

**5. Workshop  
Automatisierungstechnische  
Verfahren für die Medizin vom  
15.-16. Oktober 2004 in  
Saarbrücken**



**„Erfahrungen zur Verbesserung der Kraftreflexion am  
Beispiel des bedienergeführten Nadeleinstichs“**

H. Breitwieser, H. M. Becker  
Institut für Angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe, Karlsruhe, Deutschland  
E-Mail: Helmut.Breitwieser@iai.fzk.de

W. Weber  
Fachbereich Elektrotechnik/Automatisierungstechnik, Fachhochschule Darmstadt,  
Darmstadt, Deutschland

Band: „Tagungsband, Automed 2004“  
Editors: W. I. Steudel  
ISBN: 3-00-013509-X  
Pages: 73-74

# Erfahrungen zur Verbesserung der Kraftreflexion am Beispiel des bedienergeführten Nadeleinstichs

H. BREITWIESER<sup>1</sup>, H. M. BECKER<sup>1</sup>, W. WEBER<sup>2</sup>

<sup>1</sup> Institut für Angewandte Informatik (IAI), Forschungszentrum Karlsruhe  
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

<sup>2</sup> Fachbereich Elektrotechnik/Automatisierungstechnik, Fachhochschule Darmstadt  
Schöffersstraße 3, 64295 Darmstadt

E-Mail: [Helmut.Breitwieser@iai.fzk.de](mailto:Helmut.Breitwieser@iai.fzk.de)

## EINLEITUNG

Spezielle Assistenzsysteme werden für Therapien in offenen und geschlossenen Tomographen entwickelt, um dem Arzt unter Online-Bildgebung und veränderlichem Umfeld Navigationshilfen zu geben. Somit können Injektionen und Biopsien präziser erfolgen. Geschlossene Tomographen sind verbreiteter als offene, da sie bessere Bilder liefern. Nachteilig ist, dass die Tomographenröhre je nach Therapie den direkten Kontakt zum Patienten erschwert oder unmöglich macht. Das erforderliche mehrfache Heraus- und Hineinfahren verlängert nicht nur die Therapiezeit, sondern bewirkt meist auch ein unpräziseres Arbeiten.

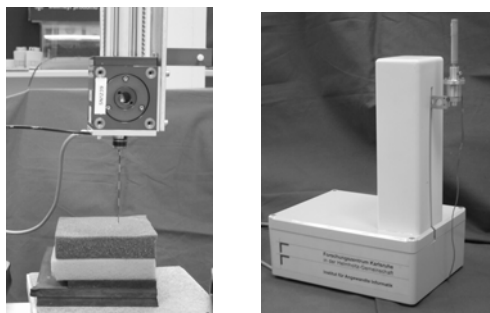


Abb. 1: Versuchsstand mit MCD

MIRA, Manipulatorsystem für die interventionelle Radiologie [Mark2003], unterstützt über ein Führungssystem und Applikationsmodule Therapien wie die periradikuläre Therapie PRT. Dabei werden bei Bandscheibenvorfällen Medikamente in nächster Nähe der Wirbelsäule appliziert. Nerven und Wirbelkörper dürfen bei der Injektion nicht getroffen werden. Daher ist es sinnvoll, dass dem Arzt, neben der Bildgebung mit einer niedrigen Bildwiederholfrequenz, optional zusätzlich haptisches Feedback gegeben wird. So kann er unmittelbar feststellen, ob die Nadelspitze bei einem fernbedienten Nadelvorschub z. B. auf den Wirbelknochen gestoßen ist und ggf. korrigieren.

## MCD UND VERSUCHSSTAND

Es wurde ein sog. Manual Control Device (MCD) entwickelt (vgl. Abb. 1), das über einen EC-Motor und Zahnriementrieb Kräfte auf den Bedienerhandgriff ausüben kann. Die Anforderungsspezifikation legte fest, dass bzgl. der Bewegungsvorgaben keine Skalierung stattfinden soll. Somit entspricht die Position des Handgriffs der der Na-

