



Norddeutsche Gesellschaft
für Otorhinolaryngologie
und zervikofaziale Chirurgie

Mitteilungen

2023

Mitteilungen 2023

Norddeutsche Gesellschaft
für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie

Schriftleitung:
Prof. Dr. med. Robert Mlynski
Universitätsmedizin Rostock
Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde,
Kopf- und Halschirurgie „Otto Körner“
Doberaner Straße 137 – 139, 18057 Rostock

Manuskripte:
erbeten an die Schriftleitung

Die in dieser Broschüre veröffentlichten Beiträge sind urheberrechtlich geschützt.
Alle Rechte vorbehalten, insbesondere für Nachdruck, Vervielfältigungen jeder Art, Übersetzungen,
Vortrag, Funk, Tonträger- und Fernsehsendungen, Mikroverfilmungen
sowie die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen, auch einzelner Teile.

NEBUJUNIOR®
UND DAS INHALIEREN WIRD KINDERLEICHT

Das kindgerechte Design verringert die Abneigung gegenüber der Inhalation und motiviert zu regelmäßiger Nutzung.

- ▶ Leistungsstarkes Inhalationsgerät zur Atemluftbefeuchtung
- ▶ Auch zur Medikamentenvernebelung geeignet
- ▶ Aerosolnebel verbessert das Sekretmanagement
- ▶ Sonderzubehör für Tracheostoma-Patienten verfügbar



Weitere Infos finden Sie auf unserer Webseite:



INHALT

| | | | |
|--|----|--|----|
| Vorstand der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie | 6 | Bericht über die 20. Jahrestagung 2022 in Stade | 16 |
| Grußwort | 8 | „Otto Körner“-Preis | 22 |
| Einladung zur 21. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie nach Hannover am 09. – 10. Juni 2023 | 10 | „Otto Körner“-Preis 2022 Publikation – T. Rau | 24 |
| Einladung zur 22. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie nach Wolfsburg am 10. – 15. Juni 2024 | 13 | HNO Nachwuchs-Preis | 36 |
| Kongressankündigung zur 94. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V. vom 17. bis 20. Mai 2023 im Congress Center Leipzig | 14 | HNO Nachwuchs-Preis 2022 Publikation – O. Tebbi | 37 |
| | | Protokoll der virtuellen Mitgliederversammlung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie vom 25.06.2022 | 48 |
| | | Informationen des Schatzmeisters | 53 |
| | | Beitrittserklärung | 55 |
| | | Beitragsbescheinigung | 56 |
| | | Ehrenpräsidenten und Ehrenmitglieder ... | 57 |

VORSTAND

der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie, gewählt am 25.06.2022

1. Vorsitzender:

Prof. Prof. h.c. Dr. med. Thomas Lenarz

Hals-Nasen-Ohrenklinik der Medizinischen Hochschule Hannover

Carl-Neuberg-Str. 1, 30625 Hannover

Tel. (0511) 532-6562, Fax (0511) 532-5558

Mail: lenarz.thomas@mh-hannover.de

2. Vorsitzender:

Prof. Dr. med. Omid Majdani

Facharzt für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,

Plastische und ästhetische Operationen,

Genetische Beratung (fachgebunden),

Allergologie

HNO-Klinik, Klinikum Wolfsburg

Sauerbruchstraße 7, 38440 Wolfsburg

Tel. (05361) 80-1491, Fax (05361) 80-1629

Mail: hno@klinikum.wolfsburg.de

Schatzmeister:

Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Günzel

Facharzt für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,

Plastische Operationen, Stimm- und

Sprachstörungen

HNO-Praxis Leer

Groninger Straße 45e, 26789 Leer

Mail: doc@hno-aesthetik-leer.de

Schriftführer:

Prof. Dr. med. Christoph Arens

Universitätsklinikum Gießen und Marburg

Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde

Klinikstraße 33, 35392 Gießen

Tel. (0641) 985 43701, Fax (0641) 985 43709

E-Mail: susanne.schmidt@hno.med.uni-giessen.de

Schriftleitung Mitteilungen:

Prof. Dr. med. Robert Mlynski

Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde,

Kopf- und Halschirurgie „Otto Körner“

Universitätsmedizin Rostock

Doberaner Straße 137 - 139, 18057 Rostock

Tel. (0381) 4948301, Fax (0381) 4948302

Mail: hno@med.uni-rostock.de

Beisitzer:

Dr. med. Peter Immer

Facharzt für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,

Hals-Nasen-Ohren-Praxis

Bahnhofstraße 61, 03046 Cottbus

Tel. (0355) 700744

Mail: immer-hno@t-online.de

Beisitzer:

Dr. med. Jörg Silberzahn

Facharzt für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,

Praxis Wittmund

Dohuserweg 14, 26499 Wittmund

Tel. (04462) 923671, Fax (04462) 923672

Mail: js@hno-wittmund.de

Kassenprüfer:

Prof. Dr. med. Burkhard Kramp

Klinik und Poliklinik für HNO-Heilkunde,

Kopf- und Halschirurgie „Otto Körner“

Universitätsmedizin Rostock

Doberaner Straße 137 - 139, 18057 Rostock

Tel. (0381) 4948301, Fax (0381) 4948302

Mail: burkhard.kramp@med.uni-rostock.de

Dr. med. Henning Wiegels

Facharzt für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde,

Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenkrank-

heiten, Plastische Operationen

Helios Klinik Schwerin

Wismarsche Straße 393 - 397, 19055 Schwerin

Tel. (0385) 5572946

Mail: wiegels.seehof@web.de

Berater/Erweiterter Vorstand:

Prof. Dr. med. Randolph Riemann

Prof. Dr. med. Carsten Bödeker, Stralsund

Prof. Dr. med. Thomas Eichhorn, Cottbus

Prof. Dr. med. Markus Jungehülsing, Potsdam

Prof. Dr. med. Ercole Di Martino, Bremen

Prof. Dr. med. Jens Meier, Hamburg

Prof. Dr. med. Dr. med. dent.

Hans-Jürgen Welkoborsky, Hannover

GRUSSWORT

Sehr geehrte liebe Kolleginnen
und Kollegen,

im Namen des Vorstandes der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie darf ich Sie ganz herzlich in dieser Lektüre begrüßen. Wir hoffen Sie hatten einen guten Start in das Jahr 2023.

Nach nun mehr drei Jahren freut es uns besonders, dass das laufende Jahr unter einer „beendeten Corona-Pandemie“ vor uns liegt. Nahezu sämtliche Beschränkungen durch die Corona-Pandemie sind aufgehoben, was natürlich das Auftreten der Erkrankung nicht wesentlich weniger wahrscheinlich macht.

Erfreulicherweise sind die Auswirkungen halbwegs kontrollierbar und die Arbeitsbedingungen normalisieren sich zusehends. Allerdings zeigte sich in den letzten drei Jahren, wie wenig redundant und auf maximale Effizienz für Erlöse unser Gesundheitswesen sowohl im ambulanten als auch im stationären Bereich getrimmt ist.

Ferner ist das Bewusstsein, dass die Wertschöpfung eines gesunden Patienten viele Jahre später messbar ist und nicht als direkter Erlös in einem Krankenhaus oder in einer Praxis endlich wieder in den Vordergrund gerückt. Es besteht große Hoffnung, dass die angestrebten Reformen durch Herrn Lauterbach hier den Erhalt unseres grundsätzlich exzellenten Gesundheitswesens ermöglichen werden. Wir alle sind dazu aufgefordert unseren vernünftigen Beitrag in der Gestaltung zu leisten und konstruktiv mitzuwirken.

Die Jahrestagung unserer Gesellschaft findet vom 09. – 10. Juni 2023 in Hannover unter der Leitung von Herrn Professor Lenarz statt. Sie finden die entsprechende Einladung im Heft.

Die Jahrestagung der Deutschen HNO-Gesellschaft findet vom 17. – 20. Mai 2023 in Leipzig statt. Sie steht unter der Führung von Herrn Professor Guntinas-Lichius und hat den Focus auf Multisensorik, Organ-Crosstalk und der HNO-Heilkunde als interdisziplinären Partner.

Ich darf Ihnen im Namen des Vorstandes ein erfolgreiches HNO-Jahr wünschen und freue mich auf ein Wiedersehen bei den zahlreichen Veranstaltungen.

Ihr

Univ.-Prof. Dr. med. Robert Mlynski

UNIDRIVE® Select

Power Anywhere®

UNITS 25 1.0 03/2022/A+D



UNIDRIVE® Select

Das multidisziplinäre und modulare Motorensystem

- Modernes Gerätedesign mit Glasfront und Touchscreen
- Neue High-Speed-/INTRA-Handstücke
- Kompatibilität zu DrillCut-X® II Handstücken
- Wireless-Fußschalter
- Neue Kommunikationsschnittstelle KS HIVE®

STORZ
KARL STORZ – ENDOSKOPE

EINLADUNG

zur 21. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie nach Hannover

Sehr geehrte Damen und Herren, liebe Kolleginnen und Kollegen,

sehr herzlich möchten wir Sie und Ihre Mitarbeitende zur 21. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie einladen, die wir am 09. und 10. Juni 2023 in Hannover im Congress Centrum ausrichten.

Das Themenspektrum ist wie gewohnt breit gefächert, wobei wir folgende Schwerpunkte setzen:

- Otologie heute – von der Implantation zur Regeneration
- Kopf-Hals-Tumoren – Präzisionsmedizin in der Onkologie
- Rhinologie – Biologicals vs. Chirurgie
- Ambulant vs. Stationär – Standortbestimmungen des Faches HNO-Heilkunde

Dazu freuen wir uns wie gewohnt über Ihre Beteiligung – gern als Posteranmeldung oder Kurzvortrag zu wissenschaftlichen Ergebnissen aus den vergangenen drei Jahren, aber auch als Bewerbung für den Nachwuchs- und/oder den Otto-Körnerpreis. Die Preisträger 2023 werden wie gewohnt bei der Jahrestagung bekannt gegeben, in diesem Rahmen finden dann auch die feierlichen Preisübergaben statt.

Gleichsam wird es wieder zahlreiche Workshops für Sie als ärztliches Kollegium geben, aber auch für das Praxis- und Klinikpersonal.

In Kürze finden Sie den Programmflyer und Anmeldeunterlagen auf der neu eingerichteten Kongresswebseite unserer Gesellschaft unter www.ndg-hno-kongress.de.

Die Deadline für Beitragsanmeldungen ist der 30.03.2023 (Abstrakt-Wordtext deutsch, max. 250 Wörter, via Email events-hno@mh-hannover.de).

Ich freue mich gemeinsam mit meinem Team, Sie in Hannover zu begrüßen und einen gelungenen Kongress mit Ihnen zu erleben.

Bis dahin und mit herzlichen Grüßen

Ihr

Prof. Prof. h.c. Dr. Th. Lenarz
(Tagungsleiter)

MHH Medizinische Hochschule Hannover

OR Norddeutsche Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie

21. Jahrestagung

der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie

09. - 10. Juni 2023

HCC Hannover Congress Centrum
Theodor-Heuss-Platz 1-3
30175 Hannover

Wissenschaftliche Themen:

- Otologie heute – von der Implantation zur Regeneration
- Kopf-Hals-Tumoren – Präzisionsmedizin in der Onkologie
- Rhinologie – Biologicals vs. Chirurgie
- Ambulant vs. Stationär – Standortbestimmungen des Faches HNO-Heilkunde

Workshops für das Team in Klinik und Praxis:

- Ultraschall – Aufbruchspuren
- Endoskopie – Diagnose und Therapie
- Intraoperative Navigation
- Augmented Reality
- Workshop & Abrechnung – Aktuelle Aspekte und Themen
- Computergestützte Tumortherapie
- Mikroskopie



Wenn aus Möglichkeiten Reales entsteht.



ZEISS TIVATO 700

Das **innovative Visualisierungssystem** zur Optimierung Ihres chirurgischen Arbeitsablaufs:

- Workflow-optimierende Visualisierung
- Ultimative Reichweite & Flexibilität
- Allzeit Digital

Erobern Sie die digitale Zukunft.

www.zeiss.de/tivato



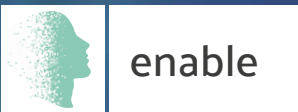
Seeing beyond

Abbildung mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. Joachim Hornung, Universitätsklinik Erlangen, Deutschland. Nur für den Vertrieb in ausgewählten Ländern. Der angezeigte Inhalt kann von der gegenwärtigen Zulassung des Produktes oder der Dienstleistung in Ihrem Land abweichen.

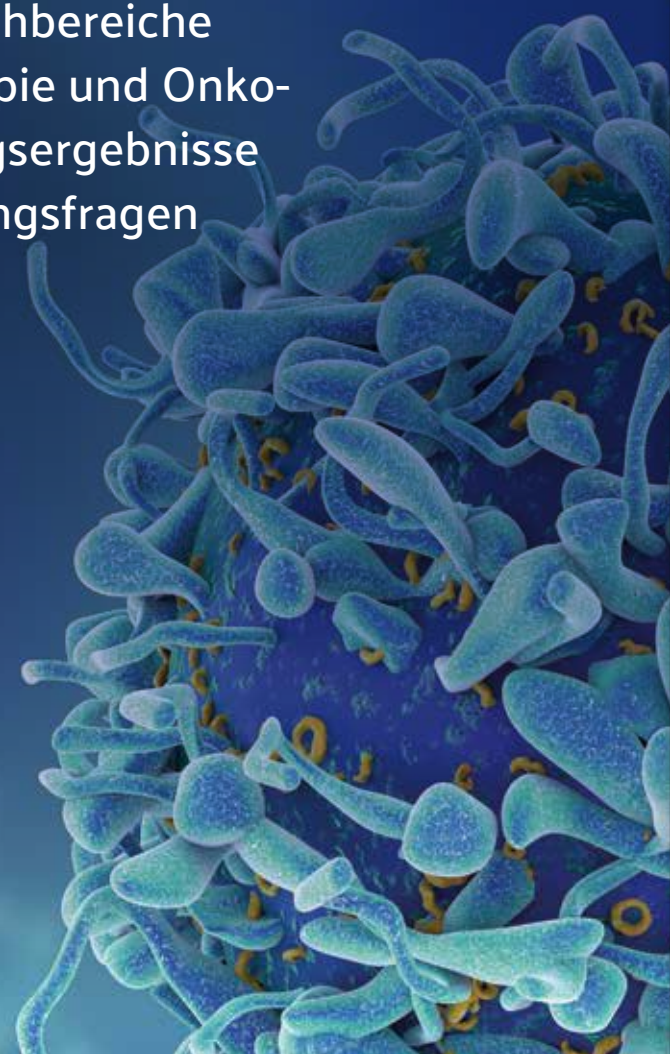
Aktuelle und innovative Updates aus dem Bereich der Kopf-Hals-Tumoren

Informativ, interdisziplinär, interaktiv – »enable« bündelt in Zusammenarbeit mit Expert:innen der Fachbereiche Chirurgie, Strahlentherapie und Onkologie aktuelle Forschungsergebnisse und relevante Versorgungsfragen zu Kopf-Hals-Tumoren.

