

Voraussetzungen für die kamerabasierte, intracochleare Navigation

L. A. Kahrs, R. F. Labadie

Vanderbilt University Medical Center, Department of Otolaryngology, Nashville, TN, USA

Kontakt: l.a.kahrs@vanderbilt.edu

Abstract:

Diese Arbeit hat das Ziel die Grundlagen einer kamerabasierten Insertionshilfe für die Elektrodenträger von Cochleaimplantaten zu legen. Zukünftige Cochleaimplante können an der Spitze des Elektrodenträgers mit einer Kamera ausgestattet werden und erlauben somit im Sinne einer bildbasierten Regelung eine tiefe und atraumatische Insertion. Im Rahmen dieser Arbeit werden Experimente mit den kleinsten, derzeit verfügbaren Kameras durchgeführt, die entwickelte Simulationsumgebung für die kamerabasierte Lagebestimmung vorgestellt sowie weitere benötigte Hard- und Softwareaspekte diskutiert.

Schlüsselworte: Cochleaimplantation, Insertionshilfe, miniaturisierte Kamera

1 Problem

Zur Unterstützung des Chirurgen während der Cochleaimplantation wurden im vergangenen Jahrzehnt verschiedene Methoden der bildgestützten Chirurgie bzw. Computer- und Roboterassistenz entwickelt. Forschungsarbeiten hierzu basieren auf traditioneller medizinischer Navigation [1,2], Computertomographie und Fluoroskopie [3–5], sowie mechanischen und mechatronischen Systemen [6–12]. Einer der wichtigsten Aspekte der Cochleaimplantation ist das tiefe und atraumatische Einführen des Elektrodenträgers in die Cochlea, zumeist in die Scala tympani. Hierzu existieren beispielsweise Insertionstools um Kräfte zu minimieren, die während der Implantation entstehen [12–14]. Üblicherweise ist der Chirurg aber bei der Insertion auf seine Erfahrung und sein Gefühl angewiesen. Er erhält kein direktes Feedback, ob die Insertion erfolgreich verläuft und führt diesen entscheidenden Schritt blind, ohne optische Kontrolle aus.

Der Grundgedanke dieser Arbeit ist, unter Verwendung eines Sensors in der Cochlea eine kontrollierte Elektrodeninsertion zu ermöglichen. Das Ziel ist den Elektrodenträger möglichst tief, schonend (keine Verletzungen der Basilarmembran oder anderer intracochleare Strukturen) und reproduzierbar einzuführen. Konkret werden in diesem Beitrag auf Basis von Experimenten und Simulationen die Voraussetzungen diskutiert, die für eine kamerabasierte, intracochleare Navigation benötigt werden. Grundlage dieser Idee ist die optische Exploration im Sinne von endoskopischen Aufnahmen des Innenohrs [15,16]. In einer zukünftigen Generation von Cochleaimplantaten kann unter Berücksichtigung der hier diskutierten Voraussetzungen eine miniaturisierte Kamera an die Spitze des Elektrodenträgers integriert (vgl. Abb. 1) und in die Scala tympani eingeführt werden. Die aufgenommenen Bildinformationen werden daraufhin verwendet um die Lage relativ zur Umgebung zu erfassen, Hindernisse zu erkennen, Verletzungen zu vermeiden und eine bildbasierte Lageregelung zu etablieren.

Folgende Eigenschaften und Voraussetzungen werden analysiert bzw. diskutiert:

- Kameragröße und -art,
- Beleuchtung,
- Integration,
- Modellwissen der Insertionssequenz,
- Bildverarbeitung, und
- Positionsregelung.

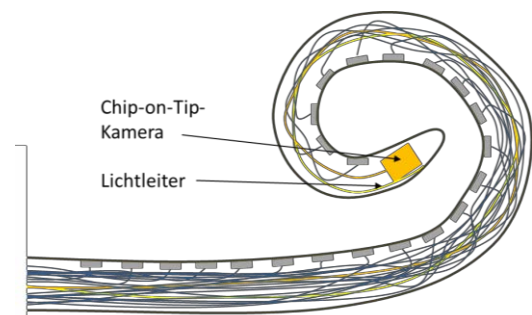


Abb. 1: Zielszenario; mit einem Kamerachip ausgestatteter Elektrodenträger eines Cochleaimplantats für eine intracochleare Navigation.

