

Session 4

Robotik

An Accuracy Approach to Robotic Microsurgery in the Ear

B. Bell¹, J. Salzmänn¹, E. Nielsen³, N. Gerber¹, G. Zheng¹, L. Nolte¹, C. Stieger⁴, M. Caversaccio², S. Weber¹

¹ Institute for Surgical Technologies and Biomechanics, University of Bern, Switzerland

² Department ENT Surgery, University Hospital Bern, Switzerland

³ Interstate Technical School, Buchs Switzerland

⁴ ARTORG, University of Bern, Switzerland

Contact: brett.bell@istb.unibe.ch

Abstract:

Concerns of rising healthcare costs and the ever increasing desire to improve surgical outcome have motivated the development of a new robotic assisted surgical procedure for the implantation of artificial hearing devices (AHDs). This paper describes our efforts to enable minimally invasive, cost effective surgery for the implantation of AHDs. We approach this problem with a fundamental goal to reduce errors from every component of the surgical workflow from imaging and trajectory planning to patient tracking and robot development. These efforts were successful in reducing overall system error to a previously unattained level.

Keywords: Robot, Surgery, Ear, Instrument Guidance

1 Problem

Concerns of rising healthcare costs and the ever increasing desire to improve surgical outcome have motivated the development of minimally invasive surgical procedures for the implantation of artificial hearing devices (AHDs). Such minimally invasive procedures in the lateral skull base are complicated by the exact tolerances required to successfully avoid critical anatomical structures such as the facial nerve. Schipper et al projected that an accuracy below 0.5mm would be necessary to achieve reliable access to cochlear structures [1]. Toward this end, Labadie et al. investigated the feasibility of accessing the cochlea using a patient specific drill guide [2]. Although they were able to avoid the facial nerve and in most cases also the chorda tymani, the absolute accuracy of the system was not quantified. Furthermore, this method is inflexible and cannot accommodate changes in surgical planning. Majdani attempted a similar minimally invasive cochlear access using a robotic manipulator[3], but this system did not meet the 0.5mm accuracy requirement estimated by Schipper. Thus, this contribution discusses our approach to exceed the accuracy goal of 0.5mm set by Schipper et al. by improving accuracy throughout the entire system. The following error sources were identified and addressed: Imaging, Marker detection, Patient tracking, and Surgical manipulation. By reducing errors throughout the entire system, we hope to provide a versatile system which is capable of significantly reducing AHD implantation morbidity and costs.

2 Methods

Standard image guided surgical approaches typically have cumulative errors on the order of a few millimeters at best. For high precision interventions, this uncertainty must be reduced to a few tenths of a millimeter. Table 1 compares the levels of error from various sources in standard image guided surgical interventions and compares them to errors in high precision surgical interventions. The positional error arising from each step in the clinical workflow was investigated, and high accuracy methods were sought in each case.

Imaging: The voxel size of high resolution CT scans is approximately $0.2 \times 0.2 \times 0.63 \text{ mm}^3$. This accounts for a significant portion of error within the workflow. Therefore, we evaluated a new imaging technology- digital volume tomography (DVT), which has a resolution up to $0.15 \times 0.15 \times 0.15 \text{ mm}^3$, as a possible alternative imaging modality. The suitability of this technology was assessed by scanning the temporal bone region of cadaver specimens with fiducial

markers placed prior to imaging in both CT and DVT machines. Low and high resolution scans were obtained from each machine for a side by side comparison by an oto-neuroradiologist.

Marker Detection: Typical identification of fiducial marker locations is typically performed by hand-picking marker center points in image planes. This procedure results in voxel sized accuracy and is highly dependent on user experience and skill. In order to improve this process, a semi automated algorithm was developed to match 3D CAD data against image data. Once the two data sets were registered, the centroid of the CAD data is then transformed to the image coordinate system and used as the fiducial point [4].

Tracking and Registration: Typical image guides surgeries rely on a tracking device to register the patient to the image data and ultimately guide the surgeon to the proper tool pose. However, optical tracking systems have a limited accuracy. For this reason, we use the robotic manipulator to register fiducial marker positions rather than relying on optical tracking systems. However, optical tracking is retained in the system as a safety device, essentially confirming the position of the robot in relation to the patient. Thus, we identified a new micro-optical-measurement system (Cambar B1, Axios GmbH, Germany) with higher spatial resolution. The suitability of this measurement system for our application was assessed and compared to an NDI Optotrak (NDI, Waterloo, ON, Canada) system as a benchmark. This was done by moving trackers precisely in 3D space using a mechanical positioning device.

Robotic Manipulator: A newly designed robotic manipulator was created specifically for the task of ORL microsurgery. The characteristics of the robot are summarized in table 3. Most notably, much effort was expended in making the robot as light as possible so that it could be easily mounted directly to the operating table, making OR integration as simple as possible. This feature also has the added benefit of reducing relative motion between the patient and the robot. Additionally, the robot incorporates a force-torque sensor mounted between the end effector and the surgical instrument. The sensor also functions as a safety device by limiting tool tip forces encountered during surgery. Finally, the sensor provides a method for the surgeon to interact directly with the manipulator and essentially guide the robot by hand.

Table 1: Errors in computer assisted ORL surgery

Approach	Imaging	Tracking (RMS)	Regist. (TRE)	Calib.	Overall*
	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]	[mm]
Standard	0.50	0.25	1 – 2	0.1	2 – 3
High Precision	0.15	-	0.1 – 0.2	0.01	0.2 – 0.3

Accuracy Assessment: The accuracy of the entire system was assessed by performing the entire clinical workflow on a technical phantom. The phantom consisted of a polyurethane foam block fitted with fiducial markers (figure 2). This was scanned using a CT scanner, and the resulting data was processed for multiple drilling operations. Trajectories originating on the top surface of the phantom and ending at internal fiducial markers were planned and sent to the robot system. Once this process was completed, the phantom was registered using the robotic manipulator. This registration process was performed by ‘driving’ the robot tool tip to the fiducial markers located on the phantom, and recording each position in the robot coordinate frame. Following registration, the robot was commanded to automatically perform a drilling operation. The registration and drilling process was repeated 7 times. Finally, the phantom was reimaged and the resulting drill trajectories were segmented and compared to the planned trajectories.

3 Results

Imaging: Lack of ground truth makes evaluation of the absolute accuracy of imaging and image registration procedures difficult. However, quantitatively, DVT images provide much higher spatial resolution, though, qualitatively, they suffer from lower contrast and increased noise. In spite of these problems, an oto-neuroradiological expert found the images to be qualitatively sufficient and the benefit of increased resolution overrides the loss of contrast.

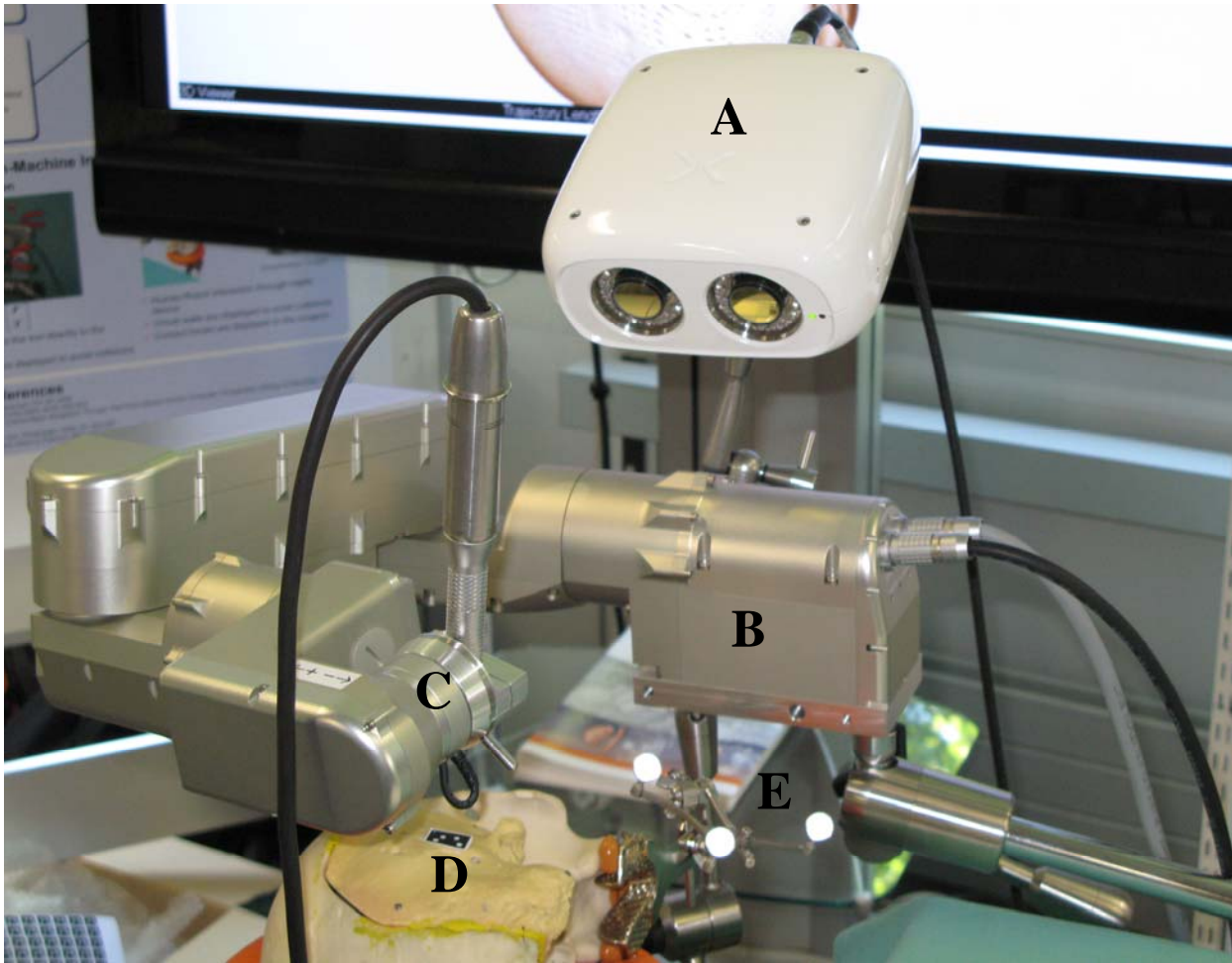


Figure 1: The robot system includes: Axios micro-measurement camera (A), robotic manipulator (B), end effector with force-torque sensor (C), and patient tracking devices (D-micro, E-conventional).

Table 2: Standard deviations (mm) of manual versus semiautomatic fiducial marker detection.

Marker	1	2	3	4
CT Manual	0.329	0.590	0.567	0.563
CT Semiautomatic	0.143	0.335	0.219	0.357
DVT Manual	0.216	0.118	0.082	0.241
DVT Semiautomatic	0.067	0.031	0.049	0.011

Marker Detection: Use of the semi-automatic registration technique was clearly advantageous compared to manual marker detection. Results of the semi-automatic marker detection procedure are summarized in Figure 1: **The robot system includes: Axios micro-measurement camera (A), robotic manipulator (B), end effector with force-torque sensor (C), and patient tracking devices (D-micro, E-conventional).**

Table 2, where it is readily apparent that the semi-automatic procedure reduced the standard error from a maximum of 0.59mm for manually selected markers in CT data to a minimum of 0.011 for the semi-automatic detection in DVT data. This result highlights the synergistic effect of higher resolution datasets and the semiautomatic detection technique.

