

Grenzflächendetektion im Felsenbein

T. Klenzner¹, L.A. Kahrs¹, R. Huber², J. Raczkowsky³, H. Wörn³, J. Schipper¹

¹ Universitätsklinikum Düsseldorf, Univ.-HNO-Klinik, Deutschland

² Ludwig-Maximilians-Universität München, Lehrstuhl für BioMolekulare Optik, Deutschland

³ Karlsruher Institut für Technologie (KIT), Institut für Prozessrechentechnik, Automation und Robotik, Deutschland

Kontakt: Thomas.Klenzner@med.uni-duesseldorf.de

Abstract:

Die seitliche Schädelbasis enthält sehr relevante, vital notwendige Strukturen, u.a. die innere Halsschlagader, der Gesichtsnerv, das Innenohr mit Gleichgewichts- und Hörorgan sowie Anteile des Geschmacksnervs. Zur Behandlungen von Pathologien in diesem Bereich sind präzise Interventionen für ein minimales Trauma beim Patienten gefordert. Bei solchen mikrochirurgischen Eingriffen ist ein definierter und vollständiger Knochenabtrag im Submillimeterbereich mit Schonung der darunter liegenden Nerven, Gefäße und Organe zwingend erforderlich. Als Anforderungen an ein neuartiges System ergeben sich die Detektion von Gewebeübergängen sowie der Stopp des Knochenabtrags vor dem Erreichen bzw. der Schädigung angrenzender Weichgewebestrukturen. Lösungsansätze bestehen in der Regelung des Knochenabtrags durch automatische Grenzflächendetektion mittels Videoüberwachung und/oder optischer Kohärenztomographie sowie Bildverarbeitung. Das System soll beispielhaft anhand der Eröffnung des Innenohrs (Cochleostomie) evaluiert werden.

Schlüsselworte: Schädelbasischirurgie, Cochleostomie, optische intraoperative Messmethoden, Bildverarbeitung, Laserknochenablation

1 Problem

Betrachtet man die chirurgische Anatomie im Bereich der Otobasis, so sind die meisten wichtigen Organe, Nerven oder Gefäße von Knochen umgeben. Beispielhaft sind hier das Innenohr, der Nervus Facialis für die Gesichtsmuskulatur, die Chorda Tympani als sensorische Afferenz für den Geschmack oder auch die großen venösen und arteriellen Blutleiter zu nennen. In den letzten Jahren besteht zunehmend die Absicht, minimalinvasive Operationsverfahren und eine navigierte Instrumentenführung zu einer Erhöhung chirurgischer Präzision im Bereich der Schädelbasis zu erreichen; diesbezüglich werden auch mechatronische Assistenzverfahren - teils experimentell – für den HNO Bereich entwickelt [1].

Allerdings ist es den bestehenden Systemen nicht möglich, eine Ortsauflösung im Submillimeterbereich zu erreichen, da das zugrunde liegende 3D-Modell des Patienten der klinisch eingesetzten bildgebenden tomographischen Verfahren (CT, MRT, Volumetomographie) mit der dazugehörigen Segmentierung nicht die entsprechende Auflösung hat [2,3]. Da aus ethischen Prinzipien vom Chirurgen eine möglichst minimale Traumatisierung des Gewebes gefordert werden muss, kommt einer Grenzflächendetektion als möglichem Sensorikansatz in der mechatronisch assistierten Chirurgie eine enorme Bedeutung zu. Als Grenzfläche wird die Gewebestruktur bezeichnet, die unmittelbar nach einer kompletten Entfernung des über ihr liegenden knöchernen Gewebes dargestellt ist. Der Erhalt dieser Gewebeformation ist für den Funktionserhalt des entsprechenden Gewebes von immenser Wichtigkeit, da diese, wenn nicht schon unmittelbar der Funktion dienend, so doch ernährend oder schützend wirkt. Hier sind als mögliche Schäden beispielsweise der Verlust des Hör- oder Gleichgewichtsorgans, eine Gesichtsnervenlähmung, Hirnblutung, Hirnwasseraustritt oder Geschmacksirritationen zu nennen.