Diskutieren Sie mit auf link.b-ms.de/enable



© Bristol Myers Squibb, 10/2021, ONC-DE-2100440



EINLADUNG

zur 22. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie nach Wolfsburg

Sehr geehrte Damen und Herren, liebe Kolleginnen und Kollegen,

da wir alle wissen, wie schnell die Zeit vergeht, laden mein Team und ich Sie schon jetzt herzlich zur 22. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie am 14. und 15. Juni 2024 nach Wolfsburg ein.

Bereits heute arbeiten wir an der Planung und fokussieren uns dabei auf die Themenschwerpunkte:

- Nasen- und Nasennebenhöhlenerkrankungen
- Behandlung von Ohrerkrankungen
- Möglichkeiten der Hörverbesserung durch Hör-Implantate
- aktuelle Behandlungsmöglichkeiten bei Tumorerkrankungen im Kopf- und Halsbereich
- ästhetische Eingriffe in der Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde

Im weiteren Verlauf werden wir wie gewohnt rechtzeitig Ihre Beteiligung erbitten – als Poster oder Kurzvortrag zu wissenschaftlichen Ergebnissen der vergangenen Jahre sowie als Bewerbung für den Nachwuchs- sowie den Otto Körner-Preis.

Abgerundet wird die Jahrestagung 2024 durch Workshops für Sie als ärztliches Kollegium und für das Praxis- bzw. Klinikpersonal sowie von einer Industrieausstellung.

Auch können Sie von uns ein Rahmenprogramm erwarten, bei dem Sie die Vorzüge unserer Stadt erleben, die über bedeutende Bauwerke und eine lebendige Kunst- und Kulturszene verfügt. Wolfsburg zählt zu den wenigen Stadtgründungen in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts, ist aber inzwischen Teil der Metropolregion Hannover-Braunschweig-Göttingen-Wolfsburg und mit rund 125.000 Einwohnern die fünftgrößte Stadt in Niedersachsen. Gern zeigen wir Ihnen unsere schönen Seiten!

Bei Zeiten werden wir Sie auf der Kongresswebseite unserer Gesellschaft unter www.ndg-hno-kongress.de über weitere Details informieren.

Ich freue mich gemeinsam mit meinem Team, Sie in unserer schönen Stadt Wolfsburg zu begrüßen!

Mit herzlichen Grüßen

Ihr

Prof. Dr. med. Omid Majdani
(Tagungsleiter)

KONGRESSANKÜNDIGUNG

zur 94. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e.V. vom 17. Mai bis 20. Mai 2023 im Congress Center, Leipzig

Liebe Kolleginnen und Kollegen,

das Motto der 94. Jahresversammlung der Deutschen Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie im Jahr 2023 in Leipzig ist „**Multisensorik und Organ-Crosstalk - HNO-Heilkunde als interdisziplinärer Partner**“. Bereits der Name unserer Fachdisziplin, HNO-Heilkunde, macht deutlich, dass ein wesentliches Merkmal von HNO-Erkrankungen das Zusammenspiel mehrerer Organe, neudeutsch der Organ-Crosstalk ist: Die Erkrankung eines Organs oder auch eines Organsystems hat Auswirkungen auf ein anderes Organ im HNO-Fachgebiet, aber – wie wir zunehmend wissen, aber noch nicht ausreichend beachten – auch außerhalb des HNO-Fachgebiets. HNO-Erkrankungen können erhebliche Auswirkungen auf die Funktion von anderen Organsystemen nehmen. Zudem ist die HNO-Heilkunde das Fach der Sinne. Bei den Sinnen ist für uns die Interaktion ganz selbstverständlich. Hören, Sehen, Fühlen, alles beeinflusst Kognition und Kommunikation vom Kleinkind bis ins hohe Alter. Eine zentrale Rolle für die Multisensorik spielt die zentralnervöse Reizverarbeitung, weil auf der Ebene des Gehirns die Interaktion vonstatten geht.

Um für die Zukunft gut aufgestellt zu sein, muss die HNO-Heilkunde noch interdisziplinär agieren. Wenn wir die Folgen einer HNO-Erkrankung auf die Organ-Wechselwirkungen besser verstehen wollen, müssen wir uns noch mehr als heute mit

Kognition und Neuroplastizität beschäftigen. Deswegen sind die Neurowissenschaften und für den direkten klinischen Bezug vor allem die klinische Psychologie ein wichtiger Partner, den wir mehr nutzen sollten. Die hierzu passenden Referate sollen unser Wissen zu Multisensorik – Organ-Crosstalk – Komorbidität an verschiedenen Beispielen illustrieren. Die HNO-Heilkunde ist reich an vielen weiteren Interaktionen. Interdisziplinäre Zusammenarbeit bereichert nicht nur den Alltag, der Blickwinkel aus einer anderen Disziplin kann helfen, die Behandlung von HNO-Erkrankungen zu verbessern. Seien Sie daher gespannt auf die Referate, die das Thema aus vielfältigen Blickwinkeln beleuchten.

Im Rahmen des International Forums werden wir bei einigen Hauptthemen des Kongresses, zum Beispiel im Bereich der Biophotonik, der Neurostimulation oder auch der Versorgungsforschung von den Erfahrungen unserer Gäste aus aller Welt profitieren.

Auch dieses Jahr werden die Arbeitsgemeinschaften und -gruppen aktuelle Forschung aus ihren Bereichen vorstellen, wobei ich darum gebeten habe, einen Fokus auf den „unmet need“ zulegen. Die Experten unserer Fachgesellschaft wissen genau, was in der HNO-Heilkunde ungeklärt ist, aber dringend geklärt werden muss. Daraus lassen sich Empfehlungen für dringend notwendige Forschungsförderung ableiten und artikulieren. Am Tag der Praxis

werden wir neben der Pflege auch einen anderen Gesundheitsberuf einladen. Der Schwerpunkt soll dieses Jahr auf der Logopädie liegen, einem wichtigen Partner für viele kleine, große und alte HNO-Patientinnen und Patienten.

Ein besonderes Anliegen ist mir die Förderung des HNO-Nachwuchses. Dafür wird ausreichend Zeit für Vorträge und Posterpräsentationen sowie für die Session „Lernen am Fall“ zur Verfügung stehen. Ich hoffe auf zahlreiche Beitragsanmeldungen von jungen Kolleginnen und Kollegen und auf den Kongressbesuch von interessierten Studierenden.

Ich lade Sie sehr herzlich zu unserer Jahresversammlung im Congress Center Leipzig ein. Freuen Sie sich auf Leipzig als kommandes Kongressziel der DGHNO-KHC. Der Kongress soll auch der persönlichen Begegnung und dem persönlichen Austausch dienen. Ich freue mich auf viele Begegnungen, interessante Diskussionen und hoffe, Sie alle gesund in Leipzig begrüßen zu können.

Mit herzlichen Grüßen,

Ihr

Univ.-Prof. Dr. med. Orlando Guntinas-Lichius
Präsident DGHNO-KHC

Veranstalter

Deutsche Gesellschaft für HNO-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie e. V.
Friedrich-Wilhelm-Str. 2, 53113 Bonn
Ansprechpartner:
Monika Thorleuchter / Sonja Hardt
Telefon: +49 (0) 2 28 / 92 39 22-0
Telefax: +49 (0) 2 28 / 92 39 22-10
E-Mail: kongress@hno.org
Homepage: www.hno-kongress.de

Organisation / Auskunft

Congress Organisation C. Schäfer GmbH
Tal 12, 80331 München
Ansprechpartner: Martina Wiederkrantz
Telefon: +49 (0) 89 / 89 06 77-0
Telefax: +49 (0) 89 / 89 06 77-77
E-Mail: martina.wiederkrantz@coocs.de
Homepage: www.coocs.de

Ausblick

95. Jahresversammlung 2024

8. bis 11. Mai 2024

Wiss. Leitung:

Prof. Dr. med. Stephan Lang, Essen

96. Jahresversammlung 2025

28. bis 31. Mai 2025

Wiss. Leitung:

Prof. Dr. med. Timo Stöver, Frankfurt/M.

BERICHT

über die 20. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie vom 24. und 25. Juni 2022 in Stade

Liebe Kolleginnen und Kollegen,

nachdem Covid-19-Pandemie-bedingt die 20. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie in den Jahren 2020 und 2021 kurzfristig abgesagt werden musste fand die Tagung endlich am 24. und 25. Juni 2022 in Stade statt.

Als Veranstaltungsort diente das moderne Kultur- und Kongresszentrum STADEUM in unmittelbarer Nachbarschaft zu der historischen Altstadt

Insgesamt besuchten 129 Teilnehmer/innen die Tagung und 66 nahmen an den insgesamt 16 angebotenen Kursen für ärztliche und nicht-ärztliche Teilnehmer/innen teil, die unter dem Motto „Sichere HNO-Medizin für Stadt und Land“ stand.

Den Start in die wissenschaftlichen Sitzungen machte nach langer Zeit wieder ein fachfremder Vortrag mit dem Titel „Safety First oder Mission First – was können Mediziner aus der Luftfahrt lernen“. Frau Angela de Beaufort, selbst Pilotin und Psychologin, zeigte wie Werkzeuge zur Kommunikation, zur Entscheidungsfindung und Vorgehensweisen aus der Luftfahrt, auch in der Medizin einen entscheidenden Beitrag zur Sicherheit liefern können. Siebzehn geladene Hauptvorträge und 31 wissenschaftliche Kurzvorträge aus nahezu allen Bereichen des Faches wurden präsentiert und interessiert diskutiert.

Als Vorsitzender möchte ich mich an dieser Stelle nochmals für das hohe wissenschaftliche Niveau, die Rededisziplin und das Mitdiskutieren bei Vortragenden bedanken

Bereits vor dem wissenschaftlichen Teil und parallel dazu fanden die 1,5 bis 4-stündigen Kurse statt. Hierunter auch der 1. Nationale Anwenderkurs für Elektrochemotherapie, einem bis dahin in Deutschland nur wenig verbreiteten Verfahren, das im palliativen Setting bei Kopf-Hals-Malignomen zunehmend Anwendung findet. Andere Themen waren u. a. Botulinumtoxin, Ultraschall, Physiotherapie, Radiofrequenzchirurgie in der HNO. Aber auch Themen wie exemplarische Deeskalationstechniken beim Umgang mit schwierigen Patienten oder Ohrlochstechen waren dabei. Alle Kurse waren exzellent vorbereitet, Danke auch dafür.

Zwischen den Sitzungen fanden sich alle zu kulinarischem Imbiss in der großen Ausstellerhalle ein, in der 27 Firmen ihre neusten Produkte zur fachspezifischen Pharmatherapie und Medizinprodukten präsentierten, natürlich auch mit HNO-„Klönschnack“ in den extra hierfür aufgestellten Strandkörben.

Am Freitagabend fand sich die Mehrheit der Teilnehmer, nach gemeinsamer historischer Stadtführung zum Gesellschaftsabend auf der sogenannten Insel mitten in Stade ein. Hier wurde der Otto-Körner-Preis 2022 an Herrn Dr. Thomas Rau der MHH Hanno-

ver für seine Arbeit „Ein einfaches Tool zur Automatisierung des Insertionsprozesses in der Cochlea-Implantat-Chirurgie“ feierlich verliehen. Zuvor hatte er die innovative automatisierte Elektrodeninsertion für CI-Sonden veranschaulicht. Danach wurde der HNO-Nachwuchspreis der Gesellschaft für das Jahr 2022 an Herrn Dr. Ouahid Tebbi der Elbekliniken Stade für seine Anwendungsbeobachtung „Kontinuierliches Monitoring der postoperativen Innenohrfunktion durch ein Knochenleitungs-Hörgerät (AD-HEAR®)“ vergeben. Dass dieser mit der ersten Planung der 20. Jahrestagung im Jahr 2020 verbundene Preis bereits Früchte trug, zeigt die Tatsache, dass die Preisträger aus den Jahren 2020 Herr Dr. Stefan Rudhart und 2021 Frau Dr. Shabnam Shahpasand sich mit wissenschaftlichen Beiträgen 2022 erneut beteiligten.

Abschließend möchte ich allen helfenden und unterstützenden Händen meinen Dank aussprechen, die mich während der 3-jährigen Präsidentschaft unserer Gesellschaft und bei der dreimaligen Vorbereitung zu der 20. Jahrestagung begleitet haben. Dies sind u. a. angefangen von Frau Elke Hähle von Profile-PR-Agentur, das wunderbare ärztliche und nicht-ärztliche Team unserer Klinik für HNO-Heilkunde/Kopf-Hals-Chirurgie der Elbekliniken Stade, stellvertretend hier Frau Birgit Niewöhner, die Sponsoren und Ausstellern bis zum Ende betreute, meine liebe Frau Sabine, die sich nicht nur mit Kursleitung und „Guten Morgen Sonne“-Yoga für die Teilnehmenden

aktiv eingebracht hat, sondern auch 3 Jahre Planung ertragen musste.

Wir freuen uns auf die Tagung 2023 in Hannover unter Leitung von Herrn Prof. Dr. Thomas Lenarz.

Ihr

Prof. Dr. Randolph Riemann



Kongresseröffnung durch den Tagungspräsidenten mit Impressionen aus Stade



Eindrücke aus den wissenschaftlichen Sitzungen im Kultur- u. Kongresscenter STADEUM



ARRISCOPE

True Augmented Microsurgery – See the Difference

Das ARRISCOPE ist das weltweit erste hochauflösende, volldigitale Operationsmikroskop für die stereoskopische Betrachtung. Es ermöglicht eine Augmentierung des Live-Bildes und führt alle relevanten Informationen direkt im Sichtfeld des Operators zusammen. Dies macht das ARRISCOPE zum zentralen Visualisierungssystem im OP.

www.munichimaging.de

Kontakt:
+49 89 9974274-13
info@munichimaging.de

mSI MUNICH
SURGICAL IMAGING

Digital Surgical Microscopy
Made in Germany



„Klönchnack“ zwischen HNO-Generationen
(links Prof. Dr. Ozan Gökler -Stade/rechts Prof. Dr. Christian Milewski-Frankfurt)



Preisverleihung Otto-Körner-Preis 2022 an Dr. Thomas Rau-MHH (li)
durch den Tagungspräsidenten Prof. Dr. Riemann – Stade (re)



Gesellschaftsabend auf der INSEL in Stade, Preisverleihung Nachwuchspreis 2022



Preisträger des HNO-Nachwuchspreises (NWP)
(von links nach rechts: Frau Dr. Shabnam Shapasand/Göttingen - NWP 2021, Tagungspräsident,
Dr. Ouahid Tebbi/Stade – NWP2022, Dr. Stefan Rudhart/Marburg – NWP 2020)

„OTTO KÖRNER“-PREIS

Mit dem Otto-Körner-Preis der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie soll der Verfasser einer herausragenden und zukunftsweisenden Publikation bzw. Promotion gewürdigt werden, die innerhalb der letzten zwei Jahre vor der jeweiligen Jahresversammlung in einer international anerkannten Zeitschrift erschienen ist bzw. an einer Universität im Einzugsbereich der Regionalgesellschaft angefertigt und erfolgreich von einer Medizinischen Fakultät (einem medizinischen Fachbereich akzeptiert) benotet wurde. Die Arbeiten sollen Probleme des Faches der HNO-Heilkunde thematisieren.