Table 3: Features of the robotic manipulator

Kinematics	Weight	Payload	Repeatability	Stiffness	F/T Sensor
5 DoF	5Kg	1 Kg	0.01mm	0.01mmN ⁻¹	6 DoF

The newly developed robotic manipulator was successfully used to drill holes in a phantom representing the temporal bone. Its light weight makes it easy to handle and mount to the OR table, and because all the motor drives are integrated into the robot, it only requires two cables to communicate with and control (summarized in Table 3). The small workspace of the camera (Figure 1A) allows it to be mounted directly to the robot base (B), while the small tracking markers are attached to the patient in a pattern (D). The rigid body depicted by the markers is much smaller than traditional tracking markers (E).

Drilling Experiment: Figure 2 shows a segmentation of the technical phantom in the post operative CT scan. Pre and post operative trajectories were compared to analyze the accuracy of surgical assist system. The drilled segment of the model had a thickness of 8 mm. These holes were segmented in the model and represented with a blue shade as seen in figure 2. A line was fit to the center of each segmented portion, and compared to the planned trajectory (white lines). Using this method, it was possible to calculate the angle and Euclidian distance between the planned and achieved trajectories at the entry point of the block as reported in table 4. The max/min distances were measured at 0.39/0.05 mm respectively, whereas max/min angles were 0.52/2.17°.

Table 4: Results of accuracy experiment

Trajectory number	Angle between planned and drilled trajectory [°]	Distance between entry points [mm]
1	0.53	0.15
2	1.59	0.39
3	2.17	0.31
4	1.05	0.05
5	1.03	0.21
6	1.25	0.21
7	0.52	0.31
Min	0.52	0.05
Max	2.17	0.39
Average	1.16	0.23
Std dev	0.59	0.11
Median	1.05	0.21

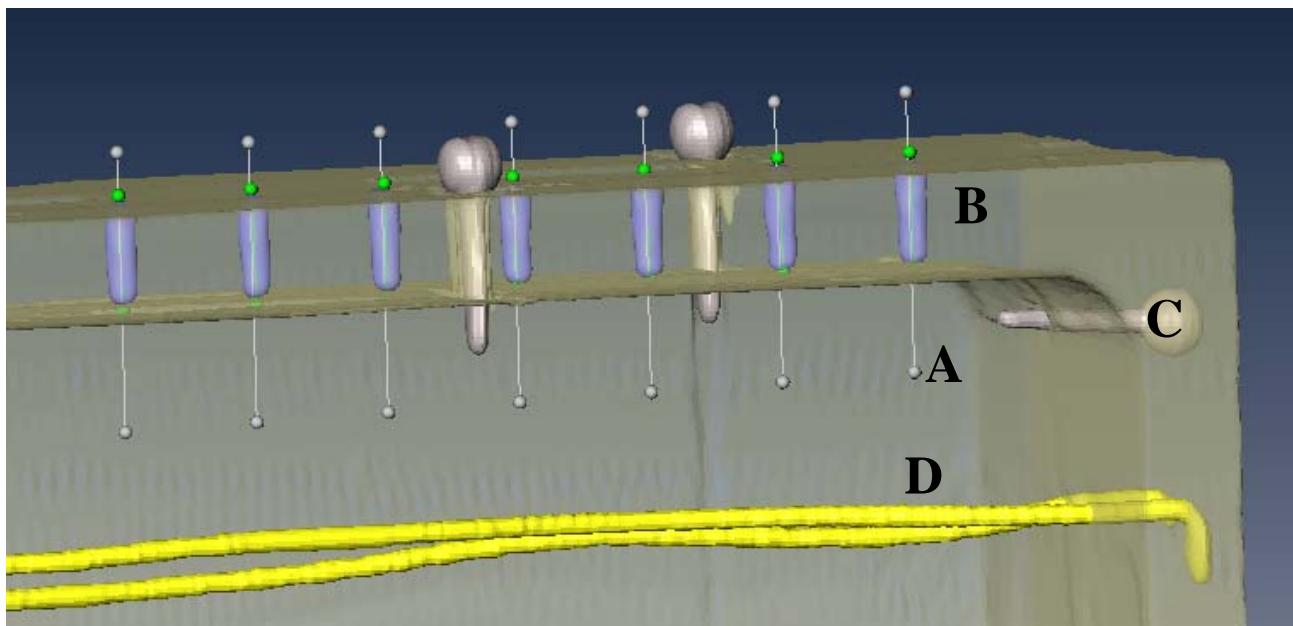


Figure 2: Segmentation of planned (A) and executed (B) trajectories in the technical phantom. Fiducial markers (C) and wires representing nerves (D) are also depicted.

4 Discussion

In this work, we have represented a computer controlled surgical manipulator specifically designed to aid surgeons in implanting AHDs. In contrast to rigid drill guides, this approach benefits from the ability of the surgeon to change the drill trajectory at any time, even drilling multiple trajectories if the surgeon were to implant multiple electrode arrays. Furthermore, the future development of a milling mode will allow the creation of complex forms in addition to a simple drill path.

One major drawback of the current robotic system is the mounting fixture. Currently, three 7 DoF arms are used to fix the robot to the OR table which allows the robot to be mounted rigidly (>10 as rigid as the robot) in a more or less arbitrary position. However, this fixation system is too difficult to mount in a surgical setting. Thus, a simple light weight mounting structure is being designed.

By systematically addressing each stage in the surgical procedure (imaging, trajectory planning/registration, tracking, robotics), we have successfully met the 0.5mm goal to safely access the cochlea (avoiding nerves) through a single drill pass. Additionally, the demonstrated accuracy exceeds previous attempts by Majdani et al [3]. This achievement is most likely attributable to using the robot as a registration tool. This technique essentially eliminates the errors due to an optical tracking system, which are 0.25 mm at a minimum. Furthermore, because registration occurs in the robot coordinate system, this tends to reduce the effect of small calibration errors which may be present in the robot itself.

In addition to the ability to drill a precisely defined access, this robot system also incorporates several distinct advantages such as a force-torque sensor which allows the surgeon to interact directly with the robot to control its motion during drilling and milling procedures. Additionally, this force sensing will allow the robot to automatically detect tissue boundaries similar to the method used by Brett et al. in cochleostomies [5, 6]. Additionally, the addition of haptic feedback control is possible which will ultimately enable surgeons to extend current minimally invasive procedures to previously unexplored opportunities.

5 References

1. Schipper, J., et al., *[Navigation-controlled cochleostomy. Is an improvement in the quality of results for cochlear implant surgery possible?]*. HNO, 2004. **52**(4): p. 329-35.
2. 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.
3. Majdani, O., et al., *A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery: preliminary results of a temporal bone study*. Int J Comput Assist Radiol Surg, 2009. **4**(5): p. 475-86.
4. Zheng, G., et al., *Automated Detection of Fiducial Screws from CT/DVT Volume Data for Image-Guided ENT Surgery*, in *Engineering in Medicine and Biology Society*. 2010, IEEE: Buenos Aires.
5. Brett, P.N., et al., *A surgical robot for cochleostomy*. Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc, 2007. **2007**: p. 1229-32.
6. Coulson, C.J., et al., *An autonomous surgical robot for drilling a cochleostomy: preliminary porcine trial*. Clin Otolaryngol, 2008. **33**(4): p. 343-7.

Minimal-invasive chirurgische Zugänge für Cochlear Implant Operationen – Ein Überblick

O. Majdani¹, T. Ortmaier², H. Eilers², S. Baron², R. Labadie³, M. Leinung⁴, T. Lenarz¹, Th. S. Rau¹

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

² Leibniz Universität Hannover, Institut für Mechatronische Systeme, Hannover

³ Vanderbilt University Medical Center, Nashville, TN, USA

⁴ Johann Wolfgang Goethe Universität Frankfurt, Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Frankfurt/M

Kontakt: majdani.omid@mh-hannover.de

Abstract:

Die Cochlear Implant (CI)-Operation ist bei Taubheit als Standardbehandlung anerkannt und wird zunehmend zur Behandlung hochgradiger Schwerhörigkeit durchgeführt. Weltweit wurden bereits mehr als 150.000 Implantate eingesetzt. Das Bestreben nach der Verkleinerung des Zugangsweges hat die Verminderung der Operationsdauer, der operationsbedingten Morbidität und dadurch die Verminderung des Krankenhausaufenthaltes zum Ziel. Ein erster Ansatz hierfür war der navigierte Zugang zur Hörschnecke. Zur Verbesserung der Prozessstabilität wurde daraufhin die navigationskontrollierte, robotergestützte Cochlea-Implantation entwickelt. Parallel wurde ein bildgestütztes Verfahren zur Herstellung eines Mini-Stereotaxie-Rahmens (Bohrschablone) vorangetrieben, das gänzlich auf den Einsatz eines intraoperativen Navigationssystems bzw. eines Roboters verzichtet. Die durch ein Navigationssystem kontrollierte, manuell durchgeführte Bohrung des minimal-invasiven Zugangs zur Cochlea ist abhängig von der Feinmotorik und dem Translationsvermögen des Operateurs. Beim robotergestützten Eingriff entfällt der Mensch als Fehlerquelle. Die Cochlea wurde bei dem Zugangsweg durch die posteriore Tympanotomie stets gut erreicht. Die Navigationstechnik als weitere wesentliche Fehlerquelle bleibt jedoch weiterhin vorhanden, so dass andere anatomischen Strukturen nicht immer erhalten werden konnten. Bei der klinischen Evaluierung des Mini-Stereotaxie-Rahmens wurden bislang keine Bohrversuche vorgenommen, sondern im Anschluss an die konventionelle Operationstechnik der Mini-Stereotaxie-Rahmen angebracht und visuell überprüft, welche Strukturen von dem Bohrer tangiert worden wären. Hierbei wurden außer einer Verletzung der Chorda tympani in 20% der Fälle keine weiteren Vorkommnisse vermerkt.

Schlüsselworte: minimal-invasive Cochlear Implant Operation, roboter-assistierter Zugang, Mini-Stereotaxie-Rahmen

1 Problem

Cochlea-Implantate wurden für die Behandlung von cochleärer Taubheit entwickelt und konnten sich als Standardtherapie durchsetzen und bewähren. Die guten Ergebnisse bei Sprachverstehen mit Cochlea Implantaten bei prälingual ertaubten Kinder und postlingual ertaubten erwachsenen Patienten motivierten viele Arbeitsgruppen, auch hochgradig schwerhörigen Patienten und sogar Patienten mit partieller, frequenzspezifischer, Taubheit mit Cochlea-Implantaten zu versorgen. Nachdem gezeigt wurde, dass auch diese Gruppe der Patienten mit Cochlea-Implantaten deutlich besser hören und Sprache verstehen könnten, als bei der Versorgung mit konventionellen Hörgeräte, stieg die Zahl der mit einem CI versorgten Patienten exponentiell. Bei der hohen Zahl der Implantationen gewinnt die Reduzierung der Operationszeit, Reduzierung des operativen Traumas sowie die perioperativen Morbidität an Bedeutung. Einige Gruppen arbeiten mit dieser Zielsetzung an der Entwicklung von bildgestützten, minimal-invasiven Zugängen für CI-Operationen. Dabei soll an Stelle eines großvolumigen Zugangsweges, der zur Visualisierung der Landmarken bei der konventionellen Operationsmethode notwendig ist, ein kleiner Zugangsweg im Sinne einer Stichkanalbohrung von der Kalottenoberfläche zum Innenohr ermöglicht werden. Die Planung eines geraden Zugangsweges zur basalen Windung der Cochlea erfolgt anhand präoperativer Bildgebung unter Wahrung aller anatomisch erhaltungswürdigen Strukturen (Sinus sigmoideus, Dura, N. facialis, Chorda tympani und Mittelohrknöchelchen).