2 Analyse der Voraussetzungen und experimentelle Methoden

Eine der wichtigsten Voraussetzungen um eine kamerabasierte, intracochleare Navigation zu realisieren ist die adäquate Größe der Kamera (vgl. Abb. 1). Die Dimension der Scala tympani sind bekannt [17,18] und Kameras werden inzwischen mit einer Chipdiagonale kleiner als 0,85 mm gefertigt [19]. Diese Diagonale entspricht ungefähr dem durchschnittlichen Durchmesser der Scala tympani bei 540° (1,5 Windungen) [18]. Experimentell wurde in verschiedene

Phantome der Scala tympani eine Kamera (Awaiba, NanEye, Chipdiagonale: 1,4 mm) eingeführt und die Insertionstiefe analysiert. Vorteile dieser Technik sind, dass derartige Chipkameras für den Einmalgebrauch vorgesehen sind, zukünftig nur wenige Euro kosten sollen sowie die Stromversorgung und Datenübertragung mittels vier Adern realisiert wurde [20]. Dies ermöglicht den Verbleib in der Cochlea und verbessert die Integrationsmöglichkeit einer solchen Kamera in den Elektrodenträger. Im humanen Felsenbeinpräparat wurde eine weitere Kamera dieser Größenklasse (Medigus, IntroSpicio™ 120, Durchmesser: 1,2 mm, Öffnungswinkel: 100°) verwendet um intracochleare Aufnahmen zu erstellen (vgl. auch [21]). Die Beleuchtung wurde über einzelne Fasern eines Lichtleiters realisiert. Die Beleuchtung des sehr kleinen Volumens der Scala tympani war hiermit ausreichend. Hochauflösende Faseroptiken (zum Übertragen der Bildinformation) mit mehreren Tausend oder Zehntausend resultierenden Bildelementen wären dagegen schwierig anwendbar und integrierbar, weil diese durch den Lichtwellenleiterverbund erstens einen zu großen Anteil des Durchmesser des Elektrodenträgers belegen, ihn zweitens nur unnötig rigide machen und drittens der Krümmungsradius innerhalb der Cochlea kleiner ist als für solche Faseroptiken vorgesehen. Im Gegensatz zu Lichtwellenleiterverbänden von Faserskopen ist es für einzelne Fasern (wie bei der oben erwähnten Beleuchtung) möglich, einen Krümmungsradius im Zentimeterbereich einzunehmen, ohne dass diese einen Schaden erleiden.

Parallel zur Analyse der Hardware-Aspekte wurden computer-generierte Visualisierungen erstellt, die Kameraaufnahmen während der intracochlearen Navigation widerspiegeln. Aufbauend auf Daten des Visible Ear Datensatzes sowie Modellen des Eaton-Peabody Laboratory (EPL) des Massachusetts Eye and Ear Infirmary wurden verschiedene Visualisierungen getestet, um eine adäquate Representation der Innenansicht der Scala tympani zu erhalten. Konkret wurden einerseits Vollfarb-Volumen-Renderings auf Basis der Kryodünnschliff-Schichten des Visible Ear Datensatzes [22] erzeugt und das innere Lumen der Skalen exploriert. Andererseits wurde eine Methode realisiert, die mittels Oberflächen-Rendering sowie dem Modell der Scala tympani und Basilarmembran von Histologiebildern eines 14-jährigen Jungen [23] intracochleare Endoskopieaufnahmen simuliert. Die oben genannten intracochlearen Aufnahmen im Felsenbeinpräparat und zusätzliche intraoperative Aufnahmen mit einem vergleichbar auflösenden Fiberskop mit Blick durch die eröffnete Cochlea kamen als Vergleichsbildmaterial zum Einsatz.

Auf Basis dieser Erkenntnisse wurde eine Simulationsumgebung für die virtuelle, intracochleare Exploration erstellt. Dies ähnelt Arbeiten der virtuellen Koloskopie oder virtuellen Bronchoskopie [24,25]. Es wurde sich für Methoden des Oberflächen-Renderings entschieden, die in einer dedizierten C++-Applikation unter Verwendung des Visualization Toolkits (VTK) realisiert wurde. In den verwendeten Modellen von Wang et al. [23] kann die virtuelle Kamera frei in der Scala tympani bewegt werden und darauf aufbauend eine automatische Lageregelung in der Simulationsumgebung erfolgen. Eigenschaften wie Öffnungswinkel und Beleuchtung wurden optimiert. Aus der Simulation werden virtuelle Kamerabilder generiert und weiterverarbeitet. Weiterhin werden aus den Bildern Merkmale extrahiert, die sich für die automatische Lagebestimmung und Kamerabewegung eignen.

