

# Ein Ansatz für die computerassistierte Präzisionschirurgie am Ohr

Stefan Weber<sup>1</sup>, Brett Bell<sup>1</sup>, Jonas Salzmann<sup>1</sup>, Einar Nielsen<sup>3</sup>,  
Nicolas Gerber<sup>1</sup>, Guoyan Zheng<sup>1</sup>, Lutz Nolte<sup>1</sup>, Christoph Stieger<sup>2</sup> und Marco Caversaccio<sup>2</sup>

ARTORG Center for Biomedical Engineering Research, Universität Bern

<sup>1</sup>Institut für chirurgische Technologien und Biomechanik, Universität Bern

<sup>2</sup>Department Universitätsklinik für HNO, Kopf- und Halschirurgie, Inselspital Bern

<sup>3</sup>NTB Interstaatliche Hochschule für Technik Buchs NTB

Kontakt: brett.bell@istb.unibe.ch

## Einleitung

Seit einiger Zeit finden minimal-invasive und computerassistierte Methoden Anwendung in der HNO Chirurgie, nicht zuletzt um Co-Morbidität und Aufwand zu reduzieren [1]. Insbesondere in der Mikrochirurgie (z.B. am Ohr) ist aber für den Einsatz von computerassistierten Instrumentenführungssystemen ein bisher nicht erreichtes Maß an technischer Präzision bei der Instrumentenerfassung und -positionierung erforderlich. Beispielsweise wird bei der Implantation von Hörgeräten eine Bohrung im Mastoid gesetzt, um das Mittelohr zu erreichen. Diese Bohrung (typischer Durchmesser: 1-3 mm) wird posterior durch den Gesichtsnerv (N. facialis) und anterior durch die Chorda Tympani begrenzt [2-4]. Um eine Verletzung dieser sensiblen Strukturen während des Fräsvorgangs zu vermeiden, ist eine Gesamtgenauigkeit von unter 0.2 - 0.3 mm bei einem solchen computerassistierten Mikrochirurgie (CAMS) erforderlich. Dies liegt um den Faktor zehn unter der Genauigkeit aktuell verfügbarer CAS Navigationssysteme (siehe Tabelle 1).

**Table 1:** Genauigkeitsvergleich CAS und CAMS

Fehlerquelle	Bildgebung	Tracking	Registrierung	Kalibrierung	Gesamtfehler
Typ	Voxel	RMS	TFE	RMS	TRE
Einheit	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
CAS	0.50	0.25	1 - 2	0.1	2 - 3
CAMS	0.15	-	0.1 - 0.2	0.01	0.2 - 0.3

In vorliegendem Beitrag wird ein Ansatz für die computerassistierte Präzisionschirurgie am Ohr vorgestellt und dessen Gesamtgenauigkeit evaluiert. Die klinische Praktikabilität wird diskutiert.

## Methoden und Materialien

In diesem Beitrag vorgestellte Ansatz gliedert sich in die folgenden Teilaufgaben um die erforderliche Gesamtgenauigkeit zu erreichen:

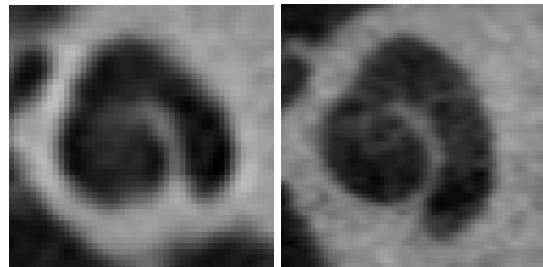
**Bildgebung:** Für die Identifizierung einer technisch hochauflösenden und klinisch aussagekräftigen Bildgebungsmethode wurde eine vergleichende Kadaverstudie anhand von CT und DVT Bildern durchgeführt [7]. Dabei wurden die erreichbaren Ortsauflösungen und die effektive Strahlendosis gemessen und die Identifizierbarkeit anatomischer Strukturen durch einen Experten evaluiert.

**Tracking:** Für die möglichst präzise Bestimmung der Instrumentenpositionen im Raum wurde ein neuartiges optisches Positionsmesssystem evaluiert und gegen existierende Systeme verglichen.