Zu der bewertenden Publikation sind der wissenschaftliche Werdegang des Autors/der Autorin, sein/ihr bisheriges Publikationsverzeichnis und ggf. ein Begleitschreiben des Klinikleiters, bei dem die Arbeit angefertigt wurde, den Unterlagen beizufügen. Der zu bewertenden Dissertation sind die Promotionsurkunde, ein Lebenslauf und ggf. ein Begleitschreiben des wissenschaftlichen Betreuers („Doktorvaters“) beizulegen. Die Unterlagen sind in einer elektronischen Version bereitzustellen.

Die Bewerbung um den ausgeschriebenen Preis sollte mit einer Vortragsanmeldung für die Jahresversammlung einhergehen, in der auf die Thematik der publizierten Arbeit bzw. der Dissertation eingegangen wird.

Der Preis wird jährlich im Rahmen der Eröffnung oder aber der Mitgliederversammlung des Kongresses vergeben und beläuft sich auf eine Geldsumme von 1000 €.

Über die Vergabe des Preises entscheidet der jeweilige Vorstand der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie. Ausnahmsweise kann der Preis auch geteilt werden. Vorschläge für die Vergabe des Preises sollten bis zum 28. Februar des Kongressjahres bei dem/der amtierenden Vorsitzenden der Fachgesellschaft vom Verfasser der Arbeit bzw. der Promotion selbst oder von einem Mitglied der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie eingereicht werden.

Zum Leben und Wirken Otto Körners: siehe „Mitteilungen 2011“

„OTTO KÖRNER“-PREIS – PREISTRÄGERINNEN & PREISTRÄGER

Wir gratulieren herzlich.

| | | | |
|-------|---|------|---|
| 2022 | Thomas Rau, Hannover | 2017 | Johannes Völker, Würzburg |
| 2021 | Nora M. Weiss, Rostock | 2016 | Arne Böttcher, Berlin/Hamburg |
| 2020 | Nikolaos Davaris, Magdeburg | 2015 | Susanne Voigt-Zimmermann, Magdeburg & N. Abrams, Hamburg |
| 2019 | Elgar S. Quabius, Kiel | 2014 | M. Schimmer, Frankfurt/Oder |
| 2018 | Bernd Uhl, München | | |
| | | | |
| | Bisherige Johannes-Zange-Preisträger | 2003 | Constanze Ondruschka, Magdeburg T. Stöver, Hannover & D. Beutner |
| 2013 | nicht vergeben | | |
| 2012 | M. Canis, Göttingen Marja Loderstedt, Magdeburg | 2002 | Saskia Rohrbach, Göttingen J. Rudolf, Magdeburg |
| 2011 | M. Laudien, Kiel & A. Meyer, Göttingen | 2001 | St. Dommerich, Rostock |
| 2010 | Anke Leichtle, Lübeck & C. Bergmann, Essen & M. Diensthuber, Frankfurt/M. | 2000 | J. Oeken, A. Lenk, F. Bootz, Leipzig |
| 2009 | M. Herzog, Greifswald | 1999 | C. Matthias, V. Jahnke, P. Hand A. A. Fryer, R. C.Strange, Berlin M. Fuchs, Leipzig |
| 2008 | T. Görögh, Kiel & M. Neudert, Dresden | | |
| 2007 | M. Ellies, Göttingen & T. Just, Rostock | 1998 | Sabine Penk, Magdeburg Katrin Kracik, Leipzig |
| 2006 | M. Hoffmann, Kiel & M. Sanchez-Hanke, Hamburg | | |
| 2005 | St. Lang, Lübeck M. Diensthuber, Hannover S. Ertongur, B. Mack, K. Wosikowski, B. Mühlenweg, O. Gires, München | 1997 | A. Haisch, O. Schultz, C. Perka, V. Jahnke, G. R. Burmester, M. Sittinger, Berlin |
| 2004 | Christiane Motsch, Magdeburg J. Ebmeyer, La Jolla (Kalifornien) | 1995 | O. Kaschke, H.-J. Gerhardt, K. Böhm, M. Wenzel, H. Planck, Berlin |

„OTTO KÖRNER“-PREISTRÄGER 2022; Publikation – T. Rau

A simple tool to automate the insertion process in cochlear implant surgery

Thomas S. Rau^{1,2}  · M. Geraldine Zuniga^{1,2} · Rolf Salcher^{1,2} · Thomas Lenarz^{1,2}

Abstract

Purpose Automated insertion of electrode arrays (EA) in cochlear implant surgery is presumed to be less traumatic than manual insertions, but no tool is widely available in the operating room. We sought (1) to design and create a simple tool able to automate the EA insertion process; and (2) to perform preliminary evaluations of the designed prototype.

Methods A first prototype of a tool with maximum simplicity was designed and fabricated to take advantage of hydraulic actuation. The prototype facilitates automated forward motion using a syringe connected to an infusion pump. Initial prototype evaluation included: (1) testing of forward motion at different velocities (2) EA insertion trials into an artificial cochlear model with force recordings, and (3) evaluation of device handling, fixation and positioning using cadaver head specimens and a surgical retractor. Alignment of the tool was explored with CT imaging.

Results In this initial phase, the prototype demonstrated easy assembly and ability to respond to hydraulic actuation driven by an infusion pump at different velocities. EA insertions at an ultra-slow velocity of 0.03 mm/s revealed smooth force profiles with mean maximum force of $0.060 \text{ N} \pm 0.007 \text{ N}$. Device positioning with an appropriate insertion axis into the cochlea was deemed feasible and easy to achieve.

Conclusions Initial testing of our hydraulic insertion tool did not reveal any serious complications that contradict the initially defined design specifications. Further meticulous testing is needed to determine the safety of the device, its reliability and clinical applicability.

Introduction

A cochlear implant (CI) is a neuroprosthesis containing an electrode array (EA), which is implanted or introduced into the human inner ear (cochlea) to electrically stimulate the auditory nerve for auditory rehabilitation of patients with severe to profound sensorineural hearing loss. The most crucial step of the whole surgery—the implantation of the EA into the cochlea—is characterized by the mechanical interaction of the “foreign body” with the surrounding intracochlear tissues. Inserting the “foreign body” into the intracochlear biological environment may cause injuries to the delicate

soft tissue structures, with the basilar membrane being the most critical as it holds the sensory cells of hearing [1]. Therefore, traumatic insertions can result in loss of residual hearing [2]. Moreover, preservation of residual hearing is highly beneficial as many investigations have described improved hearing outcomes [3, 4] when combining electric stimulation (ES) using the cochlear implant with the natural, residual acoustic (A) hearing. To date, this strategy is widely known as electric acoustic stimulation (EAS) [5–7].

Motivated by these findings, prevention of intracochlear trauma became a dominant topic in cochlear implantation surgery since the 1990s. In order to reduce intracochlear trauma and improve hearing outcomes, Lehnhardt introduced the concept of the “soft surgery technique” already in 1993 [8]. However, reliable prevention of intracochlear trauma remains a clinical challenge, as the damage resulting from the EA insertion process is influenced by multiple, interdependent factors that are difficult to control. Furthermore, their direct effect on trauma and functional

outcome remains difficult to be fully understood, as these factors do not occur isolated from each other. These include the surgical approach (e.g., angle of insertion trajectory, size and location of the opening into the inner ear, level of surgical skills), the type of EA (e.g., stiffness properties, cross-sectional area, surface smoothness), as well as the insertion technique (e.g., insertion velocity). Automation of the insertion process could minimize intracochlear trauma as it allows for:

- standardization, independent of EA characteristics or surgical expertise
- smoothing and optimization, eliminating human tremor and jitter [9, 10]
- deceleration, enabling ultra-slow continuous insertion velocities beyond those which are humanly feasible [11, 12].

Initial works on automation of EA insertions emerged in the late 1990s and early 2000s in laboratory settings and consisted on motor-driven insertions of EA prototypes that sought to standardize electrode insertion trials and enhance comparability and reproducibility of results [13–15]. This feed-forward automation was later integrated to robotic insertions of custom-made steerable electrodes [16, 17]. In those works, during the insertion process the EA is accurately controlled by actuation to facilitate active adaption of the EA’s shape to the patient-specific, spiral-shaped lumen of the inner ear.

Later, the concept of an automated insertion tool to use with standard electrodes in the context of CI surgery was published by Hussong et al. [18]. However, a clinical application was not conducted, leaving out a realistic description of its sterile use. Our further research was focused on implementation of force sensing capabilities [19, 20] leading to an increase in complexity due to the integration of more sensitive electronic components. Therefore, development of a solution for sterile use of these tools was disregarded.

More recently, other groups have also developed motorized insertion tools in laboratory experiments [21–23] and although they were also not designed for use under sterile conditions, valuable findings have resulted from these works [9, 11, 21, 24–29]. For example, automated EA insertions have shown its capability in reducing critical peak insertion forces [9, 10, 30]—subsequently promising to reduce insertion trauma. Different insertion velocities have been explored using automated setups, and to date, most data suggest that lower insertion velocities produce lower insertion forces [11]. Moreover, these automated insertions can be programmed to occur at speeds slower than 0.9 mm/s, which according to the work of Kesler et al. [12] are not manually feasible as a continuous, steady movement.

Recently, two approaches for robotic surgical systems developed for clinical-, intraoperative use have been described. The robotics-assisted surgical tool proposed by Kaufmann et al. has already published promising results in its pre-clinical validation phase [10], but has the drawback of requiring additional drilling and screwing to the patient’s head to fixate the tool. In addition, a teleoperated robot (RobOtol, Collin Orl, Bagneux, France) has been used by Nguyen et al. to perform EA insertions in first patients [31]. However, this system requires the use of a robotic arm, which may significantly increase CI surgery costs and potentially limit patient access to this technology.

As an alternative, we introduce a new concept of a simple tool designed to automate the feed-forward motion of EAs or intracochlear catheters in CI surgery. Its design aims to achieve a maximum simplicity to facilitate wide clinical and surgical translation while still complying with surgical necessities (e.g., sterility).

The scope of this manuscript is to (1) present the idea and design details of the tool, herein after referred to as Cochlea Hydro Drive (CHD), and (2) test the defined main features such as automation capabilities, handling and adaptation to a surgical-like scenario.

Materials and methods

The design process included the following requirements specification:

- To facilitate an automated feed-forward motion serviceable for implantation of EAs or intra-cochlear catheters [32] into the inner ear.
- To operate at different slow velocities, particularly ultra-slow, down to at least 0.03 mm/s [11].
- Easy adaptation to EAs or cochlear catheters from different manufacturers.
- To meet sterility needs and regulations (as it is intended for intraoperative use).
- To be stabilized and provide alignment along a patient-specific insertion trajectory without additional invasive procedures.
- To remain simple to allow its wide future use.

CHD prototype design

The design of the CHD repurposes a commercially available, sterile, disposable syringe as hydraulic cylinder. This provides automated hydraulic actuation. The plunger of the syringe (Omnifix 5 ml Luer Lock Solo, B. Braun Melsungen AG, Germany) serves as a piston and transforms the pressure inside the barrel into a continuous, steady, linear and feed-forward movement. The pressure to

✉ Thomas S. Rau
rau.thomas@mh-hannover.de

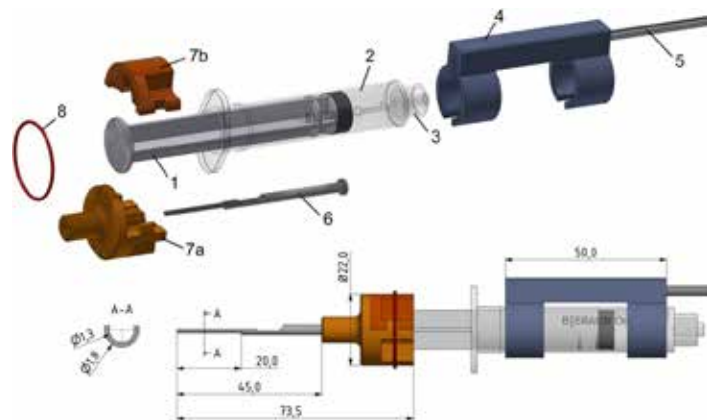
¹ Department of Otolaryngology, Hannover Medical School, Carl-Neuberg-Str. 1, 30625 Hannover, Germany

² Cluster of Excellence EXC 2177/1 “Hearing4all”, Hannover Medical School, Hannover, Germany

run the CHD is delivered by an infusion pump (Injectomat 2000, Fresenius Kabi, Bad Homburg, Germany) located outside the sterile boundary and connected via a flexible, standard sterile tube. For experimental evaluation, water was used as fluid, but saline or sterile water may also be used. This shifting of the main components for generation and control of the motorized movement to outside the sterile area avoids the need for sterilization or sterile draping of electromechanical components and is a key element of the achieved simplification in comparison with previously described tools [19–21, 33]. Insertion velocity can be controlled indirectly via the infusion pump by setting a corresponding flow rate. In the current setting (5 ml syringe, infusion pump with flow rate between 0.1 and 400 ml/h), insertion velocity can be in the range of 0.0002–0.94 mm/s. A 3-way stopcock valve (Discofix, B. Braun) was added to the tubing as an additional safety feature. It allows the surgeon or surgical assistant to immediately stop the movement of the CHD. Furthermore, the valve is used to vent the tubing.

Sterile adaptors were designed and built for the connection of the syringe with an external positioning device and its connection to the device considered for implantation. A U-shaped holder, made of stainless steel, was designed as an interchangeable piece to be adapted or replaced to hold different types of implantable devices. In its current version, the holder was adapted to the extracochlear outer diameter of MED-EL's EA series and MED-EL's cochlear catheter. Silicone replicas of such devices were used for some initial trials and are henceforth simply called "probes". The probe holder is mounted using a split adapter to the plunger flange. As the probe is held using a form-fit connection, the probe will need to be offloaded manually of the U-shaped holder (e.g., using tweezers).

Fig. 1 Schematic drawing of the CHD. The tool consists of the following parts: 1 plunger, 2 barrel and 3 luer lock connector of the syringe, 4 syringe holder, 5 stainless steel rod, 6 U-shaped probe holder, 7a and 7b split adapter to connect the probe holder with the plunger. The two separate parts of the adapter are equipped with a lip feature and secured with a silicone ring (8). All dimensions are in millimeters



A syringe holder clamps the barrel and connects it via a stainless steel rod with the positioning device. The split adapter and the syringe holder are made of polyether ether ketone (PEEK), a polymer known to be thermostable and used to produce high-quality plastic parts for medical devices. All custom-made parts were fabricated using conventional manufacturing processes (milling, cutting) and can be sterilized (e.g., steam sterilization) before being delivered to the operating room, where the surgical team can then assemble the tool.