2 Methoden

2.1 Bildgebung, Segmentierung, Planung

Alle vorgestellten Verfahren basieren auf prä- oder intraoperativen dreidimensionalen Bilddaten, die als computertomographischer Datensatz (Multislice CT, MSCT) oder mittels Flächendetektor-Volumen CT (fd-VCT) erhoben wurden. Die Auflösung der fd-VCT basierten Bildgebung lag durchschnittlich bei $250 \times 250 \times 250 \mu\text{m}$ (physikalische Auflösungsfähigkeit des Scanners lag bei $200 \mu\text{m}$). Bei Verwendung des MSCT konnten $312 \times 312 \times 625 \mu\text{m}$ als Bestauflösung erreicht werden.

Zur Segmentierung der Datensätze wurden sowohl manuelle als auch semimanuelle Segmentierungstechniken, aber auch vollautomatische Segmentierungsverfahren der Felsenbeinstrukturen angewandt.

Zur manuellen Segmentation wurde für die handgeführten, navigationskontrollierten Bohrungen als auch für die robotergestützten Bohrungen die fd-VCT Bildgebung herangezogen. Die Datensätze wurden mit dem Programm iPlan ENT 2.6 (BrainLAB, Feldkirchen) manuell segmentiert, wobei Programmtools wie „Smartbrush“ für eine effizientere Arbeitsweise zur Hilfe gezogen wurden. Für die auf den Segmentationsergebnissen basierende Planung wurde die eigens entwickelte Software „StraightPathOptimizer“ verwendet [1].

Bei dem ministereotaxischen Verfahren der Vanderbilt University erfolgte die vollautomatische Segmentierung der Datensätze in einer eigens entwickelten, vollautomatischen Segmentierungssoftware [2], die derzeit jedoch nur mit MSCT Datensätzen valide Ergebnisse produzieren kann. Die Segmentation basiert auf Atlanten, die anhand von mehreren CT Scans hergestellt wurde. Die automatische Planung der Trajektorie berücksichtigt eine Gewichtung der einzelnen anatomischen Strukturen, die sich aus der Erhaltungswertigkeit dieser Strukturen definiert.

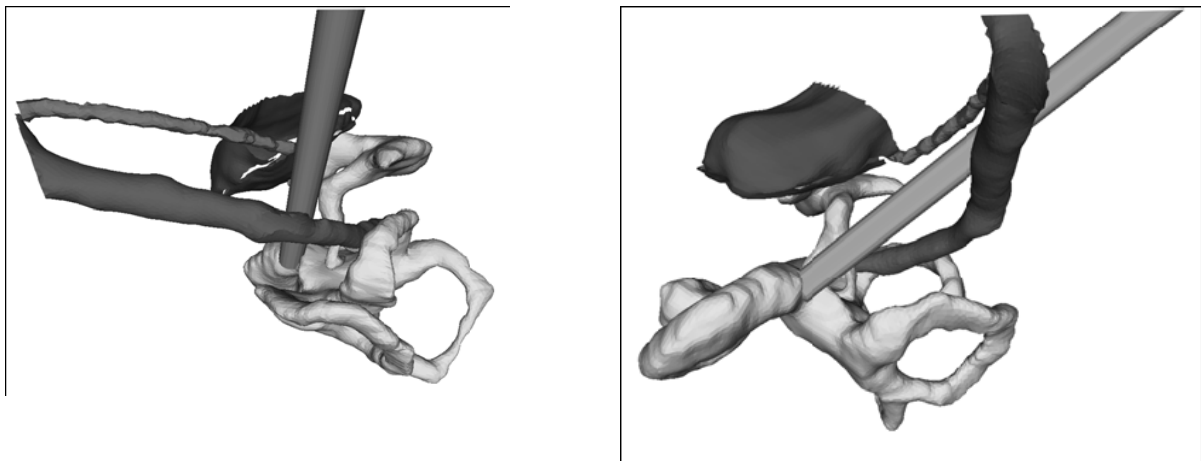


Abb. 1: Basierend auf den segmentierten Strukturen kann das Programm StraightPathOptimizer eine Trajektorie von der Oberfläche der Kalotte bis zur Cochlea berechnen. Dargestellte Strukturen: Cochlea und Labyrinth, Ossikelkette, äußerer Gehörgang, N. facialis, Chorda tympani und der errechnete Bohrkanal.

2.2 Manuel durchgeführter, navigationskontrollierter Zugang zu der Cochlea

Bei der navigationsgeführten Bohrung eines Stichkanals zur Cochlea wurde unter Einsatz eines kommerziellen Navigationssystems (VectorVision2, BrainLAB) bei vierzehn Felsenbeinen von humanen Körperspendern jeweils ein getrackter Bohrer vom Chirurgen manuell geführt. Dabei wurde die Position des Bohrers in situ auf dem Bildschirm visualisiert. Die sog. „Autopilot“-Darstellung, die zur Insertion von Pedicle-Schrauben in der Wirbelsäulenchirurgie entwickelt wurde, half dem Operateur, die Richtung des Bohrers entlang der geplanten Trajektorie auszurichten [3].

2.3 Roboter-gestützte Bohrung des Zugangs zur Cochlea

Insgesamt wurden 16 Kadaver-Präparate in zwei Serien unter Zuhilfenahme eines Industrieroboters (KR3, KU-KA, Roboter GmbH, Augsburg) und eines optoelektronischen Navigationssystems (Polaris® Stereokamera, NDI Inc., Waterloo, Ontario, Kanada) zur Lageregelung des Instrumentes operiert. Hierzu wurde der Roboter nach der Registrierung des Präparates sowie der eigenen Basis und der Bohrspitze lagegeregelt verfahren. Der Roboter führte den Bohrer entlang der Solltrajektorie, um die Stichbohrungen planungsgemäß in den Felsenbeinen anzulegen [4].

2.4 Mini-stereotaktische Bohrung eines Zuganges zur Cochlea

Die Gruppe um Prof. Labadie an der Vanderbilt University, Nashville, TN, entwickelte ein System basierend auf einer mini-stereotaktischen Bohrschablone, um den chirurgischen Bohrer präzise in die Cochlea zu führen. Dabei wurden die anatomisch relevanten Strukturen automatisch segmentiert und eine Trajektorie, die die kritischen Strukturen schont und von der Mastoidoberfläche zur Cochlea führt, berechnet. Der Patient erhält drei Ankerschrauben um das Mastoid in Lokalanästhesie platziert, die sowohl für die Verankerung der Bohrschablone an die Kalotte dienen, als auch als Registrierungsmarker in CT-Datensatz genutzt werden. Zunächst wurde die Bohrschablone (genannt „Starfix“) durch ein Lasersintervallverfahren hergestellt, sterilisiert und in einem zweiten Angriff dem Patienten aufgesetzt. Eine Bohrung des Stichkanals wurde mit diesem Verfahren noch nicht durchgeführt, vielmehr wurde nach erfolgter Mastoidektomie und Anlage der posterioren Tympanotomie bei 5 Patienten eine Bohrer Spitze durch die vorgegebene Führung durchgeführt. Dadurch wurde überprüft, ob der Bohrer bei einem tatsächlichen Bohrversuch die kritischen anatomischen Strukturen verletzt hätte und ob die Cochleostomie loco typico erreicht wurde [5]. Das Verfahren wurde nach Einführung der intraoperativen Bildgebung mit einem DVT-Gerät (XCat, XORAN, Ann Arbor, MI) dahingehend erweitert, dass das Verfahren einzeitig angewandt werden kann. Dabei erfolgt die Bildgebung nach der Implantation der Ankerschrauben. Da die automatische Segmentierung an dem fd-VCT-Datensatz noch nicht fehlerfrei angewandt werden kann, erfolgt die automatische Segmentierung und die Berechnung der Zieltrajektorie anhand präoperativ erhobener MSCT-Daten. Diese werden dann mit den intraoperativ erhobenen Bildern fusioniert, um die Position der Markerschrauben auf den Datensatz zu übertragen. Anschließend wird mittels einer CNC-Maschine eine Bohrschablone angefertigt (genannt „Microtable“), sterilisiert, und auf die Ankerschrauben aufgesetzt. Die Evaluierung der Genauigkeit des Systems erfolgte bei 18 Patienten analog des früheren Verfahrens [6].

3 Ergebnisse

3.1 Manuel durchgeführte, navigationskontrollierter Zugang zu der Cochlea

Bei allen Präparaten konnte die Cochleostomie so angelegt werden, dass die Scala tympani eröffnet wurde. In einem einzigen Fall wurde die Chorda tympani zugunsten eines suffizienten Sicherheitsabstandes zum N. facialis verletzt. Der kleinste Abstand zwischen dem Bohrkanal und N. facialis betrug im Durchschnitt 1,13mm (0,8-1,5mm).

3.2 Von Roboter ausgeführte Bohrung des Zuganges zu der Cochlea

Bei neun von zehn Präparaten wurde die Cochleostomie loco typico angelegt. In einem Fall war zwar der Bohrer entlang der Trajektorie geführt worden, jedoch die Cochleostomie nicht ganz eröffnet: Wenn der Bohrer noch um etwa 1mm weiter geführt werden wäre, wäre auch bei diesem Präparat die Cochleostomie in typischer Position angelegt worden. Die Ungenauigkeit des Systems kam hier jedoch zum Tragen. Die Chorda tympani wurde in einem Fall verletzt und die Ossikelkette in zwei Fällen. Die Verletzung der Chorda tympani war bei der Planung bereits festgestellt worden, jedoch zwecks Einhalten eines Mindestabstandes von 0,5mm zum Verlauf des N. facialis in Kauf genommen worden, sodass hier eine mangelnde Genauigkeit des Systems nicht als ursächlich angesehen werden kann. Der kleinste Abstand zwischen dem Bohrkanal und N. facialis betrug im Durchschnitt $0,29 \pm 0,20$ mm. Der kleinste Abstand zwischen dem Bohrkanal und Chorda tympani betrug im Durchschnitt $0,83 \pm 0,42$ mm.

3.3 Mini-stereotaktische Bohrung eines Zuganges zu der Cochlea

Bei dem „Starfix“-Verfahren konnten in allen Fällen die chirurgischen Zugänge durch die posteriore Tympanotomie zur regelrechten Position der Cochleostomie geführt werden. Der Mindestabstand zwischen dem Mittelpunkt der Bohrer Spitze bis zum N. facialis betrug $1,24 \pm 0,44$ mm und bis zur Chorda tympani $1,22 \pm 0,62$ mm.

Die Herstellung des „Microtables“ dauerte etwa 5 Minuten pro Patient, zuzüglich 15 Minuten Sterilisationszeit. Auch hier war der Zugangsweg zu der Cochlea mit dem Versuchsbohrer in allen Fällen durch die posteriore Tympanotomie passierbar, ohne die Risikostrukturen zu verletzen. Der Mindestabstand zwischen dem Mittelpunkt der Bohrer Spitze bis zum N. facialis betrug $1,20 \pm 0,36$ mm und bis zur Chorda tympani $1,25 \pm 0,33$ mm.