**Robotische Instrumentenführung:** Wegen der geringen Größe der zu manipulierenden anatomischen Strukturen ist die manuelle chirurgische Instrumentenführung relativ schwierig. Um die Präzision und Wiederholbarkeit zu erhöhen wird die Verwendung eines mechatronischen Instrumentenführungssystems vorgeschlagen. Ein derartiges System ermöglicht darüber hinaus die Reduzierung von Tremor [5] und die Überwachung von Gewebe- und eingriffsspezifischen Kräften und Momenten [6]. Um die gewünschte Prozessgenauigkeit (Tabelle 1) zu erreichen [2, 3] und gleichzeitig räumliche Abweichungen durch eine Handführung während des Fräsvorgangs zu minimieren, wurde ein spezieller klinisch einsetzbarer Roboter entwickelt und zunächst an technischen Phantomen getestet.

## Resultate

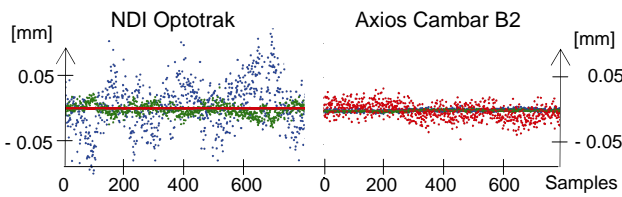
**Bildgebung:** Die eingestellte und maximal erreichbare Ortsauflösung beim Scannen der Kadaverköpfe betrug  $(0.15 \text{ mm})^3$  (Newtom) und  $0.2 \times 0.2 \times 0.63 \text{ mm}^3$  (Siemens). Die effektive Strahlendosis betrug 0.2 mS (Newtom) und 0.6 mS (Siemens). Die Erkennbarkeit und Segmentierbarkeit der anatomischen Details wurde durch einen neuroradiologischen Experten als sehr gut eingeschätzt.



**Abbildung 1:** Vergleich der Bildqualität am Beispiel der Cochlea im CT (links) und im DVT (rechts).

**Tracking:** Für die Integration in der klinische Gesamtsystem wurde ein neuartiges miniaturisiertes Positionsmesssystem (Axios Cambar B2) vorgesehen. Mit diesem System wurden Genauigkeitsmessungen durchgeführt und einem Messsystem mit bekannter Genauigkeit (NDI Op-

totrak) gegenübergestellt. Die Standardabweichungen betragen  $\sigma_{\text{optotrack}} = 0.25 \text{ mm}$  und  $\sigma_{\text{Cambar}} = 0.06 \text{ mm}$ .



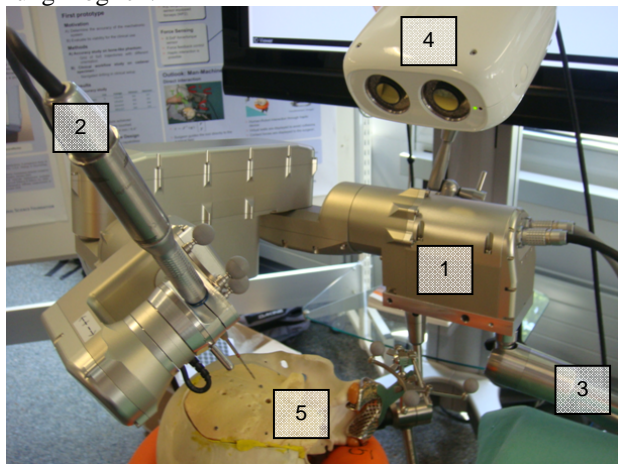
**Abbildung 2:** Vergleich der Abweichungen bei gleichmäßigen linearen Bewegungen eines Referenzkörpers entlang der x-Achse der Messsysteme.

**Robotische Instrumentenführung:** Ein Prototyp eines chirurgischen Roboters wurde entwickelt, hergestellt und in das beschriebene Gesamtkonzept integriert. Der Manipulator besteht aus einem gewichtsoptimierten und kompakt integrierten 5 DoF Arm. Die Eigenschaften dieses Arms sind in Tabelle 2 dargestellt.

