

Unimagazin

Forschungsmagazin der Leibniz Universität Hannover
Ausgabe 01|02 • 2020

11
102
1004

Leibniz
Universität
Hannover



Hearing4all

Exzellente Hörforschung

Unterstützen
Sie junge Talente!
Geben Sie Ihre
Erfahrungen weiter!
Stiften Sie
Bildungserfolge!

Das Deutschlandstipendium

- Zeigen Sie Ihre Anerkennung studentischer Leistungen mit einer Förderung
- Wählen Sie selbst den Studienschwerpunkt, den Sie fördern wollen
- Lernen Sie leistungsstarke Studierende kennen
- Nutzen Sie Austausch und Netzwerk
- Nehmen Sie an der Stipendienvergabe teil, und lernen Sie die Stipendiaten kennen
- Gestalten Sie das Begleitprogramm mit
- Setzen Sie die Förderung als Spende steuerlich ab



Haben Sie Interesse? Wir beraten Sie gern.

Dr. Stefanie Beier, Referentin für Fundraising | Tel. 0511-762 5597 | E-Mail beier@zuv.uni-hannover.de

Editorial

Liebe Leserin, lieber Leser,

gut zu hören und gut zu verstehen ist für den Menschen außerordentlich wichtig, weil es gleichzusetzen ist mit Kommunikation, Orientierung und Sicherheit.

Der Exzellenzcluster Hearing4all – die Zukunft des Hörens – hat sich zum Ziel gesetzt, möglichst allen Betroffenen zu helfen. Schwerhörigkeit ist in Deutschland eine Volkskrankheit. Mehr als 15 Millionen Menschen sind betroffen, den größten Anteil machen Lärmschwerhörigkeit und Schwerhörigkeit im Alter aus. Menschen, die nicht richtig hören können, fühlen sich oft isoliert und leiden häufiger an Depressionen und Schlaflosigkeit.

Das Ziel des interdisziplinären Exzellenzclusters „Hearing4all“ ist das Hören für alle. Durch eine Verbesserung der individuellen Hördiagnostik und der entsprechend angepassten Versorgung mit persönlichen Hörhilfen soll die Kommunikation für die Betroffenen entscheidend verbessert werden – sei es bei der Arbeit, im Straßenverkehr oder zu Hause. Dazu arbeiten Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler der Leibniz Universität Hannover, der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg sowie der Medizinischen Hochschule Hannover eng zusammen und entwickeln innovative Konzepte für Hörgeräte und Hörimplantate ebenso wie assistive Technologie für jedermann – also das „Hörgerät“ in jedem Smartphone, Fernseher oder Autoradio.

Dieses Unimagazin gibt einen Überblick über den Stand der Forschung des Exzellenzclusters Hearing4all an der Leibniz Universität Hannover. So wird nach einem Übersichtsartikel zunächst ein medizinischer Blick auf das Gehör geworfen. In zwölf nachfolgenden Texten stehen unter anderem die sogenannten Cochlea-Implantate im Fokus, die bei den Betroffenen die Funktion eines beschädigten Innenohrs übernehmen sollen. Im Unterschied zu Hörgeräten, die die Lautstärke von Geräuschen erhöhen, übertragen die elektronisch-medizintechnischen Geräte Audiosignale mittels elektrischer Stimulation des Hörnervs an das Gehirn.

So zeigen Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler in diesem Heft, wie eine kontrollierte Wirkstoff-Freisetzung beim Einsatz von Cochlea-Implantaten funktionieren könnte. Es geht um eine Weiterentwicklung der Implantate durch Photonik sowie um den Einsatz optogenetischer Proteinexpression. Erläutert wird, wie Hörgeräte Stimmen im Raum orten können und was Chip Design mit digitalen Hörhilfen zu tun hat. Wie lang der Weg von der Forschung bis in die klinische Routine dauert und mit welchen Herausforderungen die minimal-invasive Cochlea-Implantat-Chirurgie verbunden ist, ist Thema weiterer Beiträge.

Abschließend zeigt der Einblick in die Joint Research Academy des Exzellenzclusters, wie Studierende von der Interdisziplinarität in der Forschung profitieren.



Viel Freude beim Lesen wünscht Ihnen

Prof. Dr. Volker Epping
Präsident der
Leibniz Universität Hannover

Als kluger Kopf ein
innovatives
Team stärken.

#unsernormal

Den Kopf voller Ideen und Lust darauf, anspruchsvolle Projekte mit neuen Impulsen voranzubringen? Perfekt! Für uns ist es ganz normal, dass junge Talente einen festen Platz in unserem IT-Team aus über 200 Fachleuten finden – und dabei stetig über sich hinauswachsen. Das klingt nach einer tollen Chance?

Jetzt bewerben!
jobs.rossmann.de



DIK – Kompetenz in Kautschuk und Elastomeren

Das DIK bietet ein breites Forschungs- und Leistungsspektrum

- Werkstoffcharakterisierung
- Neue Materialien
- Werkstoffentwicklung
- Lebensdauervorhersage/Alterung
- Aus- und Weiterbildung
- Simulation
- Umweltaspekte
- „Leachables“ in Polymerwerkstoffen



Deutsches Institut für Kautschuktechnologie e.V.

30519 Hannover
Eupener Straße 33
Tel: +49 (0)511/84201-16
PR-DIK@DIKkautschuk.de

Hearing4all

EXZELLENTHE HÖRFORSCHUNG

Unimagazin

Forschungsmagazin der Leibniz
Universität Hannover • ISSN 1616-4075

Herausgeber

Das Präsidium der Leibniz Universität
Hannover

Redaktion

Monika Wegener (Leitung),
Dr. Anette Schröder

Anschrift der Redaktion

Leibniz Universität Hannover
Alumnibüro
Welfengarten 1
D-30167 Hannover

Anzeigenverwaltung/Herstellung

ALPHA Informationsgesellschaft mbH
Finkenstr. 10
D-68623 Lampertheim
Telefon: 06206 939-0
Telefax: 06206 939-232
Internet: www.alphapublic.de

Titelabbildung

Institut für Mikroelektronische Systeme
(IMS)

Das Forschungsmagazin Unimagazin
erscheint zweimal im Jahr. Nachdruck
einzelner Artikel, auch auszugsweise,
nur mit Genehmigung der Redaktion.
Für den Inhalt der Beiträge sind die
jeweiligen Autoren verantwortlich.

Holger Blume | Thomas Lenarz | Birger Kollmeier
*Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS),
Medizinische Hochschule Hannover (MHH),
Universität Oldenburg*

4 **Der Exzellenzcluster Hearing4all**

Von der medizinischen Grundlagenforschung
bis zu Hi-Tech-Lösungen für jedes Ohr

Thomas Lenarz

Medizinische Hochschule Hannover (MHH)

8 **Das medizinische Grundproblem:**

Hörsystem und Hördefizite

Wolfgang Nejdil | Thomas Lenarz |

Andreas Büchner et al.

*Forschungszentrum L3S, Medizinische Hochschule
Hannover (MHH)*

10 **Machine Learning gegen Schwerhörigkeit**

Vorhersage des Erfolgs bei Cochlea-Implantat-
Versorgung

Ines Potthast | Bettina Lindmeier

Institut für Sonderpädagogik

14 **Familien mit hörgeschädigten Kindern**

(Sonder-)Pädagogische Perspektiven der Cochlea-
Implantat-Versorgung

Holger Blume | Guillermo Payá Vayá |

Lukas Gerlach

Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS)

18 **KAVUAKA**

Chip Design für digitale Hörhilfen

Holger Blume | Steven van de Par et al.

*Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS),
Universität Oldenburg*

22 **Sprecherlokalisierung in Hörgeräten**

Wie Hörgeräte Stimmen im Raum orten können

Alexander Heisterkamp | Dag Heinemann |

Tammo Ripken

Institut für Quantenoptik, Laser Zentrum Hannover

26 **Hören durch Licht!**

Zur Weiterentwicklung von Implantaten durch
Photonik

Cornelia Blume | Martin Witt et al.

Institut für Technische Chemie

30 **Heilen durch Licht**

Der Einsatz optogenetischer Proteinexpression
bei Cochlea-Implantaten

Peter Behrens | Athanasia Warnecke et al.

*Institut für Anorganische Chemie,
Medizinische Hochschule Hannover (MHH)*

34 **Heilende Implantate**

Kontrollierte Wirkstoff-Freisetzung von Hör-
Prothesen

Tobias Ortmaier | Thomas Lenarz | Thomas Rau

*Institut für Mechatronische Systeme,
Medizinische Hochschule Hannover (MHH)*

38 **Die minimal-invasive Cochlea-Implantat-Chirurgie**

Der lange Weg von der Forschung in die klini-
sche Routine

Christian Thoben | Stefan Zimmermann

*Institut für Grundlagen der Elektrotechnik und
Messtechnik*

42 **Messtechnik erhöht Patientensicherheit**

Zur genauen Bestimmung von Implantat-
positionen in Echtzeit

Maren Prediger | Marc Christopher Wurz

Institut für Mikroproduktionstechnik

46 **Flexibel und druckempfindlich**

Sensoren für die Insertionsüberwachung in der
Cochlea

Jörn Ostermann | Reemt Hinrichs

Institut für Informationsverarbeitung

50 **Links und rechts verbinden**

Räumliches Hören mit Cochlea-Implantaten

Holger Blume | Jens Benndorf et al.

*Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS),
Dream Chip Technologies GmbH*

54 **SmartHeaP – Smart Hearing Aid Processor**

Ein industrielles Translationsprojekt für digitale
Hörhilfen

58 **Die Joint Research Academy**

60 **Personalia und Preise**

Der Exzellenzcluster Hearing4all

Von der medizinischen Grundlagenforschung bis zu Hi-Tech-Lösungen für jedes Ohr

Bereits seit 2012 arbeiten Forscherinnen und Forscher der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg, der Medizinischen Hochschule Hannover und der Leibniz Universität Hannover im Rahmen des Exzellenzclusters Hearing4all intensiv, interdisziplinär und erfolgreich zusammen.

Im Jahr 2018 konnte sich dieser Verbund aus den drei Universitäten samt angeschlossener Forschungsinstitutionen im „Auditory Valley Hannover – Oldenburg“ erneut in der Exzellenzstrategie durchsetzen: Mit Hearing4all 2.0 kann in den nächsten sieben Jahren auf das bisher Geleistete aufgebaut werden, um weitere Ziele zum Wohle hörgeschädigter Menschen zu verfolgen.



Im Folgenden wird ein kurzer Überblick über die Arbeiten und Ziele des Clusters vermittelt. Exemplarische Arbeiten insbesondere aus Kooperationsprojekten unter Beteiligung der Leibniz Universität Hannover werden im weiteren Verlauf dieser Unimagazin-Ausgabe vertieft dargestellt.

Hearing4all strebt die Überwindung des gravierenden Problems Schwerhörigkeit in unserer alternden Kommunikations-Gesellschaft an, indem forschungsbasierte Lö-

sungen für alle Formen von Schwerhörigkeit in allen Hörsituationen und in allen Bereichen des täglichen Lebens entwickelt werden. Schwerhörigkeit ist die häufigste chronische neurosensorische Erkrankung. Rund 17 Prozent der Weltbevölkerung sind davon betroffen, die Tendenz ist steigend. Dies bewirkt eine erhebliche Einschränkung der Lebensqualität bis hin zur sozialen Isolation. Insbesondere vor dem Hintergrund einer alternden Bevölkerung steigt die Bedeutung dieses Themas stetig.

Technische Hörhilfen (Hörgeräte und Hörimplantate) sowie andere Therapien müssen daher deutlich effektiver und über den bisherigen unbefriedigenden Stand hinaus entwickelt werden. Hearing4all weist alle Forschungsexperten auf, um den Rehabilitationsbedarf durch bahnbrechende, individuelle Hörlösungen für alle Formen von geringgradiger Schwerhörigkeit bis zur Taubheit zu befriedigen. Forschungsbasierte funktionelle Hördiagnostik kombiniert mit Modellen von Normal- und

Schwerhörigkeit sollen die für den einzelnen Patienten optimalen Therapiemöglichkeiten präzise vorhersagen, die auf innovativen Algorithmen, Biomaterialien und Systemarchitekturen für zukünftige personalisierte Hörsysteme basieren. Die breite Expertise von der Grundlagenforschung über Ingenieurwissenschaften und maschinellem Lernen bis hin zur klinischen Medizin ermöglicht es, das Konzept der

Die zweite Förderphase des Exzellenzclusters (Hearing4all 2.0) baut auf den Strukturen und herausragenden Innovationen der ersten Förderperiode des Clusters auf, zum Beispiel multilinguale Sprachtests, auditorische Mittelhirn-Implantate, extrem verlustleistungsarme Hörgeräte-Prozessoren oder präzise Vorhersage des Gewinns durch eine Hörhilfe anhand maschinellen Lernens, um bessere Hördiag-

„Schweregrad der Schwerhörigkeit“.

Künftig werden vier Stränge („research threads“) in der Forschung verfolgt: Im ersten Strang untersuchen die Forscher mit neurowissenschaftlichen Methoden das Wechselspiel zwischen Hören, Wahrnehmen und Verarbeiten im Gehirn. Im zweiten soll eine virtuelle vielsprachige Hörklinik entstehen („mHealth“). Im

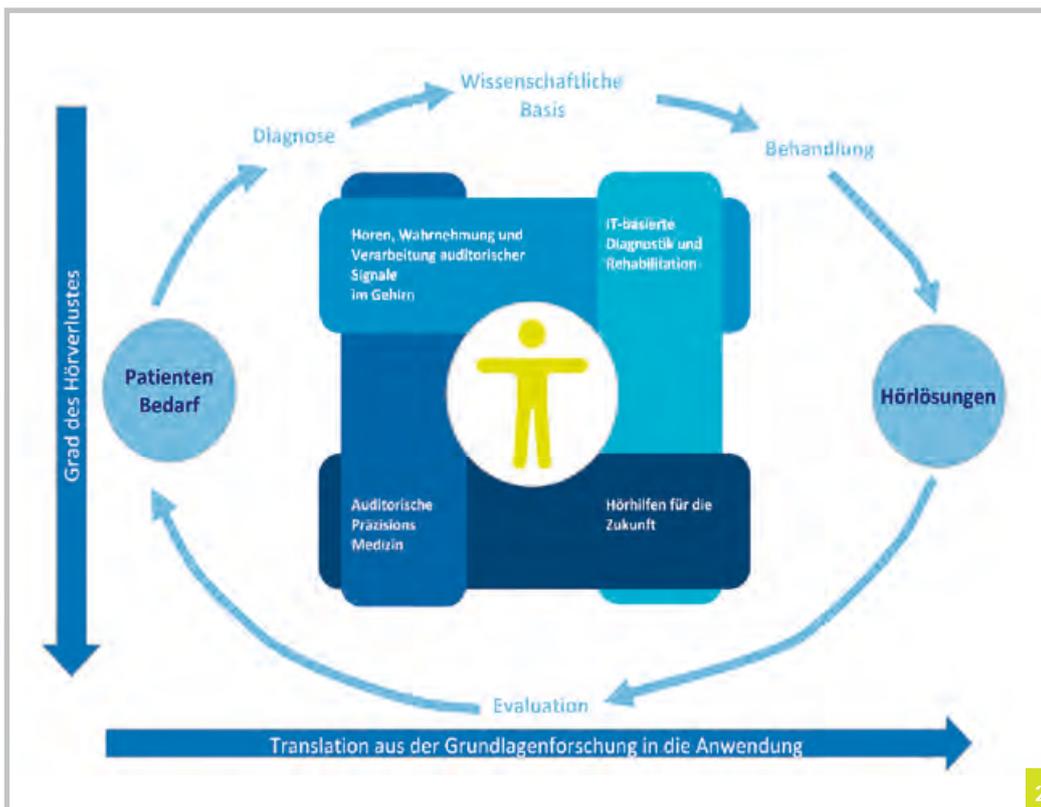


Abbildung 1
Die Grundlagenforschung in Hearing4all 2.0 bereitet den Weg für zukünftige digitale Hörhilfen und mHealth-Lösungen wie der virtuellen Hörklinik

Quelle: Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS)

Abbildung 2
Struktur des Forschungsprogramms von Hearing4all 2.0. Es werden alle Grade des Hörverlusts und die Translation von der Grundlagenforschung bis in die Anwendung betrachtet

Quelle: Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS)

Präzisionsmedizin in der Audiologie zu verwirklichen. Der Verbund aus Universitäten, nicht-universitären Forschungseinrichtungen und Industrie im niedersächsischen Netzwerk „Auditory Valley“ nimmt eine international führende Position ein, um Lösungen für das langfristige Ziel des Exzellenzclusters und einen Paradigmenwechsel in der Therapie der Schwerhörigkeit zu erreichen: Von der empirischen hin zu einer quantitativen, modell- und datengetriebenen Wissenschaft.

nostik, bessere Hörhilfen und bessere Hörassistenten-Technologien zu erzielen.

Um „Hören für Alle“ anhand von mobile-Health-Lösungen mit einer „virtuellen Hörklinik“ zu erreichen (einschließlich eines Software-Hörgeräts, das auditorische Präzisions-Medizin und bahnbrechende Hörhilfen-Technologie unterstützt), werden zwei orthogonale Dimensionen beforscht: Die „Entwicklungskette“ von der Grundlagenforschung zur Hörtechnologie und der

dritten entwickeln die Forscher individuelle Diagnose- und Behandlungsverfahren für Patienten mit mittleren bis starken Einschränkungen und kompletter Gehörlosigkeit. Im vierten Strang entsteht eine grundlegend neue Systemtechnologie für die Hörgeräte der Zukunft. „Hearing4all“ gehört zu den weltweit führenden Zentren in Medizintechnik, Hörforschung, Audiologie, Diagnostik und Therapie; beteiligt sind 25 Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler, Medizinerin-

nen und Mediziner sowie Ingenieurinnen und Ingenieure der Universitäten Oldenburg und Hannover sowie der Medizinischen Hochschule Hannover. Partner sind zudem die Jade Hochschule, die HörTech GmbH, die Hörzentren in Oldenburg und Hannover, zwei Fraunhofer-Institute und das Hanse-Wissenschaftskolleg. Am gemeinsamen Exzellenzzentrum für Hörforschung sind die Universität Oldenburg, die Medizinische Hochschule Hannover und die Leibniz Universität Hannover beteiligt. Mit Forschungsakademie und Translationsforschungszentrum werden nachhaltige, universitätsübergreifenden und gemeinsame Strukturen entwi-

ckelt, die Grundlagenforschung mit klinischer und translationaler Forschung bündeln.

Das Zusammenwirken und die Vernetzung dieser Research Threads ist in *Abbildung 2* dargestellt. Hierbei ist ersichtlich, dass es das Ziel des Clusters ist, basierend auf den Bedürfnissen der hörgeschädigten Patienten durch eine detaillierte Diagnose der Hördefizite und durch die Erarbeitung von wissenschaftlichen Grundlagen über Ursachen dieser Hörschädigungen passende Therapiemöglichkeiten und technische Hilfsmittel zu erarbeiten und diese dann wieder den Patienten zu Gute kommen zu lassen und in

Form von Patientenstudien profund zu evaluieren.

Es ist das Ziel des Clusters alle Stufen der Schwerhörigkeit abzudecken und die erarbeiteten technischen Hilfsmittel auch gezielt in die Translation und damit bis ins patientennahe Produkt zu transferieren.

Letztendlich lässt sich das Ziel des Exzellenzclusters prägnant in seinem Leitspruch formulieren:

Hearing4all

... at all times,
... at all places,
... and for all people!