Um einen definierten Knochenabtrag im Bereich der Schädelbasis zu untersuchen, wurde in unseren Experimentalansatz ein gepulster CO₂ Laser zur Eröffnung des Innenohres (Cochlea) verwendet. Dies ist ein Operationsschritt im Rahmen der Cochlea Implantation. Der Laserstrahl wird hierbei über einen Laserstrahlscanner gesteuert [4,5]. Hiermit war die Planung individuell angepasster Abtragungsmuster im Mikrometerbereich im Felsenbein möglich. Der CO₂-

Laser bietet ein gutes Strahlprofil (TEM_{00}) und eine gute Fokussierbarkeit ($\varnothing < 250 \mu\text{m}$). Über die fein skalierbare Pulsenergie ist eine sehr gute Kontrollierbarkeit der Dicke der einzelnen Abtragschichten möglich. Zur Regelung der Laserablationsmuster und Abtragtiefe sind Verfahren zu einer sicheren Detektion von biologischen Grenzflächen erforderlich. Mögliche Ansätze werden im Folgenden beschrieben. Ein weiterführendes Ziel ist, die systematische Erfassung der biologischen Grenzflächen durch die zu entwickelnde Sensorik auf das Laserablationsverfahren zu übertragen und den Abtrag damit zu regeln. Beispielsweise würden entsprechend als Grenzfläche erkannte Gebiete des OP-Situs im nächsten Ablationszyklus ausgespart werden können. Der Chirurg würde hierfür einen entsprechend Vorschlag über die Software des Lasersystems erhalten mit der Möglichkeit der Modifikation des vorgeschlagenen Ablationsmusters.

2 Methoden

Prinzipiell können optische, akustische, haptische oder radiologische Methoden zur Grenzflächendetektion beim Übergang von knöcherner zu nicht-knöchernen Strukturen Verwendung finden. Als initiales Anwendungsbeispiel dient die Präparation der membranösen Auskleidung des Innenohrs während der Cochleostomie. Unsere beiden Ansätze sind optisch, um eine Integration in den Strahlengang der Laserablation zu ermöglichen.

Die erste Methode beruht auf einer mikroskopischen Videoüberwachung in Kombination mit Bildverarbeitungsmethoden. Freipräparierte Strukturen sollen anhand von einer automatischen Bildmustererkennung identifiziert werden. Für die Segmentierung dieser Regionen hat sich der Color Structure Code (CSC) als geeignet herausgestellt. Die segmentierten Bereiche stellen die Grenzflächen dar und dienen als Grundlage für die weitere Ablationspulsregelung. Der Vorteil dieses Ansatzes liegt in der vergleichbar einfachen Einbindung in den Operationsablauf. Komponenten dieses Systems sind in heutigen Operationssälen vorhanden (Mikroskop, Kamera, Laser) [6].

Die optische Kohärenztomographie (OCT) als weiterer methodischer Ansatz ermöglicht zudem eine Tiefendarstellung des Gewebes auf der Basis reflektierter Laserstrahlen. Die prinzipielle Abbildbarkeit von Knochen oder Innenohrstrukturen wurde bereits in anderen Forschungsarbeiten gezeigt [7,8]. Unser Ansatz zielt dabei auf die Kombination der Laserablation mit dem zusätzlichen dreidimensionalen Abrastern des Ablationsgebiets mit einem OCT-Messstrahl ab. Die Messergebnisse müssen dann dreidimensional rekonstruiert und mittels Bildverarbeitung die Grenzflächen erkannt werden.