4 Diskussion

Die handgeführte, navigationskontrollierte Bohrung eines Zugangsweges zur Cochlea ist zwar grundsätzlich möglich, jedoch ist der Erfolg dieses Prinzips abhängig von den Fähigkeiten des Operateurs, die vom Navigationssystem dargestellten Informationen über Abweichungen korrekt zu interpretieren und auszugleichen. Somit kann dieses Verfahren in der bisherigen Weise nicht als sicher eingestuft werden.

Mittels des robotergestützten Verfahrens zur Bohrung des minimal-invasiven Zugangs zur Cochlea konnte zwar in 90% der untersuchten Fälle eine patente Cochleostomie angelegt werden, jedoch sind durch den Einfluss der Messabweichungen der eingebundenen Stereokamera Bohrungen noch nicht mit ausreichender Genauigkeit möglich. Weitere Modifikationen, insbesondere Verbesserungen an der Navigationstechnik sind notwendig, um ein ausreichend sicheres Gesamtsystem zu entwickeln. Dies ist Gegenstand der aktuellen Forschung unserer Arbeitsgruppe. Die patientenspezifischen, mini-stereotaktischen Verfahren haben den Vorteil, dass sie vollständig auf den Einsatz von intraoperativer Navigation sowie Roboter verzichten und dadurch die Ungenauigkeit des Systems hauptsächlich von der Auflösung der Bildgebung sowie der Festigkeit der Ankerschrauben an der Kalotte abhängt. Das Verfahren wird inzwischen intraoperativ einzeln angewandt, wobei sich die Studie bislang auf die Verifikation der Genauigkeit des Systems bei Zustand nach konventioneller CI-Operation beschränkt und noch keine Bohrversuche an freiwilligen Studienteilnehmern durchgeführt wurden. Die bisherigen Ergebnisse deuten daraufhin, dass die klinische Umsetzung dieses Verfahrens als sicher eingestuft werden kann. Weitere Untersuchungen sowie Optimierung der Ausrüstung für die Routineanwendung sind jedoch notwendig, bevor sich dieses Verfahren klinisch etablieren kann.

5 Referenzen

- [1] Eilers H, Baron S, Ortmaier T, Heimann B, Baier C, Rau TS, Leinung M, Majdani O. Navigated, robot assisted drilling of a minimally invasive cochlear access. *Mechatronics*, 2009. ICM 2009. IEEE International Conference on, 2009, 1-6
- [2] Noble JH, Warren FM, Labadie RF, Dawant BM. Automatic segmentation of the facial nerve and chorda tympani in CT images using spatially dependent feature values. *Med Phys*. 2008; 35(12):5375-84
- [3] Majdani O, Bartling SH, Leinung M, Stöver T, Lenarz M, Dullin C, Lenarz T. Navigationsgeführte minimal-invasive Cochlea-Implantation-Untersuchungen am humanen Felsenbein. *Laryngorhinootologie*. 2008; 87(1):18-22
- [4] Majdani O, Rau TS, Baron S, Eilers H, Baier C, Heimann B, Ortmaier T, Bartling S, Lenarz T, Leinung M. A robot-guided minimally invasive approach for cochlear implant surgery: preliminary results of a temporal bone study. *Int J Comput Assist Radiol Surg*. 2009 ;4(5):475-86
- [5] Labadie RF, Noble JH, Dawant BM, Balachandran R, Majdani O, Fitzpatrick JM. Clinical validation of percutaneous cochlear implant surgery: initial report. *Laryngoscope*. 2008;118(6):1031-9
- [6] Labadie RF, Balachandran R, Mitchell JE, Noble JH, Majdani O, Haynes DS, Bennett ML, Dawant BM, Fitzpatrick JM. Clinical validation study of percutaneous cochlear access using patient-customized microstereotactic frames. *Otol Neurotol*. 2010;31(1):94-9.

Kombination eines navigierten Assistenzroboters mit einem ISO 3D C-Bogen

M. Schlimbach¹, S. Sahm¹, J. Wahrburg¹

¹ Universität Siegen, Zentrum für Sensorsysteme, Siegen, Deutschland

Kontakt: modicas@zess.uni-siegen.de

Abstract:

Ein aktueller Entwicklungstrend in der computerassistierten Chirurgie besteht darin, die zunehmend leistungsfähiger werdenden intraoperativen Bildgebungssysteme mit Navigationssystemen zu koppeln. In diesem Beitrag wird in einem noch weitergehenden Schritt die Kombination eines ISO 3D C-Bogens der Fa. Ziehm Imaging mit einem navigierten Assistenzroboter beschrieben. Der Assistenzroboter wird im Rahmen des modiCAS Projekts entwickelt und kann durch seinen modularen Aufbau für verschiedene chirurgische Anwendungen konfiguriert werden. Die Kombination von C-Bogen und Roboter bietet das Potenzial, die Vorteile beider Teilsysteme in einem integralen System zu bündeln.

Schlüsselworte: C-Bogen, roboterassistierte Chirurgie, Navigation

1 Problem

Im modiCAS Projekt wird ein interaktiver Assistenzroboter entwickelt, der einen Gelenkarm-Roboter und ein 3D Digitalisiersystem zu einem integrierten System vereint [1]. Der Roboter agiert als dritte Hand des Chirurgen, um Werkzeuge relativ zum Patienten auf Basis einer dreidimensionalen Planung zu platzieren. Außerdem ist der Roboter durch die Integration des Digitalisiersystems in der Lage, kleinen Patientenbewegungen online zu folgen. Die intraoperative Bildgebung erfolgt durch einen 3D C-Bogen der Firma Ziehm Imaging, der durch zwei zusätzliche Achsen ein festes ISO-Zentrum während des 3D-Scans einhält. Mit diesem System lassen sich intraoperativ zweidimensionale Aufnahmen oder eine dreidimensionale Rekonstruktion aus einer Serie zweidimensionaler Aufnahmen erstellen. Es verfügt über eine durch Ziehm definierte, als „NaviPORT“ bezeichnete Schnittstelle, mit dem sich der C-Bogen in Verbindung mit einem Navigationssystem auf ein Bezugskoordinatensystem registrieren lässt. Dadurch kann die Patientenregistrierung und das Matching der Bilddaten entfallen, da der C-Bogen die Transformation zwischen den generierten Bilddaten und dem registrierten Bezugssystem angibt. Ein wesentlicher Teil der Integration der unterschiedlichen Teilsysteme ist der Abgleich zwischen den einzelnen Koordinatensystemen von C-Bogen, 3D Digitalisiersystem und Assistenzroboter, die in Abbildung 1 dargestellt sind.

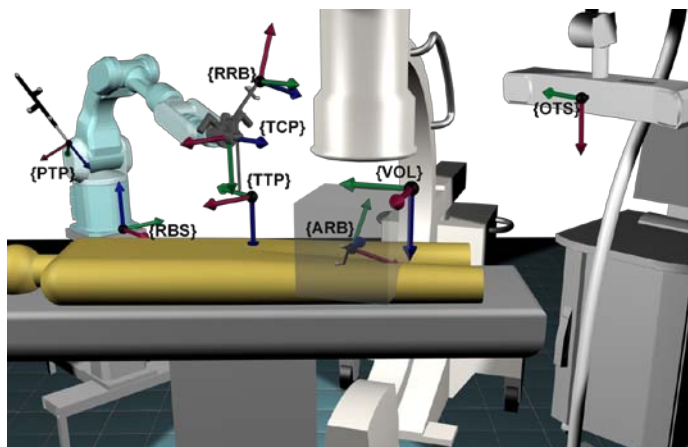


Abbildung 1: OP-Setup mit navigiertem Assistenzroboter und C-Bogen. Die Abbildung enthält die wesentlichen Koordinatensysteme und deren Bezeichnungen

2 Methoden

2.1 Struktur des integrierten Systems aus Assistenzroboter und C-Bogen

Die komplette Systemübersicht ist in Abbildung 2 dargestellt. Darin repräsentiert "modiCAS Planning & Control" die eigene Lösung der Planungs- und Bedienungssoftware, die entwickelt wird, um einerseits den Leistungsumfang und die Funktionalität des HNI (Host-Network-Interface), einer offenen Schnittstelle zur

Transformationsmatrix berechnet werden kann. Aus den übertragenen Positionen berechnet der C-Bogen außerdem einen Wert für die Genauigkeit der Registrierung und der Operateur entscheidet, ob sie verwendet werden soll.

Bildaufnahme mit dem ISO 3D C-Bogen, Bildübertragung und Planung der Sollposition für die Pedikelschraube mit der Planungssoftware des Assistenzroboter-Systems

Nach der erfolgreichen Registrierung erfolgt die Aufnahme der Bilddaten und anschließend deren Übertragung zur modiCAS Planungssoftware. Diese generiert aus den Volumendaten ein Oberflächenmodell der knöchernen Strukturen. Außerdem werden auf dem Planungs-Bildschirm drei beliebig verschiebbare Schnittebenen durch die Volumendaten dargestellt. Die Segmentierung zwischen Weichteilen und Knochen erfolgt über eine vom Benutzer ausgewählte und parametrisierte Visualisierungsstrategie.

Die Sollposition wird festgelegt, indem das 3D Modell der ausgewählten Pedikelschraube auf dem Bildschirm in den Fenstern der drei Schnittebenen mit der Maus an die gewünschte Position geschoben wird. Auf dem Bildschirm wird in einer anderen Farbe außerdem eine weitere Pedikelschraube dargestellt, die virtuell mit dem vom Roboter geführten Bohrwerkzeug verbunden ist. Bei dessen Bewegung durch den Roboter ist auf diese Weise am Bild einfach überprüfbar, ob am Ende des Positioniervorganges die tatsächliche Position der Schraube, die sie nach Eindrehen in die angefertigte Bohrung einnehmen wird, mit der geplanten Position übereinstimmt.

Positionierung des Roboters

Im ersten Schritt erfolgt eine manuelle Vorpositionierung des Bohrwerkzeuges mittels haptischer Führung. Damit wird die Betriebsart bezeichnet, in der der Roboterarm wie ein passives System durch manuelle Kraftausübung auf den Arm bewegt werden kann. Dazu wird am Flansch des Roboters ein 6-dimensionaler Kraft-/Momentensensor montiert, der die auf ihn einwirkenden Kräfte und Momente in und um die Achsen eines räumlichen Koordinatensystems misst. Der Benutzer fasst einen am Sensor befestigten Handgriff, drückt eine Zustimmungstaste und kann den Roboter in die gewünschte Richtung bewegen, ohne genaue Kenntnisse über die Lage von Koordinatensystemen haben zu müssen. Die aktuelle Pose des Instruments wird auch während der Bewegung in den Bilddaten visualisiert. Die manuelle Vorpositionierung des Instruments hat den Vorteil, dass der Roboter nur sehr kleine Bewegungen autonom ausführt und somit ist die Gefahr einer Kollision während einer OP sehr gering.

