moderater Schwerhörigkeit im Tieftonbereich wegen der selektiven Hochtontaubheit von einem Hörgerät wenig profitieren. Dabei ist der Erhalt des Resthörvermögens für diese Patienten ein entscheidendes Kriterium. Durch den Erhalt des Resthörvermögens kann das Sprachverständnis dieser Patienten, verglichen zur reinen CI-Versorgung, signifikant verbessert werden. Zudem bleibt der natürliche Klang in den Frequenzbereichen, die noch akustisch wahr genommen werden, erhalten. Voraussetzung für den Erhalt des Resthörvermögens ist die Kombination mehrerer Faktoren: die Art der Eröffnung der Hörschnecke (Cochleostomie), das Design, die Länge und die Beschaffenheit der eingesetzten Elektrode sowie die zugehörige Insertionstechnik. Ziel ist es, die intracochleären (in der Hörschnecke liegenden) anatomischen Substrukturen zu erhalten.

Aus Untersuchung von Ishii et al [2] geht hervor, dass ein vulnerabler Anteil der intracochleären Substrukturen, dessen Verletzung zur sofortigen Ertaubung führen würde, namentlich „Basilamembran“, Kräfte von 0,029N bis 0,039N stand hält. Unsere Bestrebung war eine Methode zu etablieren, mit der die Insertionskräfte bei der Einführung der Cochlea-Implantat-Elektroden gemessen werden können. Die Methodik soll die Evaluation verschiedener Insertionstechniken, beispielsweise manueller Insertion vs. Insertion mittels eines Insertionstools, sowie die auftretenden Kräfte bei verschiedenen Elektroden ermöglichen.

2 Methoden

Für die Kraftmessung wurde ein experimentelles Setup aus folgenden Einheiten zusammengebaut: Als Sensor kam der XF-3030 (FGP Sensors and Instrumentation, Vernouillet, Frankreich) mit zugehörigem Signalverstärker zur Anwendung. Er zeichnet sich durch eine hohe Überlastbarkeit (5-fach in Zug- und 10-fach in Druckrichtung) aus. Der Sensor kann für folgende Messbereiche geeicht werden: ± 1 , ± 2 , ± 5 , ± 10 N; Nichtlinearität $< \pm 0,1$ %.

Die Digitalisierung und Übertragung der Messdaten auf einen Rechner erfolgte durch eine Analog-Digital-Karte mit 16 Kanälen (DAQPad-6070E, National Instruments, Austin, TX). Zur Aufzeichnung der Messdaten und deren Auswertung wurde das Programm Labview (National Instruments) eingesetzt.

Zur Durchführung der Versuche wurde ein durchsichtiges Cochleamodell aus Kunststoff eingesetzt. Die Gestalt des unteren Tunnels der Cochlea (Scala tympani) war als Hohlraum in dem Kunststoffblock im Maßstab 1:1 abgebildet (MedEL, Innsbruck, Österreich). Zur Befestigung des Cochleaphantoms auf der Messzelle wurde ein spezieller Halter aus Aluminium hergestellt. Die Konfiguration wurde so gewählt, dass die Orientierung der Hörschnecke den realen Bedingungen bei einer Insertion durch die posteriore Tympanotomie entspricht.

Nucleus Contour Advance Übungs-Elektroden (Cochlear, Sydney, Australien) wurden für diese Studie verwendet. Diese Elektroden weisen dieselben mechanischen Eigenschaften auf, wie die tatsächlich in den aktuellen CI512-Reihe verwendeten Elektroden desselben Herstellers, sind jedoch wegen elektrischer Kontaktprobleme bei der Produktion aussortiert worden. Die Elektroden haben 24 Kontakte und bestehen aus Silikon. Die Elektrode ist derart vorgeformt, dass sie sich innerhalb der Hörschnecke um die zentrale Achse, die das Zielorgan - den Hörnerven enthält - krümmt. Damit die Elektrode aber zunächst in die Hörschnecke eingeführt werden kann, wird sie durch einen Platin-Draht (Stilet) der in der Längsachse der Elektrode eingebracht ist, gerade gehalten. Während der Insertion der Elektrode wird dieser Draht nach und nach aus dem Silikon-Träger herausgezogen, während die Elektrode in die Tiefe der Hörschnecke hineingeschoben wird. Dieses Verfahren wird „Advanced Off Stylet“ Technik genannt.