3 Ergebnisse

Im Gegensatz zu einer konventionellen Eröffnung des Innenohres mittels einer rotierenden Fräse, wo bei Mikroskopieaufnahmen das Endost als Grenzschicht deutlich identifizierbar ist, ist dieses bei Lasercochleostomien bisher nicht durchgehend gelungen (vgl. Abb. 1a). Bei den meisten Experimenten konnte die Ablation erst nach dem ersten Laserpuls gestoppt werden, welcher durch die Membran oder Perilymphe absorbiert wurde. Sind größere Bereiche der Membran (Endost) und des eröffneten Bereichs freigelegt, funktionierte die Segmentierung stabil (vgl. Abb. 1b/c). In späteren Experimenten gelang die Adaptation der Laserpulsmuster und der Reduzierung der Pulsenergie, um eine bis auf mit geringen Knochenfragmenten bedeckte Membran darzustellen (vgl. Abb. 1d).

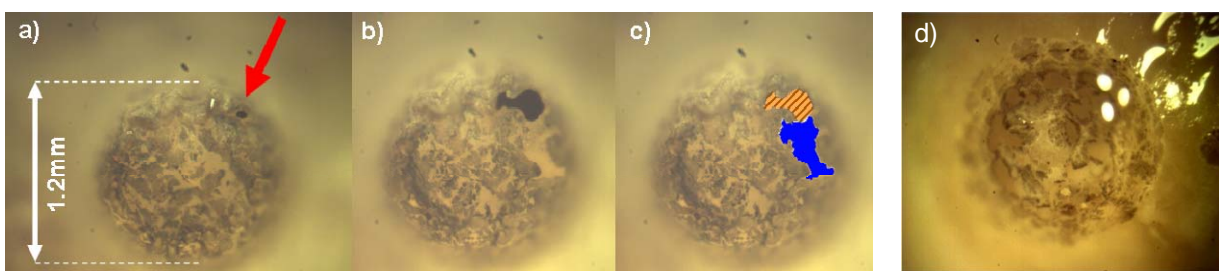


Abb. 1: Videoüberwachungsaufnahmen während einer Lasercochleostomie. a) Ein erster (mit der Methode der Videoüberwachung oft nicht vermeidbarer) Laserpuls, der durch die Grenzschichten hindurch in die Cochlea appliziert wird. b) Darstellung eines Teils der membranösen Auskleidung unterhalb der Eröffnung. c) Automatisch segmentierte Regionen von Membran (blau) und Eröffnung (gestreift). d) Membran ca. zu einem Drittel freigelegt.

Die optische Kohärenztomographie ermöglicht hingegen ein Premonitoring, bei dem die Restknochendicke bekannt ist, die über der kritischen Struktur liegt. Unsere bisherigen Experimente zeigen, dass mindestens $150\mu\text{m}$ vor einer Perforation die Lage der Grenzfläche bekannt ist (vgl. Abb. 2). Die Proben wurden mit einem selbstgebauten OCT-System untersucht [9]. Außerdem wird es möglich sein, die Positionen der nächsten Ablationslaserpulse, die nach der OCT-Messung optimal verteilt werden, nicht nur wie bei der Videoüberwachung auf Basis von zweidimensionalen Informationen sondern dreidimensional im verbleibenden Restknochenvolumen zu setzen.