3 Ergebnisse

In zwei unterschiedlichen Phantomen der Scala tympani konnte die Insertion eines momentan verfügbaren Kamertyps (NanEye, AWAIBA) gezeigt werden. Die Analyse der Insertionstiefe ergab, dass zum momentanen Entwicklungsstand ungefähr 270° erzielt werden können (siehe Abb. 2 sowie ergänzend [21]). Fertigungstoleranzen bei der Größe verschiedener Kameras des gleichen Typs führen zu unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich der Insertionstiefe. Die Möglichkeit tiefere Insertionen zu erzielen, sind – wie in Abschnitt 2 erwähnt – bei weiterer Reduzierung der Kantenlängen der Kameras zu erwarten. Nicht nur die Chipdiagonale spielt dabei eine Rolle sondern ebenfalls die Länge der Kamera, die sich aus der Mikrolinse, CMOS-Chip und Kontaktierbereich der Anschlussadern zusammensetzt.

Eine beispielhafte Aufnahme in einer humanen Scala tympani mit einer miniaturisierten Kamera ist in Abb. 3 dargestellt. Strukturen wie die Basilarmembran oder das Spiralligament sind zu erkennen und eignen sich für intracochleare Navigation – beispielweise zur Ausrichtung der Kamerablickrichtung (siehe unten). Des Weiteren erlaubt die Auflösung die Visualisierung von Hindernissen wie Ossifikationen. Es kam teilweise durch einen zurückliegenden Flüssigkeitsspiegel zu Reflexionen.

Während das Volumen-Rendering eine sehr gute anatomische Orientierung im gesamten Felsenbein bietet und sich auch Landmarken wie beispielsweise die Basilarmembran aus den intracochlearen Aufnahmen in dieser Darstellung wiederfinden (siehe Abb. 4, oben), mussten wir dennoch feststellen, dass für unsere Simulation ein höher aufgelöster Datensatz als das Visible Ear (50 µm Kantenlänge der Voxel) benötigt wird. Die daraufhin erarbeitete Simulationsumgebung auf Basis eines Oberflächen-Renderings zur virtuellen, intracochlearen Exploration ist im unteren Bild der Abb. 4 dargestellt. Nach Optimierung der Beleuchtung und weiteren Parametern wurde eine hohe Ähnlichkeit mit realen Aufnahmen aus der Scala tympani erzielt (vgl. Abb. 3). Bildmerkmale wie der dunkle Bereich, hervorgerufen durch die Windungen bzw. Krümmung der Cochlea sowie die Distanz zur Lichtquelle, eignen sich gut für eine Schwellwertsegmentierung. Iterativ wird die virtuelle Kamera automatisch auf Basis des segmentierten Bereichs ausgerichtet und vorgeschoben.

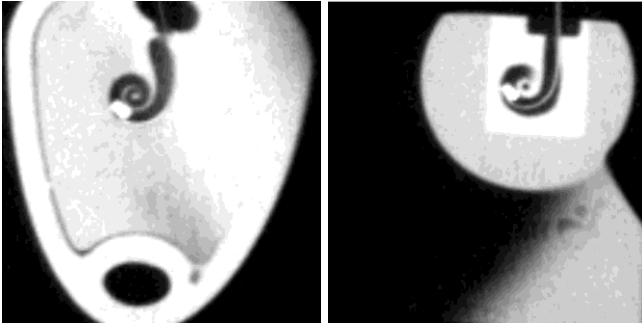


Abb. 2: Computertomographieaufnahmen der Phantome der Scala tympani von den Firmen Cochlear (links) und Advanced Bionics (rechts). Eine Kamera der Firma AWAIBA ist maximal möglich eingeführt.