3 Ergebnisse

Das in [1] dargestellte Setup für die Messung der Insertionskräfte bei Cochlea Implantat Operationen wurde in unserem zweiten Aufbau im Bereich der Kraftmesssensorik verändert, um trotz der Auflösung im μN -Bereich höhere Gesamtkräfte auswerten zu können. Dies sind insbesondere bei der Anpassung des Cochlea Modells an anatomischen und physiologischen Randbedingungen (Orientierung der Cochlea relativ zu der Richtung der Insertion, Anpassung der Temperatur im Messbereich) notwendig. Dadurch sollen die zuvor gemessenen Artefakte (Kontakt der Elektroden an Cochleostomie) aufgehoben und künftig realitätsnahe Messungen am Phantom ermöglicht werden. Zudem werden die Messreihen nun mit dem Programm Labview aufgenommen, um bei Veränderungen der Versuchprotokolle schneller interagieren zu können und den Messstand flexibler gestalten zu können, beispielsweise um künftig unterschiedliche Elektroden inserieren und dabei die entstandenen Kräfte messen zu können. Die Messergebnisse werden bei dem Vortrag präsentiert werden.

4 Diskussion

Zur Erfassung der Potenz einer Elektrode sowie der Insertionstechnik zum minimal-traumatischen Einführen der Elektrode in die Cochlea kann die Kraftmessung während des Insertionsprozesses wertvolle Hinweise liefern. Während verschiedene Publikationen wie Todd et al [3] oder Roland et al [4] bei vergleichbarer Vorgehensweise eine andere Messtechnologie einsetzen (Instron 5543-Kraftmessmaschine), haben wir uns eine Eigenentwicklung eines Insertionsprüfplatzes entschieden. Der Grund hierfür ist, dass die bei [3] und [4] eingesetzte Kraftmesstechnik für Kräfte unter 0,1N nicht kalibriert ist. Unsere bisherigen Ergebnisse lagen erheblich tiefer als diese Zahl.

Die Kraftmessung bei der Insertion von CI-Elektroden kann auf die mögliche intracochleäre Schädigung bei der Insertion durch die Wahl der Elektrode oder Insertionstechnik hindeuten. Weitere Messungen an Felsenbeinpräparaten von Körperspendern werden folgen, um realitätsnahe Messwerte zu erheben.

5 Referenzen

- [1] Majdani O, Schurzig D, Hussong A, Rau T, Wittkopf J, Lenarz T, Labadie RF. Force measurement of insertion of cochlear implant electrode arrays in vitro: comparison of surgeon to automated insertion tool. *Acta Otolaryngol.* 2010;130(1):31-6.
- [2] Ishii T, Takayama M, Takahashi Y. Mechanical properties of human round window, basilar and Reissner's membranes. *Acta Otolaryngol Suppl* 1995;519:78-82.
- [3] Todd C, Nakhady F, Svehla M. Force application during cochlear implant insertion: an analysis for improvement of surgeon technique. *IEEE Trans Biomed Eng* 2007;54:1247-1255.
- [4] Roland JT. A model for cochlear implant electrode insertion and force evaluation: results with a new electrode design and insertion technique. *Laryngoscope* 2005;115:1325-1339.

Evaluierung der Genauigkeit eines modularen Chirurgieroboters

M. Niggemeyer¹, M. Müller¹, M. de la Fuente¹, S. Heger¹, A. Komadinic², K. Radermacher¹

¹ RWTH Aachen, Lehrstuhl für Medizintechnik, Aachen, Germany

² 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 Bedienfehlerrisiko 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.