Im zweiten Schritt erfolgt die automatische Platzierung des Instruments durch den Roboter in einer Zielposition, in der der Bohrer auf der Achse liegt, die durch die gewünschte Position der Pedikelschraube läuft, also die gewünschte Orientierung der Schraube im Wirbelkörper darstellt. Das Anbringen der Bohrung erfolgt nun im dritten Schritt durch den Operateur, indem er das auf einer Linearführung montierte Bohrwerkzeug bis zum Anschlag am Ende der Führung bewegt. Der Anschlag wird erreicht, wenn der Bohrer bei der geplanten Bohrtiefe angelangt ist. Der Operateur kann also sicher sein, nicht versehentlich zu tief zu bohren. Ein weiterer Vorteil der manuellen Bewegung des Bohrers auf einer Linearführung ist, dass der Operateur die von ihm ausgeübten Kräfte in gleicher Weise wie bei freihändiger Führung spürt, jedoch stets sicher sein kann, dass Position und Orientierung der Bohrung exakt den Vorgaben aus der präoperativen Planung entsprechen.

3 Ergebnisse

3.1 Genauigkeit des Assistenzrobotersystems

Die erzielbare Genauigkeit des Assistenzrobotersystems ist ein komplexes Zusammenspiel vieler Faktoren und hängt unter anderem ab von der Genauigkeit des 3D Digitalisiersystems und dessen Referenzgebern, des Roboters, der Kalibrierung des Assistenzrobotersystems und dem Abgleich mit dem C-Bogen. Da aufgrund dieser Komplexität theoretische Angaben zur Gesamtgenauigkeit schwierig sind, ist zur Ermittlung der Genauigkeit ein repräsentativer Versuchsaufbau zur Positionierung eines Bohrwerkzeuges durch den Roboter erstellt worden (siehe Abbildung 3). Der zugehörige Versuchsablauf umfasst alle oben beschriebenen Vorgänge zum Abgleich der Koordinatensysteme, die Anfertigung einer 3D Aufnahme des Wirbels, die Planung der Sollposition und das Anbringen der Bohrung mit dem vom Roboter geführten Bohrwerkzeug. Unsere vorläufigen Ergebnisse, die auf relativ unscharfen Aufnahmen eines Plastik-Knochenmodells beruhen, haben gezeigt, dass Genauigkeiten von etwa 1,5 ... 2 mm sicher erreichbar sind. Zur Zeit arbeiten wir an einer genaueren Spezifikation von Planungs- und Messverfahren, um hier noch exaktere Aussagen liefern zu können.

3.2 Vorteile der Kombination Assistenzroboter mit C-Bogen

Im Vergleich zu manueller Instrumentenführung, auch wenn diese durch ein Navigationssystem unterstützt wird, erfolgt die Instrumentenführung durch den modiCAS Assistenzroboters genauer und mit wesentlich höherer Reproduzierbarkeit. Es können keine Probleme durch Zittern, Abrutschen oder ungewolltes Verlaufen des Instruments auftreten. Dies trifft besonders für weniger oder minimal invasive Operationstechniken zu, wo die Einsicht des Operationsgebietes durch die kleinen Inzisionen beschränkt ist.

Wenn der Assistenzroboter mit einem ISO 3D C-Bogen kombiniert wird, kommen folgende Vorteile hinzu:

- Durch den Abgleich der Koordinatensysteme von C-Bogen und Assistenzroboter können die Bewegungen des Roboters zur Positionierung des chirurgischen Instruments in den Bilddaten geplant und anschließend unmittelbar ausgeführt werden. Damit werden die Vorteile der intraoperativen Bildgebung ausgeschöpft: Die bei Verwendung präoperativer CT- oder MR-Aufnahme notwendige Registrierung von Fiducials oder knöcherner Landmarken am Patienten mit anschließendem Matching mit den entsprechenden Punkten in der präoperativen Aufnahme entfällt. Dies führt nicht nur zu einer deutlichen Zeitersparnis, sondern auch zu einem geringeren Fehlrisiko.
- Da an der zu operierenden Patientenstruktur ein Referenzgeber befestigt wird, dessen Position von der Kamera des 3D Digitalisiersystems fortlaufend gemessen wird, werden mögliche Bewegungen des Patienten erfasst, ohne dass hierzu neue C-Bogen Aufnahmen erforderlich sind. Der Assistenzroboter führt das chirurgische Instrument aufgrund seiner Tracking-Fähigkeit automatisch nach.
- Minimierung der Strahlenbelastung für Patient und OP-Personal, da Kontrollaufnahmen während der OP nur noch aus Redundanz- oder Sicherheitsgründen nötig sind und ihre Anzahl der im Vergleich zu Operationen ohne Roboterunterstützung entsprechend signifikant gesenkt werden kann.

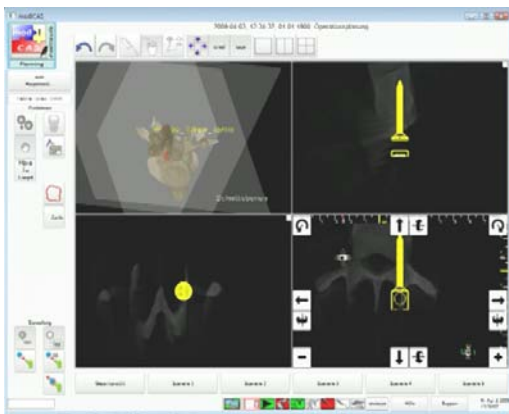


Abbildung 3: Planung der Schraubenposition und Positionierung der Linearführung mit Bohrer durch den Roboter - der kleine Metallstift markiert die Zielpose

4 Diskussion

Die bisherigen Arbeiten zeigen, dass ISO 3D C-Bogen und Assistenzroboter zu einem integralen System verbunden werden können. Die neuartige Kombination von intraoperativer 3D Bildgebung und roboterunterstützter OP-Durchführung bietet entscheidende Vorteile: Reduktion der Strahlenbelastung durch wesentlich geringere Anzahl notwendiger Kontrollaufnahmen, Genauigkeits- und Sicherheitsgewinn, da Patientenregistrierung und Matching wegfallen, zitter- und abrutschsichere Instrumentenführung durch den Assistenzroboter. Derzeit arbeiten wir daran, die ausgewählte Musteranwendung detaillierter umzusetzen und den realitätsnahen Workflow im Detail zu erarbeiten.

5 Referenzen

- [1] Wahrburg, J. (2006) Regelkonzepte für Assistenz-Roboter zur Unterstützung chirurgischer Eingriffe, Tagungsband zum VDE-Kongress, 23.-25.8.2006, Aachen, S. 349-353

- [2] Wendl K, von Recum J, Wentzensen A, Grützner PA (2003) Iso-C3D-gestützte navigierte Implantation von Pedikelschrauben an BWS und LWS. Unfallchirurg 106: 907–913
- [3] Grützner PA, Beutler T, Wendl K, et al. 2004. Navigation an der Brust- und Lendenwirbelsäule mit dem 3D-Bildwandler. Chirurg, 75:967–75.

6 Danksagung

Teile dieser Arbeit wurden im Rahmen des DFG-SPP 1124 sowie durch die Fa. Ziehm gefördert.

Netzwerkschnittstelle zur Steuerung eines navigierten Assistenzroboters für die Chirurgie

M. Schlimbach¹, S. Sahm¹, J. Wahrburg¹

¹ Universität Siegen, Zentrum für Sensorsysteme, Siegen, Deutschland

Kontakt: modicas@zess.uni-siegen.de

Abstract:

Im modiCAS Projekt wird ein navigierter interaktiver Assistenzroboter für die Chirurgie entwickelt. Zur Steuerung des Systems ist eine offene Schnittstelle definiert worden, die es anderen Arbeitsgruppen im Bereich der computerassistierten Chirurgie erlaubt, den Assistenzroboter zur Umsetzung ihrer Planungen zu verwenden. In diesem Beitrag werden der grundlegende Aufbau dieser Schnittstelle sowie die verschiedenen Befehlsgruppen zur Steuerung und Konfiguration des Assistenzroboters beschrieben.

Schlüsselworte: Navigation, Netzwerkschnittstelle, roboterassistierte Chirurgie

1 Problem

Im Bereich der computerassistierten Chirurgie (CAS) gibt es unterschiedliche Forschungsprojekte und kommerzielle Systeme, die auf eine reine Navigationslösung oder auf die Kombination mit einem Roboter setzen. Das modiCAS Projekt realisiert einen navigierten Assistenzroboter, um den Chirurg bei unterschiedlichen Eingriffen zu unterstützen. Ein weiterer Teil des modiCAS Projekts ist das Planungs- und Steuerungsframework modiCAS Planning&Control, mit dem medizinische Planungen auf Basis unterschiedlicher Modalitäten angefertigt werden können. Neben der Planung unterstützt das Framework die Umsetzung eines Eingriffes mit dem navigierten Assistenzroboter, der dazu interaktiv vom Operateur kontrolliert wird und die benötigten chirurgischen Instrumente sehr genau und zitterfrei führen und positionieren kann.

Ziel des modiCAS Projekts sind universell einsetzbare Komponenten, die durch eine sinnvolle Modularisierung und klar definierte Schnittstellen ausgetauscht werden können. Die Schnittstelle zwischen dem Assistenzsystem und dem Planungs- und Steuerungsframework wurde nach diesen Gesichtspunkten gestaltet und ist Gegenstand dieses Beitrages. Durch die offene Gestaltung der Schnittstelle soll es anderen Projektgruppen, die sich mit der computerassistierten Chirurgie beschäftigen, möglich sein, zur Umsetzung ihrer Planungen den modiCAS Assistenzroboter einzusetzen.

2 Methode

Das modiCAS Assistenzsystem kombiniert einen kommerziellen Roboterarm und eine 6D-Kamera mit einer selbst entwickelten flexiblen Steuerung zu einem integralen System. Durch die selbst entwickelte Steuerung ist es möglich einen Industrieroboter mit entsprechend offener Schnittstelle an die Anforderungen im OP anzupassen. Die Bedienung des Roboters mittels haptischer Führung ist für den Benutzer sehr intuitiv. Zur Realisierung der haptischen Führung wird am Flansch des Roboters ein 6-dimensionaler Kraft-/Momentensensor montiert, der die auf ihn einwirkenden Kräfte und Momente in und um die Achsen eines räumlichen Koordinatensystems misst. Der Benutzer fasst einen am Sensor befestigten Handgriff, drückt eine Zustimmungstaste und kann den Roboter in die gewünschte Richtung bewegen, ohne genaue Kenntnisse über die Lage von Koordinatensystemen haben zu müssen. Hierbei ist eine Einschränkung des Roboterarbeitsraums mit virtuellen Beschränkungen zum Schutz sensibler Patientenstrukturen möglich [2][3]. Des Weiteren ist das Assistenzsystem durch die Kombination Roboter mit Kamera in der Lage, das am Roboter montierte Werkzeug bei kleinen Patientenbewegungen in Echtzeit nachzuführen [1].

2.1 Systemübersicht

Der Entwurf des modiCAS Systems lässt sich in mehrere Ebenen unterteilen (Abbildung 1). Auf der ersten Ebene befinden sich die Aktoren und Sensoren des Assistenzsystems, die mit einem Echtzeitrechner (Realtime-Target) verbunden werden. Von diesem Echtzeitrechner werden grundlegende Basisfunktion, wie Roboterfahrbefehle und weitere echtzeitkritische Funktionen für die höher liegenden Ebenen bereitgestellt. Insbesondere sind hier eigene Regelalgorithmen implementiert, um Bewegungsmodi des Roboters zu realisieren, die an die Anforderungen im OP angepasst sind. Der Echtzeitrechner in der untersten Ebene verfügt über modulare definierte Schnittstellen, so dass einzelne Module, wie der Roboter oder die 6D-Kamera, austauschbar sind.