The prototype is designed to be connected to a standard surgical retractor with a flexible arm (Flexible Arm Cerebellar Retractor, #50-1520, Codman, Raynham, MA, US) for positioning (Fig. 1). The flexible arm needs to be adjusted manually by the surgeon under direct visual control, and surgical experience and judgment is then needed to achieve an optimal position.

Initial testing

Evaluating the automated feed-forward mechanism

To test the concept of a hydraulic feed-forward mechanism, the CHD was assembled and fixed on a test bench (Fig. 2a). The distal motion of the U-shaped holder in front of the plunger was captured by a microscopic camera. The infusion pump was connected using the described tubing and valve, they were flushed with water as described above, and finally the pump was programmed to run at 170 ml/h, 46.8 ml/h and 12.8 ml/h which correspond to 0.4 mm/s, 0.11 mm/s and 0.03 mm/s, respectively. For each velocity, ten trials were conducted, while the movement of the probe holder in front of millimeter paper was video recorded. All videos were qualitatively assessed regarding a continuous,

Fig. 2 a Test bench for testing the hydraulic actuation of the probe holder at different velocities. CHD (1) connected to the infusion pump (2). A 3-way Stopcock valve (3) serves to vent the tubing and as an emergency stop. Microscope camera (4) to capture the movement of the probe holder. b Test bench for insertion force measurement. The aCM (5) is fixed on top of a load cell (6). The CHD enables hydraulic actuation of the EA (7) into the model while being fixed to a stand (8). c Inset showing the aCM geometry



feed-forward movement without breaks and quantitatively analyzed regarding the average resulting velocity from moving a distance of 10 mm, 3 mm and 2 mm, respectively. Attention was paid to determine a significant delay between the stop of the infusion (using the stop valve) and actual cessation of movement.

Insertion force measurements

To test its main functional goal, 10 insertions of a straight EA (STANDARD, MED-EL, Innsbruck, Australia) into an artificial cochlea model (aCM) were performed using our tool. A force measurement setup was used to characterize the force profile and smoothness of the forward movement of the CHD during the insertions (Fig. 2b).

The CHD was fixed above the aCM, which was mounted on top of a load cell (K3D35, ME-Meßsysteme GmbH, Hennigsdorf, Germany). The aCM was one of our standard models representing the geometry of the first full turn of an average sized human scala tympani. The cochlear lumen (with lateral wall length of 27 mm) was milled out of a polytetrafluoroethylene (PTFE, a.k.a. "Teflon") sheet and filled with saline solution for realistic friction conditions [34]. The infusion pump was set to infusion rates corresponding to 0.03 mm/s and 0.40 mm/s, which are insertion velocities practically impossible to the human hand in a continuous fashion [12]. At the beginning of each recording, the EA was placed at the opening of the aCM and was inserted approximately 24.5 mm until it reached the end of the aCM. After each trial, the EA was carefully straightened by hand. A custom-made software was used to read out the force sensor every 25 ms with a measuring amplifier (GSV-4USB-D37, ME-Meßsysteme GmbH) including analog–digital converter

(16 bit). No filter was applied to the force data. More details about our artificial cochlea models and the force measurement setup have been described elsewhere [11, 35].

Evaluating the tool in a surgical-like scenario

To evaluate if the CHD can indeed be fixated with a noninvasive approach, two formalin-fixed, previously anonymized, human cadaver heads were used under approval of the authors' institutional review board. Different strategies to position the CHD using a surgical retractor with a flexible arm were tried for both ears, including different options to fix the retractor and different orientations of the flexible arm. The goal was to fixate the CHD allowing it to aim toward the facial recess and round window area based on judgement by a CI surgeon with the aid of a microscope. Positioning of the CHD in front of the round window was repeated 10 times for each right and left ears.

Additionally, these trials were used to obtain an initial impression of the desired workflow as well as to test assembly time of the CHD, including mounting of the probes. Cone-beam computed tomography imaging was performed for one of the trials after positioning of the CHD to objectively illustrate the alignment of the tool along an appropriate insertion axis.

Results

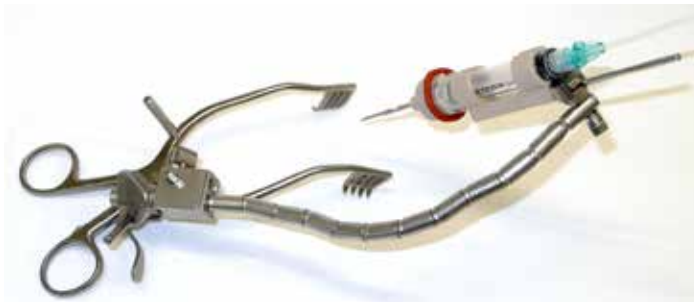
Based on the general idea of utilizing a standard, sterile, single-use syringe as a hydraulic cylinder to provide an automated, forward linear movement for implantation of

intra-cochlear probes, a first prototype was designed (Fig. 1) and manufactured (Fig. 3).

Preliminary results of testing the hydraulic actuation

A total of 30 trials were completed and revealed a slow and smooth forward movement. There was a varying delay between turning the valve and start of the hydraulic actuation, most likely due to some remaining, compressible air bubbles in the tubing. No observable jerks or stops once the movement started were noted. The measured average velocity was (0.420 ± 0.038) mm/s, (0.072 ± 0.007) mm/s and (0.050 ± 0.007) mm/s for the tested flow rates (170 ml/h, 46.8 ml/h and 12.8 ml/h, respectively), differing slightly to the expected feed-forward velocities of 0.4 mm/s, 0.11 mm/s and 0.03 mm/s, respectively. Furthermore, the cessation of movement of the holder occurred immediately after the stop of the infusion using the valve.

Fig. 3 Current prototype after assembly



Insertion behavior and force profiles

Figure 4 depicts insertion force profiles using the CHD. Mean maximum forces were (0.060 ± 0.007) N when the infusion rate targeted an insertion velocity of 0.03 mm/s, and (0.107 ± 0.036) N for targeted 0.4 mm/s. Force profiles in Fig. 4 are normalized using insertion depths estimated in percentage to normalize across all trials. The smooth increase in force as the EA is inserted deeper is comparable to those observed with other automated setups [11, 36].

Findings from cadaver trials

Assembly of the prototype and its application on human cadaveric head specimens was easy and reproducible. Assembly time for the CHD is less than 1 min (approximately 30 s), while fixation of the retractor, mounting of the flexible arm and the CHD as well as positioning of the device takes 10–15 min. An otolaryngology, head and

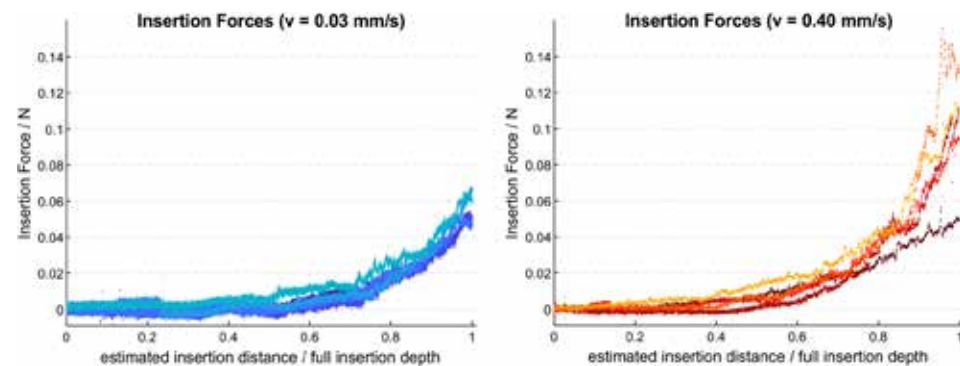


Fig. 4 Insertion forces for ultra-slow (left) and low (right) insertion velocities using the CHD. Estimated insertion distance presented in percentage of full insertion depth to normalize across all observations



Fig. 5 Mounting of the CHD to the cadaver's head. Different positions were tested aiming the tip of the instrument deep toward the cochlea. The flexible arm provides a sufficient stable configuration



Fig. 6 CHD loaded with EA

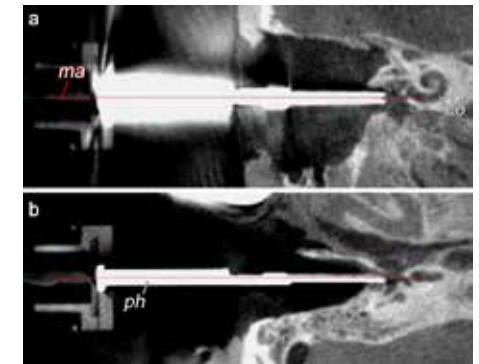


Fig. 7 CBCT image of the CHD in its final position aiming toward the cochlea (co). Main axis (ma) of the probe holder (ph) is visualized (red line)

neck surgeon (MGZ) who was not involved in the initial device design was able to handle and position the device accordingly. Positioning of the flexible arm of the retractor (Fig. 5 and 6) and confirmed under surgical visualization using the microscope.

The cone-beam computed tomography (CBCT) imaging performed for one of the trials illustrates the proper alignment axis of our tool with the round window membrane and basal turn of the cochlea (Fig. 7). The tool was able to stand alone using the flexible arm of the retractor (Fig. 5) without visible drift due to gravity or other loads for a period of at least 20 min. Loading of the probes (after good positioning was achieved) into the U-shaped holder was also doable, and these did not fall off the holder in these trials. Good visualization of the instrument, tip of the instrument and tip of the probe was achieved using a binocular microscope. The test runs did not reveal major complications that contradict further development of the tool toward its clinical application.

Discussion

The here presented prototype fulfills conformity with all needs for sterility. This is achieved by a strong simplification of the concept and the reduction to the essential: use of a standard infusion pump, a disposable commercially available syringe and a few small size adapters. By repurposing a syringe as a hydraulic cylinder, one can avoid sterilization or sterile housing of an electrically powered actuator, such as stick-slip piezo drives [18], or rotary motor [21] as previously reported. All components for energy generation and motion control are located outside the sterile area of the OR as they are integrated in the infusion pump. Furthermore, standard infusion pumps are already optimized for providing very low but also very precise flow rate, which can be adjusted in a wide range.

Our initial testing shows that repurposing a syringe as a hydraulic cylinder facilitates hydraulic actuation. A feed-forward motion without significant peaks or breaks was observed for all three programmed velocities. We observed deviations in the resulting average velocity compared to the theoretical calculated values. This is better appreciated in the trials corresponding to 0.11 mm/s, where the resulting velocity was 0.07 mm/s. However, this finding does not contradict the general concept as these results still fall within the desired range of “ultra-slow” velocities. Additionally, accuracy in setting the velocity of the plunger can be improved by further testing and calibration of the system and re-evaluation of the workflow.

Insertions of an EA into an aCM confirmed that our tool is indeed able to hold and insert an EA in response to hydraulic actuation. These trials showed smooth force profiles, especially with an ultra-slow velocity of 0.03 mm/s, which in turn resulted in mean maximum forces of 0.060 ± 0.007 mN (Fig. 4a). The mean insertion forces resulting from our experiments are comparable to previous reports using MED-EL electrodes [36, 37]. However, caution is warranted when comparing our tool’s absolute force values with other studies, as different methodologies pertaining to the cochlea model (geometry, material, lubricant), EA and insertion depth may also impact the resulting insertion forces. Therefore, the most valuable finding from the present insertion experiments using the CHD is that the resulting insertion profiles do not show numerous peaks, pauses or breaks, in contrast to manually performed insertions, as previously reported in [9, 12, 30].

In case of leakage in the tubing or connectors only a part of the fluid flow will reach the CHD which causes a decrease in the insertion velocity (or even a full stop of the movement depending on the size of the leak). This may be an argument to use sterile or saline water instead of regular water in the operating room, therefore avoiding an additional risk for the patient.

Incorporation of the 3-way stopcock valve allows for sufficient venting of the tubing. When that few small air bubbles remained inside the valve, no impact on the movement of the device was observed. Furthermore, this allows for an immediate cessation of feed-forward motion of the CHD when used to stop the insertion.

In its current design, automated backward motion after implantation is not possible. The plunger needs to be moved backwards (inside the syringe of the CHD) manually or indirectly by removing the larger syringe (of the syringe driver) and pulling its plunger in order to generate a negative pressure. The 5 ml syringe allows for a travel range of approx. 45 mm which covers full insertion depth of even the longest EA in the market (with 31.5 mm). Until now, our tool was developed for straight (lateral-wall) EAs.

A drawback of the simplicity of the CHD is that a force sensing capability is not integrated as in previous tools [19, 20]. Therefore, monitoring of the insertion process based on insertion forces is not possible in the current design of the CHD. However, we consider this as an acceptable limitation, since the current version of the tool is designed to facilitate automation of the EA insertion and potentially allow for very slow insertion speeds and therefore reduced insertion forces [11]. In addition, the current design of the CHD allows for its use with the conventional mastoidectomy with a facial recess approach, which is an “open” surgery access to the inner ear. Thereby, the surgeon can still visually observe the insertion process and stop the automated feed of the implant if irregularities (e.g., EA buckling) occur. One has to investigate in further studies whether the loss of the surgeon’s capability to manually sense at least some insertion forces [38] is a critical issue; especially as the soft surgery protocol suggests cessation of the insertion when resistance is met. Additional investigations are required to elucidate whether visual observation of the insertion process ensures the same safety for the residual hearing as the haptic feedback. This is of particular importance in patients with functional residual hearing.

The implementation of a tool like the CHD could bring other benefits. For example, the device could later on be combined with additional intraoperative measurements such as fluoroscopy [39], or cochlear monitoring [40] in order to achieve a deeper understanding of the electrode insertion process and the underlying mechanism of intracochlear trauma. Ultimately, more information and strategies could be gathered to develop different approaches that could guarantee preservation of residual hearing.

In its current version, the tool is intended to be positioned using a flexible arm attached to a standard surgical retractor. This requires sufficient experience of the surgeon in estimating the best trajectory into the basal turn of the cochlea for the individual patient [41]. However, this is also true in conventional, manually performed electrode insertion and therefore not a specific challenge when using the CHD. In addition, using the surgical retractor, automation of probe insertions goes without additional invasive steps, such as screwing into the skull, as required in the case of the iotMotion system in order to drive the unit [10].

In case of using a tool like the CHD for EA insertion, the alignment to an individually planned trajectory can be improved by incorporating image-guided surgery systems [22, 42, 43] or micro-stereotactic frames [44, 45] into the surgical setting. In doing so, an optimized trajectory can be planned based on patient-specific imaging and followed in the OR with an accuracy outperforming what is manually feasible. This is another possibility that can be further explored in the future.

The limitations of this work include that we did not perform probe insertions into human cadaveric cochlear specimens with the use of the CHD. However, we have explored our initial concept to justify moving forward with such experiments. Also, the learning curve of assembling, handling and positioning of the tool is herein not fully characterized, but will be further explored. Likewise, the variability on the resulting velocities at which the CHD response needs to further validated and replicated.

To summarize, more detailed investigations have to address questions such as: How accurately can the device be positioned manually along an appropriate insertion axis? Is there a steep learning curve or how does these results depend on the experience of the surgeons? What about the inter-operator variability when mounting, positioning and using the CHD? How reliably can the actual insertion of the EAs into the cochlea be performed using the tool? How do different velocities impact insertion trauma? However, answering these questions is reserved for further studies.