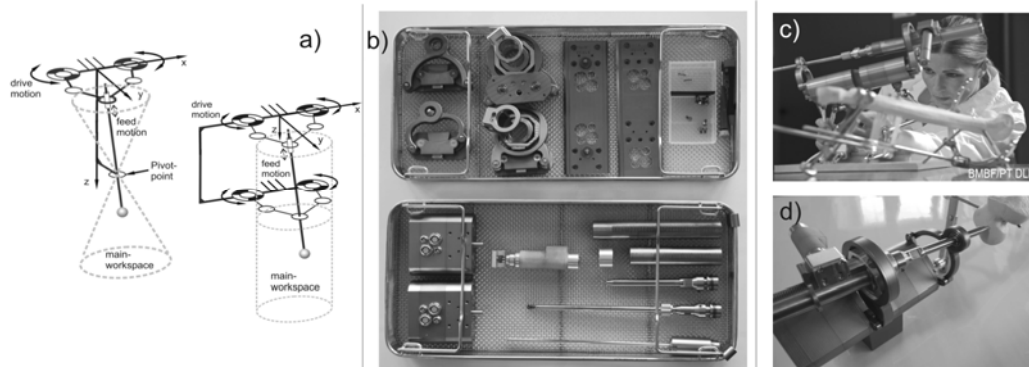


Abb. 1: Mögliche Arbeitsraumvarianten durch Kombination verschiedener ebener Getriebeelemente (a); Realisierung des Gesamtbaukastens (b), Realisierung der Varianten RTHR (c) und UKA (d).

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**).

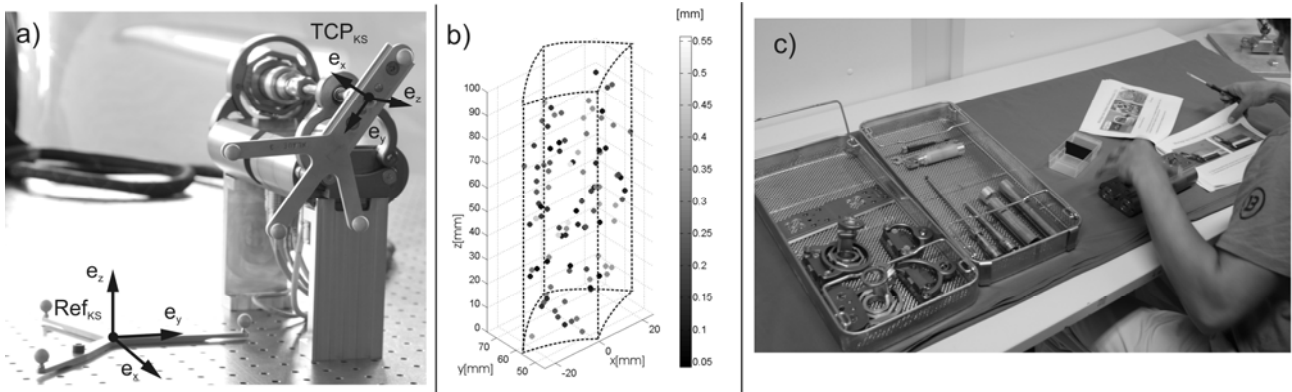


Abb. 2: Messaufbau mit passiven optischen Markern (a); Fehlerverteilung im Arbeitsraum einer Genauigkeitsmessung des Systems (b); Montage und Demontage des Roboters zwischen den Messungen (c).

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 Fügestellen 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.

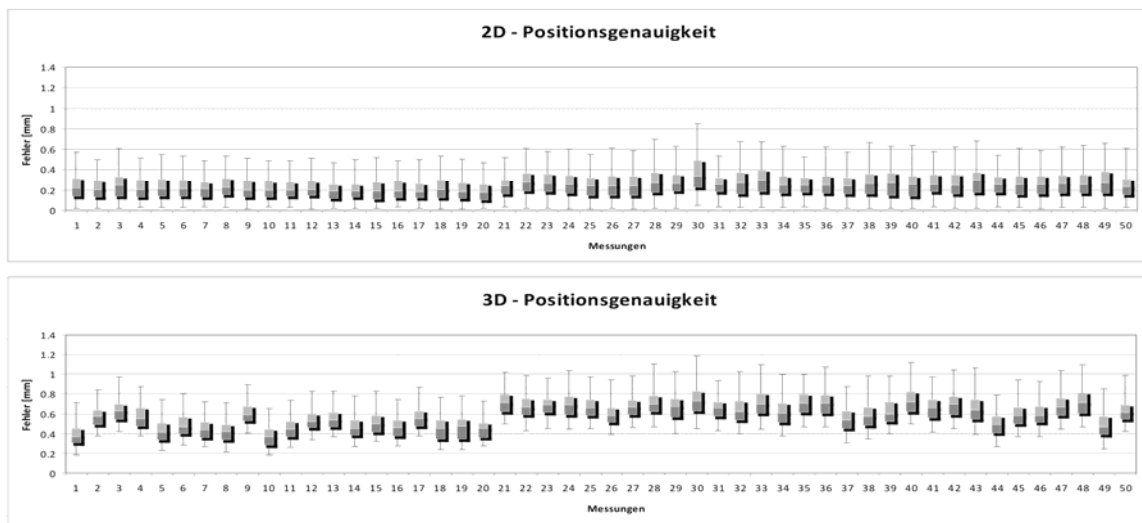


Abb. 3: Ebener und räumlicher Fehler über fünfzig Messreihen.