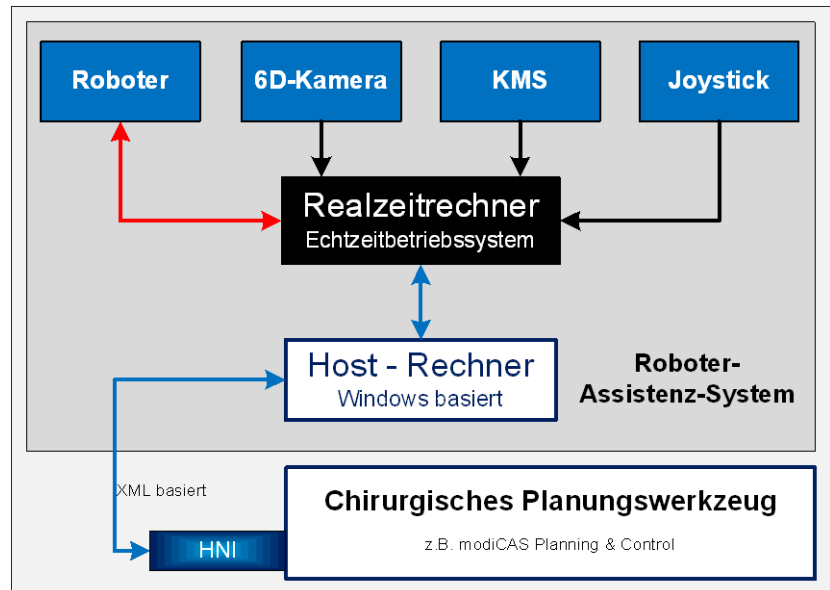


Abbildung 1: Systemarchitektur des modiCAS-Projekts

Auf der nächsten Ebene befindet sich der Host-Rechner, der die untere Anwendungsschicht darstellt. In dieser Ebene sind komplexere Funktionen, wie die Tool- oder Roboterkalibrierung implementiert, die auf die Basisfunktionen des Echtzeitrechners zurückgreifen. Der Host-Rechner bietet den Zugriff auf die aktuellen Prozessdaten des Systems, wie z.B. Pose-Daten aus der 6D-Kamera oder die aktuellen Roboterdaten. Durch Nutzung der Funktionen dieser Anwendungsschicht ist die komplette Steuerung des Assistenzsystems möglich.

Um die Funktionen von einer übergeordneten Planungs- und Steuerungssoftware aufrufen zu können, ist eine entsprechende Schnittstelle definiert worden, das so genannte **Host-Network-Interface (HNI)**. Die Software des Host-Rechners umfasst die Routinen des HNI auf der Seite des Assistenzsystems. Die genaue Spezifikation des TCP basierten HNI ermöglicht anderen Arbeitsgruppen den Assistenzroboter hierüber mit eigener Software zu steuern.

In unsere selbstentwickelte medizinische Planungssoftware "modiCAS-Planning&Control" ist ebenfalls eine Benutzerschnittstelle für das Assistenzsystem auf Basis des HNI integriert worden. Dadurch kann das HNI getestet und optimiert werden und mit weiteren Kommandos ergänzt werden. Auf der anderen Seite können Hersteller von Assistenzsystemen die hier vorgeschlagene Schnittstelle umsetzen, wodurch sich deren Systeme mit jeder Planungssoftware mit integriertem HNI steuern lassen.

3 Ergebnisse

3.1 Aufbau der Schnittstelle

Die Datenpakete des HNI basieren auf einer XML-Syntax und der Kommunikationskanal wird von einem TCP-Socket gebildet. Der TCP-Kanal gewährleistet eine gesicherte Übertragung, bei der keine Daten ohne entsprechende Fehlermeldung verloren gehen können. An die Schnittstelle müssen keine harten Echtzeitanforderungen gestellt werden, da das Assistenzsystem über die Schnittstelle gesteuert aber nicht geregelt wird. Alle zeitkritischen Berechnungen werden innerhalb des Realzeitrechners ausgeführt. Lediglich die Framedaten müssen von der Kamera über den Realzeitrechner und den Host-Rechner ausreichend schnell zur Planungssoftware übertragen werden, um eine zügige Visualisierung zu gewährleisten. Die ist erforderlich, um eine komfortable Hand-Auge-Koordination bei der händischen Positionierung chirurgischer Werkzeuge aufgrund der visualisierten Navigations- und Bilddaten zu ermöglichen.

Die Schnittstelle erlaubt es verschiedene Informationen, wie Betriebsmodus oder Frameposen, aus dem Hostsystem abzufragen oder Befehle an den Host zu übermitteln. Das Protokoll arbeitet befehlsbasiert, das heißt, jede Aktion wird über ein Befehlspaket angestoßen. Jeder Befehl erfordert eine Antwort der Gegenseite in Form von *Acknowledge-Packets* oder *Datapackets*. Befehle werden in *Command-Packets* versendet, die neben dem Befehl eine Reihe von Parametern in einer dynamischen Liste aufnehmen können. Sendet eine Seite einen Befehl in einem *Command-Packet* erhält sie von der Gegenseite zunächst ein *Acknowledge-Packet*, mit dem mitgeteilt wird, ob der Befehl ausführbar ist oder nicht. Nach der Ausführung des Befehls wird ein zweites *Acknowledge-Packet* gesendet, das eine Erfolgs- oder Fehlermeldung enthält. Wurden mit dem Befehl Daten angefordert, wird anstelle des zweiten *Acknowledge-Packet* ein *Data-Packet* mit den angeforderten Daten übertragen.

Zusätzlich zu dieser befehlsbasierten Kommunikation kann jede Seite wichtige Statusänderungen in Form von *Event-Packets* sofort der Gegenseite mitteilen. Für die Konfiguration stehen spezielle *Configuration-Packets* zur Verfügung, mit denen das Assistenzsystem seine Konfiguration verschicken oder eine neue Konfiguration empfangen kann.

Über einen zweiten TCP-Kanal kann das Assistenzsystem bestimmte Parameter in einem definierbaren Intervall automatisch zur Planungssoftware senden. Die gewünschten Parameter können über einen entsprechenden Befehl von der Planungssoftware zur automatischen Übertragung angefordert werden. Diese automatische Übertragung kann beispielsweise zur Übertragung der Navigationsdaten verwendet werden, die zu Visualisierungszwecken in der Planungssoftware mit einer Frequenz von ca. 10 Hz mit möglichst geringer Zeitverzögerung benötigt werden. Die separate Abfrage der Daten über einen Befehl mit den beiden Antwortpaketen würde an dieser Stelle einen zu hohen Overhead verursachen.

Die Pakete basieren auf XML (Listing 1) und sind in Arrays und Cluster organisiert, wobei ein Array eine beliebige Anzahl von Elementen gleichen Datentyps und ein Cluster eine feste Anzahl genau definierter Datentypen enthalten muss. Der Aufbau der HNI-Pakete wurde so gewählt, dass *Command*-, *Data*-, *Event*- und *Acknowledge-Packets* von der Struktur den gleichen Aufbau haben. Damit lassen sie sich im Host-Rechner automatisch abhängig vom *Pakettyp* in die entsprechende Struktur aus Arrays und Clustern umwandeln.

Listing 1: Aufbau eines Command-Packets am Beispiel des RobMove Befehls

```
<Packet>
<Name>CommandPacket</Name>
  <NumElts>4</NumElts>
  <U32><Name>PacketID</Name>          <Val>2</Val>  </U32> <!--Packet ID -->
  <U32><Name>ReferencePacketID</Name><Val>0</Val>  </U32> <!--Reference Packet ID-->
  <String><Name>Command</Name>
    <Val>APPRobMove</Val></String>                                <!--Name des Kommandos-->
  <Array>                                                            <!--Array mit Parametern-->
    <Name>ParameterList</Name>
    <Dimsize>4</Dimsize>                                            <!--Anzahl der Parameter-->
    <Cluster>                                                        <!--Erster Parameter-->
      <Name>Parameter</Name>
      <NumElts>3</NumElts>
      <String>    <Name>Name</Name><Val>TargetFrameName</Val> </String>
      <String>    <Name>Type</Name> <Val>String</Val>          </String>
      <String>    <Name>Value</Name><Val>OTS_T_TTP</Val>        </String>
    </Cluster>
    ...
  </Array>
</Packet>
```

Für jeden Pakettyp ist die Struktur des Clusters festgelegt. Alle haben gemeinsam, dass die ersten beiden Elemente die *PacketID* und die *ReferenePacketID* speichern. Die *PacketID* ist für jedes Paket eindeutig und wird bei 0 beginnend für jedes Paket inkrementiert. Die *ReferencePacketID* wird bei Antwortpaketen verwendet, um eine Referenz auf das Paket zu geben, auf das sich die Antwort bezieht. Dadurch erlaubt das

Protokoll die zeitlich überlappende Ausführung von Befehlen. Der weitere Datenbereich ist abhängig vom Paketttyp. Bei *Command-, Data-, Configuration-Packets* folgt hier ein Array aus Clustern, wobei jedes Cluster einen Parameter repräsentiert. Da es die Definition eines Arrays verlangt, dass alle Arrayelemente vom gleichen Datentyp sind, muss es sich um Cluster des gleichen Typs handeln. Um trotzdem beliebige Daten in der Parameterliste übertragen zu können, wurde die in Listing 1 am Beispiel eines *Command-Packets* für einen Roboterfahrbefehl dargestellte Struktur eines Arrays aus Clustern entworfen.

3.2 Funktionsübersicht

Bei der Definition der Befehle wurde auf eine möglichst feine Granularität geachtet, so dass mit einer Kombination mehrerer Befehle komplexe Aufgaben durchgeführt werden können, wodurch das Assistenzsystem universell einsetzbar ist. Die Befehle teilen sich in mehrere Bereiche auf. Mit den Befehlen zur Änderung des *Runningmodes* kann der Zustand des Gesamtsystems, der von einer *State-Machine* kontrolliert wird, beeinflusst werden. Zwei wichtige Zustände sind der *Running-* und der *Wait-State*. Eine weitere Gruppe von Befehlen dient zur Konfiguration und Kalibrierung des Assistenzsystems. Sie lassen sich in die Bereiche allgemeine Konfiguration, Konfiguration des Navigationssystems und Konfiguration des Assistenzroboters unterteilen. Das Assistenzsystem unterstützt verschiedene Kalibrierungsprozeduren wie z.B. zur Ermittlung der Transformation zwischen Roboter-DRB (Digital Ridged Body) und dem Tool-Center-Point des Roboters, die nach bestimmten Konfigurationsänderungen durchgeführt werden müssen. Für das Navigationssystem müssen die DRBs eingestellt und den verschiedenen Funktionen zugeordnet werden. Für den Roboter lässt sich beispielsweise die Steifigkeit sowie die Freiheitsgrade der haptischen Führung über entsprechende Befehle variieren.