Conclusion

Initial testing of our hydraulic insertion tool did not reveal any serious complications that contradict the initially defined design specifications. Further meticulous testing is needed to determine the safety of the device, its reliability and clinical applicability.

Acknowledgements The authors thank MED-EL (Innsbruck, Austria) for providing the EA used in this study. The authors would like to thank Mr. Tobias Blum for his assistance with some of the experimental evaluation.

Funding Open Access funding provided by Projekt DEAL. This work was funded by the Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG, German Research Foundation) under Germany’s Excellence Strategy – EXC 2177/1 – Project ID 390895286.

Compliance with ethical standards

Conflict of interest The authors declare that they have no conflict of interests.

Human and animal rights This article does not contain any studies with human participants or animals performed by any of the authors.

Open Access This article is licensed under a Creative Commons Attribution 4.0 International License, which permits use, sharing, adaptation, distribution and reproduction in any medium or format, as long as you give appropriate credit to the original author(s) and the source, provide a link to the Creative Commons licence, and indicate if changes were made. The images or other third party material in this article are included in the article’s Creative Commons licence, unless indicated otherwise in a credit line to the material. If material is not included in the article’s Creative Commons licence and your intended use is not

permitted by statutory regulation or exceeds the permitted use, you will need to obtain permission directly from the copyright holder. To view a copy of this licence, visit <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>.

References

- Rask-Andersen H, Liu W, Erixon E, Kinnefors A, Pfaller K, Schrott-Fischer A, Glueckert R (2012) Human cochlea: anatomical characteristics and their relevance for cochlear implantation. *Anat Rec* 295:1791–1811
- Roland PS, Wright CG (2006) Surgical aspects of cochlear implantation: mechanisms of insertional trauma. *Adv Otorhinolaryngol* 64:11–30
- Welch C, Dillon MT, Pillsbury HC (2018) Electric and acoustic stimulation in cochlear implant recipients with hearing preservation. *Semin Hear* 39(4):414–427
- Büchner A, Schüssler M, Battmer RD, Stöver T, Lesinski-Schiedat A, Lenarz T (2009) Impact of low-frequency hearing. *Audiol Neurotol* 14(S1):8–13
- Campbell AP, Dillon MT, Buchman CA, Adunka OF (2013) Hearing preservation cochlear implantation. *Curr Otorhinolaryngol Rep* 1(2):69–79
- Von Ilberg CA, Baumann U, Kiefer J, Tillein J, Adunka OF (2011) Electric-acoustic stimulation of the auditory system: a review of the first decade. *Audiol Neurotol* 16(suppl 2):1–30
- Incerti PV, Ching TYC, Cowan R (2013) A systematic review of electric-acoustic stimulation: device fitting ranges, outcomes, and clinical fitting practices. *Trends Amplif* 17:3–26
- Lehnhardt E (1993) Intracochlear placement of cochlear implant electrodes in soft surgery technique [in German]. *HNO* 41(7):356–359
- Nguyen Y, Kazmitcheff G, De Seta D, Miroir M, Ferrary E, Sterkers O (2014) Definition of metrics to evaluate cochlear array insertion forces performed with forceps, insertion tool, or motorized tool in temporal bone specimens. *Biomed Res, Int.*, p 532570
- Kaufmann CR, Henslee AM, Claussen A, Hansen MR (2020) Evaluation of insertion forces and cochlea trauma following robotics-assisted cochlear implant electrode array insertion. *Otol Neurotol*. 41:631–638
- Hügl S, Rüländer K, Lenarz T, Majdani O, Rau TS (2018) Investigation of ultra-low insertion speeds in an inelastic artificial cochlear model using custom-made cochlear implant electrodes. *Eur Arch Oto Rhino Laryngol* 275(12):2947–2956
- Kesler K, Dillon NP, Fichera L, Labadie RF (2017) Human kinematics of cochlear implant surgery: an investigation of insertion micro-motions and speed limitations. *Otolaryngol Head Neck Surg (US)* 157(3):493–498
- Rebscher SJ, Heilmann M, Bruszezski W, Talbot NH, Snyder RL, Merzenich MM (1999) Strategies to improve electrode positioning and safety in cochlear implants. *IEEE Trans Biomed Eng* 46(3):340–352
- Roland JT (2005) A model for cochlear implant electrode insertion and force evaluation: results with a new electrode design and insertion technique. *Laryngoscope* 115(8):1325–1339
- Todd CA, Naghdy F, Svehla MJ (2007) Force application during cochlear implant insertion: an analysis for improvement of surgeon technique. *IEEE Trans Biomed Eng* 54(7):1247–1255
- Zhang J, Wei W, Ding J, Roland JT, Manolidis S, Simaan N (2010) Inroads toward robot-assisted cochlear implant surgery using steerable electrode arrays. *Otol Neurotol* 31(8):1199–1206
- Zhang J, Simaan N (2013) Design of underactuated steerable electrode arrays for optimal insertions. *J Mech Robot* 5(1):011008

18. Hussong A, Rau TS, Eilers H, Baron S, Heimann B, Leinung M, Lenarz T, Majdani O (2008) Conception and design of an automated insertion tool for cochlear implants. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc* 2008:5593–5596
19. Schurz D, Labadie RF, Hussong A, Rau TS, Webster III, RJ (2010) A force sensing automated insertion tool for cochlear electrode implantation. In: *Proceedings of the IEEE international conference robotics automation* May 3–8, Anchorage, Alaska, USA, pp 3674–3679
20. Kobler J-P, Beckmann D, Rau TS, Majdani O, Ortmaier T (2014) An automated insertion tool for cochlear implants with integrated force sensing capability. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 9(3):481–494
21. Nguyen Y, Miroir M, Kazmitcheff G, Sutter J, Bensidhoum M, Ferrary E, Sterkers O, Bozorg Grayeli A (2012) Cochlear implant insertion forces in microdissected human cochlea to evaluate a prototype array. *Audiol Neurotol* 17(5):290–298
22. Torres R, Drouillard M, De Seta D, Bensimon JL, Ferrary E, Sterkers O, Bernardeschi D, Nguyen Y (2018) Cochlear implant insertion axis into the basal turn: a critical factor in electrode array translocation. *Otol Neurotol* 39(2):168–176
23. Pile J, Wanna GB, Simaan N (2014) Force-based flexible path plans for robotic electrode insertion. In: *2014 IEEE international conference on robotics automation (ICRA)*, 31 May–7 June, Hong Kong, China
24. Rau TS, Hussong A, Leinung M, Lenarz T, Majdani O (2010) Automated insertion of preformed cochlear implant electrodes: evaluation of curling behaviour and insertion forces on an artificial cochlear model. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 5(2):173–181
25. Schurz D, Webster RJ, Dietrich MS, Labadie RF (2010) Force of cochlear implant electrode insertion performed by a robotic insertion tool: comparison of traditional versus advance off-stylet techniques. *Otol Neurotol* 31(8):1207–1210
26. De Seta D, Torres R, Russo FY, Ferrary E, Kazmitcheff G, Heymann D, Amiaud J, Sterkers O, Bernardeschi D, Nguyen Y (2016) Damage to inner ear structure during cochlear implantation: correlation between insertion force and radio-histological findings in temporal bone specimens. *Hear. Res.* 1344:1–8
27. Avci E, Nauwelaers T, Hamacher V, Kral A (2016) Three-dimensional force profile during cochlear implantation depends on individual geometry and insertion trauma. *Ear Hear* 38:e168–e179
28. Helbig S, Settevendemie C, MacK M, Baumann U, Helbig M, Stöver T (2011) Evaluation of an electrode prototype for atraumatic cochlear implantation in hearing preservation candidates: preliminary results from a temporal bone study. *Otol Neurotol* 32(3):419–423
29. Todt I, Ernst A, Mittmann P (2016) Effects of different insertion techniques of a cochlear implant electrode on the intracochlear pressure. *Audiol Neurotol* 21(1):30–37
30. Majdani O, Schurz D, Hussong A, Rau TS, Wittkopf J, Lenarz T, Labadie RF (2010) Force measurement of insertion of cochlear implant electrode arrays in vitro: comparison of surgeon to automated insertion tool. *Acta Otolaryngol* 130(1):31–36
31. Vittoria S, Lahlou G, Torres R, Daoudi H, Mosnier I, Mazalaigne S, Ferrary E, Nguyen Y, Sterkers O (2020) Robot-based assistance in middle ear surgery and cochlear implantation: first clinical report. *Arch Oto Rhino Laryngol*, Eur. <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06070-z>
32. Prenzler NK, Salcher R, Timm M, Gaertner L, Lenarz T, Warnecke A (2018) Intracochlear administration of steroids with a catheter during human cochlear implantation: a safety and feasibility study. *Drug Deliv Transl Res* 8(5):1191–1199
33. Hussong A, Rau TS, Ortmaier T, Heimann B, Lenarz T, Majdani O (2010) An automated insertion tool for cochlear implants: another step towards atraumatic cochlear implant surgery. *Int J Comput Assist Radiol Surg* 5(2):163–171
34. Salcher RB, Nullmeier M, Cramer J, Pawsey N, Lenarz T, Rau TS (2019) Artificial cochlea model material validation for insertion force measurements. In: *Conference on implant abutments prostheses (CIAP)*, July 14–19, Lake Tahoe, CA, US
35. Rau TS, Nullmeier M, Cramer J, Hügl S, Pawsey N, Lenarz T, Salcher RB (2019) A method for building individualized two-dimensional artificial cochlea models. *Proc Assoc Res Otolaryngol* 4236
36. Kobler JP, Dhanasingh A, Kiran R, Jolly C, Ortmaier T (2015) Cochlear dummy electrodes for insertion training and research purposes: fabrication, mechanical characterization, and experimental validation. *Biomed Res. Int.* 574209:1–9
37. Adunka O, Kiefer J, Unkelbach MH, Lehnert T, Gstoettner W (2004) Development and evaluation of an improved cochlear implant electrode design for electric acoustic stimulation. *Laryngoscope* 114(7):1237–1241
38. Kratchman LB, Schuster D, Dietrich MS, Labadie RF (2016) Force perception thresholds in cochlear implantation surgery. *Audiol Neurotol* 21(4):244–249
39. Fishman AJ, Roland JT, Alexiades G, Mierzwinski J, Cohen NL (2003) Fluoroscopically assisted cochlear implantation. *Otol Neurotol* 24(6):882–886
40. Haumann S, Imsiecke M, Bauernfeind G, Büchner A, Helmstaedter V, Lenarz T, Salcher RB (2019) Monitoring of the inner ear function during and after cochlear implant insertion using electrocochleography. *Trends Hear* 23:1–18
41. Torres R, Kazmitcheff G, Bernardeschi D, De Seta D, Bensimon JL, Ferrary E, Sterkers O, Nguyen Y (2016) Variability of the mental representation of the cochlear anatomy during cochlear implantation. *Eur Arch Oto Rhino Laryngol* 273(8):2009–2018
42. Schipper J, Aschendorff A, Arapakis I, Ridder GJ, Laszig R (2004) Does navigation-controlled cochleostomy improve the results of cochlear implant surgery? (in German). *HNO* 53:329–335
43. Weber S, Gavaghan K, Wimmer W, Williamson T, Gerber N, Anso J, Bell B, Feldmann A, Rathgeb C, Matulic M, Stebinger M, Schneider D, Mantokoudis G, Scheidegger O, Wagner F, Kompis M, Caversaccio M (2017) Instrument flight to the inner ear. *Sci Robot* 2(4):14916
44. Labadie R, Balachandran R (2010) Clinical validation study of percutaneous cochlear access using patient customized microstereotactic frames. *Otol Neurotol* 31(1):94–99
45. Rau TS, Lexow GJ, Blume D, Kluge M, Lenarz T, Majdani O (2017) Micro-stereotactic frame utilizing bone cement for individual fabrication: an initial investigation of its accuracy. *SPIE, Prog Biomed Opt Imaging Proc*, p 10135

Publisher's Note Springer Nature remains neutral with regard to jurisdictional claims in published maps and institutional affiliations.

Die Laryngektomie Seite.

Die Kehlkopfentfernung Davor, während und danach

Steht Ihnen oder einer Ihnen nahestehenden Person die Entfernung des kompletten Kehlkopfs bevor? Sie sind nicht allein.

Hier erhalten Sie – auf einer einzigen Website – wertvolle Informationen zur Vorbereitung auf eine Laryngektomie.

www.kehlkopfoperation.info →



„Meiner Erfahrung nach ist es wichtig, alle Aspekte zu berücksichtigen, die den Patienten helfen, sich online – bei all den Informationen – zurechtzufinden. So können wir mit ihnen über Themen wie ihre emotionale Reise sprechen, ihre unterschiedlichen Bedürfnisse berücksichtigen und zeigen, wie sie eine neue Art zu sprechen lernen.“ sagt Katherine Behenna, MSc, Leitende Logopädin, Großbritannien



Wenn Hörgeräte nicht mehr helfen

Hörimplantate von MED-EL



Cochlea-Implantat-System

SYNCHRONY®

Bei hochgradiger bis an Taubheit grenzender Schallempfindungsschwerhörigkeit und einseitiger Taubheit



Elektrisch-akustisches Hörimplantat-System

SYNCHRONY® EAS

Bei partiellem Hörverlust im Hochtonbereich



Mittelohr-implantat-System

VIBRANT SOUNDBRIDGE®

Bei gering- bis hochgradiger Schallempfindungsschwerhörigkeit, Schalleitungs- und kombinierter Schwerhörigkeit

hearLIFE

MED-EL Elektromedizinische Geräte Deutschland GmbH
Moosstraße 7 | 82319 Starnberg
Tel. +49 8151 7703-30 | office@medel.de

Lösungen für jede Art von Hörverlust



MED⁹EL



Knochenleitungs-implantat-System

BONEBRIDGE®

Bei Schalleitungs- und kombinierter Schwerhörigkeit und einseitiger Taubheit



Knochenleitungs-hörsystem

ADHEAR®

Bei Schalleitungs-schwerhörigkeit und einseitiger Taubheit



Passive Mittelohr-implantate

Stapes- und Tympanoplastikprothesen bei Schalleitungsstörungen



Bestellen Sie hier
**Ihr Infopaket von Experten
für Experten** – mit detaillierten
Produktinformationen, Indikations- und
Anwendungsbereichen.

infopaket@medel.de

Tel. 08151 7703-30 | medel.de



PREISTRÄGERINNEN & PREISTRÄGER DES HNO NACHWUCHS-PREISES

Wir gratulieren herzlich.

Im Jahre 2020 wurde erstmalig der HNO-Nachwuchspreis verliehen. Hiermit soll der Beitrag (Poster oder Vortrag) mit der höchsten Relevanz für Klinik oder Praxis gewürdigt werden. Der Preis ist mit 300 Euro dotiert.

Der/Die Erstautor/in befindet sich zur Präsentation des Beitrages während der Jahrestagung vor oder in der Weiterbildung zum Facharzt.