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.

OP:Sense - Eine Rapid Development Umgebung für die Entwicklung in der robotergestützten Chirurgie

H. Mönnich¹, Philip Nicolai¹, Tim Beyl¹, J. Raczkowsky¹, H. Wörn¹

¹ Karlsruher Institut für Technologie, Institut für Prozessrechentchnik, Automation und Robotik, Karlsruhe, Germany

Kontakt: tim.beyl@kit.edu

Abstract:

Bei der Entwicklung und Forschung im Bereich der robotergestützten Chirurgie muss viel Zeit aufgewendet werden um die Software, Sensorik und Aktorik zu einem funktionierendem Demonstrator zu kombinieren. Hierbei wird oft Zeit in Basistechniken investiert, die zwar im Prinzip bekannt und vorhanden, aber nicht im konkreten Kontext verfügbar sind. Auch bei verfügbaren Softwarepaketen wie Slicer ist eine Integration in die bestehende Infrastruktur nicht trivial. Wünschenswert wäre eine Entwicklungsumgebung, die möglichst hohe Echtzeitanforderungen erfüllt, eine einfache modellbasierte Entwicklung ermöglicht sowie geringe Anforderungen an die verwendeten Betriebssysteme stellt. Weitere erstrebenswerte Eigenschaften sind die Möglichkeit, einfache Versuche oder Auswertungen zu scripten, das Vorhandensein von einfach zu implementierenden Schnittstellen, einer integrierten Simulationsumgebung für das Robotersystem und einer direkten Formulierungsmöglichkeit für mathematische Probleme. Ein Lösungsentwurf, der diese Anforderungen bereits zu weiten Teilen erfüllt, wird hier vorgestellt. Die beschriebene Umgebung wurde und wird im Rahmen der Arbeit an vier verschiedenen EU-Forschungsprojekten des sechsten und siebten Rahmenprogrammes entwickelt und wurde bereits mit verschiedenen Partnern genutzt. Ziel ist die Etablierung eines OpenSource Projektes speziell für die robotergestützte Chirurgie.

Schlüsselworte: RAD, Chirurgie, Robotik, Haptik, Bildgebung

1 Problem

In der robotergestützten Chirurgie fehlt eine speziell hierfür angepasste Entwicklungsumgebung, die den in Tabelle 1 genannten Anforderungen genügt. Der Anforderungskatalog ist sehr lang und in großen Teilen auch der gleiche wie in anderen Feldern der Robotik in der Forschung. Es gibt verschiedene OpenSource Projekte, die Teile eines solchen Frameworks bereit stellen, dazu gehören unter anderem Orocos [1] oder Ros (Robot Operating System) [2]. Der Fokus von Orocos liegt eher darauf eine Bibliothek für C++ bereit zu stellen die Basistechniken abdeckt, eine Erweiterung erlaubt hier die Verwendung von Matlab/Simulink für einen stärker modellbasierten Entwurf. ROS hingegen entwickelt die Idee eines Betriebssystems speziell für Roboterapplikationen. ROS hat vor allem in letzter Zeit ein hohes Maß an Zuspruch aus der Robotik erhalten und es gibt viele verschiedene Module und Beispielanwendungen. Für Octave gibt es auch eine bestehende Anbindung an ROS. Ein Ansatz aus der Forschung ist eine Architektur für die Teleoperation, genannt Penelope [3]. Der Ansatz liefert zwar keine verfügbare Implementierung, gibt aber einige Hinweise auf die zu erfüllenden Anforderungen. Hierzu gehören: Modularität, Erweiterbarkeit und Wiederverwendung bestehender Software-Komponenten in einer verteilten Umgebung. Echtzeitanforderungen müssen in einer solchen verteilten Architektur eingehalten und Mechanismen etabliert werden um bei Verletzung der Anforderungen passende Maßnahmen einzuleiten. Die Autoren erhofften sich damit sinkende Kosten, einen geringen Aufwand bei der Integration neuer Bestandteile in eine Anwendung sowie einen besseren Zugang zu bestehenden Systemen. Aufgrund von kommerziellen Überlegungen haben Hersteller im Bereich der Chirurgie es bislang vermieden einen solchen Ansatz umzusetzen. In der Forschung an Universitäten hingegen ist der Nutzen für alle Beteiligten klar ersichtlich, wie beispielsweise Slicer 3D sehr gut demonstriert. Einen Ansatz aus der Forschung, der auch praktisch eingesetzt wird, stellt aRD (agile Robot Development) dar, welches am DLR entwickelt wurde. Dieser Ansatz nutzt Simulink um eine modellbasierte Entwicklung zu ermöglichen und stellt eine passende Bibliothek bereit, mit der S-Functions für Simulink einfach entwickelt werden können. Mit aRDnet wird eine passende Infrastruktur bereit gestellt um die Daten in einem Netzwerk verteilen zu können. aRDnet kann sowohl in einer harten Echtzeitumgebung (QNX) oder in weichen Umgebungen (Linux/Windows) genutzt werden. Im Prinzip ist aRDnet ein potenter Kandidat, leider ist die Implementierung nicht verfügbar und wird nur intern im DLR Institut verwendet.