**Table 2:** Eigenschaften des Manipulators

Kinematik	Gewicht	Nutzlast	Wiederholgenauigkeit	Steifigkeit	F/T Sensor
5 DoF	5 kg	1 kg	0.01 mm	0.01 mmN <sup>-1</sup>	6 DoF

Wegen des geringen Gewichts und der optimierten Größe kann das System direkt am Schienensystem des OP-Tisches und der Patientenfixierung befestigt werden. Vor der Anwendung wird der Roboter mit einer sterilen Abdeckung vorbereitet. Über ein Werkzeugwechselsystem wird das chirurgische Standardinstrument angeflanscht. Über die Kopplung des Roboters mit dem Navigationssystem ist dieser in der Lage, geplante Trajektorien präzise und wiederholbar abzufahren und so die gewünschten Kavitäten zu realisieren. Durch die Integration eines Kraft-Momenten-Sensors zwischen Roboter und Instrument ist eine Krafterückkopplung für die haptische Steuerung möglich.



**Abbildung 3:** Robotersystem (1) mit chirurgischem Bohrer (2) und Befestigung (3). Direkt am Roboter ist das optische Positionsmesssystem (4) befestigt um die Lage von Instrument und Patient (5) zu erfassen.

In einem ersten Fräsversuch an einem technischen Phantom wurden  $n=7$  Kavitäten mit Hilfe des Roboters gefräst. Die Kavitäten wurden zunächst anhand eines 3D Bilddatensatzes geplant und dann gefräst. Die Vermessung der

effektiven Lage erfolgte anhand eines zweiten Bilddatensatzes, der mit dem ersten registriert wurde. Die Abweichungen zwischen geplanter und erreichter Trajektorie wurden gemessen.

**Table 2:** Erreichte Genauigkeiten im Fräsversuch ( $n=7$ )

Abweichung	Orientierung	Distanz
Min	0.52 °	0.05 mm
Max	2.17 °	0.38 mm
Mean $\pm \sigma$	1.05 $\pm$ 0.58 °	0.23 $\pm$ 0.11 mm

## Diskussion

Im vorgestellten Beitrag wurde ein neuer Präzisionsansatz für die computerassistierte Chirurgie am Beispiel der Indikation für Hörgeräteimplantationen vorgestellt. Die demonstrierte Systemgenauigkeit ist für dieses Einsatzgebiet ausreichend. Ein derartiger Präzisionsansatz ermöglicht aber außerdem die Anwendung in anderen Bereichen der Mikrochirurgie, in denen die Genauigkeit in der Vergangenheit nicht ausreichend war. Für das Erreichen der klinisch notwendigen Genauigkeit ist ein derartiger Präzisionsansatz in allen Teilen des Behandlungsablaufs erforderlich.

## Danksagung

Finanzielle Unterstützung wird dieses Projekt durch den Nationalen Forschungsschwerpunkt NCCR CO-ME des schweizerischen Nationalfonds und der Kommission für technologische Innovation KTI. Die Autoren bedanken sich bei den Firmen BienAir S.A. und Phonak AI.

## Referenzen

1. Labadie, R.F., et al., Minimally invasive, image-guided, facial-recess approach to the middle ear: demonstration of the concept of percutaneous cochlear access in vitro. *Otol Neurotol*, 2005. 26(4): p. 557-62.
2. Noble, J.H., et al., Automatic segmentation of the facial nerve and chorda tympani in CT images using spatially dependent feature values. *Med Phys*, 2008. 35(12): p. 5375-84.
3. Labadie, R.F., et al., Clinical validation of percutaneous cochlear implant surgery: initial report. *Laryngoscope*, 2008. 118(6): p. 1031-9.
4. Coulson, C.J., et al., An autonomous surgical robot for drilling a cochleostomy: preliminary porcine trial. *Clin Otolaryngol*, 2008. 33(4): p. 343-7.
5. Maier, T., et al., [First clinical use of a new micromanipulator for the middle ear surgery]. *Laryngorhinootologie*, 2008. 87(9): p. 620-2.
6. Brett, P.N., Moving on from surgical robotics to robotic micro-tools in surgery. *Mechatronics and Machine Vision in Practice*, M2VIP 14th International Conference on, 2007: p. 1-5.
7. Dalchow, C.V., et al., Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 2006. 263(2): p. 92-9.
8. Majdani, O., et al., Force measurement of insertion of cochlear implant electrode arrays in vitro: comparison of surgeon to automated insertion tool. *Acta Otolaryngol*, 2009: p. 1-6.