Prof. Dr.-Ing. Holger Blume

Jahrgang 1967, ist Sprecher der Hearing4all-Gruppe an der Leibniz Universität Hannover. Zudem ist er seit 2008 Professor für „Architekturen und Systeme“ und als geschäftsführender Leiter des Instituts für Mikroelektronische Systeme (IMS) tätig. Seine Forschungsinteressen liegen auf dem Gebiet der Algorithmen und heterogenen Architekturen zur digitalen Signalverarbeitung, der Entwurfsraum-Exploration für diese Architekturen sowie den dazu erforderlichen Modellierungstechniken. Im Exzellenzcluster Hearing4all und im SmartHeaP-Projekt vertritt er den Bereich Prozessorarchitekturen für digitale Hörhilfen. Kontakt: blume@ims.uni-hannover.de



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

Jahrgang 1956, ist klinischer Sprecher des Exzellenzclusters Hearing4all. Darüber hinaus ist er seit 1993 Direktor der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover. Seine Forschungsschwerpunkte sind Ursache, Diagnostik und Therapie von Hörstörungen mit einem besonderen Fokus auf die Entwicklung und Testung auditorischer Implantate, wie das Cochlea-Implantat, implantierbare Hörgeräte und zentral-auditorische Implantate. Kontakt: lenarz.thomas@mh-hannover.de



Prof. Dr. Dr. Birger Kollmeier

Jahrgang 1958, ist Sprecher des Exzellenzclusters Hearing4all. Er ist seit 1993 Physik-Professor und Leiter der Abteilung Medizinische Physik an der Universität Oldenburg sowie wissenschaftlicher Leiter der Hörzentrum Oldenburg GmbH, Sprecher der Kompetenzzentrum HörTech GmbH und Leiter des Fraunhofer IDMT Institutsteils für Hör-, Sprach- und Audiotechnologie. Birger Kollmeier ist darüber hinaus Präsident der Europäischen Föderation audiologischer Gesellschaften. Kontakt: birger.kollmeier@uni-oldenburg.de

11
102
1004

Leibniz
Universität
Hannover

Studium fertig?

Bleiben Sie in Kontakt!

Das Studium ist vorbei, doch die Studienzzeit bleibt.
Nutzen Sie unsere Angebote.

Profitieren Sie vom Alumninetzwerk.
Jetzt anmelden: www.uni-hannover.de/alumni

AlumniCampus der Leibniz Universität Hannover
Das Netzwerk für alle Ehemaligen ■



Max Röder
Cochlea-Implantat-Nutzer,
Teil des MED-EL Forschungsteams



Immer einen Schritt voraus mit Hörlösungen von MED-EL.

Was vor über 40 Jahren als kleines Team an der Universität in Wien begann, ist heute ein weltweit agierendes Familienunternehmen in einer wachstumsstarken Branche.

Der Forschergeist und die Leidenschaft von damals sind bis heute die Antriebsfeder für MED-EL. Dabei leistet die gemeinsame Forschungsarbeit mit der HNO-Klinik der MH Hannover einen wichtigen Beitrag für die Entwicklung technologisch zukunftsfähiger Hörimplantat-Systeme von morgen am MED-EL Hauptsitz in Innsbruck.

Gemeinsam arbeiten wir an der ebenso großen wie sinnerfüllenden Aufgabe, Hörverlust zu überwinden. Weltweit ermöglichen wir sowohl jungen als auch älteren Menschen (wieder) das Hören.

Werden auch Sie ein wertvoller Teil der MED-EL Familie und eines einzigartigen Konzerns mit 30 internationalen Niederlassungen und mehr als 2200 Mitarbeitern weltweit – 350 davon im Bereich Forschung und Entwicklung.

MED-EL Elektromedizinische Geräte Deutschland GmbH
Moosstraße 7 | 82319 Starnberg | jobs@medel.de | medel.de

jobs.medel.com

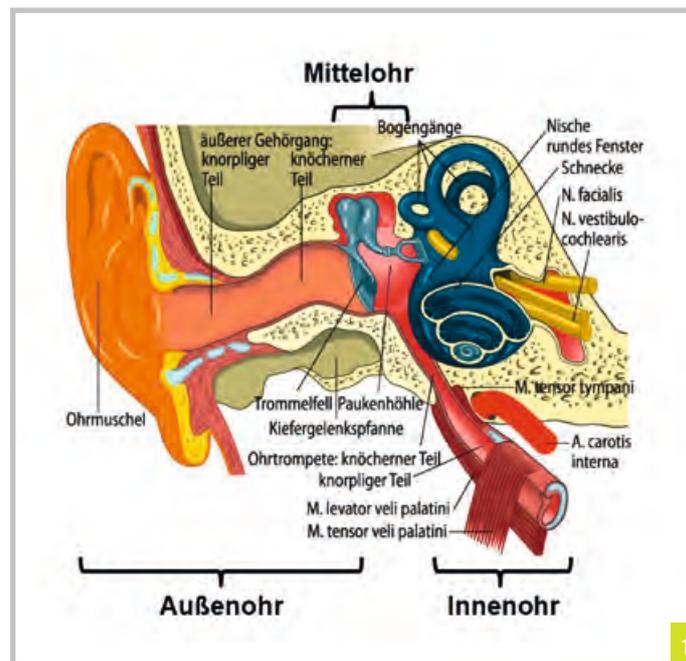


Das medizinische Grundproblem:

Hörsystem und Hördefizite

Das Hören ist neben dem Sehen unser wichtigster Sinn. Von 1000 Kindern werden 1 bis 3 mit einer Schwerhörigkeit unterschiedlichen Ausmaßes geboren, dieselbe Zahl entwickelt eine Schwerhörigkeit bis zum Schuleintritt. Ab dem 70. Lebensjahr ist jeder zweite Bürger davon betroffen.

Prof. Thomas Lenarz von der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH) erläutert den Aufbau des Ohres sowie die Formen und Behandlungsmöglichkeiten von Schwerhörigkeit.



Das Hören ist die Basis für den Lautspracheerwerb bei Kindern und garantiert den Menschen die Teilnahme an der modernen Kommunikationsgesellschaft. Schwerhörigkeit führt nachvollziehbar zu erheblichen Folgen für die Entwicklung bei Kindern, hat Auswirkungen auf die sozio-ökonomische Situation der Betroffenen und stellt den wichtigsten Einzelfaktor für den Abbau kognitiver Fähigkeiten bis hin zur Demenz dar.

Die Ursachen von Schwerhörigkeit sind vielfältig. Neben der genetischen Veranlagung spielen Infektionen und gehörschädigende Medikamente im Kindesalter die Hauptrolle,

während im Erwachsenenalter Lärmeinflüsse, die Abnutzung des Gehörs mit dem Alter sowie Zivilisationskrankheiten im Vordergrund stehen.

Unser Hörsinn ist darauf spezialisiert, akustische Signale wie Sprache und Musik sowie Umweltgeräusche wahrzunehmen. Dabei handelt es sich um Schwingungen der Luftmoleküle, die über das Außenohr mit Ohrmuschel und Gehörgang dem Mittelohr zugeleitet werden. Das Trommelfell nimmt die Schwingungen auf und leitet sie über die Gehörknöchelchenkette dem flüssigkeitsgefüllten Innenohr zu. Das Mittelohr wirkt dabei wie ein Kraftverstärker, der den er-

höhten Schallwellenwiderstand der Flüssigkeit gegenüber der Luft überwindet. Der eigentliche Hörvorgang, nämlich die Umwandlung der Schallwellen in elektrische Signale im Hörnerven, findet mit Hilfe spezialisierter Hörsinneszellen im Innenohr, in der sogenannten Hörschnecke oder Cochlea statt (Abb. 1).

Die im Innern der Schnecke aufgespannte sogenannte Basilarmembran ändert ihre mechanischen Eigenschaften ähnlich wie die Saiten eines Klaviers, so dass die hohen Frequenzen nahe des Eingangs in die Schnecke, die tiefen Frequenzen an der Schneckenspitze abgebildet werden. Es handelt sich im übertragenen Sinne um ein biologisches Mikrofon mit eingebautem Frequenzanalysator. Die angekoppelten Hörnervenfasern leiten die analog digital umgewandelte Information dem zentralen Hörsystem zu, wo über mehrere Stationen zum bewussten Hörvorgang führen. Der Signaleingang über beide Ohren ermöglicht durch Ausnutzung von Pegel, Laufzeit und Phasenunterschieden die Ortung des Schallsignals (Richtungshören) sowie eine Verbesserung des Signal-Rausch-Abstandes, zum Beispiel zur Verbesserung des Sprachverstehens im Störgeräusch.

Umgekehrt laufen Nervenverbindungen von der Hörrinde zurück zum Innenohr und er-

Abbildung 1
Das menschliche Hörsystem

Abbildung 2
Die Hörbahn

Abbildung 3
Formen der Schwerhörigkeit
Quelle: MHH

möglichen so eine Rückkopplung zur Steuerung der Empfindlichkeit des Hörorgans in verschiedenen Hörsituationen, sogenanntes Closed-Loop-System (Abb. 2).

Formen der Schwerhörigkeit

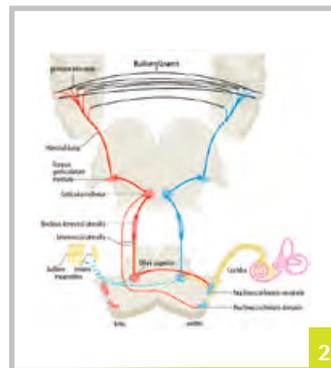
Die meisten Schwerhörigen weisen eine sogenannte Innenohrschwerhörigkeit durch Verlust oder Schädigung der Hörsinneszellen, sogenannte Haarzellen, auf. Diese können nicht regeneriert werden, so dass der eingetretene Verlust endgültig und dauerhaft ist. Die Zahl der Betroffenen wird auf 12 bis 14 Millionen Menschen in Deutschland geschätzt. Etwa zwei Millionen Menschen sind von einer sogenannten Schalleitungsschwerhörigkeit betroffen, bei der Elemente des Außen- und Mittelohres geschädigt sind, meistens als Folge einer chronischen Mittelohrentzündung mit Zerstörung von Trommelfell und Gehörknöchelchen oder seltener durch Ohrmissbildungen. Schädigungen des Hörnerven oder der zentralen Hörbahn, zum Beispiel durch Tumoren oder Unfälle, sind seltener. Allerdings ist eine Mitbeteiligung des zentralen Hörsystems bei der sogenannten Altersschwerhörigkeit und bei dem Abbau der kognitiven Leistungsfähigkeit häufig. Somit kann das akustische Signal zum einen schlechter in neuronale Informationen umgesetzt werden und zum anderen wird diese neuronale Information nicht mehr optimal verarbeitet (Abb. 3).

Behandlung der Schwerhörigkeit

In Abhängigkeit von der Art der Schwerhörigkeit (Schalleitungsschwerhörigkeit, Innenohrschwerhörigkeit oder zentrale Schwerhörigkeit) sowie deren Ausmaß (gering-, mittel-, hochgradig, an Taubheit grenzend) stehen unterschied-

liche Behandlungsverfahren zur Verfügung.

Bei der Schalleitungsschwerhörigkeit können sehr häufig hörverbessernde Operationen zu einer Wiederherstellung der Schalleitung oder deren Verbesserung beitragen. Gelingt dies nicht in ausreichendem Maße, kommen hörprothetische Verfahren zum Einsatz, neben der Versorgung mit konventionellen akusti-

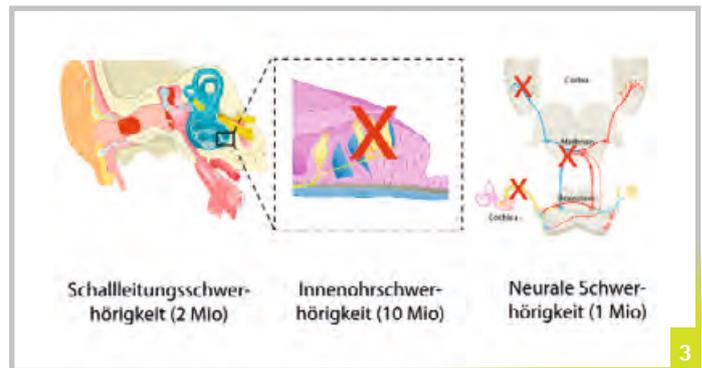


2

schon Hörgeräten, die das Schallsignal verstärken und bearbeiten, stehen verschiedene mechanische Stimulatoren zur Verfügung, die das Hörsystem mit Hilfe mechanischer Schwingungen anregen und somit die Intensität der Anregung im Innenohr verstärken. Zum einen sind dies knochenverankerte Hörgeräte, zum zweiten akustische Implantate, die an verschiedenen Stellen der Gehörknöchelchenkette oder dem Innenohr direkt ankoppeln.

Bei der Innenohrschwerhörigkeit kommen im Wesentlichen hörprothetische Verfahren zum Einsatz. Akustische Hörgeräte und akustische Implantate zielen darauf ab, bei noch ausreichender Anzahl von verbliebenen Hörsinneszellen diese optimal anzuregen und somit eine Verbesserung des Hörens zu erzielen. Ist die Zahl verbliebener Hörsinneszellen jedoch zu gering und liegt eine hochgradige oder an Taubheit grenzende Schwer-

hörigkeit vor, die unter Umständen auch nur einen Teil des Hörspektrums, zum Beispiel den hohen Frequenzbereich umfasst, dann kommen sogenannte Cochlea-Implantate zum Einsatz, die die Aufgabe der Hörsinneszellen übernehmen und das Schallsignal direkt in elektrische Nervenimpulse umwandeln. Diese werden über eine geeignete Schnittstelle in Form einer Elektrode im Innenohr in der



3

Nähe des Hörnervs direkt auf diesen übertragen. Bei neuronalen oder zentralen Schwerhörigkeiten kann dieses Prinzip der direkten elektrischen Reizung auch an verschiedenen Stellen der Hörbahn im Gehirn, durch den sogenannten Hirnstamm- und Mittelhirn-implantaten erfolgen.

Advanced Therapies – Zusätzliche biologische Therapien zum Schutz und zur Wiederherstellung des Hörvermögens

Zielen die heute verfügbaren operativen und hörprothetischen Verfahren im Wesentlichen darauf ab, die mechanische Komponente des Hörens zu verbessern und noch vorhandene Innenohrreserven oder neurale Strukturen mit Hilfe der Technologie zu unterstützen und zu ersetzen (sogenannte Bionik) und dabei physiologische Prinzipien imitieren, zielen die in Entwicklung befindlichen Advanced

Therapies darauf ab, in Kombination mit bionischen Therapien das Gehör wiederherzustellen und ein Fortschreiten des Hörverlustes zu verhindern (Regeneration und Protektion). Dazu zählen die Gentherapie, die Stammzelltransplantation und die Behandlung mit sogenannten Biologika.



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

Jahrgang 1956, ist Klinischer Sprecher des Exzellenzclusters Hearing4all. Darüber hinaus ist er seit 1993 Direktor der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover. Seine Forschungsschwerpunkte sind Ursache, Diagnostik und Therapie von Hörstörungen mit einem besonderen Fokus auf die Entwicklung und Testung auditorischer Implantate, wie das Cochlea-Implantat, implantierbare Hörgeräte und zentral-auditorische Implantate. Kontakt: lenarz.thomas@mh-hannover.de

Machine Learning gegen Schwerhörigkeit

Vorhersage des Erfolgs bei Cochlea-Implantat-Versorgung

Sogenannte Cochlea-Implantate sind unter Menschen mit Schwerhörigkeit noch nicht sehr weit verbreitet, unter anderem, weil sich das Ausmaß des Sprachverstehens mit dem Implantat vor der Operation schwer einschätzen lässt.

Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH), der Technischen Universität Braunschweig und des Forschungszentrums L3S wollen in einem von der VW-Stiftung geförderten Projekt Patientendaten auswerten, um den Erfolg von Cochlea-Implantaten besser bestimmen zu können.



Schwerhörigkeit ist die häufigste chronische neurosensorische Erkrankung. In den Industriestaaten sind mehr als 17 Prozent der Bevölkerung betroffen – mit erheblicher Einschränkung der Lebensqualität bis hin zur sozialen Isolation. Bei leichter bis mittelgradiger Hörstörung können Hörgeräte dieses Defizit üblicherweise ausgleichen. Doch schon bei mittelgradiger und insbesondere hochgradiger Schwerhörigkeit können häufig nur noch Hörimplantate helfen. Sie übernehmen im Innenohr die Funktion der Hörschnecke (Cochlea). Dank der enormen technischen Entwicklung und der Fortschritte in der Chirurgie sind **Cochlea-Implantate (CI)** für immer mehr hörgeschädigte Menschen geeignet.

Allein in Deutschland könnten damit mehr als eine Million Menschen ihr Hörvermögen deutlich verbessern. Tatsächlich sind aber erst etwa 40.000 Menschen mit einem derartigen System versorgt. Der Grund: Viele potenzielle CI-Kandidaten sind unsicher oder haben Angst vor dem operativen Eingriff, zumal die Hörresultate mit dem Cochlea-Implantat von Patient zu Patient sehr unterschiedlich sein können. Warum das so ist, wollen Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH), der TU Braunschweig und des L3S nun mit aktuellen Methoden der künstlichen Intelligenz in einem von der VW-Stiftung geförderten Projekt herausfinden. In dem Forschungsverbund haben sich

mehr als 20 Forscherinnen und Forscher aus den Bereichen HNO-Heilkunde, Humangenetik, Bioinformatik, Medizinische Informatik und Data Science zusammengeschlossen, um gemeinsam zum besseren Verständnis des Hörerfolgs mit CI beizutragen.

Die Gründe für die individuellen Unterschiede beim Hörerfolg mit einem Cochlea-Implantat sind vielfältig und werden bis jetzt nur unzureichend verstanden. Sie reichen von Faktoren wie der Dauer der vollständigen Ertaubung, über das Ausmaß eventuell noch vorhandenen Restgehörs und kognitive Fähigkeiten bis hin zu Begleiterkrankungen, die parallel zur eigentlichen Ursache des Hörverlusts diagnostiziert werden. So ist zum

Abbildung 1
Ein Modell, das Ärzte bei der optimalen Versorgung hörgeschädigter Patienten mit einem Hörsystem unterstützt: Das erhoffen sich die Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler in einem Projektverbund von TU Braunschweig, MHH und L3S.
Quelle: Forschungszentrum L3S/ TU Braunschweig

Beispiel bekannt, dass sich Nierenerkrankungen oder psychologische Nebenerkrankungen negativ auf das Hörvermögen auswirken können. Nicht zuletzt haben die individuelle Anatomie der Cochlea und die Elektrodenposition signifikante Auswirkungen auf die Ergebnisse, die mit den eingesetzten Cochlea-Implantaten erzielt werden.

Es gibt eine Reihe früherer Studien, die die Zusammenhänge zwischen dem Ergebnis der Cochlea-Implantation und einem breiten Spektrum demographischer, klinischer, audiologischer und psychologischer Faktoren bei implantierten Patienten analysieren. Allerdings wurden diese Analysen auf relativ kleinen Datensätzen durchgeführt. Die Ergebnisse sind daher selten signifikant, teilweise sogar widersprüchlich. Beispielsweise haben einige Studien gezeigt, dass höheres Alter der Patienten zum Zeitpunkt der Implantation das Ergebnis negativ beeinflusst, während andere einen geringen oder gar keinen Effekt feststellen. Dies kann an der Diversität der Patientenkohorten und/oder der Lockerung der Patienteneinschlusskriterien im Laufe der Zeit liegen.