2022: O. Tebbi, Stade

2021: S. Shahpasand, Göttingen

2020: S. A. Rudhart, Marburg

PREISTRÄGER HNO NACHWUCHS-PREIS – 2022; O. TEBBI

Kontinuierliches Monitoring der postoperativen Innenohrfunktion durch ein Knochenleitungshörgerät (ADHEAR®)

Ouahid Tebbi¹, Franziska Fondel¹, Ozan Gökler^{1,2} und Randolph Riemann¹

¹HNO-Kopf und Halschirurgie Klinik, Elbekliniken Stade, Deutschland

² HNO-Kopf und Halschirurgie Klinik, Koc Universität Istanbul, Türkei

Zusammenfassung:

Hintergrund: In der klinischen Visite nach mittelohrchirurgischen Eingriffen wird am Patientenbett zur Überprüfung eines Innenohrabfalls (IOA) bei liegender Gehörgangstamponade die Stimmgabelprüfung nach Weber durchgeführt. Diese auf eine Frequenz beschränkte Momentaufnahme bietet kein kontinuierliches postoperatives Monitoring (POM). Hieraus resultierte die Idee, ein modernes und bereits als Hilfsmittel zugelassenes Knochenleitungshörgerät postoperativ als einfaches kontinuierliches POM-Gerät zu nutzen.

Patienten und Methoden: In unserer HNO-Klinik (Elbe Klinikum Stade) erhielten im Rahmen einer Anwendungsbeobachtung Mittelohr-operierte Patienten in den ersten postoperativen Tagen ein Klebe-Knochenleitungshörgerät (KL-HG, ADHEAR® (MED-EL, Innsbruck, Österreich)). Ziel der Anwendung ist, (1) festzustellen, ob sich das KL-HG als Mittel zum POM eignet, und (2) ob es die Kommunikation verbessert. Es wurden die Daten von 93 Patienten der Klinik, die das Knochenleitungshörgerät erhalten hatten (n=93), retrospektiv analysiert. (45 weiblich, 48 männlich). Das Alter lag zwischen 16-82 Jahre (Mittelwert: 52,0±18,7 Jahre). Die operierte Seite war 45x links (48,3%) und 48x rechts (51,6%). Getragen wurde es an den ersten beiden postoperativen Tagen mit einer mittleren Tragezeit von 11,62±5,8 Stunden täglich.

Ergebnisse: Bei 7 Patienten kam es während der Tragezeit des KL-HG zu einem subjektiven Hörverlust, dreimal wegen Batterieerschöpfung, viermal zum wahren Knochenleitungsabfall, der nach sofortiger Einleitung von Maßnahmen rückläufig war. Anhand eines SSQ12 Fragebogens wurden Anwendung und Nutzen des KL-HG bei Entlassung erfragt. Mehrheitlich wurden die Parameter für eine Verbesserung der Kommunikation z. B. mit dem Stationspersonal durch das KL-HG und die Handhabung als eher leicht beurteilt, auffällig aber nicht signifikant bei kontralateraler Innenohrschwerhörigkeit. Es gab keine Unterschiede in der Beantwortung der Fragen nach Geschlecht, Alter, OP-Seite oder präoperativer Hörgeräteversorgung.

Schlussfolgerungen: Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass die unmittelbare postoperative Verwendung des Knochenleitungshörgeräts nach Mittelohroperationen als kontinuierliches POM geeignet scheint, da IO-Abfälle detektiert werden und die Verwendung durch die Patienten einfach erscheint.

Schlüsselwörter: Postoperativer Hörverlust. Monitoring der Innenohrfunktion. Knochenleitungshörgerät. ADHEAR®

Keywords: Hearing deficit. Continuous monitoring of the inner ear function.

Einleitung:

Nach Mittelohrchirurgie besteht das Risiko einer Innenohrschädigung bis hin zur Ertaubung [1, 2]. In der Literatur wurde bei 1,2 bis 4,5% der Patienten nach mittelohrchirurgischen Eingriffen ein sensorineuraler Hörverlust beschrieben, [3, 4]. In einer Studie an der Universitätsklinik Würzburg [9] betrug das Risiko eines Hochtonverlustes ab 4 kHz für eine Tympanoplastik Typ I 0,6 %, für einen Typ III 0,5 % sowie für eine Stapesoperation 1,8 %.

In der HNO-Klinik Elbe Klinikum Stade werden postoperativ tägliche ärztliche Kontrolluntersuchungen am Krankenbett durchgeführt. Hierzu gehört die Untersuchung mit A1, C2 oder C3 Stimmgabel nach Weber [5], die bei austamponiertem Gehörgang die Funktion des Innenohres überprüfen soll, die Stimmgabel mittig am Schädel aufgesetzt, abhängig von der Innenohrleistung auf Scheitel, Stirn, Nasion oder obere Incisivi [6,9]. Bei austamponiertem operierten Ohr und beidseits gleich guter Innenohrfunktion gibt der Patient an, auf der operierten Seite den Ton lauter zu hören.

Zusätzlich erfolgt der Kratztest am Verband, der ähnliche Aussagekraft haben soll [7]. Sowohl Stimmgabel als auch Kratztest sind jedoch nur kurze Momentaufnahmen und bieten nicht die Möglichkeit einer kontinuierlichen Prüfung der Innenohrfunktion. Das Risiko eines irreversiblen Innenohrschadens nach Mittelohreingriffen zu erleiden, ist in der Frühphase nach Operationen hoch, vor allem, wenn dieser nicht erkannt wird.

Seit 2018 ist ein Klebeknochenleitungshörgerät ADHEAR® (Fa. MedEL; EC Nr: G0178530131) zugelassen. Bei normaler Anwendung wird das Hörgerät mit einem Klebestreifen auf dem Mastoid des schalleitungsgeschwächten Ohres installiert, der Schall wird durch einen Schwinger auf den Knochen übertragen.

Theoretisch wird auch dem künstlich schalleitungsgestörten - also dem tamponierten frisch mittelohroperierten Ohr, bei intakter Innenohrfunktion - mit einem solchen Hörgerät **kontinuierlich** der Schall via Knochenleitung angeboten.

Ziel der vorliegenden Anwendungsbeobachtung war es herauszufinden, ob sich das Knochenleitungsgerät für das kontinuierliche Monitoring der IO-Funktion in den ersten beiden Tagen nach mittelohrchirurgischen Eingriffen eignet. Hierzu prüften wir, ob es trotz Ohrverband überhaupt installiert werden kann, und ob überhaupt IO-Hörverluste detektiert werden? Wie die Patienten das Tragen beurteilen und ob das Tragen ggf. auch Vorteile in der postoperativen Kommunikation z. B. zwischen medizinischem Personal und Patient hat.

Methoden:**Patientengut**

Im Zeitraum von 2018 bis Juli 2022 wurde an der HNO-Klinik Stade den am Mittelohr operierten Patienten das postoperative Tragen eines Knochenleitungshörgerätes (Adhear®) angeboten. Die Auswahl war unselektioniert, 93 nahmen das Angebot an. Nach Einverständniserklärung wurden diese Patienten aufgeklärt und erhielten eine exakte Anweisung über Trage- und Funktionsweise. Das Gerät wurde bei liegendem Ohrverband an die Stirn auf der ipsilateralen Operationsseite gekoppelt (Abbildung 1). Es wurde ausdrücklich darauf hingewiesen, dass bei subjektiv leisestem Verdacht einer ipsilateralen Hörminderung, sofort Rücksprache mit dem Stations- oder Dienstarzt genommen werde. Bei Entlassung erfolgte eine standardisierte Befragung anhand eines Fragebogens.



Abbildung 1: Positionierung des Knochenleitungshörgerätes ADHEAR®

Mitarbeiterin der HNO-Klinik mit der Publikation einverstanden

Zu den Ohreingriffen zählten mehrheitlich Cholesteatomsanierungen, Tympanoplastiken und Stapes-Operationen (Abbildung.2). Bei ersteren zu etwa 30-40 % Revisionen.

Das Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Mittelohroperation lag zwischen 16 und 82 Jahren, Durchschnittsalter zum Zeitpunkt der Operation $52,0 \pm 18,7$ Jahre. Die Patienten wurden nach dem Alter in 3 Gruppen unterteilt: 16-30 Jahre: 18 Patienten (8 weiblich und 10 männlich); 31-60 Jahre: 41 Patienten (23 weiblich, 18 männlich); >60 Jahre: 34 Patienten (14 weiblich, 20 männlich). Die Patienten hatten die Auswahl zwischen schwarzen, blauen oder rosa Schutzhüllen. Zudem wurden die Ergebnisse nach Geschlechtszugehörigkeit analysiert. Die Vergleiche und Gruppenvergleiche der Mittelwerte wurden statistisch mit dem Programm SPSS (Chi-Quadrat-Test) ausgewertet.

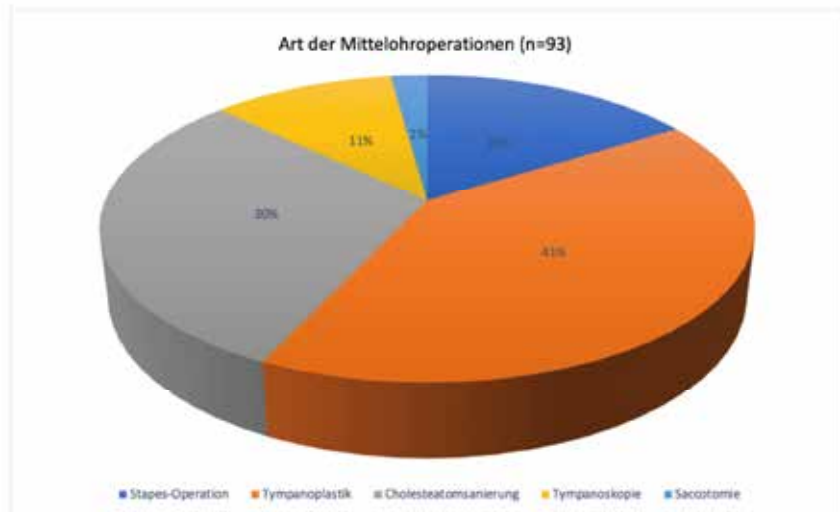


Abbildung 2: Art der Mittelohroperationen

Ergebnisse:

Das Knochenleitungshörgerät wurde an durchschnittlich 2 Tagen nach der Operation getragen, in der Regel am 1. und 2. postoperativen Tag. Die durchschnittliche Tragedauer pro Tag betrug etwa 11,62 ± 5,8 Stunden. Ein Patient gab spontan an, dass er sich durch das HG stigmatisiert fühlte und trug es deswegen sehr selten.

Sieben Patienten von insgesamt 93 gaben während des Tragens an, auf der operierten Seite plötzlich schlechter zu hören. Dreimal war nach Wechsel der Batterie das Hören subjektiv wieder gut, viermal nicht (Tabelle1).

| Fall /Alter | Operation | P. o. Tag | Maßnahmen: | Schwindel | Restitutio |
|----------------|---|-----------|-------------------------------------|-----------|------------|
| Fall 1 ♂/16 | Genuines-Cholesteatom + Labyrinthfistel | 1 | VW, i. v. SDH, i. v. AB | nein | Ja (Rest?) |
| Fall 2 ♀/59 | Stapes-Operation | 2 | VW, i. v. SDH, i. v. AB Revision | nein | ja |
| Fall 3 ♀/51 | Stapes-Operation | 1 | VW, i. v. SDH, i. v. AB | ja | ja |
| Fall 4 ♀/46 | Stapes-Operation | 1 | VW, i. v. SDH, i. v. AB Revision | nein | ja |

Tabelle 1: Fälle, die während des postoperativen Tragens von Adhear® subjektiv eine Hörminderung angaben und audiologisch Hörverluste aufwiesen. VW=Verbandwechsel, i. v. SDH = intravenöse Solu-Decortin® Gabe, i.v. AB = intravenöse Antibiose, Revision = erneute Operation

Zwei der auffälligen Fälle zeigten einen vestibulären Nystagmus, einer davon hatte dazu subjektiv Schwindel. Bis auf den ersten Patienten mit einer geringfügigen bleibenden Hochtonsenke, kam es bei allen anderen mit Adhear® nach den Sofortmaßnahmen im Verlauf zur kompletten Restitution der Knochenleitung.

Von den vier Fällen sollen im Folgenden die Verläufe von 3 Fällen erläutert werden. Fall 1 und Fall 3 verliefen annähernd identisch, so dass wir nur Fall 1 näher beleuchten:

Fall 1:

Ein 16-jähriger Junge mit monströsem genuinem Cholesteatom und Labyrinthfistel 3. Grades rechts erhielt nach Cholesteatomentfernung und Verschluss der Fistel eine Tympanoplastik Typ IIIc. Nach morgendlicher unauffälliger Visite am 1. postoperativen Tag, gab der Patient mittags an, trotz Hörgerät auf der operierten Seite schlechter zu hören. Bei der folgenden HNO-ärztlichen Untersuchung gab er in der Weberschen Stimmgabeluntersuchung eine Lateralisation in das operierte Ohr an, und unter der Frenzelbrille fand sich ein niederfrequenter Ausfallnystagmus ohne subjektiven Schwindel.

Das postoperative Tonaudiogramm (Abbildung 3B) zeigte im Vergleich zum präoperativen (Abbildung 3A) einen Hörverlust von ca. 5-10 dB bei 2, 3 und 4 kHz und 30 dB bei 6 kHz.

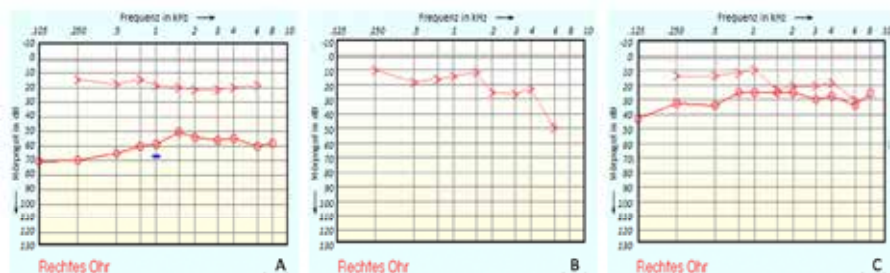


Abbildung 3: Tonaudiogramm Vergleich Fall 1 :
A: präoperativ
B: Knochenleitungsaudiogramm am 1 postoperativen Tag
C: 4 postoperative Woche

Nach Valsalva-Manöver als Sofortmaßnahme - welches keine Besserung ergab - erfolgte der Verbandwechsel mit Lockerung der Gehörgangtamponade. Für 3 Tage wurde Prednisolon (Soludocortin®) und iv.-Antibiose gegeben. Die postoperative audiometrische Kontrolle nach 4 Wochen zeigte eine weitestgehende Restitutio der Innenohrfunktion wie präoperativ (Vergleiche die Knochenleitungskurven Abbildung 3 a mit c).