4 Diskussion

Die bisher erarbeiteten Aspekte bzgl. einer kamerabasierten, intracochlearen Navigation sind vielversprechend. Die Kleinheit der bereits verfügbaren Kameras lässt die benötigten Hardwareinnovationen als realisierbar bewerten. Eine Kamera mit ca. 10.000 Pixel und 2 μm Pixelspacing hätte eine Chipdiagonale (Durchmesser) von 0,57 mm, das der Dimension der Scala tympani bei 720° entspricht und durchschnittlich noch 50 μm für eine Ummantelung ermöglicht [18]. Wir sehen somit einen weiteren Miniaturisierungsbedarf von Kameras. Zusätzlich müssen weitere Herausforderungen der optischen Integration optimiert werden (beispielsweise Verzeichnung durch den Kunststoffüberzug an der Spitze des Elektodenträgers, Arbeitsabstand, Blickwinkeladaption ggfs. durch ein Prisma, Flüssigkeit in der Scala tympani, Beleuchtung, z. B. auch durch eine miniaturisierte Leuchtdiode hinter der Kamera oder Verwendung des Mantels des Elektodenträgers für den Lichttransport). Darüberhinaus ist die Aktuierung der Cochleaimplantate zu lösen, wobei hierfür erste Forschungsergebnisse vorliegen [26-28]. Der vielversprechendste Ansatz beinhaltet die magnetische Aktuierung des Elektodenträgers [27] und würde sich mit der hier vorgestellten bildbasierten Lageregelung als Sensorik gegenseitig ergänzen. Ungeklärt ist in diesem Zusammenhang, ob die hohe magnetische Feldstärke Einfluss auf die Kameraelektronik hat.

Ebenfalls können Histologiedaten mit höherer Auflösung [29] und bereits verfügbare patienten-individuelle Modelle der Scala tympani [30] zukünftig hilfreich sein die Simulationsumgebung zu optimieren bzw. patienten-individuell anzupassen. Regionenbasierte oder modellbasierte Segmentierungsverfahren sollen die Erkennung des zentralen dunklen Bereichs optimieren. Mit Hilfe weiterer Bildverarbeitungsmethoden werden die Merkmale wie Basilarmembran und Spiralligament ausgenutzt, um die Ausrichtung der Kamera (Roll bzw. View-up-Vektor) sicherzustellen. So bald weitere Kamera- bzw. Endoskopiebilder aus den engeren Bereichen der Scala tympani vorliegen, sollen die vorhandenen Bildverarbeitungsmethoden sowie die Simulationsumgebung darauf adaptiert werden.



Abb. 3: Aufnahme in einer humanen Scala tympani mit einer Kamera der Firma Medigus.

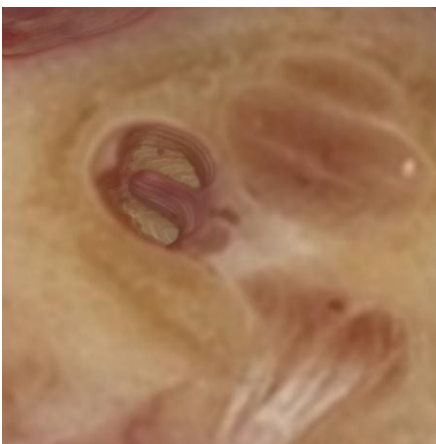




Abb. 4: Simulation intracochlearer Exploration – Vergleich von Vollfarb-Volumen- (oben) und Oberflächen-Rendering (unten).

Für eine intracochleare Exploration und Navigation auf Basis miniaturisierter Kameras wurden in dieser Arbeit Experimente durchgeführt, Methoden entwickelt und weitere Voraussetzungen diskutiert. Eine (Teil-)Automatisierung von kritischen Aufgaben während der Cochlea-implantation ist vielfach von chirurgischer Seite gewünscht und erscheint in der Zukunft – z.B. durch die hier vorgeschlagene bildbasierte Unterstützung – möglich zu werden.

Danksagung

Diese Untersuchungen wurden von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unter dem Geschäftszeichen KA 2975/2-1 gefördert. Wir danken T. R. McRackan für seine Unterstützung während Experimenten.