Genetische Faktoren spielen ebenfalls eine große Rolle bei Hörverlust und seiner Manifestation bei jüngeren Menschen. Ungefähr 80 Prozent der prälingualen Taubheitsfälle, das heißt bei Kindern, die entweder taub zur Welt kommen oder vor dem Spracherwerb erblinden, lassen sich auf einen Defekt in einem einzelnen Gen zurückverfolgen. Außerdem ist anzunehmen, dass die Genetik auch bei älteren Menschen eine wichtige Rolle bei der Ausprägung und dem Verlauf von altersbedingter Schwerhörigkeit spielt.

Ein weiterer Ansatz zur Bestimmung der Ursachen von

Schwerhörigkeit ist das Gebiet der Metabolomik, das sich mit der Untersuchung des Stoffwechsels befasst. Aus kleinsten Proben von Flüssigkeit aus dem Innenohr kann mit Hilfe von modernsten massenspektrometrischen Verfahren eine umfassende Momentaufnahme des Stoffwechszustandes des Innenohres angefertigt werden. Häufig sind genetische Faktoren mit Stoffwechselprozessen verbunden, die

mäßig sprach- und tonaudiometrische Daten vor und nach der Implantation erhoben. Außerdem verfügt das DHZ über 3D-Röntgenaufnahmen der Cochlea vor und nach Implantation. Diese können von den Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftlern genutzt werden, um herauszufinden, welchen Einfluss die Position des Elektrodenträgers in der Cochlea auf den Hörerfolg hat. Im Rahmen des Projekts



Abbildung 2
Entnahme von Perilymphe während einer Cochlea-Implantation: Im Rahmen des Projekts sollen unter anderem diese Perilympheproben untersucht werden, um Biomarker zu finden, aus denen sich Rückschlüsse über die Ursachen des Hörverlusts ziehen lassen.

Quelle: Schmitt et al.: Proteome Analysis of Human Perilymph Using an Intraoperative Sampling Method, *J. Proteom. Res.* 2017, 16, 1911-1923

sich in den metabolischen Profilen von Körperflüssigkeiten manifestieren. Durch den hohen Informationsgehalt der Metabolomik-Daten können aus diesen Profilen Biomarker abgeleitet werden, aus denen sich Rückschlüsse über die Ursachen des Hörverlusts ziehen lassen, und die die Prognose des Hörerfolgs mit einem Cochlea-Implantat erleichtern.

Das Deutsche Hörzentrum (DHZ) an der MHH ist das größte CI-Zentrum weltweit. Seit 1984 wurden hier fast 10.000 CIs implantiert. Damit bietet das DHZ dem Projektverbund aus MHH, TU Braunschweig und L3S die Möglichkeit, mit einer bisher einzigartigen Menge an Daten zu arbeiten. Im Rahmen der CI-Versorgung werden routine-

sollern zusätzlich Blut- und Perilympheproben der CI-Patienten entnommen werden. Diese können dann zur genetischen und metabolischen Analyse herangezogen werden, um weitere Indikatoren für den Hörerfolg mit CI zu identifizieren.

Diese für den CI-Bereich einmalige Menge an Daten machen sich die Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler im Projektverbund zunutze, um mittels datenintensiver Technologien und Methoden des maschinellen Lernens ein Vorhersagemodell für den Hörerfolg mit einem Implantat zu entwickeln. Dieses Modell soll in der Lage sein, den Ärzten dabei zu helfen, für jeden Patienten individuell das optimale Hörsystem zu fin-

den. Dafür werden zunächst die möglichen Einflussfaktoren (zum Beispiel Alter, Biomarker, etc.) separat auf ihre statistischen Eigenschaften und ihren Einfluss auf die Zielgröße, also das Sprachverstehen mit dem Implantat, untersucht. Um die Einflussfaktoren dann zu einem Gesamtmodell zu kombinieren, werden selbstlernende Algorithmen angewandt. Dabei wird den Algorithmen ein Großteil der verfügbaren Daten zur Verfügung gestellt, um daraus automatisch die Gewichtung der Einflussfaktoren und die Zusammenhänge zur Zielgröße zu lernen.

Auf dem verbleibenden Teil der Daten können die daraus resultierenden Modelle dann auf ihre Allgemeingültigkeit überprüft werden. Eine Optimierung der Parameter, also der Rahmenbedingungen für die Algorithmen, kann für eine weitere Verbesserung der Modellgenauigkeit sorgen.

Durch eine zuverlässige Ergebnissvorhersage hätte ein solches „Machine Learning“-Modell das Potenzial, das Vertrauen von Hörgeschädigten in die Versorgung mit einem CI deutlich zu erhöhen. Zusätzlich könnte das Modell dazu verwendet werden, den

Verlauf der Hörleistung nach der Operation zu kontrollieren. Patienten, bei denen die Hörleistung mit dem CI zu stark von der Prognose abweicht, könnten dann zu einer genaueren Untersuchung einbestellt werden. Die Hoffnung der Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler ist es, dass durch ihre Arbeit in diesem Projekt die Zahl der erfolgreich mit einem CI versorgten Patienten deutlich erhöht werden kann und dass damit weniger Menschen unter den Folgen eines unbehandelten Hörverlusts zu leiden haben.



Prof. Dr. techn. Wolfgang Nejd
Jahrgang 1960, leitet das Forschungszentrum L3S und forscht unter anderem in den Bereichen Suche und Information-Retrieval, Data-Mining, Data-Science und Semantic Web. Kontakt: nejdl@l3s.de



Prof. Prof. h.c. Dr. med. Thomas Lenarz
Jahrgang 1956, ist seit 1993 Direktor der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der Medizinischen Hochschule Hannover. Seine Forschungsschwerpunkte sind Ursache, Diagnostik und Therapie von Hörstörungen mit einem besonderen Fokus auf die Entwicklung und Testung auditorischer Implantate, wie das Cochlea-Implantat, implantierbare Hörgeräte und zentral-auditorische Implantate. Kontakt: lenarz.thomas@mh-hannover.de



Prof. Dr. Dipl.-Inf. Andreas Büchner
Jahrgang 1967, ist wissenschaftlicher Leiter des Deutschen Hörzentrums der Medizinischen Hochschule Hannover. Er arbeitet an der Optimierung von Signalverarbeitungsstrategien für Cochlea-Implantate und befasst sich mit objektiven Anpassungsstrategien für die entsprechenden Systeme. Kontakt: buechner.andreas@mh-hannover.de

Dr. Maria Koutraki

geboren 1987, ist wissenschaftliche Mitarbeiterin am Forschungszentrum L3S und forscht im Bereich Datenbanken und Semantic Web. Kontakt: koutraki@l3s.de

Dr. Tobias Weller

geboren 1984, ist wissenschaftlicher Mitarbeiter am Deutschen Hörzentrum der Medizinischen Hochschule Hannover. Kontakt: weller.tobias@mh-hannover.de

mydocking



STARKES TEAM UND IMMER EINE IDEE BESSER

mydocking ist ein junges, international agierendes und auf weiteres Wachstum ausgerichtetes Unternehmen im Bereich der Verladestysteme.

Wir freuen uns über Initiativbewerbungen in den Bereichen Technik und SAP/IT. Werden Sie Teil dieses starken Teams.
www.mydocking.com

**starting
BUSINESS**
GRÜNDUNGSSERVICE DER
LEIBNIZ UNIVERSITÄT HANNOVER



11
102
1004
Leibniz
Universität
Hannover

WWW.STARTING-BUSINESS.DE

TRÄUMEN ODER MACHEN?

JETZT EIGENES **STARTUP** GRÜNDEN
UND FÖRDERUNG SICHERN!

Familien mit hörgeschädigten Kindern

(Sonder-)Pädagogische Perspektiven der Cochlea-Implantat-Versorgung

Die Diagnose einer Hörschädigung bedeutet für betroffene Familien eine einschneidende Veränderung ihrer sozialen Situation.

Ines Potthast und Bettina Lindmeier von der Abteilung Allgemeine Behindertenpädagogik und -soziologie des Instituts für Sonderpädagogik erforschen familiäre Interaktionen in Familien mit hörgeschädigten, Cochlea-Implantat-versorgten Kleinkindern.

Stellen Sie sich vor, Sie erwarten ein Kind. Sie spüren jeden Tag eine wachsende Vorfreude auf das kleine Wesen, das Ihre Familie vervollständigt. Sie erträumen sich, wie es fröhlich brabbelnd mit seinen Bauklötzen spielt und es am Abend gebannt der Geschichte lauscht, die Sie ihm erzählen. Schwangerschaft und Geburt verlaufen komplikationslos, Ihr Säugling wächst und gedeiht – Ihr Glück ist perfekt.

Nach einer der üblichen Untersuchungen aber wird Ihnen mitgeteilt, dass Ihr Kind hochgradig schwerhörig, fast taub zur Welt gekommen ist. Ihr Kind kann Sie nicht hören – nicht einmal die Lieder, die Sie ihm vorsingen, nicht Ihre beruhigenden Worte, wenn es weint, nicht einmal die Spieluhr über dem Kinderbettchen. Ärzte und Fachpersonal erzählen Ihnen von Messwerten und Implantaten, von denen Sie nie zuvor gehört haben, plötzlich sind Entscheidungen zu treffen und neuartige Informationen rauschen auf Sie ein – Ihr Kind ist taub.

Ein Blick auf Familien mit einem gehörlosen Kind

Wird ein Kind gehörlos oder hochgradig schwerhörig in eine Familie geboren, die hörend sozialisiert ist, trifft die Diagnose der Gehörlosigkeit die Eltern vollkommen unvorbereitet. Vieles, was bisher im Alltag intuitiv zwischen El-

tern und Kind passierte, wird fragwürdig: Warum mit dem Kind reden, wenn es ohnehin nichts hört? Und wie wird sein Leben weitergehen? Sprechen lernen, Freunde finden – wie wird das gehen? Und was wird, wenn es in die Schule kommt?

Die tiefgreifende Verunsicherung durch die Diagnose zusammen mit dem Gedanken, dass das Kind nicht hören kann und damit eine Kommunikation nicht möglich sei, kann bei den Eltern auch andere Formen des Kontakts und der Kommunikation, wie Berührungen und Blickkontakt, stören und überlagern. Eltern verfügen grundsätzlich über ein intuitives Repertoire, um mit ihren Kleinkindern in Kontakt zu treten, indem Sprache, Körper- und Blickkontakt zusammenwirken. Durch die Diagnose Gehörlosigkeit erfährt dieses Repertoire jedoch eine Verschiebung. Dass das Kind die beruhigenden Stimmen der Eltern nicht hört, kann die gesamte Interaktion irritieren. (Sprachliche) Interaktionsversuche werden von Seiten der Eltern dann nicht oder nur noch wenig unternommen. Für eine positive Gesamtentwicklung benötigt ein Kind jedoch Zuwendung, Kommunikation und andere Interaktionsformen. Es stellt sich die Frage, wie die Interaktionen in der Familie gestaltet werden können, wenn der auditive Kommunikationskanal nicht genutzt werden kann.

Wenn einem Kleinkind keine sogenannte kindgerichtete oder unzureichende, inkonsistente Interaktion zuteilwird, kann sich eine Misskommunikation entwickeln. Widersprüchliche Signale können vom Kind nicht interpretiert werden, sondern werden als Ablehnung seiner Person gelesen. Dies kann auf Seiten des Kindes wiederum zu aggressiven Verhaltensweisen oder sozialem Rückzug führen. Alle jungen Kinder zeigen dieses Verhalten in schwächerer Form, wenn sie überfordert oder müde sind. Bei Gehörlosigkeit jedoch bleibt die Überforderung, die Misskommunikation bestehen. Eltern und Kind missverstehen sich wiederholt und die wechselseitige Beziehung wird weiter belastet. Ein gemeinsam geteilter Kommunikationskanal über die Lautsprache und das Hören ist nicht gegeben.

Es bedarf auf Seiten der Eltern zunächst einer gewissen Verarbeitung, dass diese natürlich erscheinende Kontaktaufnahme zum Kind nicht möglich ist, sowie der Verarbeitung der Diagnose selbst. Dass das eigene Kind nicht gesund zur Welt gekommen ist, wie erhofft und zunächst angenommen, sondern mit einer Behinderung geboren wurde, birgt ein hohes verletzendes Potenzial für die Eltern und kann zu einem Schockzustand führen. Dieser Schock wirkt sich wiederum auf die Handlungsfähigkeit der Eltern aus,

Handlungsfähigkeit in Bezug auf das eigene Kind, aber auch Handlungsfähigkeit in der Bewältigung des Alltags.

In dem hier skizzierten Spannungsfeld werden relevante Informationen für Kind und Familie an die Eltern herangetragen. Medizinische und technische Spezialisten klären über die apparativen Versorgungsmöglichkeiten und operativen Maßnahmen auf, von

ren in Interaktion zu treten. Der Wunsch auf ebendiese, den Eltern natürliche Weise mit dem Kind in Kontakt zu treten, kann beflügeln. Andererseits bedeutet die Implantation eine Operation am Kopf des Kleinkindes und es bleibt das Risiko, dass die Sprachentwicklung des Kindes beeinträchtigt bleibt. Eine Entscheidung für oder gegen ein Cochlea-Implantat bedeutet

chen Trost begegnet werden kann. Zudem kann das Implantat als technisches Hilfsmittel Defekten unterliegen.

Hier stellt sich erneut und auf alltäglicher Basis die Frage nach der Interaktion innerhalb der Familie. Vielfältige Kommunikationsangebote für Kind und Familie helfen, die oben beschriebene Misskommunikation und das Dilemma in der Interaktion zu überwin-

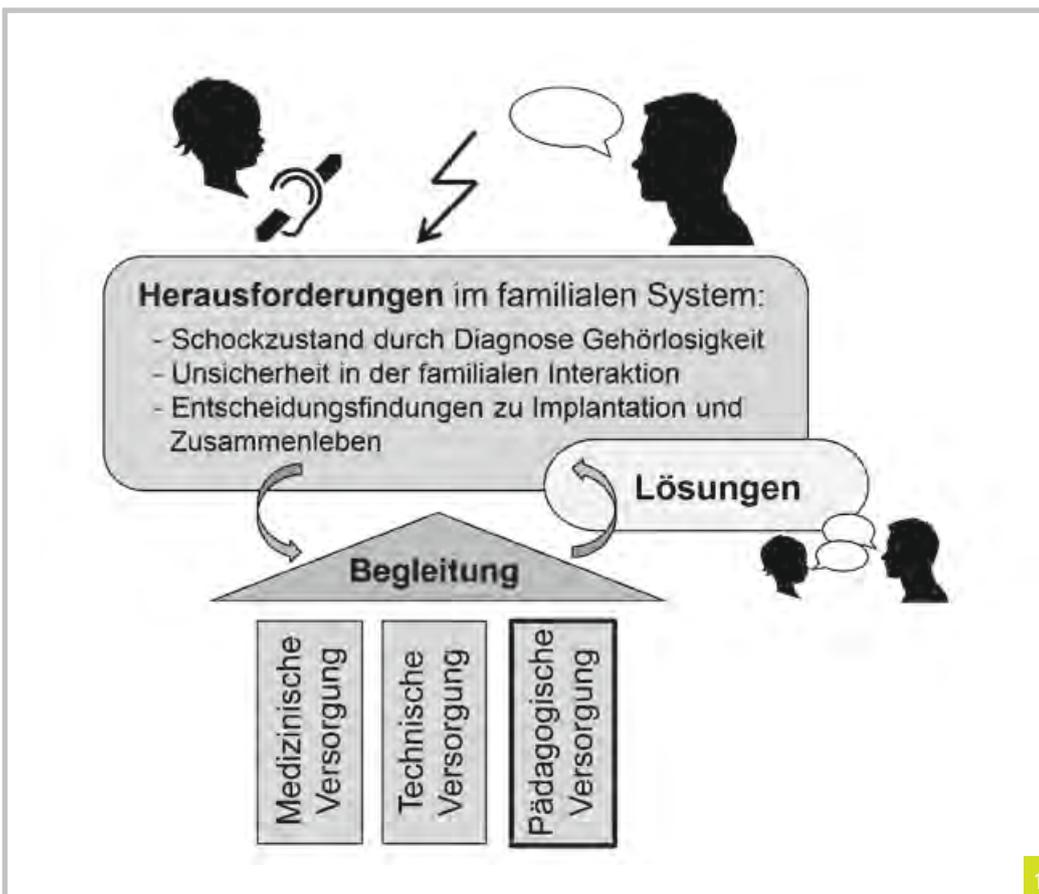


Abbildung 1
Herausforderung Gehörlosigkeit
Quelle: Institut für Sonderpädagogik

denen in diesem Heft zu lesen ist. Diese Informationen aufzunehmen und Relevanzen für die Familie einzuordnen, stellt die Eltern vor eine weitere Herausforderung.

Durch eine Cochlea-Implantat-Versorgung des Kindes eröffnet sich der Familie die Möglichkeit, mit ihrem gehörlos oder hochgradig schwerhörig geborenen Kind über die Lautsprache und das Hö-

für die Eltern und für das Kind somit eine Lebensentscheidung.

Dazu ist ein Dilemma zu bedenken: Das Kind bleibt trotz einer Implantation und einer möglichen ungestörten Sprachentwicklung grundsätzlich gehörlos. Nachts wird das Außenteil des Implantats nicht getragen, so dass nächtlichem Weinen weiterhin kaum durch verbalsprachli-

den. Die Nutzung von Gebärdensprache wurde lange Zeit als hinderlich für den späteren Erwerb von Lautsprache angesehen, ähnlich wie Eltern mit unterschiedlichen Muttersprachen davon abgeraten wurde, ihr hörendes Kind bilingual zu erziehen. Die Annahme, Mehrsprachigkeit hemme den jeweiligen einzelsprachigen Erwerb, gilt als widerlegt, ist aber außerhalb von Fachkreisen noch weit verbreitet. Viel-

mehr ergänzen sich die beiden Kommunikationskanäle, um nachhaltig und tragfähig Bedeutung zwischen den Familienmitgliedern übermitteln zu können.

Familien (sonder-)pädagogisch begleiten

Durch die Diagnose Gehörlosigkeit und die Möglichkeit der frühen Cochlea-Implantat-Versorgung in den ersten Lebensmonaten des Kindes kumulieren Herausforderungen für die Familie auf engem zeitlichen Raum: Schockzustand, Unsicherheiten in der Interaktion mit dem eigenen Kind, Informationsgespräche mit Fachpersonal und Entscheidungsfindungen zur Implantation und der Gestaltung des Familienlebens. All diese zusammenlaufenden Prozesse

müssen durch die Eltern in kürzester Zeit bewältigt werden, da die frühe Implantation der sogenannten sensiblen Phase für den Spracherwerb Rechnung trägt. Hierbei handelt es sich um einen gewissen zeitlichen Rahmen in den ersten Lebensjahren eines Kindes, der zum vollständigen Erwerb einer Sprache zur Verfügung steht.

Besonders in Hinblick auf eine Cochlea-Implantat-Versorgung werden Familien bereits umfassend von medizinischer und technischer Seite begleitet. Offen bleibt jedoch, auf welche Weise Familien Umgang mit den herausfordernden Situationen rund um die Diagnose und eine Cochlea-Implantat-Versorgung finden und wie Unterstützungsmaßnahmen ihrer Kommunikations- und Interaktionsfähigkeit die (frühe) sprachliche Entwicklung des Kindes unterstützen sowie die Familie stabilisieren können.