Fall 2:
 Eine 59-jährige Patientin mit einer Otosklerose rechts erhielt eine Stapedotomie. Am 2. postoperativen Tag meldete sich die Patientin aufgrund des plötzlichen Gefühls, trotz Hörgerät auf der operierten Seite schlechter zu hören. Es wurde unmittelbar mit den üblichen Maßnahmen (Valsalva, Verbandwechsel, Tamponade-Lockerung, i.v.-Prednisolon) reagiert und bei audiometrisch persistierendem Knochenleitungsschwund sogar tympanoskopiert. Bei der Tympanoskopie wurde ein Hämatom aus der Pauke entfernt. Keine weiteren pathologischen Befunde. Das Tonaudiogramm nach Detamponade der Revisionsoperation zeigte keinen wesentlichen IO-Abfall mehr. Abb. 4

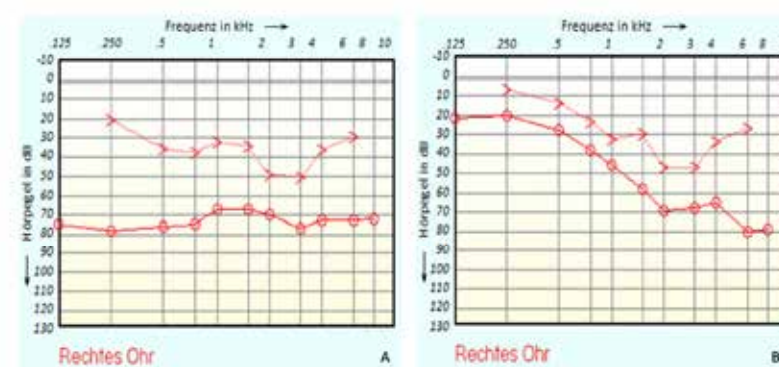


Abbildung 4: Tonaudiogramm Vergleich Fall 2.
A: präoperativ
B: postoperativ

Fall 4:
 Die 46-jährige Patientin erhielt eine Stapedotomie links bei Otosklerose. Am 1. postoperativen Tag meldete sich die Patientin beim Stationsarzt wegen plötzlich aufgetretenem Hörverlust links trotz ADHEAR®. Bei der Untersuchung lateralisierte sie im Weberversuch in das kontralaterale Ohr, kein Spontanystagmus unter der Frenzelbrille. Das Knochenleitungsaudiogramm (Abbildung 5B) zeigte einen Abfall der Hörschwelle um ca. 10-20 dB pantonal. Es wurden die klinische Sofortmaßnahmen (Siehe Fall 1 u. 2) durchgeführt, danach kam es sofort zur subjektiven Hörverbesserung mit ADHEAR®, deswegen keine operative Revision. Drei Wochen nach der Ohroperation fand sich eine Knochenleitung wie vor der Operation (Abbildung 5C).

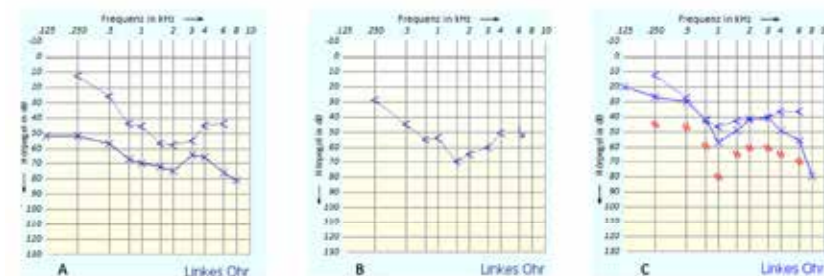


Abbildung 5: Tonaudiogramm Vergleich Fall 3.
A: präoperativ
B: postoperativ am 1. postoperativen Tag
C: 3. postoperative Woche

Auswertung der Patientenfragebögen:
 Sechundsiebzig von 93 Patienten (82%) füllten den modifizierten Speech-Spatial-Quality-Fragebogen (SSQ 12) vollständig und korrekt vor Entlassung aus.

| | | |
|---------|--|---|
| 5,3±3,0 | 1. Hat Ihnen das Knochenleitungshörgerät nach der Operation während des weiteren Krankenhausaufenthaltes generell geholfen? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 5,6±3,1 | 2. Bei der Kommunikation mit dem Stationspersonal habe ich mit dem Hörgerät besser verstanden als ohne das Hörgerät? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 6,6±2,8 | 3. Den Umgang mit dem Hörgerät empfinde ich als: | Kompliziert 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr leicht |
| 5,3±2,9 | 4. Die Lautstärkeregelung empfinde ich als: | Kompliziert 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr |
| 6,3±3,0 | 5. Die Positionierung des Hörgerätes hat mich gestört? | Sehr stark 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 gar nicht |
| 5,5±3,0 | 6. Bei der Kommunikation mit meinen Mitpatienten habe ich mit dem Hörgerät besser verstanden als ohne das Hörgerät? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 4,8±3,1 | 7. Ich könnte mir vorstellen, mit diesem Hörgerät in Zukunft mein Hören zu verbessern? (z. B. an anderer Position) | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 7,9±2,3 | 8. Unabhängig, davon ob es geholfen hat oder nicht, ist es generell eine gute Idee, operierten Patienten ein solches Hörgerät während der Klinikzeit zur Verfügung zu stellen? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 5,8±3,1 | 9. Bei den Visiten habe ich die Ärzte mit dem Hörgerät besser verstanden als ohne das Hörgerät? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 5,5±2,9 | 10. Wenn Sie Musik (Radio/Fernseher) zuhören, können Sie mit dem Hörgerät erkennen, welche Instrumente spielen? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 Perfekt |
| 4,1±3,0 | 11. Störgeräusche (Nebengeräusche wie Windrauschen, Hallgeräusche) werden durch das Hörgerät verstärkt und stören bei der Verständigung? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr stark |
| 5,1±2,8 | 12. Mit Hörgerät war es leichter sich zu konzentrieren als ohne das Hörgerät? | Überhaupt nicht 0 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 sehr stark |

Tabelle 2: Mittelwerte der Ergebnisse aus den modifizierten Speech-Spatial-Quality-Fragebogen (SSQ 12)

Die durchschnittlichen Werte der Beurteilungen zur Hörverbesserung und Kommunikation (Frage: 1,2,4,6,9,10) lagen knapp über 5 bis 6, d.h. mehrheitlich wurde eine Verbesserung des Hörens, der Kommunikation mit Stationspersonal und Mitpatienten angegeben.

Fragen, die sich mit der Handhabung beschäftigten (Fragen 3,5), wurden durchschnittlich zwischen 6 und 7 beurteilt, d.h. die Handhabung wurde mehrheitlich eher als leicht angesehen. Die durchschnittlich beste Beurteilung mit einem durchschnittlichen Wert von 7,9 erhielt die Frage 8, d.h. das postoperative Tragen des Hörgerätes wurde empfohlen, obwohl die Vorstellung, dass das

Hörgerät auch in Zukunft hilfreich sein könnte, nur mit 4,8, also ausgeglichen beurteilt wurde. Störgeräusche wurden als nicht als störend empfunden.

Vergleich zwischen Untersuchungsgruppen

Der Vergleich zwischen den durchschnittlichen Werten nach Einteilung in Alters- oder Geschlechtsgruppen ergab keine Unterschiede mit einer Ausnahme: Vergleich man die relativen Häufigkeiten der Hüllenauswahl geschlechtsspezifisch, haben Frauen sich hochsignifikant häufiger als Männer für rosa Hüllen entschieden. Die Auswahl der Hüllen im Ganzen zeigt die Abbildung 6.

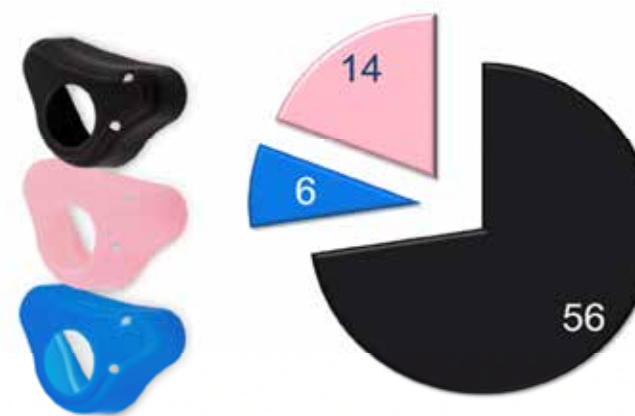


Abbildung 6: Auswahl der Gerätehüllen

Diskussion:

Dieser Bericht ist der erste in der Literatur, der die Nutzung eines Knochenleitungshörgerätes für das kontinuierliche Monitoring der Innenohrfunktion nach mittelohrchirurgischen Eingriffen beschreibt. Zwar sind Innenohrverluste nach Ohroperationen selten und dann auch gut beherrschbar, trotzdem stellt der okkulte oder spät entdeckte postoperative Innenohrverlust bis hin zur kompletten Ertaubung für den Ohrchirurgen eine gefürchtete Komplikation dar, vor allem, wenn subjektiv eindrucksvolle Symptome wie vestibulärer Schwindel fehlen [9,10]. Die obligatorischen postoperativen Stimmgabeluntersuchungen [6] in den Visiten sind lediglich Momentaufnahmen, so dass die Idee naheliegend war, durch die Anpassung eines Knochenleitungshörgerätes ein Tool in der Hand zu haben, eine vermeintliche Minderung des Hörens sofort bzw. frühzeitig zu detektieren. Hinzu kam die Idee, den Patienten mit operiertem und tamponiertem letzttörendem Ohr die Kommunikation mit Pflege und Ärzten zu erleichtern.

Das in Deutschland bereits zugelassene Klebe-Knochenleitungshörgerät (ADHEAR®) wurde in einer Frankfurter Studie als leicht bedienbar, für Kinder subjektiv zufriedenstellend anwendbar und audiologisch gewinnbringend beurteilt [12]. Deswegen entschieden wir uns zur Verwendung genau dieses Hörgerätes. Unsere Ergebnisse zeigen, dass auch frisch Mittelohr-tamponierte Patienten

subjektiv audiologisch von der Anbringung des Knochenleitungshörgerätes profitierten, dessen Anwendung mehrheitlich als eher einfach einstufen und die Verwendung in der frühen postoperativen Phase weiterempfehlen würden. Dies galt auch für die ungewöhnliche Anbringung auf der Stirn, die nur ein Patient als stigmatisierend empfand. Die mehrheitlich positive Patientenbeurteilung der Gehörverbesserung deutet darauf hin, dass die Anbringung auf der Stirn audiologisch machbar und hilfreich erscheint.

Ein wichtiges Ergebnis dieser Anwendungsuntersuchung ist, dass mit der beschriebenen Methode offensichtlich schon dezente postoperative Innenohrhörverluste vom Patienten frühzeitig detektiert werden können, die sich dann im Knochenleitungsaudiogramm bestätigen. Dies deutet darauf hin, dass die Verwendung von ADHEAR® in der gezeigten Art und Weise als postoperatives Monitoring geeignet erscheint. Es bleibt zu spekulieren, ob man die hier detektierten Hörminderungen während des stationären Aufenthaltes überhaupt, und wenn doch, so frühzeitig festgestellt hätte. Da die detektierten Patienten sämtlich subjektiv keine Schwindelsymptomatik aufwiesen - was jeder Ohrchirurg als Warnsymptom drohender Innenohrkomplikation wertet - und der Patient selbst diese Innenohrabsfälle ohne ADHEAR® vermutlich nicht bemerkt hätte, wären keine Sofortmaßnahmen (Valsalva, Verbandlockerung, i.v. Kortikoide, ggf. Revision) eingeleitet worden. Man darf vermuten, dass gerade weil bei den beschriebenen Fällen die Sofortmaßnahmen so früh durchgeführt wurden, es nicht zur Verschlimmerung des Innenohrschadens kam.

Das Risiko für einen postoperativen IO-Verlust ist höher bei Eingriffen, bei denen das Innenohr eröffnet wird (Fistel, Steigbügeloperation) [1,3,4] was dadurch unterstützt wird, dass in unserer Anwendungsbeobachtung nur Patienten nach Stapesoperation und Labyrinthfistel III° relevant betroffen waren, und nach unserer Beurteilung bevorzugt mit der beschriebenen Methode gemonitort werden sollten. Darüber hinaus können aber auch gehörgangstamponierte Patienten unmittelbar nach Mittelohroperation ohne erhöhtes Risiko, d. h. ohne bewusste oder akzidentelle Eröffnung des Innenohrraumes durch die postoperative Anwendung von ADHEAR® profitieren, vor allem in Bezug auf Verbesserung der Kommunikation mit dem Klinikpersonal. Ganz besonders gilt das für diejenigen Patienten, die am letzthörenden Ohr operiert wurden.

Aufgrund der insgesamt geringen Anwenderzahl ergaben sich bis auf die Auswahl der Hüllfarbe keinerlei signifikante Unterschiede beim Vergleich zwischen Altersgruppen, Geschlecht oder OP-Seite. Diese aber auch die anfänglich geäußerten Fragestellungen sind nur durch Placebo-kontrollierte Studien mit großer Fallzahl zu beantworten, weswegen wir diese Anwendungsuntersuchung zur Validierung zu einer kontrollierten Studie erweitern werden.

Fazit:

Die Anwendung des ADHEAR® als kontinuierliches postoperatives Monitoring der IO-Funktion nach Mittelohroperationen scheint grundsätzlich machbar, wird vom Patienten gut angenommen und kann geringe IO-Gehörverluste frühzeitig detektieren, selbst ohne einen subjektiven-vestibulären Schwindel.

Diese erste Anwendungsbeobachtung lässt den Schluss zu, dass das zweitägige Tragen von ADHEAR®, vor allem nach solchen Mittelohreingriffen, die ein erhöhtes Risiko für postoperative Innenohrschäden haben (z. B. Labyrinthfistel, Stapesoperationen) und bei Patienten, die kontralateral zur OP-Seite schwerhörig oder taub sind, als kontinuierliches Monitoring für die Innenohrfunktion empfohlen werden kann.

Bemerkung:

Die Autoren danken der Fa. Medel für die Bereitstellung von ADHEAR® - Geräten. Diese Anwendungsbeobachtung wurde in der Kategorie „Tipps und Tricks“ des Journals *Laryngorhinootologie* zur Veröffentlichung eingereicht.