Anforderung	Anforderungen
Echtzeitfähigkeit	Bildgebung (Slicer 3D)
Modelbasierte Entwicklung	Skriptingfähigkeit & Einbindung in numerische Programme
Verwendung von Standard Betriebssystemen (Windows / Linux)	Einfaches Debugging
Simulationsumgebung	Klar definierte Schnittstellen, Kommunikationsframework das auch über Netzwerke genutzt werden kann
Regelungsmodelle für Roboter	Einfache Erweiterbarkeit (z.B. Einbindung der Haptik)

Tabelle 1: Anforderungen an eine RAD-Entwicklungsumgebung in der Forschung und Entwicklung

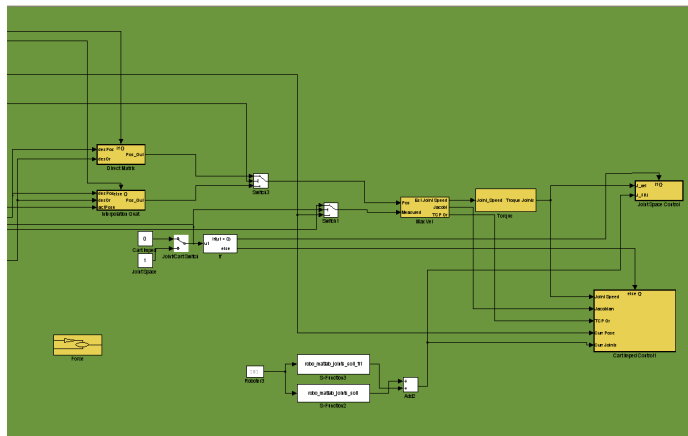
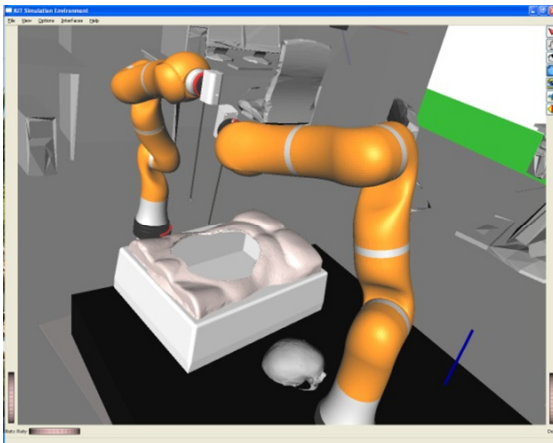
2 Methoden

Bei dem hier vorgestellten Ansatz wurden Abstriche hinsichtlich der Anforderung an harte Echtzeit gemacht. Harte Echtzeit ist unter Standardbetriebssystemen wie Windows oder Linux ohne Modifikation des Systemkerns nicht möglich. Ein anderer Nachteil ist die Abgrenzung von Echtzeit- und Nicht-Echtzeit-Komponenten, womit IPC (Inter Process Communication) Mechanismen wie Shared Memory nicht mehr genutzt werden können. Ebenso liegen nicht alle Bibliotheken passend vor und eine Modifikation der Software bedeutet oft hohen Aufwand bei geringem Nutzen. Das hier vorgestellte Framework nutzt die Realtime CORBA Spezifikation und die passende Implementierung ACE TAO, die eine sehr effiziente Implementierung des Standards bietet. Schnittstellen werden in der IDL (Interface Definition Language) definiert und vom TAO Compiler direkt in C++ Code umgesetzt. Der CORBA Naming_Service wird als zentraler Dienst genutzt, der Auskunft gibt, auf welchem Rechner ein spezifischer Dienst aktiviert ist.