Hier zeigt sich der Bedarf einer zusätzlichen und umfassenden pädagogischen Begleitung betroffener Familien, um die Verarbeitung der Diagnose und familiäre Anpassungen zu unterstützen. Hierzu braucht es ein Verstehen sozialer Wirklichkeit in betroffenen Familien sowie eine fundierte und offene Beratung. Die Versorgung von gehörlos geborenen und Cochlea-Implantat-versorgten Kindern und ihren Familien benötigt Begleitung, die sich auf drei Säulen stützt: Die medizinische Versorgung, die technische Versorgung sowie die pädagogische Versorgung.

Bezüglich (gelingender) Interaktionen in Familien mit gehörlos oder hochgradig schwerhörig geborenen Kindern herrscht hoher Forschungsbedarf. Die Frage, wie sich die Interaktion vor und nach der Implantation entwi-

ckelt, wie Gebärden- und Lautsprache sowie sonstige nonverbale Kommunikation (Zeigegeesten, Mimik) sich gegenseitig ergänzen und im familialen Alltag genutzt werden, ist kaum erforscht. Sie ist aufgrund des notwendigen Eindringens in den familialen Alltag in einer ohnehin schwierigen Zeit forschungsethisch sorgsam zu erwägen und so zu gestalten, dass die Familie möglichst wenig zusätzliche Belastung erfährt. Dennoch ist sie notwendig, um Familien in der Entscheidungsfindung bezüglich der Implantation, begleitender Sprachförderung des Kindes sowie in ihrem familialen Zusammenleben bestmöglich zu unterstützen, damit Familien die Sicherheit wiedergewinnen, welche gelingende Interaktion ermöglicht.

Das Promotionsvorhaben von Ines Potthast untersucht die Entwicklung realer familialer Interaktionen mit Hilfe videographischer Aufzeichnungen über einen längeren Zeitraum vor und nach der Implantation. Dabei soll insbesondere das Zusammenwirken von Gebärden und sprachlicher Kommunikation fokussiert werden. Das Projekt ist in einen Forschungsschwerpunkt am Institut für Sonderpädagogik eingebettet, der die Situation von Familien mit behinderten Angehörigen und die bestmögliche Passung von Unterstützungsangeboten fokussiert. Ziel des Promotionsprojekts ist es, das Wissen darüber zu erweitern, wie die medizinischen und technischen Errungenschaften, die Interaktionen ermöglichen, in Familien zu gelingender Kommunikation und Interaktion genutzt werden können.



Ines Potthast M.A.

Jahrgang 1991, ist wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Sonderpädagogik der Leibniz Universität Hannover und Stipendiatin des Cusanuswerks. Ihr Promotionsthema lautet: „Interaktion hörender Eltern mit ihren gehörlosen, Cochlea Implantat-versorgten Kleinkindern“. Kontakt: ines.potthast@ifs.uni-hannover.de



Prof. Dr. Bettina Lindmeier

Jahrgang 1967, leitet den Arbeitsbereich Allgemeine Behindertenpädagogik und -soziologie der Leibniz Universität Hannover und ist Direktorin für Forschung der Leibniz School of Education. Ihre Forschungsschwerpunkte umfassen u.a. Lehrerbildung und Professionalisierung von Fachkräften, die Situation von Familien mit behinderten Kindern sowie die gesellschaftliche Partizipation behinderter und benachteiligter Menschen unterschiedlichen Lebensalters. Kontakt: bettina.lindmeier@ifs.uni-hannover.de

Hilft

Arz, wikimedia commons, cc BY-SA (Remix)



 Studentenwerk
Hannover



www.studentenwerk-hannover.de   

Jubiläums- und Geburtstagsspende

- Spenden Sie für ein ausgewähltes Projekt an der Leibniz Universität Hannover:
 - für den Umbau des Königlichen Pferdestalls zum Kommunikations- und Begegnungszentrum
 - für das Deutschlandstipendium
 - oder andere Projekte und Maßnahmen an der Leibniz Universität Hannover
- Optionen: Barspenden/Spendenbox, Überweisungen/Spendenkonto
- Erhalt von Zuwendungsbescheinigungen selbstverständlich



Haben Sie Interesse? Wir beraten Sie gern.
Dr. Stefanie Beier, Referentin für Fundraising
Tel. 0511-762 5597 | E-Mail beier@zuv.uni-hannover.de

11
102
1004

Leibniz
Universität
Hannover



Investieren
Sie in Bildung und
unterstützen Sie!
Zeigen Sie
Engagement für
unsere
Universität!

KAVUAKA

Chip Design für digitale Hörhilfen

Am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS) wird im Rahmen des Exzellenzclusters Hearing4all erforscht, wie Signalverarbeitung-Chips für digitale Hörgerätesystemen anhand von komplexen Hörgerätealgorithmen konzipiert und optimiert werden können.

Ziel der Forschung ist es, neuartige Prozessorarchitekturen zu entwickeln, die die geforderte hohe Rechenleistung bereitstellen, gleichzeitig einen sehr geringen Stromverbrauch aufweisen und in kleine Hörgerätegehäuse integriert werden können.

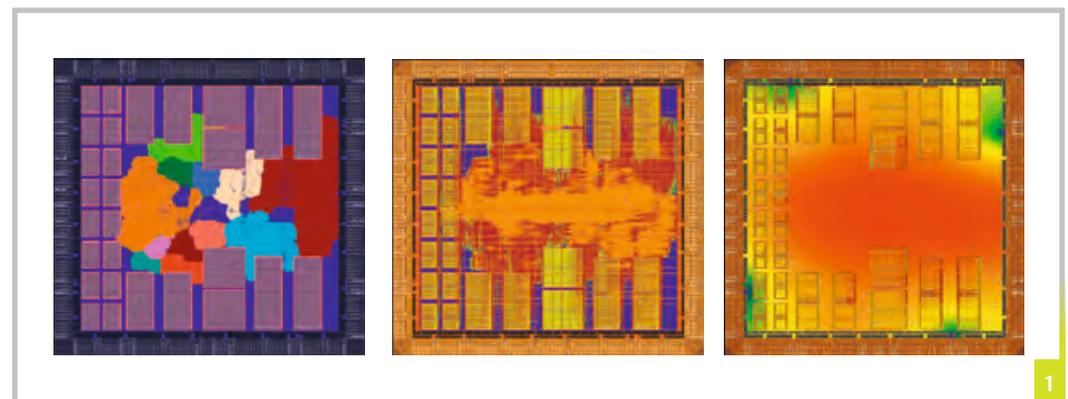


Abbildung 1
Darstellung der verschiedenen Phasen der Chipentwicklung: Platzierung (1) aller Komponenten, Verdrahtung (2) und Simulation des Spannungsabfalls (3) über dem Chip.

Bereits ein teilweiser Hörverlust führt zu einer deutlichen Einschränkung der Lebensqualität in vielen alltäglichen Situationen. Ein solcher Hörverlust betrifft rund 17 Prozent der Weltbevölkerung. Die Auswirkungen und Folgen dieses Hörverlustes können durch moderne Hörhilfen vermindert werden, indem die Sprachverständlichkeit durch digitale Signalverarbeitung verbessert wird. Jedoch ist eine aufwändige digitale Signalverarbeitung auf Grund der geringen Größe von Hörhilfen und auf Grund des Batteriebetriebs nur eingeschränkt möglich. Durch neue Erkenntnisse aus der Forschung und kontinuierliche technologische Entwicklungen werden die Signalprozessoren digitaler Hörgerätesysteme immer leistungsfähiger, kleiner und energieeffizienter. Dadurch wird der Einsatz neuartiger und rechenintensiver Signalverarbeitungs-Algorithmen möglich, die die

Sprachverständlichkeit insbesondere in komplexen akustischen Szenarien, wie zum Beispiel auf einer Party, verbessern. So sollen zukünftige Hörgeräte beispielweise sprechende Personen in der Umgebung erkennen und die relevanten Sprecher aus den Störgeräuschen herausfiltern (vgl. *Artikel Sprecherlokalisierung in Hörgeräten*).

Der am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS) entwickelte Hörgeräte-Prozessor mit dem Namen KAVUAKA ist für diese Art von rechenintensiver Signalverarbeitungs-Algorithmen ausgelegt. KAVUAKA ist ein sogenannter applikationsspezifischer Instruktionssatz-Prozessor (ASIP). Die generische Basisprozessorarchitektur wurde anhand der im Exzellenzcluster Hearing4All entwickelten Hörgerätealgorithmen angepasst und optimiert. Die Anpassung erfolgte durch das Einfügen komplexer ange-

passter Instruktionen in den Basisinstruktionssatz. Nennenswerte Erweiterungen sind eine Multiplikations-Additions-Einheit, die sowohl mit reellen als auch mit komplexen Zahlen rechnen kann, Architekturen für Verlustleistungsoptimierungen bei Speicherzugriffen und ein Audio-Interface für eine geringe Audio-Latenz. Während der Entwicklungsphase von KAVUAKA sind viele Entwurfsraumuntersuchungen mit Hilfe von Simulationen durchgeführt worden, um anhand der verschiedenen Algorithmen die Rechenleistung und die Verlustleistungsaufnahme des Prozessors zu optimieren [1]. Es konnte für diese verschiedene Hörgerätealgorithmen gezeigt werden, dass KAVUAKA mit den optimierten Erweiterungen schneller und effizienter als vergleichbare und aktuelle Hörgeräte-Prozessoren rechnen kann. In der letzten Phase des Exzellenzclusters wurde der

KAVUAKA Prozessor als Chip gefertigt [2].

Die Phasen der Chipentwicklung sind in *Abbildung 1* dargestellt. Eine Mikroskop-Aufnahme des hergestellten Chips ist in *Abbildung 2* gezeigt. Die verwendete Chip-Technologie ist für eine extrem niedrige Verlustleistung ausgelegt und hat eine Strukturgröße von 40 nm. Der Chip hat eine Fläche von ungefähr

3,6 mm² bei einer Kantenlänge von 1,9 mm. Die Leistungsaufnahme beträgt wenige tausendstel Watt.

3,6 mm² bei einer Kantenlänge von 1,9 mm. Die Leistungsaufnahme beträgt wenige tausendstel Watt.

Da ein Hörgeräteprozessor durch eine unterschiedliche Priorisierung der Optimierungsziele in Form von Rechenleistung, Verlustleistung und Chipfläche unterschiedlich optimiert werden kann, ist KAVUAKA als ein sogenanntes System-on-Chip (SoC) entworfen worden. Dieses System enthält vier Hörgeräteprozessoren und zehn Co-Prozessoren, die einzeln oder gleichzeitig aktiviert, deaktiviert und unterschiedlich miteinander gekoppelt werden können. Dies ermöglicht die Erforschung von verschiedenen Hörgerätekonfigurationen,

die sich in ihrer Rechenleistung und Verlustleistung unterscheiden. Um Fehler im Chip-Design während der Entwicklung zu vermeiden, wird der Hörgeräteprozessor unter realen Bedingungen mit Algorithmen, die im Exzellenzcluster *Hearing4all* entwickelt werden, getestet. Dazu wird der Prozessor mit Dummy-Hörgeräten verbunden und es werden

entwickelten Hörgeräte-Entwicklungsplattform gekoppelt, um sämtliche Funktionalität testen zu können. Die Entwicklungsplattform bietet eine Bluetooth-Schnittstelle zur drahtlosen Kommunikation zwischen dem Hörgerät und einem Smartphone oder Tablet. Auf diese Weise können die Hörgerätealgorithmen gesteuert werden. Um den aktuellen Stromverbrauch des Prozessors im laufenden Be-

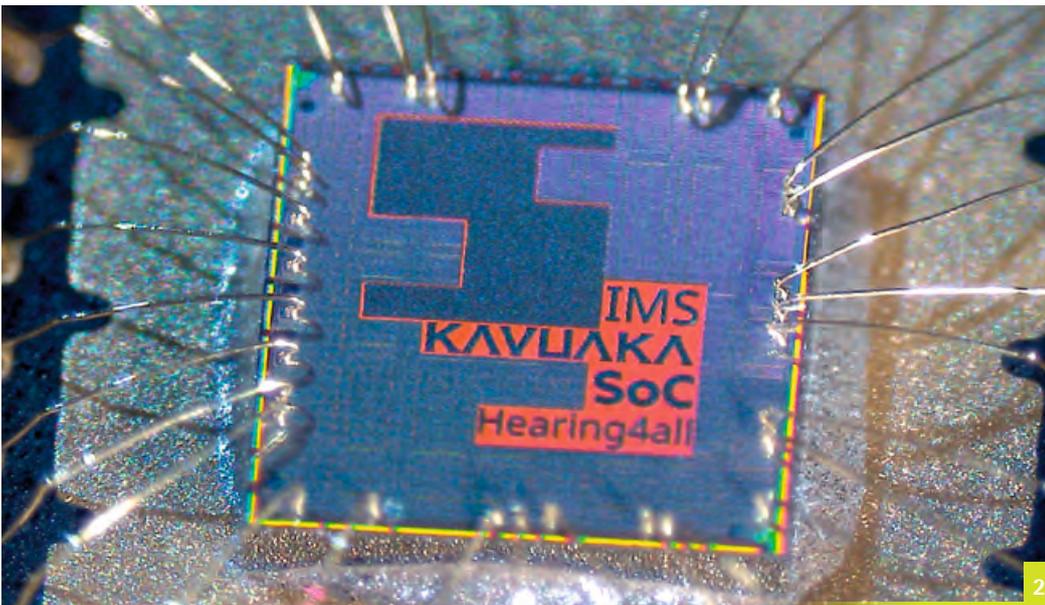


Abbildung 2
Der KAVUAKA Chip für digitale Hörgeräte. Der Chip hat eine Kantenlänge von 1,9 mm und ist über die Bond-Drähte mit anderen Hörgerätekomponenten verbunden.

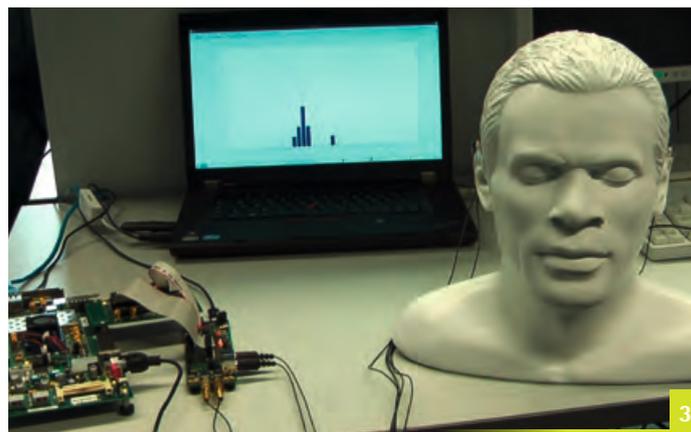


Abbildung 3
Rapid Prototyping Test System für den KAVUAKA Prozessor. Der im Exzellenzcluster *Hearing4all* entwickelte Lokalisierungsalgorithmus wird unter realen Bedingungen getestet. Der Monitor zeigt die Richtung der einfallenden Schallquellen an.

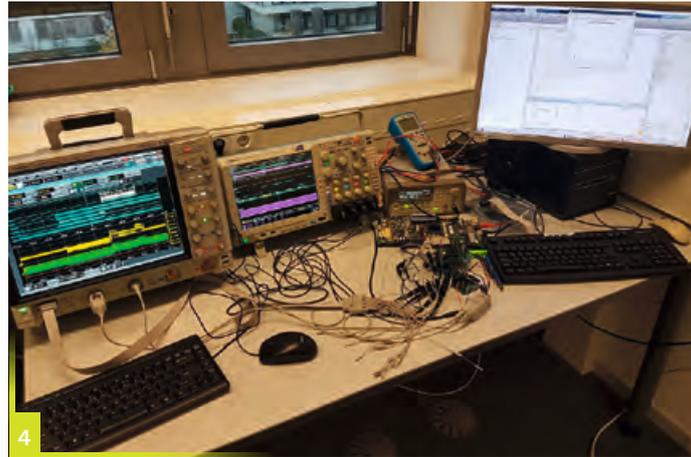
typische Hörsituationen nachgestellt. Dies ist in *Abbildung 3* gezeigt. Der gesamte Prozessor wird in diesem Fall mit Hilfe eines Rapid Prototyping Systems emuliert und mit einer eigenständig dafür ent-

trieb zu ermitteln, wird der Prozessor im Labor mit sehr genauen Strom- und Spannungsmessgeräten und Oszilloskopen verbunden. *Abbildung 4* zeigt den Messaufbau unter Laborbedingungen.

Abbildung 4

Laboraufbau zur Messung der Leistungsaufnahme des entwickelten Hörgeräteprozessors. Die Messgeräte sind mit vielen Kabeln mit dem auf dem Tisch liegenden Hörgeräteprozessor verbunden.

Fotos: Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS)



Mit diesem Aufbau werden die verschiedenen Hörgerätekonfigurationen hinsichtlich des Stromverbrauchs unter verschiedenen Bedingungen untersucht.

In der Fortsetzung des Exzellenzclusters *Hearing4all 2.0* werden auf Basis der Erkenntnisse und der Ergebnisse neue Architekturen für zukünftige Hörgeräte entwickelt. Ein Ziel ist die Erweiterung des

KAVUAKA Prozessors um einen Hardwarebeschleuniger. Dieser soll die Berechnung von aktuellen Algorithmen des maschinellen Lernens, insbesondere tiefe neuronale Netze (DNNs), beschleunigen.

Literatur

- [1] Gerlach, L.; Marquardt, D.; Payá Vayá, G.; Liu, S.; Weißbrich, M.; Doclo, S.; Blume, H. (2017): Analyzing the Trade-Off between Power Consumption and Beamforming Algorithm Performance using a Hearing Aid ASIP, Embedded Computer Systems: Architectures, Modeling, and Simulation (SAMOS)
- [2] Gerlach, L.; Payá-Vayá, G.; Blume, H. (2019): KAVUAKA: A Low Power Application Specific Hearing Aid Processor, 27th IFIP/IEEE International Conference on Very Large Scale Integration (VLSI-SoC 2019)



Prof. Dr.-Ing. Holger Blume

Jahrgang 1967, ist seit 2008 Professor für „Architekturen und Systeme“ und als geschäftsführender Leiter des Instituts für Mikroelektronische Systeme (IMS) tätig. Seine wesentlichen Forschungsinteressen liegen auf dem Gebiet der Algorithmen und heterogenen Architekturen zur digitalen Signalverarbeitung, der Entwurfsraum-Exploration für diese Architekturen sowie den dazu erforderlichen Modellierungstechniken. Kontakt: blume@ims.uni-hannover.de



apl. Prof. Dr.-Ing. Guillermo Payá Vayá

Jahrgang 1978, ist derzeit außerplanmäßiger Professor am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS). Seine Forschungsinteressen umfassen eingebettete Computer und das Architekturdesign von Signal- und Bildverarbeitungssystemen. Kontakt: guipava@ims.uni-hannover.de



Dipl.-Ing. Lukas Gerlach

Jahrgang 1988, ist derzeit wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS). Seine Forschungsschwerpunkte liegen im Bereich der Entwicklung von verlustleistungsarmen und applikationsspezifischen Architekturen für digitale Hörgeräte. Kontakt: gerlach@ims.uni-hannover.de



Kluge Köpfe

für Ihr Unternehmen!