Interessenkonflikte:

keine

Literatur:

- 1 Bellucci RJ. Cochlear hearing loss in tympanoplasty. *Otolaryngol. Head Neck Surg* 1985; 93: 482–485
- 2 Häusler R. Tympanoplastik heute: Tatsachen, Hypothesen und Kontroversen. *HNO* 1999; 47: 2–5
- 3 Palva T, Karja J, Palva A. High-tone sensorineural losses following chronic ear surgery. *Arch Otolaryngol* 1973; 98: 176–178
- 4 Urquhart AC, McIntosh WA, Bodenstern NP. Drill-generated sensorineural hearing loss following mastoid surgery. *Laryngoscope* 1992; 102: 689–692
- 5 Plontke, S. K., et al. (2018). Diagnostik und operative Therapie der Otosklerose.- Teil 2: operative Therapie. *Laryngorhinootologie* 97(10): 717-734.
- 6 Stimmgabeltest nach Weber Behn, A., et al. (2005). "Which is mightier, the tuning fork or the bone oscillator?" *J Otolaryngol* 34(2): 135-139.
- 7 Iacovidou, A., et al. (2014) "How reliable is the "scratch test" versus the Weber test after tympanomastoid surgery?" *Otol Neurotol* 35(5): 762-763.
- 8 (Noble et al., 2013)
- 9 C. Völter, G. Baier, F. Schön, J. Müller, J. Helms Innenohrdepression nach Mittelohreingriffen1 *Laryngo-Rhino-Otol* 2000; 79: 260–265
- 10 Hüttenbrink KB. Die Cochlea-Schädigung durch Mittelohroperationen. *Laryngo-Rhino-Otol* 1991; 70: 66–71
- 11 ADHEAR Aufkleben und loslösen, so einfach ist es. [medel.com/de/hearing-solutions/bone-conduction-system](https://www.medel.com/de/hearing-solutions/bone-conduction-system)
- 12 Hirth, D & Weiss, Roxanne & Stöver, T. (2019). Audiologischer Nutzen und subjektive Zufriedenheit mit dem ADHEAR Hörsystem bei Kindern mit Schallleitungsschwerhörigkeit. *Laryngo-Rhino-Otol*. 98. 10.1055/s-0039-1686592.

PROTOKOLL

der virtuellen Mitgliederversammlung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie vom 25.06.2022

Protokoll der Mitgliederversammlung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie am 25.06.2022

Top 1 Begrüßung und Feststellung der Beschlussfähigkeit

Präsident Prof. Randolph Riemann eröffnet die Vorstandssitzung und begrüßt die Teilnehmer der Mitgliederversammlung. Die Beschlussfähigkeit wird festgestellt.

Top 2 Genehmigung des Protokolls der letzten Mitgliederversammlung

Genehmigung des Protokolls der letzten virtuellen Mitgliederversammlung 11/2021. Das Protokoll der letzten Mitgliederversammlung wird einstimmig angenommen.

Top 3 Bericht des Präsidenten (Prof. Riemann)

Der Präsident berichtet über den bisherigen Verlauf des Kongresses in Stade. Die 20. Jahrestagung der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie verläuft nach Plan und findet in einer freundschaftlichen Atmosphäre statt. Es ist nach langer Coronazeit eine sehr schöne gemeinsame Veranstaltung in Präsenz und das STADEUM (Kultur- und Tagungszentrum, Schiffertorstraße 8, 21682 Stade) ein hervorragender Kongressort. Die Organisation durch die Fa. ProFile (Elke Hähle, Markstraße 9, 03046 Cottbus) läuft vorbildlich. Die Fa. ProFile wird für die nächsten Kongresse nicht mehr zur Verfügung stehen.

Top 4 Bericht des Schatzmeisters (Dr. Günzel)

Die Norddeutsche Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie hat derzeit 425 Mitglieder (216 aktive/209 Rentner). Der aktuelle Kontostand (Stichtag 21.06.2022) beträgt 61280,08€. Die Gesellschaft ist finanziell gesund.

Top 5 Kassenprüfung 2021/22 (Prof. Kramp, Dr. Wiegels, Prof. Kleemann)

Als Kassenprüfer fungieren Prof. Dr. Burkhard Kramp, Rostock und Dr. Henning Wiegels, Seehof. Prof. Kramp ist anwesend und führt aus, dass es zwei Kassenprüfungen gab. Der Zeitraum vom 10.11.2020 – 31.10.2021 wurde von Prof. Kramp und Dr. Wiegels und der Zeitraum vom 01.11.2021 – 31.05.2022 von Prof. Kramp und Prof. Dr. Detlef Kleemann geprüft. Der Wechsel der Kassenprüfer war aufgrund einer Erkrankung von Dr. Wiegels notwendig geworden.

Prof. Kramp gab an, dass nach Überprüfung der Unterlagen keine Unregelmäßigkeiten in der Finanzführung zu beobachten waren. Die Aktenführung sei vorbildlich. Er empfiehlt damit, den Schatzmeister zu entlasten.

Top 6 Entlastung des Kassenprüfers und des Vorstands

Prof. Hoppe (Oldenburg) schlägt vor, dass man dem Schatzmeister für das Berichtsjahr 2021/2022 die Entlastung erteilen möge. In der anschließenden Abstimmung wird die Entlastung des Schatzmeisters einstimmig bei Enthaltung des Schatzmeisters erteilt.

Prof. Laskawi (Göttingen) schlägt die Entlastung des Vorstands vor. Die anschließende Abstimmung zur Entlastung des Vorstands erfolgt einstimmig bei Enthaltung der Vorstandsmitglieder.

Top 7 Otto-Körner-Preis und Nachwuchspreis 2022 (Prof. Riemann)

Nachwuchspreis:

Dr. Ouahid Tebbi - Kontinuierliches Monitoring der postoperativen Innenohrfunktion durch ein Knochenleitungshörgerät (ADHEAR®) - Stade

Otto-Körner-Preis:

Dr. Thomas Rau - Ein einfaches Tool zur Automatisierung des Insertionsprozesses in der Cochlea-Implantat-Chirurgie – Hannover

Top 8 Nachwahl des Vorstands

Zunächst wird aufgrund der Corona-Pandemie und der ausgefallenen Jahrestagung in Stade **Prof. Dr. med. Lenarz**, Stade zur Wahl des 1. Vorsitzenden für das Jahr 2022/2023 und damit ausrichtender Kongresspräsident 2023 vorgeschlagen. Er wird einstimmig bei eigener Enthaltung gewählt und nimmt die Wahl an.

Als zweites wird als stellvertretender Vorsitzender und damit als Vorsitzender für das Jahr 2024 **Prof. Dr. med. Omid Majdani**, Wolfsburg von den Mitgliedern vorgeschlagen. Er wird in einstimmig bei eigener Enthaltung gewählt und nimmt die Wahl an.

Als drittes wird Herr **Dr. Jörg Silberzahn**, Wittmund erneut als Beisitzer bis 2024 vorgeschlagen. Er wird einstimmig bei eigener Enthaltung gewählt und nimmt die Wahl an.

Als viertes wird Herr **Prof. Dr. Burkhard Kramp** als Kassenprüfer vorgeschlagen. Er wird einstimmig bei eigener Enthaltung gewählt und nimmt die Wahl an.

Somit ist der neue Vorstand der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie wieder komplett.

Top 9 Kongressorte der nächsten Jahre

Zukünftige Kongressorte werden den Mitgliedern vorgestellt. Hierzu gibt es keinen Dissens.

2023: Hannover (Prof. h. c. Dr. med. Thomas Lenarz)

2024: Wolfsburg (Prof. Dr. med. Omid Majdani)

2025: Bremen (Prof. Dr. Ercole Di Martino)

2026: Greifswald (Prof. Dr. Chia-Jung Busch)

2027: Hamburg (Prof. Dr. Christian Betz)

TOP 10 Verschiedenes

Unter dem Punkt Verschiedenes wird ein Vorschlag des Schatzmeisters und Präsidenten zur Satzungsänderung diskutiert, der aus den Geschehnissen der Coronazeit und den Lockdowns resultiert. Die Satzungsanpassung wird auf den nächsten Vorstandssitzung im Frühjahr 2023 weiter abgestimmt und den Mitgliedern im Rahmen der nächsten Mitgliederversammlung zur abschließenden Zustimmung vorgelegt.

Satzungsanpassung

„Im Falle, dass auf Grund besonderer äußerer Umstände wie pandemischen Lagen und/oder staatlich angeordneter Lockdown-Maßnahmen die satzungsmäßig geforderten Mitgliederversammlungen und Vorstandssitzungen nicht möglich sind, ist der Vorstand berechtigt, die notwendigen Vorstands- und/oder Mitgliederversammlungen auch im ONLINE Verfahren zu organisieren und auf diesem Weg auch Beschlüsse zu fassen. Die Frist zur Einladung der Mitglieder zur Mitgliederversammlung ist davon unberührt, wie auch die satzungsgemäßen. Die Organisation wie auch die Umsetzung der ONLINE Meetings obliegt dem Schriftführer unserer Gesellschaft“.

Prof Dr. med. Christoph Arens

Schriftführer

NEU

JETZT GEHT'S HALSSCHMERZEN AN DIE GURGEL



GELOTONSIL® GURGELGEL

zweifach aktiv gegen Halsschmerzen und Schluckbeschwerden:



ERREGER ENTFERNEN

Durch seine einzigartige viskose Formulierung ist das Gurgeln mit **GeloTonsil®** besonders angenehm, mild sowie reizfrei. Gleichzeitig werden Erreger von Halsschmerzen, z. B. Viren, effektiv mechanisch entfernt.



SCHMERZEN LINDERN

GeloTonsil® Gurgelgel überzieht die entzündete Schleimhaut mit einem schützenden Gelfilm, versorgt sie mit Feuchtigkeit und schirmt vor weiteren Reizungen ab.

www.gelotonsil.de

INFORMATIONEN DES SCHATZMEISTERS

Sehr geehrte Kolleginnen,
Sehr geehrte Kollegen,

unsere Gesellschaft hat derzeit mit dem Stand vom 03.02.2023 insgesamt 4215 Mitglieder. Davon sind 208 aktiv und 207 im Ruhestand.

Mitglieder der Gesellschaft, die nicht mehr berufstätig sind, sind vom Mitgliedsbeitrag befreit. Sie erhalten weiterhin bei den Jahrestagungen ermäßigten Eintritt und ebenso werden die Informationen und Kongressankündigungen zugesandt.

Eine Nachricht über den Wechsel in den Ruhestand an den Schatzmeister per Post oder per E-Mail reicht für die Befreiung von den Gebühren aus.

Die Jahresgebühren 2023 sind auf dem Vereinskonto eingegangen.

Die Selbstüberweiser müssen dies noch bis Ende März 2023 tätigen.

Der Jahresbeitrag beträgt ab 2017 30 Euro für die aktiven Mitglieder (Vorstandsbeschluss 06/2016).

Rückbuchungen kosten der Gesellschaft mindestens 3,00 Euro. Aus buchhalterischen Gründen werden die Datensätze der säumigen Kollegen (nach Beschluss des Vorstandes 2007) gelöscht.

Es besteht die Möglichkeit, jederzeit wieder Mitglied der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie zu werden. Änderungen sind an mich per eMail zu senden.

Weiterhin möchte ich darauf hinweisen, dass Spenden gern entgegengenommen werden. Spendenquittungen werden ausgestellt.

Unser Vereinskonto weist eine positive Bilanz auf. Die letzte Kassenprüfung (Juni 2022) ergab keine Beanstandungen.

Vielen Dank.

Mit besten Grüßen

HNO & Ästhetik
Priv.-Doz. Dr. med. habil. Th. Günzel

Groninger Str. 45E, 26789 Leer
Tel 0491 97966967, Fax 0491 97966973
info@hno-aesthetik-leer.de
www.hno-aesthetik-leer.de

**Der gute Tipp
bei Ohrenschmerzen**

**Otalgan® – die lokale Therapie
gegen akute Ohrenschmerzen**

- schmerzlindernd und entzündungshemmend
- antimikrobiell durch pH-Verschiebung in sauren Bereich
- kein vorschneller Einsatz von Antibiotika

otalgan.de

Zusammensetzung: 1 g Lösung enthält 50 mg Phenazon, 10 mg Procainhydrochlorid. **Sonst. Bestandteile:** Butylhydroxyanisol 0,1 mg, Glycerol 939,9 mg. **Anwendung:** Zur örtlichen symptomatischen Behandlung von Schmerzen am äußeren Gehörgang, d. h. bei äußeren Ohrenentzündungen sowie bei akuter Mittelohrentzündung. Die Anwendung darf nur bei unverletztem Trommelfell erfolgen. **Gegenanzeigen:** Pyrazolon-Allergie (Überempfindlichkeit z. B. gegen Metamizol-, Isopropylaminophenazon-, Propyphenazon- oder Phenazonhaltige Arzneimittel), Allergie gegen Phenylbutazon-haltige Arzneimittel, bestimmte Stoffwechselerkrankungen (hepatische Porphyrie, angeborener Glucose-6-Phosphat-dehydrogenase-Mangel), bekannte Überempfindlichkeit gegenüber einem der Bestandteile von Otalgan, beschädigtes Trommelfell, Gehörgangsentzündung mit Hautverletzung. **Nebenwirkungen:** Otalgan kann in sehr seltenen Fällen zu Überempfindlichkeitsreaktionen wie Hautveränderungen oder Nesselfieber führen. Butylhydroxyanisol kann örtlich begrenzt Hautreizungen (z. B. Kontaktdermatitis), Reizungen der Augen und der Schleimhäute hervorrufen. 10 g. **Zul. Nr.:** 6236688.00.00, SÜDMEDICA GMBH, Ehrwalder Str. 21, 81377 München, www.suedmedica.de, Stand 01/2022



BEITRITTSERKLÄRUNG/AKTUALISIERUNG DER ADRESSE

- Ich erkläre meinen **Beitritt** zur Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie.
- Adressänderung:** Ich bin bereits Mitglied der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie.

Adresse: Straße _____
PLZ, Ort _____
Fax _____
eMail _____

Name: _____
Titel: _____
IBAN: _____
BIC: _____
Geldinstitut: _____

- Ich bin mit der Abbuchung des Jahresbeitrages von 30,00 € bis auf Widerruf einverstanden.
- Ab dem _____ bin ich im Ruhestand.
- Ich möchte aus der Gesellschaft austreten.

Unterschrift _____ Datum _____ Stempel _____

Bitte senden an:
Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Günzel
HNO-Praxis Leer
Groninger Straße 45e, 26789 Leer Mail:
doc@hno-aesthetik-leer.de

BEITRAGSBESCHEINIGUNG



Norddeutsche Gesellschaft
für Otorhinolaryngologie
und zervikofaziale Chirurgie

Norddeutsche Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie

Hiermit wird bescheinigt, dass

Frau/Herr _____

wohnhaft _____

Mitglied der Norddeutschen Gesellschaft für Otorhinolaryngologie und zervikofaziale Chirurgie ist und den Jahresbeitrag für 2022 in Höhe von

30,00 €

an die Gesellschaft entrichtet hat.

gez.:
Priv.-Doz. Dr. med. Thomas Günzel
(Schatzmeister der Gesellschaft)

Beitragskonto:
Brandenburger Bank
Konto-Nr. 6077501, BLZ 16062073
IBAN: DE18 1606 2073 0006 0775 01
BIC: GENODEF1BRB

EHRENPRÄSIDENTEN UND EHRENMITGLIEDER

Ehrenpräsidenten:

Prof. Dr. med. habil. Bernd Freigang,
Magdeburg

Prof. Dr. med. habil. Jan Helms,
Würzburg

Ehrenmitglieder:

PD Dr. med. habil. Hans-Peter Jung,
Brandenburg

Prof. Dr. med. habil. Rainer Laskawi,
Göttingen

Frau Ingrid Kilian,
Göttingen

Prof. Dr. med. Thomas Eichhorn,
Cottbus