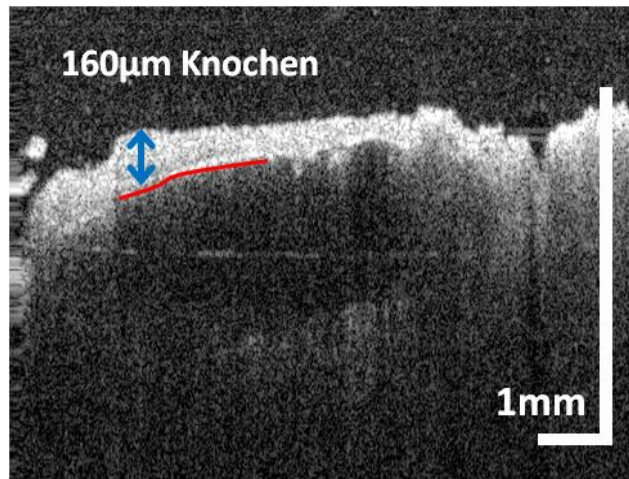


Abb. 2: Darstellung von Strukturen an einer humanen Cochlea mittels optischer Kohärenztomographie. In dem exemplarischen 2D-Schichtbild kann der Knochen mit einer Dicke von mindestens $160\mu\text{m}$ dargestellt werden. Entscheidend ist die Identifizierbarkeit einer klar erkennbaren Strukturunterkante, die für eine automatische Segmentierung und somit für die Grenzflächendetektion während der Laserknochenablation verwendet werden kann.

4 Diskussion

In der klinischen Routine bei Manipulationen an der Schädelbasis oder Innenohr finden bisher keine navigiert kontrollierten, reproduzierbaren Prozeduren für einen Knochenabtrag im Submillimeterbereich Verwendung. Als Konsequenz ist ein entsprechender Funktionsverlust beispielsweise des Hörorgans oder Nervenschäden möglich.

Für eine Detektion der Grenzfläche zwischen Knochen und Weichgewebe (Knochenhaut, Nerven, Blutgefäße, etc.) sind verschiedene Messmethoden möglich. Zwei optische Verfahren wurden anhand von Messergebnissen bei Experimenten am Innenohr in diesem Beitrag beschrieben. Die optische Kohärenztomographie zeigt sich in unseren initialen Untersuchungen der normalen Videoüberwachung bezüglich der Vorhersehbarkeit des Erreichens einer Grenzfläche bei der Laserablation überlegen. Untersuchungen bzw. Optimierung der Systeme bezüglich der maximal möglichen Eindringtiefe in Knochen sowie der automatischen Erkennung der Grenzfläche mittels Bildverarbeitung bei der optischen Kohärenztomographie stehen noch aus. Bezüglich notwendiger Redundanz können eventuell später beide Verfahren (Videoüberwachung und OCT) parallel eingesetzt werden. Dem Operateur stünde durch die hier beschriebene Kombination der Grenzflächenerkennung mit der Laserknochenablation ein neues Werkzeug zur Verfügung, welches nach erfolgtem Ausrichten auf die Zielstruktur eine Ein-Knopf-Lösung für das automatische Freipräparieren von Weichgewebestrukturen unter einer Knochenschicht ermöglichen würde. Die Abbildung 3 zeigt einen möglichen schematischen Aufbau für einen experimentellen Ansatz im Operationssaal mit einem angestrebten koaxialen Strahlengang unter Verwendung eines Operationsmikroskops. Zur Evaluation des Systems müssen aus ärztlicher Sicht noch Untersuchungen durchgeführt werden, die u.a. Sicherheitsaspekte wie Ausschluss von thermischen und akustischen Schäden durch die verwendeten Laser beinhalten oder die Integration in einen OP Ablauf ermöglichen.

5 Danksagung

Die Autoren danken der Deutschen Forschungsgemeinschaft, die diese Arbeit im Rahmen des SPP 1124 mit dem Projekt „Bildgestützte Navigation eines Laserstrahls zur mikrochirurgischen Knochenablation an der lateralen Schädelbasis“ unterstützt hat sowie im laufenden Normalverfahren „Optische Kohärenztomographie für eine geregelte Laserablation an Grenzschichten der Schädelbasis (OCT-LABS)“ unterstützt (Geschäftszeichen: KL 2113/1-1, KL 2113/3-1).