Ihr Kontakt

Kerstin Grönemeyer

+49 511 762 14655

groenemeyer@

zqs.uni-hannover.de

Zentrales Stellenportal
der Leibniz Universität Hannover

stellenticket.uni-hannover.de

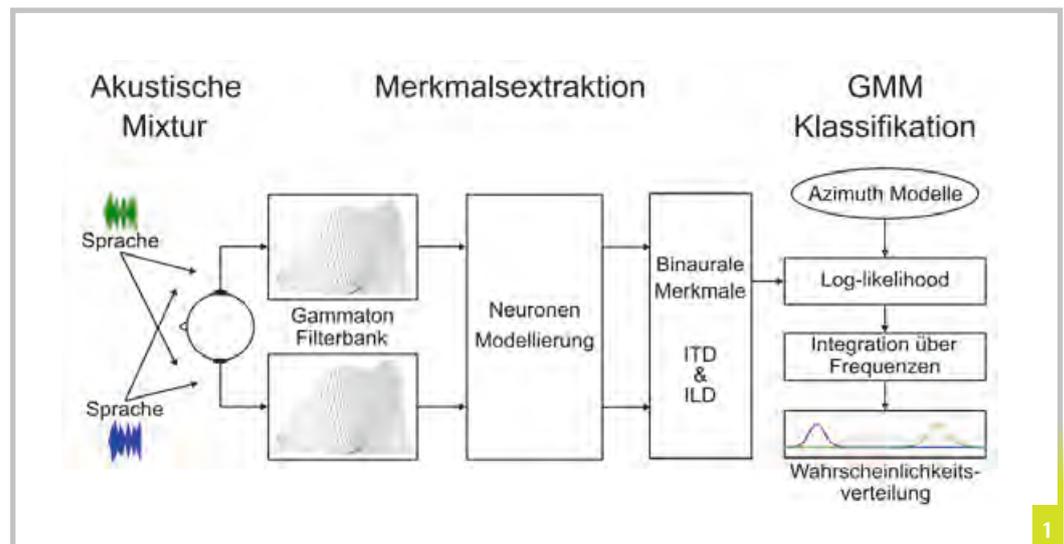


Sprecherlokalisierung in Hörgeräten

Wie Hörgeräte Stimmen im Raum orten können

Die präzise räumliche Lokalisation von Sprechern im Umfeld eines Hörgerätes ist eine sehr wichtige und sehr rechenintensive Aufgabe, die die Qualität von digitalen Hörhilfen signifikant steigern kann.

In diesem Beitrag wird die enge interdisziplinäre Zusammenarbeit zwischen den Entwicklern der Lokalisationsalgorithmen an der Universität Oldenburg und den Hardware-Ingenieuren der Leibniz Universität Hannover präsentiert.



Weltweit leiden derzeit rund 466 Millionen Menschen an einem Hörverlust. Nach Schätzungen wird die Zahl bis 2050 auf über 900 Millionen Menschen steigen, also jeder Zehnte einen Hörverlust haben. Durch einen Hörverlust wird nicht nur das Sprachverstehen beeinträchtigt, sondern auch die akustische Orientierung im Raum anhand von Geräuschquellen oder Warnsignalen (z.B. im Straßenverkehr). Dies bedeutet einen Verlust an Lebensqualität, da es schwieriger ist, an alltäglichen Unterhaltungen teilzunehmen. In lauten Umgebungen mit vielen Sprechern – genannt Cocktail Party Problem – ist es für Normalhörende bereits schwierig, einer einzelnen Unterhaltung zu folgen. Für Hörgeschädigte ist es ohne Hilfsmittel, wie Hörgeräte, unmöglich einzel-

ne Gesprächspartner zu verstehen.

Die bisher verfügbaren Hörgeräte können nur in festgelegten Richtungen eine Hervorhebung eines Sprechers bewirken, also beispielsweise direkt frontal. Auch die Unterdrückung von Störquellen wie Verkehrslärm ist aufgrund der unterschiedlichen Klangcharakteristik möglich. Ein Vergleich aus dem Alltag macht die Problematik deutlich: Auf einem großen Parkplatz ein rotes Auto unter hunderten silbernen, schwarzen, blauen und grünen Autos zu finden ist einfach. Wenn auf dem Parkplatz aber ausschließlich rote Autos stehen und man möchte ein bestimmtes Modell eines Herstellers finden, wird es schwierig. Ähnlich geht es uns, wenn wir in einer

großen Menschenansammlung einen Sprecher von einem anderen akustisch unterscheiden wollen. Hier kommt die Sprecherlokalisierung ins Spiel, die einen Hinweis geben kann, in welcher Richtung man suchen soll.

Im Vergleich zu einer Brille wird das Tragen eines Hörgerätes gesellschaftlich noch immer als Behinderung angesehen. Daher wollen viele Betroffene kein Hörgerät tragen, wenn es nach außen sichtbar ist oder häufig die Batterien gewechselt werden müssen. Um diese Einschränkungen zu minimieren, müssen alle Komponenten, insbesondere der Prozessor für die Audiosignalverarbeitung, sehr klein und leistungsfähig sein sowie eine geringe Energieaufnahme besitzen.

Abbildung 1
Blockdiagramm der Verarbeitungsschritte des verwendeten Lokalisationsalgorithmus

Was bedeutet Lokalisation?

Der Begriff Lokalisation bedeutet die Ortung eines Objektes, also in welcher Richtung – vom Hörgeräteträger aus gesehen – sich ein Geräusch oder ein Sprecher befindet.

Wie findet man ein Geräusch?

Um akustisch ein Geräusch zu lokalisieren, wird die Distanz zwischen linkem Ohr und der Geräuschquelle sowie zwischen dem rechten Ohr und der Geräuschquelle genutzt. Sobald sich die Geräuschquelle nicht genau frontal befindet, entsteht ein Zeitunterschied bei der Hörwahrnehmung, da der Schall mehr Zeit zum weiter entfernten Ohr benötigt. Zusätzlich zu diesem Unterschied der Ankunftszeit (engl. Interaural Time Difference – ITD) des Schalls hat auch der Kopf einen Einfluss. Gibt es keine direkte Sichtlinie zwischen der Schallquelle und einem Ohr, verringert sich die Lautstärke des Schalls (engl. Interaural Level Difference – ILD) für das durch den Kopf verdeckte Ohr.

Diese beiden Merkmale – also Lautstärke und Zeitunterschied des Schalls zwischen beiden Ohren – werden verwendet, um Geräusche zu lokalisieren. Für den Einsatz in Hörgeräten bedeutet das, dass diese Unterschiede entsprechend zwischen den Mikrofonen berechnet werden müssen.

Der Algorithmus

Vom Department für Medizinische Physik und Akustik der Universität Oldenburg wurde aus einer Vorarbeit (Referenz T. May) ein Lokalisationsalgorithmus zur Verfügung gestellt, der für Hörgeräte entwickelt wurde und speziell für Umgebungen mit Wiederhall von Geräuschen geeignet ist.

Der Algorithmus besteht aus vier großen Stufen (vgl. *Abbildung 1*). Basierend auf der Frequenzauflösung des menschlichen Ohres werden die Audiosignale beider Mikrofone zunächst jeweils in 32 Frequenzbänder zerlegt. Diese Zerlegung wird mit einer sogenannten Gammaton Filterbank erzeugt. Das Innenohr mit den enthaltenen Haarzellen und den pulsartigen Neuronensignalen wird durch eine Einfachgleichrichtung und Kompression durch eine Wurzelfunktion modelliert. Anschließend wird eine Korrelation je Frequenzband berechnet, um den Zeitunter-

aktiven Schallquellen sind die Zuordnung von Sprach- und Störquellen, sowie die Bestimmung der Anzahl. Dies ermöglicht die Erkennung von bestimmten Umgebungen wie den öffentlichen Straßenverkehr, eine Wohnumgebung, den Arbeitsplatz, ein Konzert usw. sowie eine selbstständige Anpassung der Hörgeräte an diese Umgebungen.

KAVUAKA – Der Forschungsprozessor für Hörgeräte

Für die Berechnung der Sprecherlokalisierung ist ein kleiner und energiesparender Prozes-

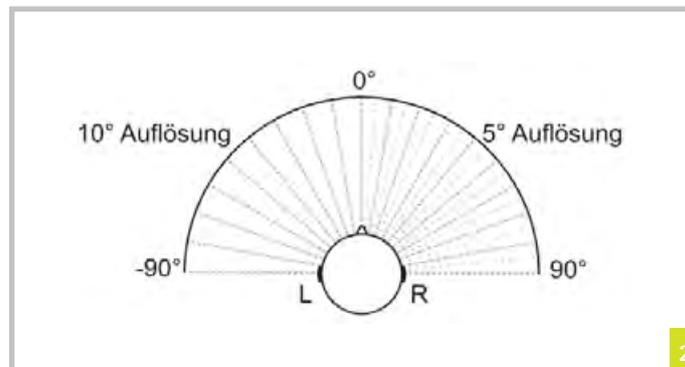


Abbildung 2
Unterschiedliche Winkelauflösungen zur Lokalisation von Sprechern, die zur Optimierung genutzt werden.

schied zwischen den beiden Mikrofonensignalen zu bestimmen und parallel das Verhältnis der Lautstärken beider Signale (ILD) berechnet.

Danach wird ein zweidimensionales Gauss'sches Mixturen Modell (Gaussian Mixture Model - GMM) verwendet, um eine Wahrscheinlichkeitsverteilung aktiver Schallquellen über einen Winkel von 180° (frontal vom linken zum rechten Ohr – siehe *Abbildung 2*) mit einer Auflösung von 5° zu bestimmen. Das GMM wurde in einem Raum mit verschiedenen Konstellationen von Sprach- und Störquellen trainiert. Auf Basis der Wahrscheinlichkeitsverteilung ist es nun möglich, Algorithmen im Hörgerät richtungsabhängig zu steuern. Weitere Schritte nach der Lokalisierung von

sor nötig. Am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS) wurde der Algorithmus auf dem Forschungsprozessor KAVUAKA abgebildet. Durch Anpassungen in der Struktur des Prozessors ist es möglich, die rechenintensiven Teile des Algorithmus ausreichend schnell für schritthaltende Verarbeitung auszuführen. Bei der Implementierung ist der Speicherverbrauch des Gauss'schen Mixturen Modells eine wesentliche Herausforderung. Das vortrainierte Modell hat bei seiner Ausgangsgröße 5 2D-Gauss Parameter bei 15 Mixturkomponenten, 37 Winkelklassen und 32 Frequenzbändern. Dies ergibt $5 \cdot 15 \cdot 37 \cdot 32 = 88.800$ Parameter, die konstant im Speicher für die Erzeugung der Wahrscheinlichkeitsverteilung vorliegen müssen. Da diese mit

einer Genauigkeit von 32 Bit gespeichert werden, kann die Anzahl der notwendigen Speicherplätze in einem 64 Bit Speicher durch Kombination zweier 32 Bit Parameter in einem 64 Bit Speicherplatz halbiert werden. Es werden dann entsprechen 44.400 Speicherplätze benötigt. Das bedeutet, dass dieser Algorithmus in seiner ursprünglichen Version ohne Optimierungen nicht für den Hörgeräteprozessor

Symmetrien im zweidimensionalen Gauss'sches Mixturen Modell (GMM) identifiziert werden, welche auf der Anordnung der Mikrofone am Kopf basieren und sich dazu eignen, den Speicherbedarf des Modells zu reduzieren. Dazu gehört die links-rechts Symmetrie. Das bedeutet, dass für alle Winkel 90° von vorn bis zum linken Ohr ähnliche Parameter zu speichern sind, wie für die Winkel von vorn

quenzen weniger Mixturen benötigt werden, um eine ausreichende Genauigkeit zu erhalten. Durch eine logarithmisch verteilte Anzahl an Mixturen über die Frequenzen bleiben 16.330 Speicherplätze. In Kombination mit der Winkel- und Frequenzreduktion bleiben entsprechend 4.048 Speicherplätze. Es wurde also eine Reduktion des erforderlichen Speicherplatzes um etwa den Faktor 11 erzielt.

Abbildung 3
Der Speicherbedarf des Lokalisationsalgorithmus wird in mehreren Schritten reduziert.



KAVUAKA mit 4096 64 Bit Speicherplätzen geeignet ist.

Für weitere Informationen zur Optimierung eines Prozessors für Hörgeräteanwendungen bietet der Artikel Chip Design für digitale Hörhilfen (Seitenverweis) eine detaillierte Beschreibung.

Eine wesentliche Herausforderung bestand (was typisch ist für die Wechselwirkung zwischen Algorithmen und Architekturen) darin, diesen komplexen und Speicherintensiven Sprecher-Lokalisations-Algorithmus so zu optimieren, dass er auf dem Hörgeräte-Prozessor implementiert werden kann.

Reduktion des Speicherbedarfs

In Zusammenarbeit mit dem Department für Medizinische Physik und Akustik konnten

bis zum rechten Ohr. Somit muss nur eine Hälfte der Parameter wirklich gespeichert werden, während sich der Rest berechnen lässt. Ebenfalls berechnen lassen sich die 5° Winkelschritte auf Basis ihrer beiden Nachbarparameter. Somit ist es also ausreichend, die Parameter mit einer Winkelauflösung von 10° zu speichern. Zuletzt hat sich herausgestellt, dass auch die Parameter über die 32 Frequenzbänder eine lineare Abhängigkeit besitzen. Somit reicht es auch hier aus, nur die Hälfte der Parameter zu speichern und die fehlenden Parameter als Linearkombination zu berechnen. Es bleiben also nach diesen Optimierungen $5 \cdot 15 \cdot 19 \cdot 16 = 22.800$ Parameter, entsprechend 11.400 Speicherplätze. Übrig bleibt, die 15 Mixturen je Winkel und Frequenz zu reduzieren. Dazu wird die Annahme verwendet, dass für niedrige Fre-

Alle Kombinationen und die dafür notwendige Anzahl an Speicherplätzen sind in *Abbildung 3* dargestellt. Nach diesen Reduktionen ist es möglich, auch bei geringem Speicherbedarf, aber gesteigertem Rechenbedarf, die Lokalisation durchzuführen.

Diese Arbeiten zeigen, dass in enger Wechselwirkung zwischen Algorithmikern und Hardware-Architekten Lösungen erarbeitet werden können, um komplexe leistungsfähige Algorithmen, die zu Beginn auf einer Hardware-Architektur nicht implementierbar sind, unter einem moderaten Qualitätsverlust dann doch zu realisieren.

Der berechneten Wahrscheinlichkeitsverteilung aktiver Schallquellen können nun weitere Analysen folgen. Dazu zählt die Unterscheidung von Sprach- und Stör-

quellen. Dadurch ist es möglich, die Umgebung zu klassifizieren – also zum Beispiel Verkehr, Zuhause, Konzert. Eine optimierte, effiziente Sprecherlokalisierung wird wesentlicher Bestandteil zukünftiger Hörgerätegenerationen sein.

Literatur

- [1] T. May, S. van de Par, and A. Kohlrausch. "A Probabilistic Model for Robust Localization; Based on a Binaural Auditory Front-End". *IEEE Trans. on Audio, Speech, and Language Processing*, vol. 19, no. 1, pp. 1–13, 2011. ISSN 1558-7916. Doi: 10.1109/TASL.2010.2042128.
- [2] Seifert, C.; Thiemann, J.; Gerlach, L.; Volkmar, T.; Payá-Vayá, G.; Blume, H.; van de Par, S. (2017): Real-Time Implementation of a GMM-Based Binaural Localization Algorithm on a VLIW-SIMD Processor, *International Conference on Multimedia and Expo (ICME) 2017, IEEE*. Doi: 10.1109/ICME.2017.8019478
- [3] <https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/deafness-and-hearing-loss>



Prof. Dr.-Ing. Holger Blume

Jahrgang 1967, ist seit 2008 als Professor für „Architekturen und Systeme“ und als geschäftsführender Leiter des Instituts für Mikroelektronische Systeme (IMS) tätig. Seine wesentlichen Forschungsinteressen liegen auf dem Gebiet der Algorithmen und heterogenen Architekturen zur digitalen Signalverarbeitung, der Entwurfsraum-Exploration für diese Architekturen sowie den dazu erforderlichen Modellierungstechniken. Kontakt: blume@ims.uni-hannover.de



Prof. Dr. Steven van de Par

Jahrgang 1966, ist seit 2010 Professor und Leiter der Abteilung Akustik am Department für Medizinische Physik und Akustik der Carl von Ossietzky University Oldenburg. Seine Forschungsinteressen liegen im Bereich der grundlegenden und angewandten Psychoakustik, dem Machine Listening und der technischen Akustik. Kontakt: steven.van.de.par@uni-oldenburg.de



Dr. Joachim Thiemann

Jahrgang 1973, ist seit 2018 angestellt beim European Research Center von Advanced Bionics in Hannover. Seine Forschungsinteressen liegen im Bereich von Machine Learning für Audio- und Biosignalverarbeitung, insbesondere Störgeräuschunterdrückung und Quellenlokalisierung. Kontakt: joachim.thiemann@advancedbionics.com



Christopher Seifert, M. Sc.

Jahrgang 1985, ist wissenschaftlicher Mitarbeiter und Doktorand am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS). Seine wesentlichen Forschungsinteressen sind die Optimierung von Prozessorarchitekturen und die effiziente Implementierung von Audiosignalverarbeitungs-algorithmen zur Sprecherlokalisierung im Bereich Hörgerätesysteme. Kontakt: seifert@ims.uni-hannover.de

Hören durch Licht!

Zur Weiterentwicklung von Implantaten durch Photonik

Licht ist für uns Menschen ein wesentlicher Bestandteil des täglichen Lebens. Schließlich basiert einer der wichtigsten unserer Sinne auf der Wahrnehmung von Licht: das Sehen. Wie aber muss man sich ein Hören mit Licht vorstellen?

Am Institut für Quantenoptik, Standort NIFE (Niedersächsische Zentrum für Biomedizintechnik, Implantatforschung und Entwicklung), erforscht das Team um Alexander Heisterkamp die möglichen Einsatzgebiete der Photonik in der Hörforschung.

Licht in Bildgebung und Diagnostik

Die Vorteile des Lichts im Bereich der Bildgebung und Diagnostik liegen auf der Hand, heißt es doch umgangssprachlich „Das muss man mit eigenen Augen gesehen haben“ (im Englischen: „Seeing is believing“). Die Darstellung von Abläufen oder Zuständen in Form eines Bildes oder einer mikroskopischen Aufnahme trägt ungemein zum Verständnis und zur Bewertung von Abläufen in der Natur oder im Rahmen von Erkrankungen bei. Um die Abläufe des Lebens auf mikroskopischer Ebene studieren zu können, haben sich insbesondere seit Erfindung des Lasers im vergangenen Jahrhundert hochspezialisierte Mikroskopieverfahren entwickelt, die es erlauben, verschiedenste Bausteine des Lebens zu beobachten und somit mögliche Erkrankungen oder Erscheinungen zu bewerten oder verstehen zu können.