Um eine weiche Echtzeitumgebung zu realisieren laufen sämtliche Prozesse und Threads mit erhöhter Priorität, unter Windows kommt z.B. die höchste Stufe "REALTIME_PRIORITY_CLASS" zum Einsatz [4]. Für die Roboter läuft ein spezieller Dienst, der den blockierenden RPC (Remote Procedure Call) mittels einer Semaphore auf den Takt des Roboters synchronisiert. Im Falle des KUKA LBR Roboters und der FRI Schnittstelle gibt die Schnittstelle über das Netzwerk den exakten, in einer harten Echtzeitumgebung generierten Takt vor. Somit muss lediglich sichergestellt werden, dass in jedem Takt eine passende Antwort zu geliefert wird. Sollte eine Deadline verpasst werden, so wird dies durch einen Zähler festgestellt und das System kann ggfs. darauf reagieren.

Für die in den Schnittstellen definierten Funktionen wurden passende Gegenstellen für Matlab/Simulink implementiert. Im Falle von skriptingfähigen Kommandos geschieht dies als MEX-Funktion, hierzu gehört z.B. ein PTP Kommando, das somit von der Matlab Kommandozeile genutzt werden kann und für Matlab Skripte verfügbar ist. Im Falle von Funktionen für die Regelung werden diese mittels S-Functions für Simulink aufgerufen. Da Simulink aus dem Model ein C Programm erstellt und kompiliert, ist durch „hand geschriebenen“ Code kaum eine Verbesserung der Leistungsfähigkeit zu erreichen. Als Simulationsumgebung wird Openrave genutzt. Openrave stellt bereits eine komplette Umgebung bereit um CAD Daten zu laden und über Matlab die Umgebung kommandieren zu können [5]. Da Openrave modular aufgebaut ist, ist es einfach möglich das System zu erweitern sofern Funktionen fehlen. Dies wurde insbesondere für 2 Fälle durchgeführt, dem automatischen Übernehmen von Mesh Daten aus der Simulation in den haptischen Renderer und die Integration einer Voxel-Carving Darstellung. Für das haptische Rendern wird Chai3D [6] genutzt, das um eine passende CORBA Schnittstelle erweitert wurde. Der haptische Renderer wird gleichzeitig als Schnittstelle zu den realen haptischen Eingabegeräten genutzt. Die einkommenden Daten werden dabei übersampelt um die Rate von 1 Khz zu erreichen die für eine haptische Rückkopplung benötigt wird. Das gleiche Verfahren wurde bei Slicer3D angewendet. Ein Plugin für Slicer 3D implementiert eine IDL Schnittstelle und ermöglicht so den Zugriff auf Slicer3D. Um auch eine übergeordnete Planung zu ermöglichen wurde die YAWL Workflow Engine eingebunden. Als einzige Komponente nutzt diese nicht CORBA sondern das SOAP Protokoll, da die Engine eine entsprechende Schnittstelle anbietet. Als Gegenstück wurde hier die gSOAP Implementierung verwendet und eine passende S-Function implementiert die einen SOAP Server implementiert und von der Engine aus aufgerufen werden kann. Die Workflow Engine übergibt dabei einen String mit einer Kommandozeile die in der S-Funktion geparkt wird. Der String enthält immer ein Kommando samt passenden Argumenten und kann so diverse Aktionen in Simulink triggern und darüber den chirurgischen Workflow abarbeiten.