Einen weiteren Bereich umfassen die Befehle zur Steuerung des Navigationssystems sowie zur Abfrage der aktuellen Framedaten (Pose und Sichtbarkeit). Weiter können mit einem Pointer und durch Bestätigung mit einem Fußtaster Punkte gezielt registriert werden. Neben der manuellen Abfrage einzelner Frames können Frameinformationen vom Host-Rechner automatisch versandt werden. Zur Auswahl der automatisch zu versendenden Frameinformationen sowie zur Bestimmung des Intervalls, in dem die Informationen versendet werden, existieren ebenfalls entsprechende Befehle.

Der letzte Bereich betrifft die Roboterfahrbefehle. Hier ist im Wesentlichen der Move-Befehl zu nennen, mit dem der Roboter zu einer Zielpose verfahren werden kann. Die Zielpose wird über eine Transformationsmatrix definiert, wobei die Koordinatensysteme, deren Transformation beschrieben wird, ebenfalls ausgewählt werden können. So ist es beispielsweise möglich, die Zielpose des Roboterwerkzeuges im Patientenkoordinatensystem oder im Koordinatensystem des Navigationssystems anzugeben. Über weitere Parameter können Rotationsanteile der Transformationsmatrix teilweise oder ganz ignoriert werden, so dass bei der Ausführung des Fahrbefehls nur eine Translation durchgeführt wird oder die Rotation um eine Achse unverändert bleibt. Dies ist beispielsweise bei rotationssymmetrischen Werkzeugen von Interesse, um unnötige Roboterbewegungen zu vermeiden. Über einen weiteren Parameter kann bestimmt werden ob die Robotertrajektorie kartesisch (Cartesian space) oder in Gelenkkoordinaten (Joint space) geplant werden soll.

4 Diskussion

Mit dem Host-Network Interface (HNI) steht eine einfach zu implementierende Netzwerkschnittstelle für das chirurgische Assistenzsystem des modiCAS-Projekts zur Verfügung. Durch die Definition weniger grundlegender Befehle kann das Assistenzsystem für unterschiedliche Anwendungen über das HNI gesteuert werden. Die offene Schnittstelle ermöglicht es anderen Arbeitsgruppen, den navigierten Assistenzroboter entsprechend eigener Planungen und Workflows zu verwenden. Durch den modularen Aufbau der modiCAS Steuerung kann diese darüber hinaus an verschiedene Roboter angepasst werden. Der erfolgreiche Nachweis der Funktionalität der HNI Schnittstelle ist im Rahmen eigener Projekte zur Untersuchung der Einsatzmöglichkeiten der Assistenzroboters in verschiedenen chirurgischen Anwendungen erbracht worden.

5 Referenzen

- [1] Schneider, H.-C.; Wahrburg, J.: "Neuer Echtzeitkern zur Verbesserung der Dynamik und Sicherheit eines navigierten Chirurgie-Assistenzroboters", at - Automatisierungstechnik, Vol. 56, no. 9, pp. 483-493, 2008.
- [2] Raul A. Castillo-Cruces, „Concept and Design of a Cooperative Robotic Assistant Surgery System“, Dissertation, Universität Siegen, 2008
- [3] Raul A. Castillo-Cruces, Jürgen Wahrburg, “Virtual fixtures with autonomous error compensation for human robot cooperative tasks”, Robotica, Vol. 28 Part 2, pp. 267-277 , 2010

6 Danksagung

Teile dieser Arbeit wurden im Rahmen des DFG-SPP 1124 und durch das BMBF-Projekt 01EZ0740 gefördert.

Light-weight robot stability for orthognathic surgery. Phantom and animal cadavar trials

V. M. M. Vieira¹, G. J. Kane¹, H. Ionesco¹, J. Raszkowsky², R. Boesecke¹, G. Eggers¹

¹ Department of oral and cranio-maxillofacial Surgery, Heidelberg University,
Im Neuenheimer Feld 400,
69120 Heidelberg, Germany

² Institute for Process Control and Robotics, Universität Karlsruhe (TH)
Building 40.28, Engler-Bunte-Ring 8
76131 Karlsruhe, Germany

Kontakt: Vitor.Vieira@med.uni-heidelberg.de

Abstract:

Despite significant improvements orthognathic surgery in the past years, there is still room for improvement. Since the objective of this surgery is to position one jaw in relationship to another (and base skull), orthognathic surgery is a good candidate for a systematic robotic approach.

Coupling and holding the maxilla by a robot has already been discussed in prior work; with this study we discuss the next stage of the surgical workflow which involves holding the target position while the surgeon drills and fastens the maxilla.

The LBR3 was tested in laboratory for its stability and usability. The results indicate a shift in target position almost 1.5mm and overshoot upon release of force. Recovery of the original position was established with errors below 0.01mm, and orientation up to 0.06°. Also identified with the LBR3 is the axis stability difference.

Finally this study concludes that the LBR3 is adequate to assist in orthognathic surgery.

Keywords: *Robotic Assisted Surgery, Ortognathic surgery, Light-Weight robots*

1 Problem

Surgeries which can benefit from robotic systems are diverse and much literature is provided, e.g. [1]. The use of light-weight robots in surgery on the other hand, is still under evaluation. In already presented approach to robotic assisted orthognathic surgery [2], the abilities of these robots are yet to be demonstrated.

In this study the light-weight robot LBR3 is employed in a realistic setting. This light-weight robot has approximately the same size as a human arm, and can manoeuvre a load equivalent to its own weight, up to 14Kg. The small size allows to easier integration with the conventional workflow. Each of the seven joints of the LBR3 integrates sensors for motor position, joint position and joint torque, allowing therefore the safe cooperation with the human operator [5]. The LBR3's ability to reconfigure its joints while maintaining the position and orientation of the instrument tip unchanged, adds to the characteristics of this robot.

In the context of medical applications the LBR3 is used with different projects, e.g. [6]. In this study we look in to the benefits and possibilities of this hardware. How steady can this robot hold the target position while maintaining the desired accuracy increase of the robotic approach to the conventional orthognathic surgery [2].

2 Method

The robot was tested in laboratory, simulating OR conditions, with a phantom patient as well as with a swine skull. The performed tests are intended to assert the behaviour of a light-weight robot in assistance procedures under realistic surgical conditions. In particular it is intended to determine the robot's stability when holding the maxilla in the target position during the single jaw surgery with maxillary repositioning.

To test this scenario a plastic phantom with detached maxilla was used. The maxilla is held to the skull with elastic rubbers simulating the soft tissues holding the bone segment after down-fracture. The maxilla is held by the robot in the target position using an end effector designed for this purpose [3] (Figure 1).

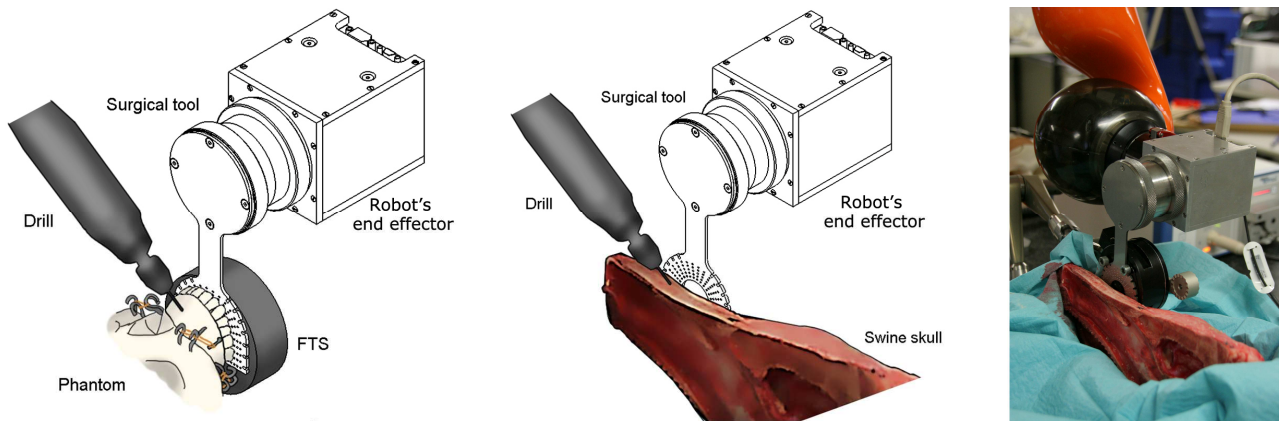


Figure 1 - Scheme of the experimental setup for drilling of the phantom's maxilla.

The target position was held by the robot and its displacement measured as three holes were drilled in the maxilla; one hole from above and two laterals, from each side. The standard non-surgical drill rotated at 20 000 rpm. The phantom was not rigidly fixed, but held in position with the aid of a vacuum cushion. Likewise, the swine skull was not rigidly fixed, but held in position with the aid of a vacuum cushion.

Given that the swine dentition does not resemble that of the humans, the tool was fixed with four screws on the side of the nose cavity. Using a surgical drill at 40 000 rpm the bone was drilled three times along the bone near the surgical tool. Afterwards screws were inserted in these holes and tightened, simulating the fixation procedure during the maxillary repositioning. The used screws were not medical standard, but plain 3mm diameter steel screws. These three procedures were recorded and the robot position measured using the internal encoders of the LBR3, with a resolution of 0.001mm / 0.001°. The control method of the robot was supplied / implemented by KUKA, for this experiment, only the target position was given, and the controller attempts to hold it as the experiment takes place.

3 Results

In Figure 2 the results of the drilling process of the phantom's maxilla are illustrated.

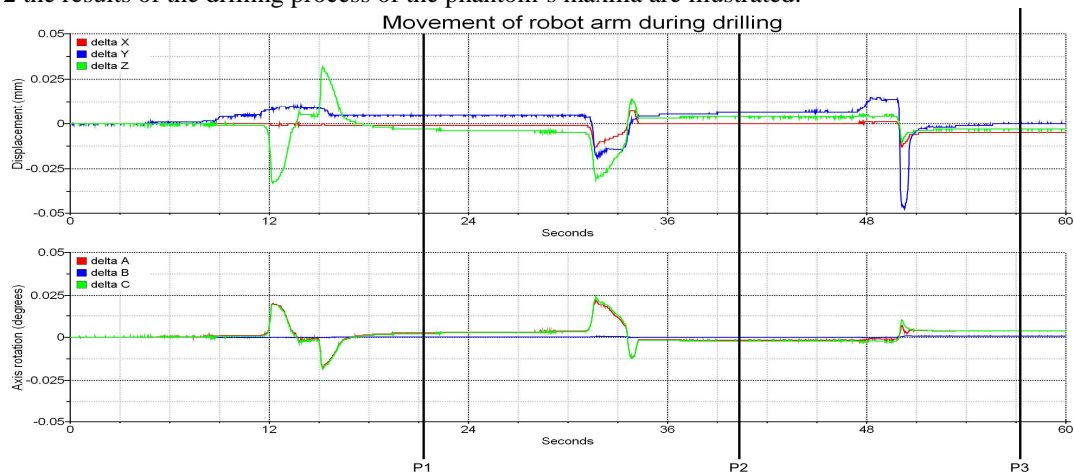


Figure 2 - Horizontal axis displays time in seconds. The top graphic displays the robot arm displacement in millimetres, the bottom graphic the robot arm displacement in degrees.