Um diese im Rahmen der Hörforschung zu beobachten, müssen insbesondere verknöcherte Strukturen wie die Hörschnecke (fachsprachlich: Cochlea) oder Gehörknöchelchen untersucht werden. Im Gegensatz zu einzelnen Zellen oder dünnen Gewebeschnitten sind diese Strukturen komplex aufgebaut und müssen im Idealfall in 3D beziehungsweise als Volumenscan aufgenommen werden. Zusätzlich er-

schwerend sind diese Strukturen für sichtbares Licht intransparent und stark streuend: Ein Knochen erscheint uns weiß, alle Farben beziehungsweise die Wellenlängen des Lichts können nicht tief eindringen und werden diffus zurückgestreut. Nicht gestreute Verfahren wie Ultraschall oder Röntgentomographen besitzen nicht die erforderliche Auflösung, um diese sehr feinen Strukturen sichtbar zu machen. Ein Großteil der Arbeit auf dem Gebiet der Photonik in der ersten Phase des Exzellenzclusters **Hearing for all** lag in der Erforschung der Möglichkeiten zur Abbildung dieser Proben. Insbesondere lassen sich knöcherne Gewebeproben optisch aufklären (*Abbildung 1*). Dazu wird die Probe in verschiedene chemische Lösungen eingelegt, die der Probe Wasser entziehen und diese dekalzifizieren, ohne zu Schrumpfungen oder Artefakten zu führen und insbesondere dabei die optischen Unterschiede im Brechungsindex anpassen. Die Lichtstreuung im Gewebe kann dadurch erheblich reduziert werden, die Probe wird transparent und kann für hochauflösende tomographische Verfahren genutzt werden, siehe *Abbildung 1*. Im Rahmen dieser Verfahren wird die Probe in einer Art optischen Computertomographen vermessen, ganz ähnlich zu den klinisch stark genutzten Röntgentomographen. Aufgrund der kleinen Probendimensionen kann die Probe

selbst gedreht werden und verschiedene Signale wie Fluoreszenzlicht, absorbierte und transmittierte Laserleistung lassen sich messen und über computer-gestützte Verfahren für eine 3D Bildgebung nutzen, siehe *Abbildung 2*. Die gemeinsam mit dem Laser Zentrum Hannover entwickelte Methode nennt sich Scanning Laser Optical Tomography, kurz SLOT, und konnte erfolgreich patentiert und an eine Mikroskopie Firma auslizenzieren werden. Über dieses Verfahren lassen sich nun wichtige anatomische Daten, beispielsweise zur Krümmung der Hörschnecke im Hinblick auf einen möglichen Einsatz von sogenannten Cochlea-Implantaten gewinnen oder die Verteilung und Anordnung der für die Reizleitung verantwortlichen Nervenzellen in verschiedenen Krankheitsmodellen erkennen, siehe *Abbildung 3*. Gegenwärtig wird an der Kombination dieser Verfahren mit weiteren photonischen Verfahren wie der nicht-linearen oder spektroskopischen Bildgebung gearbeitet.

Licht zur Stimulation des Innenohrs

Neben der reinen Bildgebung und Diagnostik lässt sich Licht jedoch auch für weitere Anwendungen in der Hörforschung nutzen. Innerhalb der zweiten Förderperiode des Exzellenzcluster **Hearing for all** sollen gemeinsam mit der Kli-

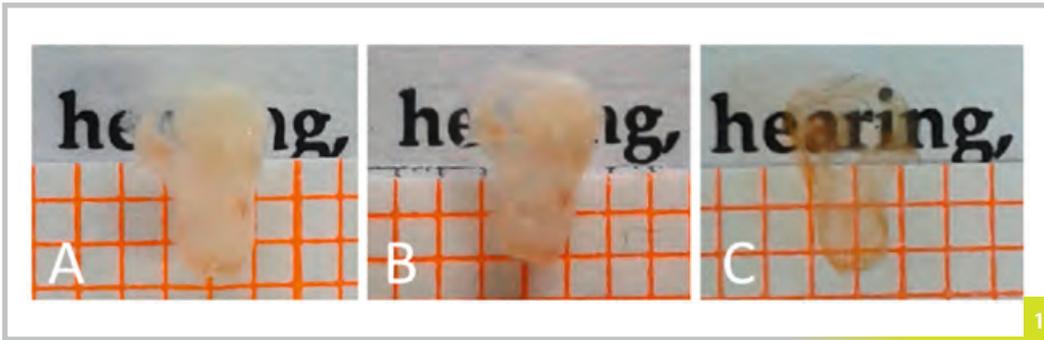


Abbildung 1
Explantierte Cochlea einer Maus. Im ersten Schritt (A) wird die Hörschnecke dekalzifiziert, die hohe Streuung zeigt sich an der weißlichen Verfärbung. Nach Entzug des Wassers (B) ist die Probe noch immer intransparent. Erst mit Hinzufügen von MSBB (Methylsalicylat und Benzylbenzoat) wird die Probe nahezu transparent, da die Brechungsindexvariation innerhalb der Probe ausgeglichen werden. (1 Kästchen im Hintergrund entspricht einem Millimeter).

Quelle: Promotion Lena Nolte 2019, Leibniz Universität Hannover, Fakultät für Mathematik und Physik

nik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde von Professor Lenarz an der Medizinischen Hochschule Hannover Methoden entwickelt werden, die den Laser zur Stimulation eines Höreindrucks in teil-erlaubten oder gänzlich tauben Patienten nutzen. Um diesen Personen wieder die Wahrnehmung von akustischen Signalen zu ermöglichen, können elektrisch stimulierende Implantate in die Cochlea eingefügt werden, sogenannte Cochlea Implantate (CI). Dabei wird der Umstand genutzt, dass in bestimmten Ertaubungen die zum Hören nötigen Sinneszellen nicht funktionsfähig oder nicht vorhanden sind, jedoch die entsprechenden Nerven, die die Signale dieser Zellen weiterleiten sollten, intakt bleiben. In gegenwärtig implantierten CIs, welche die erfolgreichsten Neuroprothesen in der Medizin darstellen, werden dazu elektrische Felder innerhalb der Cochlea appliziert, um die vorhandenen Nerven in einer bestimmten Höhe der Cochlea anzuregen. Je nach Höhe der

erfolgten Anregung innerhalb der Hörschnecke empfindet der Patient einen bestimmten Hörreiz von entsprechender Tonhöhe, vergleichbar zu der

be besitzen, ist die Anzahl der Elektroden und der so stimulierbaren Töne stark eingeschränkt, mehr als ein rudimentäres Hören ist nicht mög-

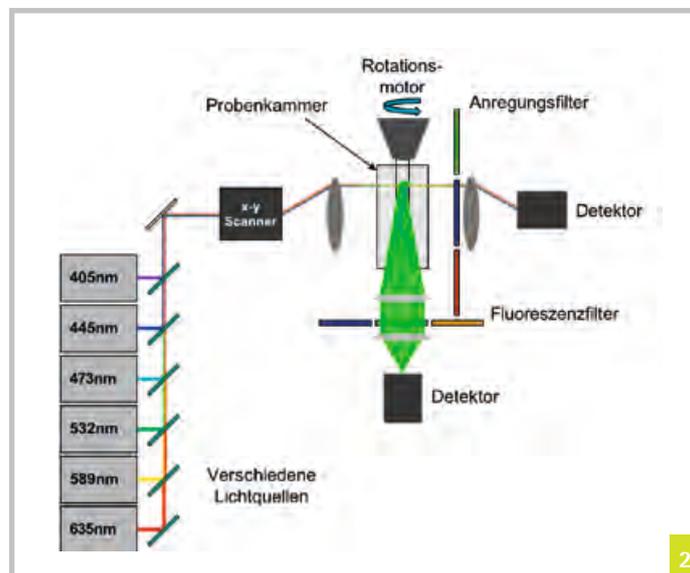


Abbildung 2
Aufbau der Laser-scannenden optischen Tomographie: Laserstrahlen werden über einen Scanner durch die Probe geführt und können in Transmission und senkrecht detektiert werden. Entsprechende Filter erlauben die Nutzung von verschiedenen Kontrastmodalitäten. Die Probe ist auf einem Rotationstisch gelagert und kann so in 3D abgerastert werden.

Höhe eines angeschlagenen Tons, der von der Position der Taste auf der Klaviatur eines Klaviers abhängt. Da elektrische Felder eine gute Ausbreitung in menschlichem Gewe-

lich, an beispielsweise den Genuss von Musik ist nicht zu denken, übertragen auf die Klaviatur versucht man mit Fausthandschuhen auf dem Klavier zu spielen.

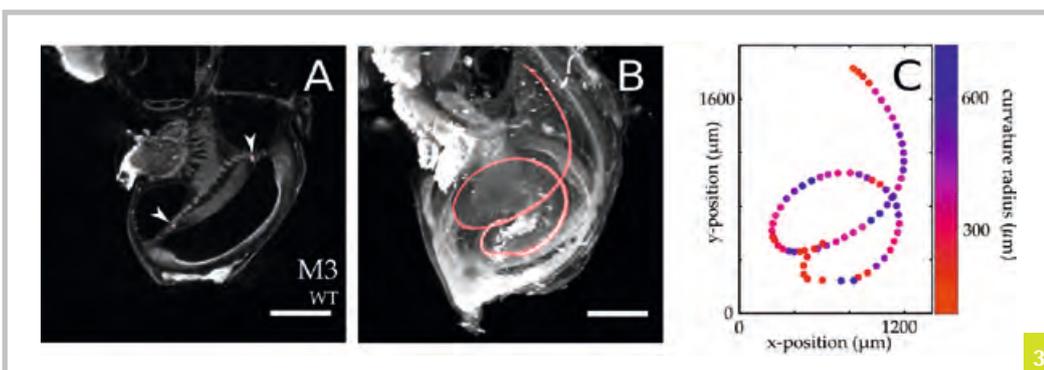
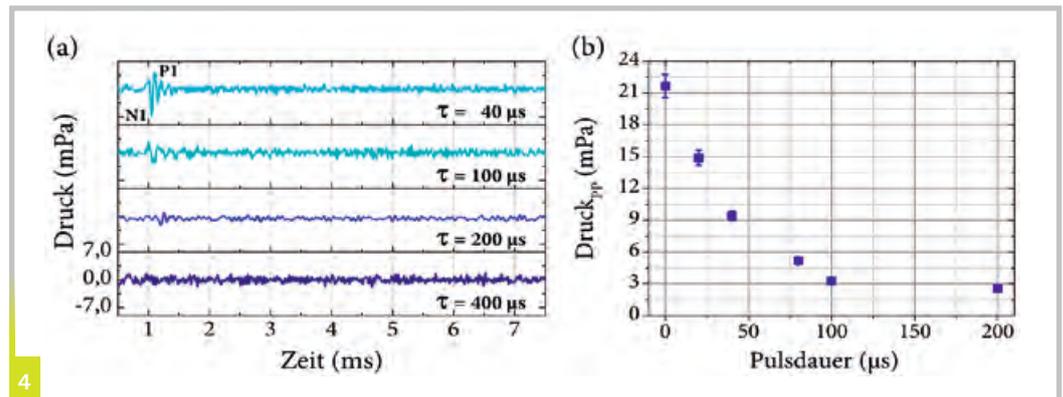


Abbildung 3
Darstellung von einer extrahierten Hörschnecke (Maus). Die Nervenzellen (Neurofilamente) sind fluoreszenzmarkiert. Ihre Lage kann in 3D erfasst und die entsprechende Krümmung extrahiert werden und beispielsweise gegenüber bestimmten Krankheitsbildern (Bilder C, D), sogenannte Knock-out Maus (Can1.3 -/-), verglichen werden. Quelle: Promotion Lena Nolte 2019, Leibniz Universität Hannover, Fakultät für Mathematik und Physik

Abbildung 4
Über Laserstrahlung induzierte Druckamplitude am Ende einer optischen Glasfaser im Wasser bei verschiedenen eingestrahlenen Laserpulsdauern im Mikrosekundenbereich. Für Pulsdauer unter $40\mu\text{s}$ (siehe (b)) lassen sich Drucktransienten erzeugen, die mit über 10mPa für eine Innenohrstimulation ausreichen.

Quelle: Promotion Nicole Kallweit 2017, Leibniz Universität Hannover, Fakultät für Maschinenbau



In Hybrid-Implantaten wird eine Resthörfähigkeit ausgenutzt, die das Hör- und insbesondere Sprachverständnis von Patienten erhöhen kann, indem zusätzliche akustische Reize in die Cochlea eingestrahlt werden. Diese üblicherweise niederfrequenten Reize lassen sich jedoch nur schwer kompakt und störungsfrei im Innenohr erzeugen. Hier soll nah-infrarote Laserstrahlung über miniaturisierte Fasern innerhalb der Cochlea genutzt werden, um die entsprechenden akustischen Signale zu generieren, so genannte optoakustische Transienten: Eine kurzzeitige Aufheizung der Flüssigkeit in der Cochlea (Perilymphe) führt innerhalb von einigen 10 Mikrosekunden ($0,00001\text{s}$) zur Ausdehnung der Flüssigkeit und der Erzeugung einer Druckwelle, siehe *Abbildung 4*. Bei Einstrahlung genügend kurzer Laserpulse mit entsprechender Laserleistung können

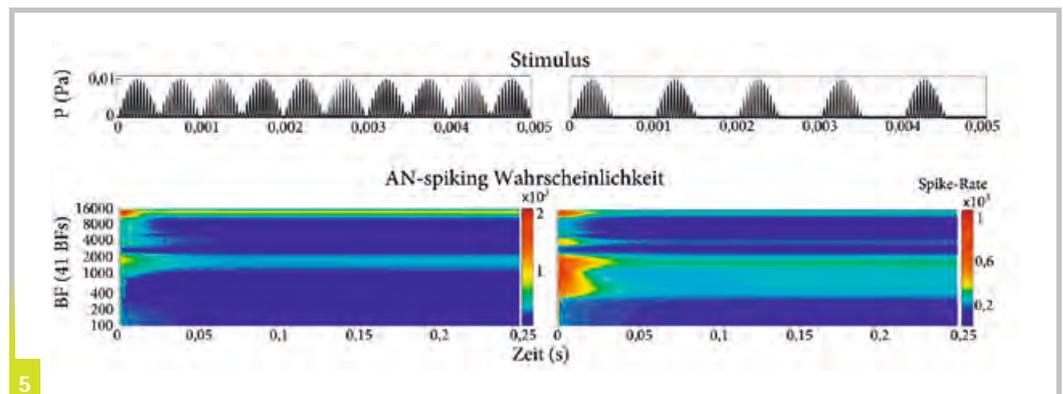
Druckwellen erreicht werden, die mit 10mPa eine ausreichende Druckamplitude aufweisen, um die verbliebenden Sinneszellen im Gehör zu stimulieren. Durch Modulation dieser Pulse bzw. durch Einstrahlen entsprechender Pulsbursts (Pulsfolge-Sequenzen) sollten sich gezielt einzelne Zellen selektiv anregen lassen, wie ausführliche Computersimulation des Gehörs zeigen (siehe *Abbildung 5*). Gegenwärtig werden entsprechend klinisch einsetzbare Systeme in enger Kooperation mit der AG Lenarz entwickelt, um sie an Patienten mit Resthörfähigkeit einsetzen zu können.

Weitere Möglichkeiten

Um auch komplett ertaubten Menschen einen verbesserten Höreindruck zu verschaffen, werden gänzlich auf Photonik basierende Implantate von verschiedenen Arbeitsgruppen weltweit, wie auch im Exzel-

lenzcluster Hearing for all, erforscht. Durch Einbringen molekularer Schalter in Nervenzellen können diese direkt mittels Laserlicht stimuliert werden und somit wesentlich präziser als über elektrische Felder adressiert werden. Das Gebiet der sogenannten Optogenetik kombiniert die Fortschritte der molekularen Biologie und Gentechnik mit denen der Photonik. Ähnlich wie im Auge lassen sich so im auditorischen Bereich Höreindrücke über Licht an das Gehirn senden. Perspektivisch erlaubt diese Methode sogar die Steuerung weiterer zellulärer Funktionen im auditorischen Bereich, wie zum Beispiel die Ausschüttung bestimmter Neuroprotektiva oder anti-inflammatorischer Stoffe, wie sie gegenwärtig in weiteren AGs der Leibniz Universität Hannover (Prof. Blume am TCI) und MHH (Prof. Warnecke der HNO) mit Unterstützung der AG Heisterkamp untersucht werden.

Abbildung 5
Computermodell der auditorischen Wahrnehmung von laser-generierten Laserpulsen, die entsprechend moduliert wurden, dass sich eine selektive Frequenzstimulation im auditorischen Nervensystem (AN) einstellt. Durch Applikation von bestimmten Pulsfolgen (oben) kann eine selektive Anregung im Bereich von ca. 1 kHz erreicht werden. Quelle: Promotion Nicole Kallweit 2017, Leibniz Universität Hannover, Fakultät für Maschinenbau





Die AG Biophotonik

In der Arbeitsgruppe Biophotonik von **Prof. Dr. Alexander Heisterkamp** (dritter von links) arbeiten etwa 10 Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler in der Grundlagen und Anwendungsforschung in einem interdisziplinären Querschnittsfeld aus Physik, Biologie, Medizin und Ingenieurwissenschaften. Neben dem grundlegenden Verständnis der Interaktion von Licht, zum Beispiel in Form von Laserstrahlung, und biologischem Gewebe oder Zellen, nutzt die Gruppe optische Technologien zur gezielten Bildgebung oder Manipulation von biologischem Gewebe in Medizin und Biologie, oftmals in enger Kooperation mit der Medizin oder Biologie. Kontakt: heisterkamp@iqo.uni-hannover.de, www.biophotonics.uni-hannover.de



Dr. Dag Heinemann

Jahrgang 1984, hat 2013 am Laser Zentrum Hannover und der Hannover Biomedical Research School der MHH promoviert und leitet am Standort NIFE die Arbeitsgruppe Biophotonik des Laser Zentrums Hannover e.V., die ein Kooperationsprojekt mit der AG Heisterkamp im Rahmen von Hearing for all durchführt. Insbesondere die Arbeit an einzelnen Zellen und die Nutzung optischer Verfahren in den Life Sciences sind Schwerpunkte seiner Forschung. Kontakt: d.heinemann@lzh.de



Dr. Tammo Ripken

Jahrgang 1974, hat 2006 in Physik zur Anwendung von Laserchirurgie am Auge promoviert und ist seit 2011 Leiter der Abteilung Industrielle und Biomedizinische Optik am Laser Zentrum Hannover e.V.. Er beschäftigt sich mit vielfältigen Laser- und Geräteentwicklungen auf dem Gebiet der Lasermedizin, auch im Rahmen von gemeinsam eingeworbenen Drittmittelprojekten mit der AG Heisterkamp und anderen Lehrstühlen der Leibniz Universität Hannover. Kontakt: t.ripken@lzh.de

H HAHNE HOLDING  hahneholdingjobs

Teamplayer?