Abb. 1: Simulationsumgebung für die Roboter (links), Simulink Model für die Regelung der Roboter



3 Ergebnisse

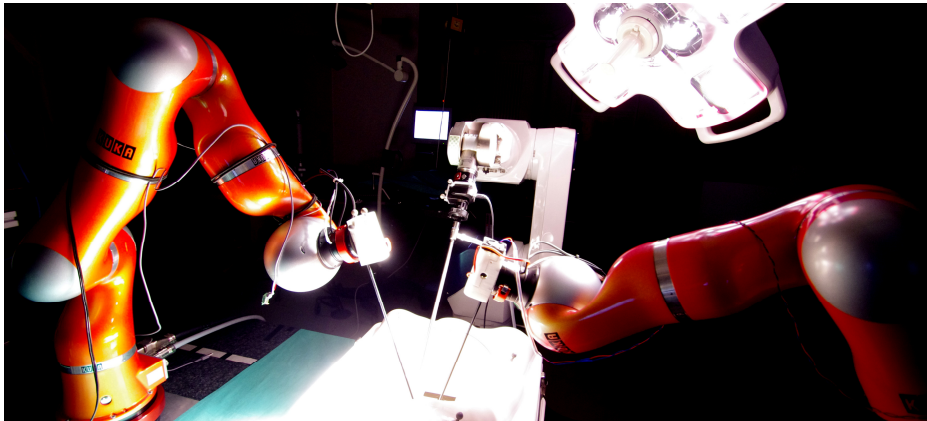


Abb. 2: Robotersystem für die haptische minimalinvasive Chirurgie, bestehend aus 2 LBR Robotern und einem RX90 Roboter (Endoskop). Die beiden LBR Roboter sind mit haptischen Eingabegeräten von Force Dimension gekoppelt.

Das vorgestellte Framework OP:Sense wird im Labor am IPR auf einem verteilten System genutzt, bei dem jeweils ein PC die folgenden Programme ausführt:

- Implementierung der Schnittstelle für das Trackinggerät, den Namensdienst und der Robotersteuerung
- Roboterregelung und Haptik
- Simulationsumgebung
- PMD Kamerasystem
- Testsetup mit Kinect Kameras

Die Roboter werden momentan mit einem Takt zwischen 5 ms und 20 ms über die FRI Schnittstelle angesteuert. Da die LBR Roboter im Gelenkraum mit einem höheren Takt selber interpolieren, ist durch eine höhere externe Taktrate nur eine marginale Steigerung der Dynamik der Roboter zu erwarten, was den Aufwand kaum rechtfertigt.

In weiteren Projekten wird OP:Sense bereits von Studenten und Mitarbeitern genutzt. Dass das System auf jedem Rechner mit Windows sehr schnell installiert und ohne Modifikationen am System betrieben werden kann, erlaubt es auch Studenten Erfahrungen im praktischen Umgang im Bereich der Robotik zu sammeln. Weiterhin wird mit OP:Sense ein Ansatz zur automatischen Repositionierung des Endoskops realisiert. Derzeit wird das Framework in zwei EU Projekten des siebten Rahmenprogramms genutzt: in „SAFROS – Patient Safety in Robotic Surgery“ und „ACTIVE – Active Constraints Technologies for Ill-defined or Volatile Environments“. Darüber hinaus wird das System momentan für eine Veröffentlichung als OpenSource Projekt im Jahr 2011 vorbereitet. Desweiteren werden erste Anwendungen am IPR vorbereitet, in denen OP:Sense für reale Anwendungen unter anderem im Bereich der Orthopädie evaluiert werden kann.