del. Da beim Vorschub von Nadeln und Kanülen keine Vibrationen auftreten, ist propriozeptive Kraftreflexion ausreichend. Dazu genügt ein System, das in der Lage ist, (Kraft-)Frequenzen von 20 - 30 Hz zu übertragen. Die Konzeption des MCDs geht davon aus, dass es über CAN-Bus an den MIRA-Steuerrechner angekoppelt wird und der Nadeleinstich im bedienergeführten Master-Slave-Betrieb mit Kraft(Master/MCD)-zu-Positionsregelung (Slave/Applikationsmodul) erfolgt. Dazu wurde ein Versuchsstand mit einer Linearachse, Kraft-Sensor und Nadel als Applikationsmodul aufgebaut. Aus den verschiedenen Regelungsprinzipien für Master-Slave-Betrieb, vgl. z. B. [Kazi1999], wurde das Schema gemäß der Kraft-zu-Positionsregelung gewählt, da es die geringsten Ansprüche an das Slave-System stellt (z. B. bzgl. Backdriveability, Abtastraten) und gute Ergebnisse liefert.

Tab. 1: Kenndaten zu MCD und Versuchsstand

MCD-Daten	
Bewegungsbereich	150 mm
Auflösung Weg	0,072 mm
Auflösung Geschw. (10ms tab)	7,2 mm/s
Mech. Reibung am Handgriff	0,2 - 0,45 N
Max. Stellkraft am Handgriff	5,3 N
Open loop Bandbreite	ca. 25 Hz
Daten zu Linearachse (Amtec)	
Max. Verfahrbereich (260 mm)	(150mm real)
Auflösung Wegmessung	0,04 mm
Max. Geschwindigkeit	125 mm/s
Max. Kraft	200 N
Bewegte Masse	ca. 2,5 kg
Regelbandbreite (Ampl. 1 mm)	ca. 8 Hz
Daten zu Kraftsensor	
Messbereich	± 10 N
Auflösung	0,028 N

Über folgende Änderungen können die Übertragungseigenschaften hinsichtlich der Kraftreflexion optimiert werden: Wegen der Anforderungen entfallen Bewegungsskalierung und Nachgiebigkeit. Danach verbleiben als Optionen aktive Dämpfung sowie Kraftskalierung incl. Filterung. Aufgrund der vergleichsweise groben Auflösung (vgl. Tab. 1) der MCD-Geschwindigkeit sind die Möglichkeiten der aktiven Dämpfung begrenzt. Es liegt daher auf der Hand, die Kraftskalierung zur Erzielung eines stabilen Systemverhaltens auf einen kleineren Wert einzustellen. Daraus resultiert für den Versuchs-

stand ein Wert um 0,3. Das System bleibt auch bei Einstich in festen Moosgummi (Knochenersatz) stabil.

## PASSIVITÄTSSTEUERUNG

In [Hannaford2002] wird vorgeschlagen, wie mit aktiver Passivitätssteuerung (PC) bei Systemen mit relativ großen Abtastzeiten gute Ergebnisse erzielt werden. Bezogen auf den Versuchsstand bedeutet dies, dass der Handgriff des MCD (hier ein Röhrchen) als Port eines Netzwerks betrachtet wird, über den Energie in das System fließt (die Umgebung der Slave-Seite wird dabei als passiv angenommen). Wird durch den Bediener mehr Energie in das System eingegeben als über die Kraftreflexion an ihn abgegeben, ist das System passiv und stabil. Es wird gemäß (1) für den laufenden Zyklus  $n$  berechnet, ob für die Energie  $E_{\text{obsv}}(n) \geq 0$  gilt

$$E_{\text{obsv}}(n) = T \cdot \sum_{k=0}^n f(k) \cdot v(k) \quad (1)$$

mit der Abtastzeit  $T$  und den zwecks Kraftreflexion gestellten Kräften  $f(k)$  sowie den Geschwindigkeiten  $v(k)$  im Zyklus  $k$ , gemessen am Handgriff. Wird  $E_{\text{obsv}}(n) < 0$ , so wird  $f'$  anstatt  $f$  gestellt:

$$f'(n) = f(n) + \alpha(n) \cdot v(n) \quad (2)$$

wobei dann für  $\alpha(n)$  gemäß (3) gilt:

$$\alpha(n) = -E_{\text{obsv}}(n) / (T \cdot v(n)^2) \quad (3)$$

## VERSUCHE UND ERGEBNISSE

Ziel war, mittels Passivitätssteuerung die Kraftskalierung zu erhöhen, um ein besseres Kraftgefühl zu ermöglichen, bei gleichzeitiger Wahrung der Stabilität. Zunächst wurden der besseren Wiederholbarkeit wegen Fallversuche mit Gewichten durchgeführt. Der MCD-Griff mit definiertem Gewicht bewegte sich beim Lösen der Bremse nach unten, auf der Arbeitsarmseite trifft die Nadel auf den Moosgummi. Die ersten Ergebnisse bzgl. Stabilisierung waren enttäuschend. Der Kraftskalierungsfaktor musste für die Stabilität so klein gewählt werden, dass sich kein vernünftiges Kraftgefühl einstellte. Es konnte nur eine Verringerung der Schwingungsamplitude bei höherer Frequenz erzielt werden. Eine entscheidende Verbesserung des Systemverhaltens ergab eine Signalanpassung der slaveseitig gemessenen Kraft. Fallversuche wurden stabil bei einem Kraftskalierungsfaktor von 0,6.

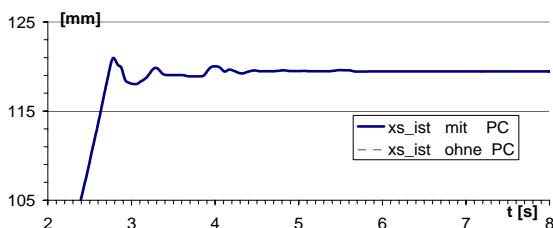


Abb. 2: Fallversuch Ist-Verläufe mit/ohne PC

Eine Versuchsreihe mit 5 Probanden (4 männl./1 weibl.) zur Detektion von hartem Moosgummi ergab eine Quote von über 80 % korrekter Detektion. Allerdings produzierten noch Signalstörspitzen des Kraftsensors von bis zu 5 % des Messbereichs eine Reihe von Fehldetektionen. Nach zusätzlichen Entstörmaßnahmen lag der Stör/Rausch-Pegel dann im unkritischen Bereich. Interessant war die Verhaltensänderung eines Probanden nach einer Modifikation der Detektionsvorgabe von Moosgummi. Das zeigt, dass sehr leicht systematische Fehler auftreten können, die solche Versuchsreihen dann fragwürdig machen.

Ein weiterer kritischer Aspekt für die Stabilität ist die aktive Reibungskompensation. Obwohl für die Linearführung die höchstmögliche Qualitätsstufe gewählt wurde, enthält das MCD-System einen relativ hohen Anteil mechanischer Reibung 9 % (bezogen auf den stellbaren maximalen Kraftwert) oder absolut 0,2 - 0,5 N. Diese Reibwerte sind positionsabhängig, schlecht reproduzierbar und im Kugelumlaufager der Linearführung begründet. Soll nun diese positionsabhängige Reibung kompensiert werden, muss entsprechend der vom Bediener vorgegebenen Richtung und Position ein relativ hoher Sollstrom gestellt werden. Auch bei Stillstand des MCD kann schon eine Störung des Wegsignals eine Stellaktivität bewirken, was der Bediener als kleinen Ruck verspürt. Daher wurde die Reibungskompensation von 80 % auf 20 % reduziert. Der Bediener hat bei Luftbahnen ca. 0,15 - 0,4 N aufzubringen.

Alternative Tests wurden dann anhand einer konkreten Einstichaufgabe zu einzelnen Parametersätzen von 4 Probanden (2 männl., 2 weibl. und zierlich) beurteilt. Übereinstimmend wurde der Parametersatz **ohne** PC, mit reduzierter Kraftskalierung von 0,4 und signalangepasster Kraftmessung als bester eingestuft. Beide Parametersätze wurden als besser beurteilt als diejenigen bei direkter Verwendung des gemessenen Kraftsignals. Ausschlaggebend dafür waren jeweils die bessere Stetigkeit beim Kraftgefühl und die besseren Stabilitätseigenschaften.

## LITERATUR

- [Hannaford2002]  
B. Hannaford, J.-H. Ryu, "Time-Domain Passivity Control of Haptic Interfaces", *IEEE Transactions on Robotics and Automation* Vol 18, p 1, 2002
- [Kazi1999]  
A. Kazi, "Feinfühliges Telemanipulation in der minimal invasiven Chirurgie", *Fortschritt-Berichte VDI* Reihe 17, Nr. 187, VDI-Verlag, Düsseldorf, 1999
- [Mark2003]  
M. Mark, B. Gutmann, "Vergleich der Präzision manueller und automatischer Nadeleinstiche" in *Automed 2003*, Forschungszentrum Karlsruhe, FZKA 6875, 2003