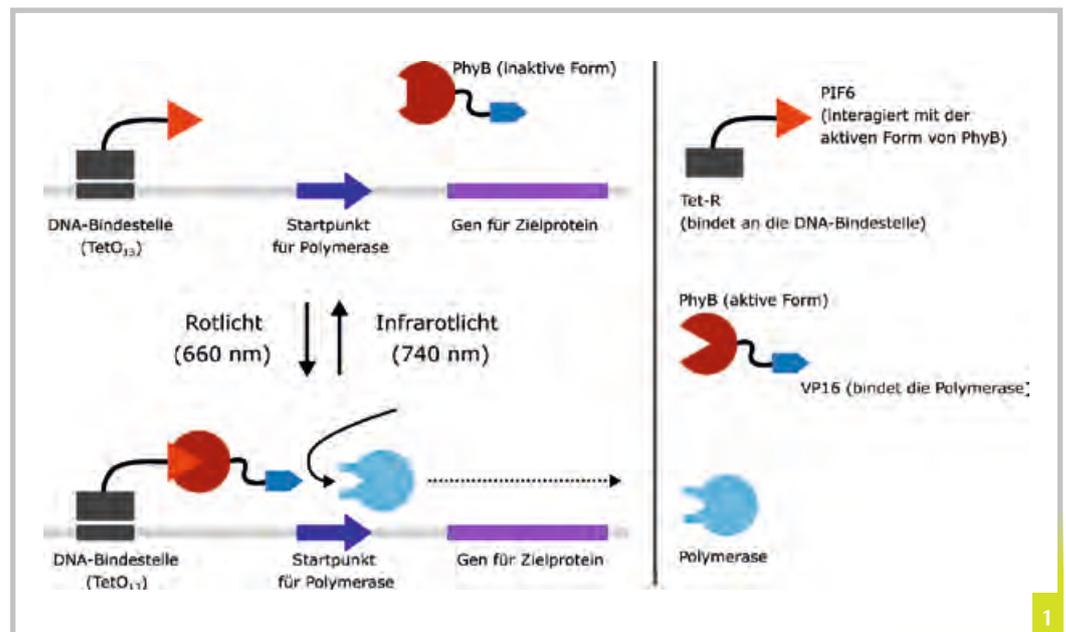
Entdecke jetzt unser Angebot für Werkstudenten, Praktikanten und Minijobber auf: www.hahne-holding.de/jobs
Wir freuen uns auf Deine Bewerbung!

Heilen durch Licht

Der Einsatz optogenetischer Proteinexpression bei Cochlea-Implantaten

Cochlea-Implantate (CI) werden bei Menschen, die kaum oder gar nicht mehr hören können, in die Hörschnecke eingesetzt. Die anschließende Heilung ist entscheidend für den Erfolg der Operation.

Das Institut für Technische Chemie (TCI) erforscht im Rahmen des Exzellenzclusters „Hearing4all“ wie die Einheilung von Cochlea-Implantaten mittels lichtgesteuerter Modulation zellulärer Funktionen verbessert werden kann.



Ein Hörverlust kann unterschiedliche Ursachen haben. Viele davon sind angeboren, andere werden im Laufe des Lebens erworben. Immer kommt es zum Funktionsverlust der Haarsinneszellen in der Hörschnecke (Cochlea). Diese Haarsinneszellen wandeln den Schall in elektrische Signale um, die dann von den Nervenzellen ins Gehirn geleitet und dort zu einem Hörsinnesindruck verarbeitet werden. Dabei sind die Haarzellen sehr empfindlich und über ein weites Frequenzspektrum ansprechbar. Schädigende Faktoren während des Lebens können zum Beispiel chronische Lärmbelastungen, Infektionen oder durchblutungsbedingte Schädigungen sein. Auch ver-

schiedene Medikamente können unter Umständen zum Absterben der Haarzellen führen (ototoxische Wirkstoffe). Ein Verlust der Haarsinneszellen ist permanent, da die Haarzellen nicht nachwachsen. Wenn die Leistung der Haarzellen nicht mehr für eine adäquate Stimulation des Hörnervs ausreicht, können Hörhilfen diese Lücke schließen. Bei starkem oder vollständigem Hörverlust bleibt als Ultima Ratio das Einsetzen eines Cochlea-Implantats in die Hörschnecke. Dann übernimmt das Implantat die Funktion der Haarzellen, also die Umwandlung von Schall in entsprechende elektrische Signale, diese werden über filigrane Elektroden an den Hörnerv in

der Cochlea weitergegeben und ermöglichen so ein Hören.

Das Einsetzen eines Cochlea-Implantats ist ein operativer Eingriff, bei dem ein Elektrodenbündel in die Hörschnecke eingeführt wird und Operationswunden entstehen. Auch das innere Gewebe der Cochlea wird beschädigt und muss verheilen. Besonders wichtig für die langanhaltende gute Funktion des Cochlea-Implantats ist die Heilung der Nerven im Bereich des Cochlea-Implantats, da diese die Signale aufnehmen und weiterleiten müssen. Hier werden im Rahmen von „Hearing-4All“ am Institut für Technische Chemie verschiedene Strategien auf Basis der Opto-

genetik für die verbesserte Einheilung der Cochlea-Implantate erforscht.

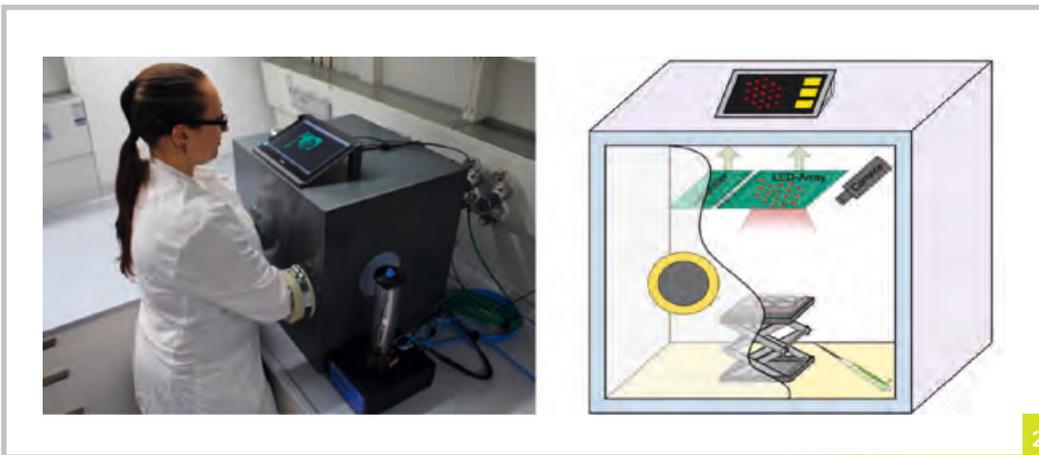
Die Optogenetik setzt Licht zur Modulation von zellulären Funktionen ein und lässt sich in zwei große Teilbereiche aufteilen. Zum einen wird eine Änderung des Membranpotenzials der Zellen durch Lichteinfluss angestrebt. Dies geschieht durch spezielle Proteine, die in der Zellmembran sitzen, sogenannte Kanalrhodopsine. Diese Kanalrhodopsine stammen meist aus speziellen Einzellern und verbinden das Äußere und das Innere ihrer Zelle durch eine

tragen. Dadurch können auch diese Proteine lichtabhängig zueinander in räumliche Nähe gebracht und zu einem funktionalen Komplex zusammengelagert werden. Dabei sind sowohl die lichtabhängigen Proteine als auch die Proteine, die „huckepack“ getragen werden, wie verschiedene Bausteine wechselbar.

Im Institut für Technische Chemie beschäftigt sich ein Teil des AK (Arbeitskreises) Blume (Prof. Dr. med. Cornelia Blume, Dr. Martin Witt, Nina Wichert, M. Sc. und Sina Christophers, M. Sc.) im Rahmen des Exzellenzclusters

Abbildung 1

(modifiziert nach [1], Müller et al, Nucl. Acid Res. 2013). Gezeigt wird exemplarisch das Funktionsprinzip eines optogenetischen Systems zur Steuerung der Proteinproduktion. Das Prinzip der optogenetischen Aktivierung stammt aus der Welt der Pflanzen, die für ihr Überleben auf die Sonne angewiesen sind und daher vielfältige licht-sensitive molekulare Schalter entwickelt haben. Mittlerweile gibt es synthetisch hergestellte optogenetische „Schalter“, die auch in humanen Zellen genutzt werden können. Das Fusionsprotein aus Tet R und PIF6 bindet an die TetO₁₃ Sequenz der DNA, ist aber zunächst nicht in der Lage mit der inaktiven Form des PhyB zu interagieren (oben). Unter Einfluss von Rotlicht der Wellenlänge 660 nm ermöglicht eine Konformationsänderung der Bindungspartner das Zusammensetzen eines Transkriptionsfaktorkomplexes (unten). Dadurch wird die Polymerase aktiviert und beginnt mit der Expression des Zielgens. Durch Bestrahlung mit Infrarotlicht (740 nm) lässt sich eine erneute Konformationsänderung herbeiführen, sodass der Transkriptionsfaktorkomplex wieder zerfällt. Die AG Blume befasst sich mit der Optimierung dieses von einer Freiburger Forschergruppe entwickelten Tools für humane Zellsysteme.



2

Pore, die sich öffnet, sobald Licht der entsprechenden Wellenlänge auf diese Kanalrhodopsine trifft. Anschließend kommt es durch die offene Pore zu einer freien Migration diverser Ionen und damit zu einer Änderung des elektrischen Potenzials an der Membran. So können Neuronen statt mit Strom zusätzlich mit Licht erregt werden.

Der zweite Teilbereich der Optogenetik nutzt Licht, um andere zelluläre Funktionen zu steuern. Zentrales Element dieser Systeme sind Proteine, die sich lichtabhängig zusammenlagern. Diese Proteine stammen häufig aus Pflanzen und können andere Proteine oder Proteinteile „huckepack“

„Hearing4all“ mit der lichtgesteuerten Produktion spezieller Proteine in Zellen. Dazu wird die lichtabhängige Interaktion verschiedener Proteinpaaare zum Beispiel PhyB und PIF6 oder Cry2 und CIB aus dem Acker-Schmalwand (*Arabidopsis thaliana*) genutzt, um via Geninduktion mit nachfolgender Proteinbiosynthese in humanen Zellen den Zeitpunkt und die Stärke der Zielproteinproduktion zu bestimmen. Dabei trägt der eine Partner des lichtabhängigen Paares ein Protein, das an eine spezielle DNA-Sequenz bindet (hier Tet-R an TetO₁₃), und der andere Partner ein Protein, das in der Lage ist, durch die Bindung einer Polymerase die Produktion des Zielproteins

Abbildung 2

Beleuchtungsbox für optogenetische Zellkultur: Nina Wichert M. Sc. beim Arbeiten in der LED-basierten Beleuchtungsbox. Diese ermöglicht eine gezielte Bestrahlung der optogenetisch veränderten humanen Zellen mit Licht spezifischer Wellenlängen und verhindert eine Selbstaktivierung der Zellen durch Umgebungslicht. Während die Arme über Armschlitz mit Ärmelhalter in die Box eingeführt werden, wird das Handling der Zellen in der sonst dunklen Box über ein Tablet mit Kamera beobachtet. Die Zellen sind auf einem höhenverstellbaren Zellkulturgefäßhalter und in einer erwärmten und mit CO₂ und Wasserdampf equilibrierten Halterkammer (ibidi GmbH, Gräfelfind, Deutschland) positioniert.

zu vermitteln (hier VP16, vergleiche Abbildung 1).

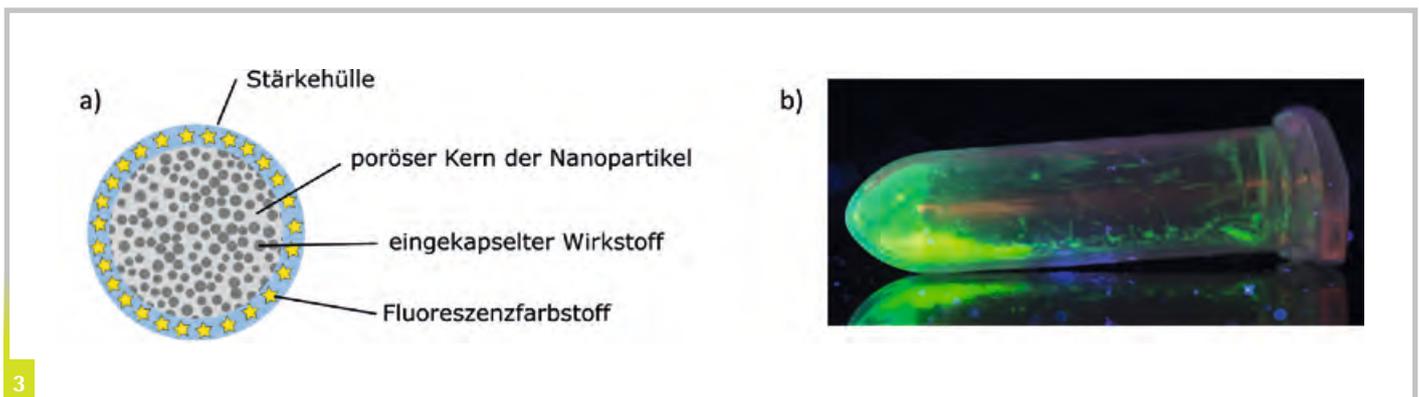
Die Hauptvorteile von optogenetischen Systemen im Vergleich zu herkömmlichen Verfahren zur Steuerung der Proteinproduktion sind eine wesentlich verbesserte räum-

liche und zeitliche Auflösung im Mikromilieu zum Beispiel von neuronalem Gewebe. So können Aktivierung und Deaktivierung, je nach verwendeten lichtabhängigen Proteinen, im Sekunden- bis Minutenbereich durchgeführt werden und der Einsatz von fokussiertem Licht ermöglicht eine starke Eingrenzung des räumlichen Bereichs, zum Beispiel im Innenohr eines Kindes.

Beispiel Lipofektion), andererseits über ein lentivirales System. Die Herausforderung beim Gentransfer zum Beispiel in undifferenzierte humane Stammzellen aus dem menschlichen Fettgewebe (so genannte Ad-hMSCs) besteht darin, dass neben dem optogenetischen Schalter auch das Zielgen in einem bestimmten stöchiometrischen Verhältnis eingebracht werden muss. Dies kann via Co-Transfektion

Hülle versehen, die für diese Wirkstoffe zunächst undurchdringlich ist (Abbildung 3). Die Zellen werden dann so programmiert, dass sie nach Lichtbestrahlung ein Enzym für den Abbau der Partikelhülle produzieren, so werden die Wirkstoffe zeitlich gesteuert aus den Partikeln freigesetzt.

Ein direkterer Ansatz zur Verbesserung der Implantat-Ein-



3

Abbildung 3
Schematischer Aufbau der porösen Nanopartikel mit eingekapseltem Wirkstoff und Stärkehülle (a). Synthetisierte Partikel mit Fluoreszenzfarbstoff zu späteren Lokalisierung der Partikel (b).

Für die Untersuchungen der optimalen Lichtaktivierung wurde in Kooperation mit dem Institut für Mikroelektronische Systeme bereits eine Kultivierungsumgebung für die Lichtaktivierung mittels LED-Lampen gebaut (Abbildung 2).

Eine höhere räumliche Auflösung der Lichtaktivierung wurde dagegen mit einer punktgenauen Bestrahlung mittels wellenlängenspezifischen Lasern erreicht (Kooperation mit dem Institut für Laseroptik der LUH, Prof. Dr. A. Heisterkamp). Hierbei wird das Zellpräparat mäanderartig punktbestrahlt, die Führung des Lasers geschieht softwaregesteuert.

Die Einbringung der verschiedenen Vektoren mit den optogenetischen Sequenzen und dem Zielgen geschieht einerseits über zellschonende transiente Verfahren (zum

oder mittels diverser Genpromotoren auch auf einem Vektor realisiert werden.

Neben der Erforschung der Technologie an sich werden im Rahmen des Exzellenzclusters „Hearing4all“ auch direkte Anwendungen untersucht. Zusätzlich zu den einzelnen Bausteinen des optogenetischen Systems kann auch das Zielprotein ausgetauscht werden, oder es können mehrere Zielproteine gleichzeitig eingesetzt werden. Daher können mit diesen „Lichtschaltern“ eine Reihe unterschiedlicher Strategien für eine verbesserte Einheilung von Cochlea-Implantaten verfolgt werden. Dazu arbeitet das Institut für Technische Chemie beispielsweise mit dem Institut für Anorganische Chemie der Leibniz Universität Hannover unter Prof. Dr. rer. nat. Peter Behrens zusammen. Hier werden biokompatible Nanopartikel mit verschiedenen Wirkstoffen beladen und mit einer

heilung ist die Produktion des Wachstumsfaktor BDNF („Brain-derived neurotrophic factor“; dt. etwa: „Vom Gehirn stammender neurotropher Faktor“). Dieser Wachstumsfaktor schützt bereits bestehende Nervenzellen und stimuliert das Wachstum neuer Synapsen. Bei einer Produktion von BDNF in der Nähe eines Cochlea-Implantats wird also eine wesentliche verbesserte Einheilung nach der Implantation und eine gesteigerte Überlebensfähigkeit der geschädigten Nervenzellen erwartet.

Neben der Forschung an Anwendungen, die später direkt den Patienten zukommen sollen, ist die lichtgesteuerte Produktion von Proteinen auch eine gute Methode für die Untersuchung der Proteinfunktion innerhalb der Zelle und im komplexen Organismus. Von dem Membranprotein Claudin 14 ist bekannt, dass verschiedene Mutationen durch Mem-

brandestabilisierung zum Absterben der Haarsinneszellen innerhalb weniger Wochen nach der Geburt führen. Auch wenn Claudin 14 gar nicht mehr gebildet wird, sterben die Haarzellen im Innenohr nach kurzer Zeit ab. Werden die Haarzellen dagegen vor dem Absterben entnommen und im Labor weiter kultiviert, sind diese weiter lebensfähig. Diese Diskrepanz zwischen der Situation im Innenohr und im Labor ist noch immer nicht geklärt und daher Gegenstand aktueller Untersuchungen. Dazu soll nun die gute zeitliche Auflösung der optogenetischen Systeme genutzt werden, um eine genauere Vorstellung der Funktionen von Claudin 14 zu erhalten. Ein Mausmodell, bei dem die Expression eines bestimmten Gens für das Membran-Protein Claudin 14 inaktiviert wurde (Knock-Out Maus-Modell für Claudin 14)

von der Universität Oldenburg (AG Prof. Dr. rer. nat. Nothwang) dient als Quelle für KO-Zellen aus dem Innenohr der Mäuse (Entnahme und Kultivierung durch die AG von PD Dr. med. Athanasia Warnecke, Klinik f. HNO-Heilkunde der MHH). Die Gensequenz von Claudin 14 wird von der AG Blume zusammen mit dem optogenetischen Schalter in neuronale und neuron-unterstützende Zellen via Transfektion eingebracht und die kultivierten, transfizierten Zellen morphologisch beschrieben.

Sollte es gelingen, die Synthese bestimmter Faktoren in humanen Zelltypen über optogenetische Systeme zeitlich und räumlich optimiert zu etablieren und auch eine effiziente Proteinsynthese und lichtgesteuerte Wirkstofffreisetzung nachzuweisen, wären optogenetisch manipulierte Zellen

ein Mittel, welches in Zukunft auch in klinischen Therapien eingesetzt werden könnte. Cochlea-Implantate könnten beispielsweise mit optogenetisch veränderten menschlichen Stammzellen vor der Implantation ummantelt werden. Nach der Implantation kann dann die gezielte und langfristige Aktivierung den Einheilungsprozess zu verbessern.