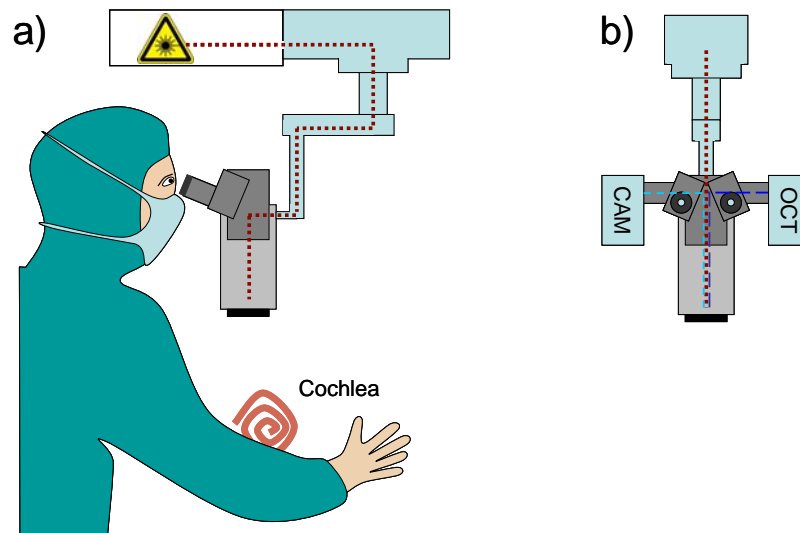


Abb. 3: Schematische Darstellung einer möglichen Integration der Grenzflächendetektion mittels Videüberwachung (CAM) bzw. optischer Kohärenztomographie (OCT) in ein Operationsmikroskop für die Laserknochenablation. Abbildung a) zeigt die Seitenansicht und b) die Sicht von vorne auf das Mikroskop.

6 Referenzen

- [1] Bumm K, Federspil PA, Klenzner T, Majdani O, Raczkowsky J, Strauss G, Schipper J; ASKRA (Arbeitsgemeinschaft für Schädelbasis- und kraniofaziale Chirurgie der Dtsch. Ges. f. HNO, Kopf- u. Halschirurgie): Update in der navigiert kontrollierten und mechatronisch assistierten Kopf-Hals-Chirurgie in Deutschland. HNO. 56(9):908-15. 2008
- [2] Caversaccio M, Freysinger W: Computer assistance for intraoperative navigation in ENT surgery, Minim Invasive Ther Allied Technol. 12(1):36-51 . 2003
- [3] Schipper J, et al.: Navigation as a quality management tool in cochlear implant surgery. J Laryngol Otol.. 118: 764-70, 2004
- [4] Klenzner T, Aschendorff A, Arapakis I, Klenzner T, Teszler CB, Ridder GJ, Laszig R: High precision cochleostomy by the use of a pulsed CO₂-Laser – an experimental approach, Cochlear Implants International 10 S1:58-62, 2009
- [5] Kahrs LA, Werner M, Knapp FB, Lu SF, Raczkowsky J, Schipper J, Ivanenko M, Wörn H, Hering P, Klenzner T: Video Camera Based Navigation of a Laser Beam for Micro Surgery Bone Ablation at the Skull Base - Setup and Initial Experiments. Advances in Medical Engineering, 219-23, 2007
- [6] Kahrs LA: Bildverarbeitungsunterstützte Laserknochenablation am humanen Felsenbein, KIT Scientific Publishing, 2009
- [7] Fujimoto JG: Laser Medicine and Biomedical Imaging, in Progress Report of the Research Laboratory of Electronics (RLE) at the Massachusetts Institute of Technology (MIT), No. 148 (12), 2005-2006
- [8] Pau HW, Lankenau E, Just T, Behrend D, Hüttmann G: Optical coherence tomography as an orientation guide in cochlear implant surgery?, Acta Otolaryngol. 127(9):907-13, 2007
- [9] Huber R, Wojtkowski M, Fujimoto JG: Fourier Domain Mode Locking (FDML): A new laser operating regime and applications for optical coherence tomography, Optics Express 14(8):3225-37, 2006