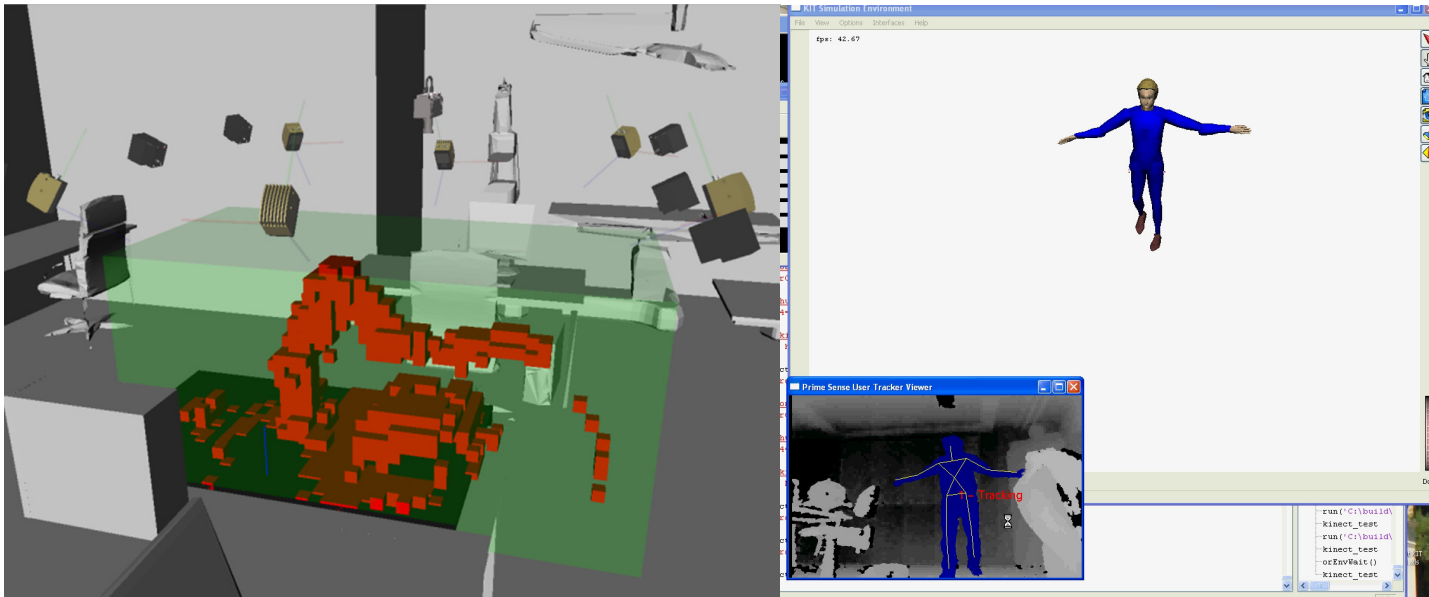


Abb. 3: Zwei Erweiterungen des Setups, die momentan mit dem Framework entwickelt werden. Links: das Resultat des Voxel-Carving Algorithmus, der die Daten von sechs PMD S3 Kameras verwendet und zur Kollisionsvermeidung genutzt werden soll. Rechts: die Einbindung der Microsoft Kinect Kamera in die Simulationsumgebung, um Chirurgen und Patienten markerlos tracken zu können.

4 Diskussion

Die vorgestellte Umgebung zielt auf die schnelle Entwicklung von Beispielanwendungen ab. Dabei wurden harte Echtzeitanforderungen absichtlich nicht berücksichtigt und das Framework stellt nur sicher, dass die Komponenten über eine nicht erreichte Deadline informiert werden. Ein Ansatz um harte Echtzeit in eine RADE Umgebung einfließen zu lassen wurde von Jörg et al. Vorgestellt [7]. Dieser stellt eine interessante Möglichkeit dar, das vorhandene Framework in diese Richtung zu verbessern. Es muss allerdings sichergestellt werden, dass die Komponenten in harter wie in weicher Echtzeit funktionieren können, damit der Kern des Frameworks nicht an Bedeutung verliert: der schnelle und unkomplizierte Aufbau eines kompletten Systems auf herkömmlichen PC Komponenten ohne Modifikation der Betriebssysteme.

5 Referenzen

- [1] <http://www.oroocos.org/>, Abgerufen 27.4.2011
- [2] Morgan Quigley, Ken Conley, Brian Gerkey, Josh Faust, Tully B. Foote, Jeremy Leibs, Rob Wheeler, and Andrew Y. Ng. ROS: an open-source robot operating system. In ICRA Workshop on Open Source Software, 2009.
- [3] S. Galvan, A. Castellani, D. Botturi, P. Fiorini, "Advanced Teleoperation Architecture", Proceedings of the 2006 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems October 9 - 15, 2006, Beijing, China
- [4] <http://msdn.microsoft.com/en-us/library/ms685100%28v=vs.85%29.aspx>, Abgerufen 27.4.2011
- [5] R. Diankov und J. Kuffner. OpenRAVE: A Planning Architecture for Autonomous Robotics. Techn. Ber. CMU-RI-TR-08-34, Robotics Institute, Carnegie Mellon University (2008).
- [6] <http://www.chai3d.org/>, Abgerufen 27.4.2011
- [7] S. Jörg, M. Nickl, G. Hirzinger, Flexible Signal-Oriented Hardware Abstraction for Rapid Prototyping of Robotic Systems, Proceedings of the International Conference on Intelligent Robots and Systems, Peking, October, 2006