From this experiment it is observed that: From 0 to P1, a hole was drilled vertically and produced a displacement of 0.033mm downwards. This displacement was compensated by the robot arm, and upon removal of the drill the position overshoot by 0.03mm. During this period angles A and C displaced 0.02° with same magnitude of overshoot upon release. Between P1 and P2 one lateral hole was drilled and displaced the vertical (Z) axis by 0.03mm. Upon release of this force, the robot did not return to the exact same position, but presented a constant error of approximately 0.007mm in the depth axis (Y) and 0.0045mm in the horizontal X axis. During this period the angular deviation was similar to the period 0 to P1. Between P2 and P3 a third drill hole was made in the opposing lateral wall of the phantom's maxilla.

This resulted in a displacement of 0.015mm in the direction of the target (depth, Y). The observed overshoot of the position was considerably higher, approximately -0.05mm. A residual offset of 0.005mm and 0.0042° at the end of the experiment was observed. The most sensitive axis to an external force is the Y.

The figure below illustrates the measured position during the drill procedure of the swine skull.

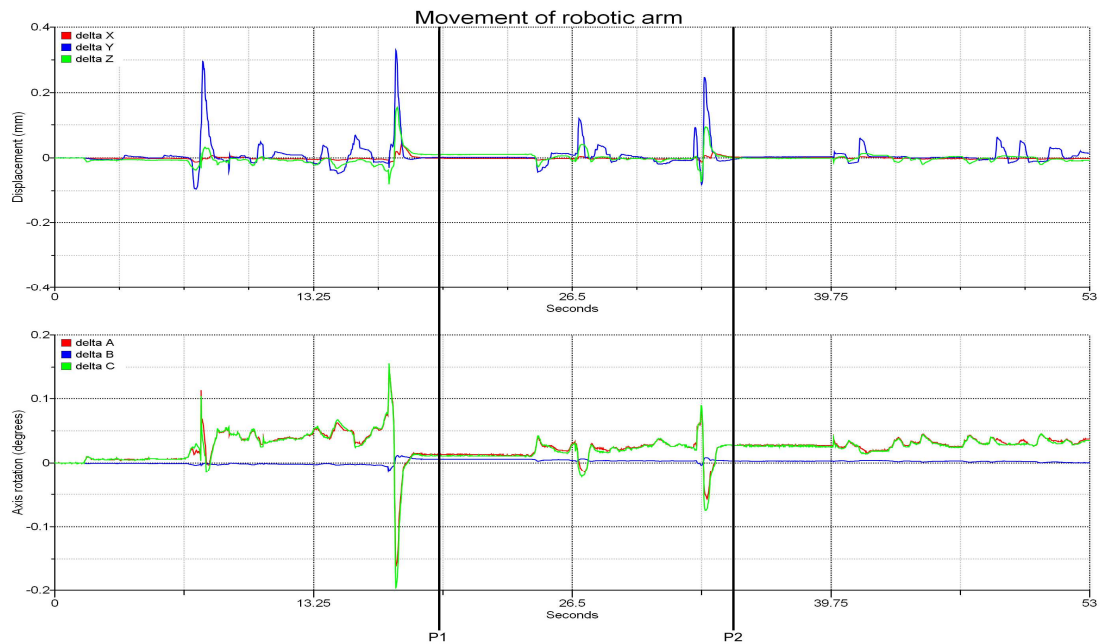


Figure 3 - Horizontal axis displays time in seconds. On the top graphic the vertical axis displays the robot arm displacement in millimetres, the bottom graphic the robot arm displacement in degrees.

From this experiment it is observed that: From 0 to P1, one hole was drilled until the drill end pierced the bone and reached the nasal cavity. This caused two spikes in position with amplitudes of 0.3mm and 0.33mm respectively. The two displacement spikes lasted for 0.76 and 0.74 seconds.

During the same period angles A and C suffered similar displacements oscillating between 0.155° to -0.2° together with the second Y (depth) displacement spike. After the second drill hole (P1 to P2), the orientation error offset was 0.029°.

The position offset was approximately zero. Between P2 and the end of the experiment the third hole was drilled.

During this period the robot oscillation reached a maximum of 0.06mm. The angle oscillation was lower than the remaining offset of the previous drill position. The observed overall behaviour is that drilling bone is not as smooth as drilling the phantom skull. The robot's ability to recover the original position after the application of these forces is recognized with the largest offset error being found in the rotation axis A and C.

The next illustration shows the measured position during the screw fixation procedure of the swine skull.

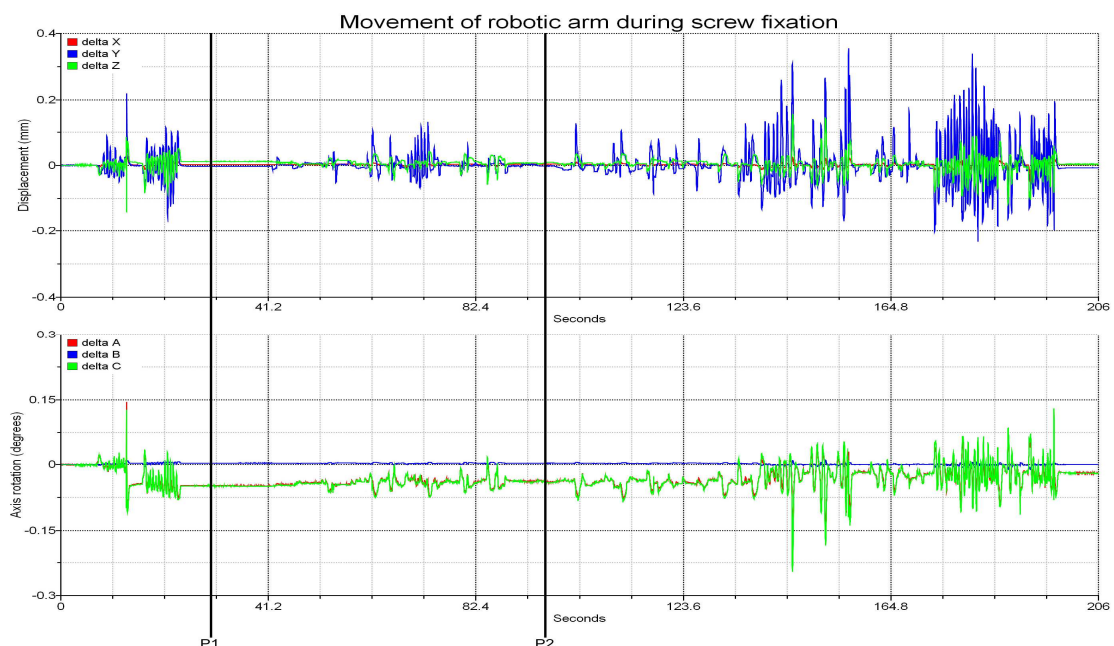


Figure 4 - Horizontal axis displays time in seconds. On the top graphic the vertical axis displays the robot arm displacement in millimetres, the bottom graphic the robot arm displacement in degrees.

Contact between the end effector and the surgeon was noted throughout this experiment, in particular when fixating the third screw. From this experiment it is observed that: From 0 to P1, one screw was inserted with forces oscillating at a frequency of 1.47Hz. The maximum displacement of the robot arm was 0.22mm and 0.15°. The offset of the robot arm at P1 was 0.013mm in the Z (vertical) axis and -0.05° at both rotation axis A and C. Between P1 and P2 a second screw was inserted which resulted in similar oscillation as the previous screw, but with lower displacement amplitude, approximately 0.2mm. The rotation axis also suffered less oscillation and maintained the previous offset of -0.05°. From P2 to the end of the experiment, the maximum displacement measured was 0.36mm on the depth (Y) axis, and -0.25° on both A and C rotation axis. After the screw had been inserted the error from the original position was 0.005mm on the X and Z axis and -0.02° in the A and C angles. Similar to the drilling procedure the robot showed ability in recovering the original position after the application of these forces, with a residual error.

4 Discussion

To assist the orthognathic surgeon in this task and provide a more accurate and stable target position fixation, a robotic approach has been suggested [2]. Several research examples exploit the light-weight robot option since they do not consume too much space in the operating room and yet enables precise targeting and guidance. However their usability in surgery has yet to be proven. For the case of the LBR3, depending on the amount of force which it is applied, the target position can shift almost 1.5mm. Upon release of the applied force, the robot arm overshoots the target position, often more than the original displacement. Although the target position was recovered with a minimal error in position (below 0.01mm), the orientation of the robot fledge presented a more significant error. This error in axis A and C (horizontal and vertical axis respectively), could grow up to almost 0.06°, in the worst case observed. As it is known, a small rotational error can produce a large error at the end of a lengthy tool.

From drilling both the phantom and the swine skull, the speed of the drill did not create a visible vibration on the robot position. The opposite happens when rotating the screws. The applied force is dynamic with every thrust and twist of the screwdriver.

Also noted with the LBR3 is the stability difference in its axis. The most sensitive axis to external forces is vertical with the maxilla. In opposition the horizontal direction towards the patient is the most resistant.

The resulting amount of error observed is medically tolerable for orthognathic surgery. The direction of the largest displacement error (vertical to the maxilla), could tolerate an error up to one millimetre without the necessity of further bone removal or down-grafting.

The results do not seem to justify the attempt to implement an improved control mechanism.

The experiments presented in this article were conducted using the KUKA LBR3 and therefore these results apply only to this particular robot arm. Further extensive testing should be made with patients to assert the final usability. However it provides an idea of what is to be expected from such robots. Finally this study concludes that the LBR3 is adequate to handle the proposed robotic assisted orthognathic surgery [2].

Acknowledgments. This research work was funded by the Marie-Curie Actions - Early Stage Training, in the framework program number six with the CompuSurge project. A special acknowledgment should be made to the team members of MeGI, IPR Karlsruhe for their support and discussions, without which would not be possible to present this work.

5 References

1. Korb, W., Marmulla, R., Raczowsky, J., Mühling, J., Hassfeld, S.: Robots in the operating theatre - chances and challenges. *International Journal of Oral Maxillofacial Surgery*, 33 (2004), 721-732
2. Burgner, J., Toma, M., Vieira, V., Eggers, G., Raczowsky, J., Mühling, J., Marmulla, R., Wörn, H.: System for robot assisted orthognathic surgery. In: Lemke, H.U., Vannier, M.W. (eds.): *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, Proceedings of the 21st International Congress and Exhibition (CARS 2007)*, Vol. 2. Springer, Berlin, Germany (2007) 419-426
3. Vieira, V.M.M., Eggers, G., Ortmaier, T., Kane, G.J., Marmulla, R.: Method for optically-controlled semi-automatic coupling of a robot arm with a surgical tool while maintaining sterile conditions. *Curac 2008, Leipzig, Germany* (2008) 127-130
4. Vieira, V.M.M., Kane, G.J., Marmulla, R., Raczowsky, J., Eggers, G.: Error analysis of a sub-millimeter real-time target recognition system with a moving camera. In: Koeppen, M., Kasabov, N., Coghill, G. (eds.): *Advances in Neuro-Information Processing: Proceedings of the 15th International Conference on Neuro-Information Processing. ICONIP 2008, Part II, LNCS 5507 proceedings*, Auckland, New Zealand (2008)
5. Albu-Schäffer, A., Haddadin, S., Ott, C., Stemmer, A., Wimbock, T.: The DLR lightweight robot: design and control concepts for robots in human environments. *Industrial Robot: An International Journal*, 34 (2007), 376-385
6. AccuRobAs. <http://wwwipr.ira.uka.de/accurobas/> 03 May 2009