160

Referenzen

- [1] J. Schipper et al., "Navigiert-kontrollierte Kochleostomie," HNO, 52(4), S. 329-335, 2004.
- [2] R. F. Labadie et al., "Minimally invasive, image-guided, facial-recess approach to the middle ear: demonstration of the concept of percutaneous cochlear access in vitro," Otolology & Neurotology, 26(4), S. 557-562, 2005.
- [3] J. D. Bloom, M. D. Rizzi und J. A. Germiller, "Real-time intraoperative computed tomography to assist cochlear implant placement in the malformed inner ear," Otolology & Neurotology, 30(1), S. 23-26, 2009.
- [4] A. J. Fishman et al., "Fluoroscopically assisted cochlear implantation," Otolology & Neurotology 24(6), S. 882-886, 2003.
- [5] A. Aschendorff, "Imaging in cochlear implant patients," GMS current topics in otorhinolaryngology, head and neck surgery, 10, Doc07, 2011.
- [6] S. Baron et al., "Percutaneous inner-ear access via an image-guided industrial robot system," Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine, 224(5), S. 633-649, 2010.
- [7] F. M. Warren et al., "Percutaneous cochlear access using bone-mounted, customized drill guides: demonstration of concept in vitro," Otolology & Neurotology 28(3), S. 325-329, 2007.
- [8] B. Bell et al., "A self-developed and constructed robot for minimally invasive cochlear implantation," Acta Otolaryngologica, 132(4), S. 355-360, 2012.
- [9] L. B. Kratchman et al., "Design of a bone-attached parallel robot for percutaneous cochlear implantation," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 58(10), S. 2904-2910, 2011.
- [10] J. Burgner et al., "Setup and experimental trial for robot-assisted laser cochleostomy," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 4(Suppl. 1), S. S118-S119, 2009.
- [11] T. Klenzner et al., "New strategies for high precision surgery of the temporal bone using a robotic approach for cochlear implantation," European Archives of Oto-Rhino-laryngology, 266(7), S. 955-960, 2008.
- [12] O. Majdani et al., "Force measurement of insertion of cochlear implant electrode arrays in vitro: comparison of surgeon to automated insertion tool," Acta Oto-Laryngologica, 130(1), S. 31-36, 2010.
- [13] A. Hussong et al., "An automated insertion tool for cochlear implants: another step towards atraumatic cochlear implant surgery," International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery, 5(2), S. 163-171, 2010.
- [14] D. Schurzig et al., "Force of cochlear implant electrode insertion performed by a robotic insertion tool: comparison of traditional versus Advance Off-Stylet techniques," Otolology & Neurotology, 31(8), S. 1207-1210, 2010.
- [15] T. Balkany, "Endoscopy of the cochlea during cochlear implantation," The Annals of Otolology, Rhinology, and Laryngology, 99(11), S. 919-922, 1990.
- [16] M. H. Fritsch, "Endoscopy of the inner ear," Otolaryngologic Clinics of North America, 42(6), S. 1209-1222, 2009.
- [17] J. Wysocki, "Dimensions of the human vestibular and tympanic scalae," Hearing research, 135(1-2), S. 39-46, 1999.
- [18] S. Biedron et al., "The internal dimensions of the cochlear scalae with special reference to cochlear electrode insertion trauma," Otolology & Neurotology, 31(5), S. 731-737, 2010.
- [19] M. Wány et al., "Ultrasmall digital image sensor for endoscopic applications," International Image Sensor Workshop, 2009.
- [20] H. Hogan, "For medical instruments, going small pays off big," BioPhotonics, 17(9), S. 32-34, 2010.
- [21] L. A. Kahrs, T. R. McRackan und R. F. Labadie, "Intracochlear visualization: comparing established and novel endoscopy techniques," Otolology & Neurotology, 32(9), S. 1590-1595, 2011.
- [22] M. S. Sørensen et al., "The Visible Ear: A Digital Image Library of the Temporal Bone," ORL, 64(6), S. 378-381, 2002.
- [23] H. Wang et al., "Three-dimensional virtual model of the human temporal bone: a stand-alone, downloadable teaching tool," Otolology & Neurotology, 27(4), S. 452-457, 2006.
- [24] J. Ansell et al., "Systematic review of validity testing in colonoscopy simulation," Surgical Endoscopy, May 2012.

- [25] E. F. Haponik, S. L. Aquino und D. J. Vining, "Virtual bronchoscopy," *Clinics in Chest Medicine*, 20(1), S. 201-217, 1999.
- [26] J. Zhang et al., "Inroads toward robot-assisted cochlear implant surgery using steerable electrode arrays," *Otology & Neurotology*, 31(8), S. 1199-1206, 2010.
- [27] J. R. Clark et al., "Investigation of magnetic guidance of cochlear implants," 2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems, S. 1321-1326, 2011.
- [28] B. K. Chen, H. N. Kha und G. M. Clark, "Development of a steerable cochlear implant electrode array," 3rd Kuala Lumpur International Conference on Biomedical Engineering, S. 607-610, 2006.
- [29] F. Eckardt et al., "Verfahren der punktbasierten Fusionierung hochaufgelöster Detailbilder mit histologischen Schichtdatensätzen zur Darstellung der Weichgewebsanatomie des humanen Innenohres," CURAC, 2011.
- [30] J. H. Noble et al., "Automatic segmentation of intracochlear anatomy in conventional CT," *IEEE Transactions on Bio-medical Engineering*, 58(9), S. 2625-2632, 2011.