Literatur

- [1] Müller et al: A red/far-red light-responsive bi-stable toggle switch to control gene expression in mammalian cells. *Nucleic Acids Res.* 2013 Apr;41(7):e77. doi: 10.1093/nar/gkt002



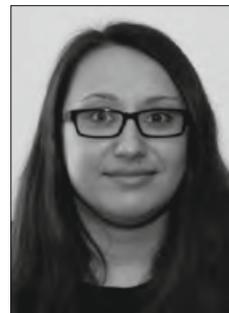
apl. Prof. Dr. Cornelia Blume

Jahrgang 1968, ist derzeit als Gruppenleiterin am Institut für Technische Chemie tätig. Ihr Arbeitskreis bearbeitet Themen im Bereich des Tissue Engineering, der Biomedizintechnik sowie medizinische und biotechnologische Grundlagen für moderne Diagnostika. Sie ist außerdem selbst als Nephrologin im KfH (Kuratorium für Dialyse und Nierentransplantation e. V.) klinisch tätig. Kontakt: blume@iftc.uni-hannover.de



Dr. Martin Witt

Jahrgang 1988, ist derzeit wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Technische Chemie (TCI). Sein Forschungsinteresse liegt auf den neuen Möglichkeiten der modernen Molekularbiologie und der synthetischen Biologie zur Behandlung degenerativer Erkrankungen. Kontakt: witt@iftc.uni-hannover.de



Nina Wichert, M. Sc.

Jahrgang 1991, ist derzeit als Promotionsstudentin am Institut für Technische Chemie (TCI). In ihrer Promotion beschäftigt sie sich mit dem Vergleich verschiedener optogenetischer Systeme sowie mit Methoden des DNA-Transfers in Stammzellen. Kontakt: wichert@iftc.uni-hannover.de



Sina Christoffers, M. Sc.

Jahrgang 1992, ist derzeit als Promotionsstudentin am Institut für Technische Chemie (TCI). Sie beschäftigt sich mit dem optogenetischen System auf Basis des lichtaktivierbaren Proteinpaares Cry2/CIB und möglichen therapeutischen Anwendungen. Kontakt: christoffers@iftc.uni-hannover.de

Heilende Implantate

Kontrollierte Wirkstoff-Freisetzung von Hör-Prothesen

Medikamente können dazu beitragen, dass ein Cochlea-Implantat im Ohr des Patienten besser funktioniert.

Daher arbeiten Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler vom Institut für Anorganische Chemie sowie der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover (MHH) gemeinsam an einer lokalen und kontrollierten Wirkstoff-Freisetzung, die direkt vom Implantat ausgeht.

Das Cochlea-Implantat kann Gehörlosen und Ertaubten, deren Sinneszellen im Innenohr nicht (mehr) funktionieren, dazu verhelfen, (wieder) zu hören und somit an vielfältigen sozialen Interaktionen teilzunehmen. Dies gelingt durch die elektrische Stimulation der noch intakten Nervenzellen des Hörnervs, den Spiralganglienneuronen. Hierfür wird ein Elektrodenträger in die Cochlea (Hörschnecke) eingeführt (Abb. 1a). Die Stimulationselektroden werden von einem ebenfalls implantierten Stimulator angesteuert, der wiederum Signale von einem außerhalb des Kopfes befindlichen Mikrofon und Signalprozessor erhält. Trotz der enormen technologischen Fortschritte der vergangenen Jahre ist eine sehr große Varianz der Hörergebnisse mit dem Cochlea-Implantat zu beobachten. So gibt es Patienten, die mit dem Implantat trotz optimaler Voraussetzungen kein zufriedenstellendes Sprachverstehen erreichen. Daher muss diese Technologie noch in vielen Bereichen verbessert werden.

Lokalisierte und kontrollierte Wirkstoff-Freisetzung

Ein Cochlea-Implantat wird unter anderem benötigt, wenn die Sinneszellen des Ohres, die Haarzellen, nicht mehr intakt sind, was im Allgemeinen auf eine Erkrankung der Cochlea zurückzuführen ist. Durch das Implantat wird dann zwar ein

Hörvermögen wiederhergestellt, die Cochlea ist damit aber noch nicht geheilt und durch die Operation zusätzlich gereizt. Man kann während der Implantation Medikamente in die Cochlea spritzen, diese werden aber relativ schnell abtransportiert und wirken daher nur für kurze Zeit. Alternativ kann eine längerfristige Medikamentengabe über Schläuche und Mikropumpen realisiert werden, was allerdings ein erhöhtes Infektionsrisiko birgt. Ein besonders eleganter Weg ist die Wirkstoff-Freisetzung direkt vom Implantat. Dies bezeichnet man als implantat-assoziierte Wirkstofffreisetzung (siehe Infokasten).

Die freigesetzten Medikamenten sollen im Innenohr auf verschiedenen Ebenen wirken. Unmittelbar nach der Operation kann es zu einer verstärkten Bildung von Narbengewebe um den Fremdkörper Implantat kommen, was die gezielte elektrische Stimulation behindert. Hier lassen sich Medikamente einsetzen, die eine überschießende Immunreaktion dämpfen oder schädliche reaktive Sauerstoff-Spezies abfangen. Auch ist es wichtig, das Überleben der Spiralganglienneurone zu sichern, die zum Teil degeneriert sind. Hier können neuroprotektive Substanzen helfen, wie das molekulare Medikament Rolipram oder das Protein BDNF (Brain-Derived Neurotrophic Factor, ein Wachstumsfaktor), wenn man sie

von der Elektrode freisetzen könnte (Abb. 1c). Eine lokale Steigerung der Durchblutung kann ebenfalls hilfreich sein.

Implantat-assoziierte Freisetzungssysteme haben unter anderem den Vorteil, dass die Wirkstoffe direkt vor Ort, also genau da, wo sie benötigt werden, freigesetzt werden. Solche Freisetzungssysteme können zum Beispiel in Implantate integriert oder als Beschichtung auf diese aufgebracht werden. Dies ist allerdings bei der Cochlea-Elektrode schwierig, denn diese wurde wohlweislich aus zwei sehr inerten Materialien gefertigt (also solchen, die kaum bereit sind, chemische Reaktionen einzugehen): Einerseits das Edelmetall Platin für die elektrisch leitenden Kontakte, die die verbliebenen Nervenzellen stimulieren, andererseits Silicon, das die Kontakte voneinander elektrisch isoliert und eine gemeinsame biokompatible Hülle bietet (Abb. 1a).

Vielfach nano

Auf der Basis der Siliconhülle lässt sich leicht ein implantat-assoziiertes Freisetzungssystem generieren, indem das Medikament im Silicon gelöst wird. In Polymeren gelöste Wirkstoffmoleküle können aber als Weichmacher agieren und so die mechanischen Eigenschaften des Kunststoffes negativ beeinflussen. Deshalb sind die mit Polymeren trans-

portierbaren Wirkstoffmengen begrenzt. Poröse anorganische Materialien hingegen bieten einen permanenten Porenraum an und können bis zu 50 Prozent ihres Volumens an Wirkstoff aufnehmen. Damit die Wirkstoffmoleküle im Porenraum gebunden werden können, müssen die Poren allerdings sehr klein sein, also Abmessungen im Nanometermaßstab aufweisen. Im Unterschied zu Polymeren kann es

allerdings schwieriger sein, solche nanoporösen anorganischen Materialien chemisch so zu modifizieren, dass sie auch anspruchsvolle Freisetzungsaufgaben erfüllen können.

Um auf der Basis der Polymerkomponente Silicon ein nanoporöses Freisetzungssystem zu realisieren, kann man nanoporöse Silica-Nanopartikel (NPS-NPs) verwenden. Solche Nanopartikel, wie sie in *Abb. 2a* ge-

zeigt sind, können gut in Silicone inkorporiert werden, die sowieso häufig Silica-Nanopartikel (allerdings unporöse) enthalten. Außerdem lässt sich das Material Silica (amorphes Siliciumdioxid) chemisch sehr effizient modifizieren. So lassen sich sowohl für Neuroprotektiva wie Rolipram, die aus kleinen Molekülen bestehen, als auch für große Proteine wie BDNF Bedingungen einstellen, die eine Freisetzung

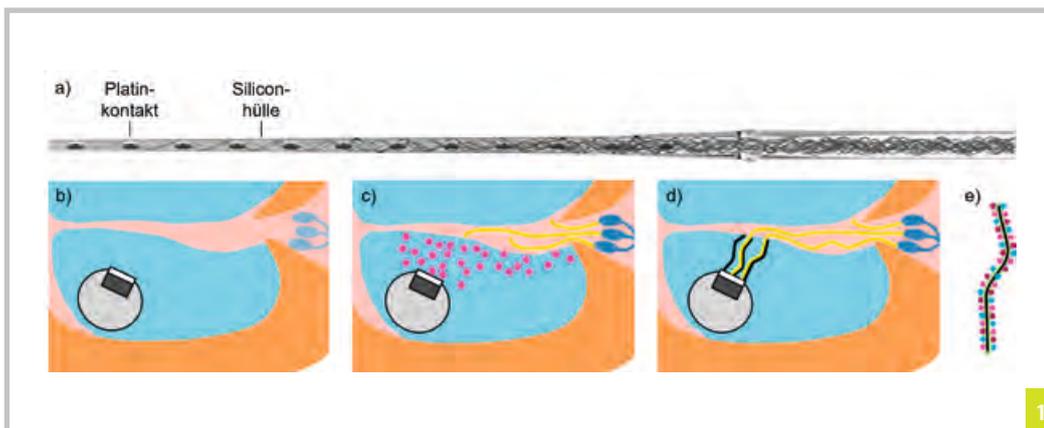


Abbildung 1

a) Cochlea-Elektrode mit offen in der Siliconhülle liegenden Platinkontakten und in das Silicon eingeschlossenen Platindrähten. (Abbildung mit freundlicher Genehmigung der Firma MED-EL)
 b) Räumliche Situation in der implantierten Cochlea. Der Abstand zu den teilweise degenerierten Spiralganglienneuronen ist verhältnismäßig groß. c) Durch die Freisetzung neuroprotektiver Wirkstoffe von der Oberfläche der Cochlea-Elektrode lassen sich die Spiralganglienneuronen zur Ausbildung neuer Neuriten anregen, die allerdings ungerichtet wachsen und die Distanz zur Cochlea-Elektrode nicht überwinden können. d) Durch Unterstützung mit einem „neuronal guidance support“ sollen sich die Neuriten zur Elektrodenoberfläche führen lassen. Hierzu werden Fasern (e) mit verschiedenen Biomolekülen, die unter anderem der Adhäsion der Neuriten dienen, funktionalisiert.

Wer hat nicht schon einmal vergessen, die verschriebene Tablette zu nehmen?

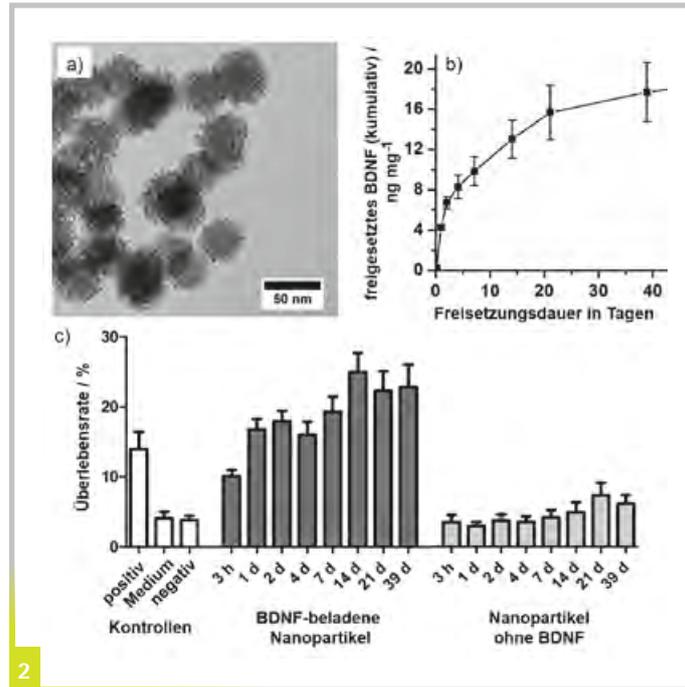
Die Strategie, die Versorgung mit einem Medikament mit Hilfe eines Implantats zu gewährleisten, bietet einige grundsätzliche Vorteile. Zuorderst zu nennen sind hier die Bequemlichkeit für den Patienten und die zuverlässige kontinuierliche Versorgung mit dem Medikament über einen langen Zeitraum. Außerdem kann das Therapeutikum direkt an den Wirkort gebracht werden, was geringere Dosen erlaubt und Nebenwirkungen reduziert.

Generell unterscheidet man dabei zwischen implantat-basierten und -assoziierten Systemen. Implantat-basierte Systeme werden eigens für die reguläre Anlieferung eines Medikaments in den Körper gebracht. Dies sind zum Beispiel kleine Pumpen für die Insulingabe oder medikamentbeladene Polymerstäbchen, die in den Glaskörper des Auges eingebracht werden. Die Insertion solcher Implantat-basierter Systeme ist im Allgemeinen mit einer anderweitig nicht notwendigen Operation verbunden. Implantat-assoziierte Wirkstoff-Freisetzungssysteme hingegen nutzen ein Implantat als Grundlage, das sowieso aus medizinischen Gründen in den Körper eingebracht werden muss. Die vom Implantat getragenen Wirkstoffe werden dann direkt an den besonders beanspruchten Ort der Implantation gebracht. Dort freigesetzte Medikamente können beispielsweise der verbesserten Einheilung des Implantats dienen oder Infektionen verhindern, aber auch allgemein das umgebende Gewebe beeinflussen. Beispiele sind wirkstoff-beladene Stents oder mit antibiotika-freisetzenden Beschichtungen ausgerüstete orthopädische Implantate.

Eine weitere Möglichkeit wird derzeit am Institut für Anorganische Chemie in einem gemeinsamen Projekt mit der Orthopädie der Medizinischen Hochschule und der Tierärztlichen Hochschule eruiert: Beim implantat-dirigierten Drug Delivery lässt sich das Implantat durch ein von außen angelegtes Magnetfeld magnetisieren und kann in die Blutbahn gespritzte magnetische Nanopartikel direkt um sich versammeln, wo diese dann den von ihnen transportierten Wirkstoff abgeben.

Abbildung 2

a) Transmissionsmikroskopische Aufnahme von nanoporösen Silica-Nanopartikeln, die sich in Silicon einarbeiten lassen. b) Langzeitfreisetzung des Neuroprotektivums BDNF. c) Ergebnisse von Zellkulturexperimenten mit Spiralganglienneuronen. Die Überlebensrate der Zellen steigt von nur ca. 5 % auf bis zu 25 %, wenn die Nanopartikel mit BDNF beladen sind. Unbeladene Nanopartikel zeigen einen solchen Effekt nicht.



2

über lange Zeiten erlauben (Abb. 2b). Die positive Wirkung lässt sich mit Zellkulturuntersuchungen nachweisen, in denen die Überlebensrate der sehr empfindlichen Spiralganglienneuronen drastisch ansteigt, wenn die genannten Moleküle freigesetzt werden (Abb. 2c).

Nicht ganz so einfach funktioniert dies mit der metallischen Komponente der Cochlea-Elektrode. Nanoporöses Platin lässt sich zwar recht einfach herstellen: Wie andere Metalle auch lässt sich Platin aus einer Lösung elektrochemisch abscheiden, was zum Beispiel auch bei der Platinierung von Schmuck-

stücken genutzt wird. Man kann zunächst auf der zu beschichtenden Platinoberfläche Polystyrolkugeln ablagern. Die Abscheidung des Platins erfolgt dann nur in den Zwischenräumen der Kugeln, die man in einem anschließenden Schritt auflösen oder verbrennen kann: So ergeben sich Poren an den Stellen, an denen sich vorher die Polystyrolnanopartikel befanden; deren Arrangement dient also als Templat (Abb. 3a). Eine solche nanoporöse Platinbeschichtung besitzt wegen der großen Oberfläche vorzügliche elektrochemische Eigenschaften und prinzipiell lassen sich in den Poren auch Wirkstoffe

speichern und daraus wieder freisetzen. Eine chemische Modifikation, über die sich die Freisetzung effizient kontrollieren ließe, ist bei dem inerten Wirkstoff Platin aber viel schwieriger als bei dem reaktiven Silica der nanoporösen Partikel.

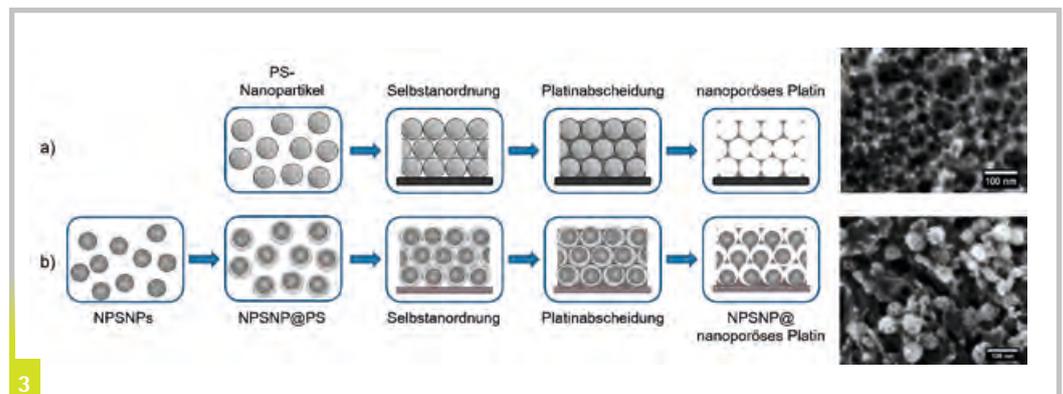
Dies brachte uns auf die Idee, beide Ansätze miteinander zu kombinieren: Wir umhüllen zunächst die nanoporösen Silica-Nanopartikel mit Polystyrol und erhalten so Kern-Schale-Nanopartikel. Diese werden dann in analoger Weise wie die reinen Polystyrolkugeln als Templat für die Platinabscheidung genutzt. Im abschließenden Schritt (Extraktion, Verbrennung) wird das Polystyrol wieder entfernt, es verbleiben dann in den größeren Nanoporen des Platin Nanopartikels des nanoporösen Silica (Abb. 3b). Ein doppelt nanoporöses Material also, das die guten elektrochemischen Eigenschaften des Platins mit den guten chemischen Modifizierbarkeit des Silica vereint. Ein Patent, das dieses Material – nanoporöse Silica-Nanopartikel@nanoporöses Platin – und das Konzept für die Wirkstoff-Freisetzung von neuronalen Elektroden schützt, wurde kürzlich veröffentlicht.

Neuriten lenken

Die elektrische Stimulation der Spiralganglienneuronen bietet bereits eine beeindruckende Verbesserung des Hörerlebnisses

Abbildung 3

a) Nanopartikel aus Polystyrol (PS) ordnen sich auf einer Platinoberfläche an. Scheidet man dann elektrochemisch Platin ab, so geschieht dies nur in den Zwischenräumen zwischen den Partikeln. Das Polystyrol lässt sich verbrennen oder auflösen. Es verbleibt nanoporöses Platin als Replik. b) Anstelle der PS-Nanopartikel lassen sich auch Kern-Schale-Nanopartikel verwenden, die aus einem nanoporösen Silica-Nanopartikel (NPSNP) bestehen, der mit Polystyrol umhüllt ist. Nach der Entfernung des Polystyrols hinterbleiben die Silica-Nanopartikel in den größeren, durch das Polystyrol geschaffenen, Nanoporen des Platins.



3

ses. Allerdings ist der Abstand zwischen dem Implantat und den Spiralganglienneuronen recht groß (Abb. 1b); so erfassen die sich ausbreitenden stimulierenden elektrischen Felder immer eine Vielzahl von Spiralganglienneuronen, was unter anderem die Differenzierung unterschiedlicher Schallfrequenzen einschränkt. Günstiger wäre es, wenn man einen direkten Kontakt zwischen den Nervenzellen und der stimulierenden Elektrode herstellen könnte.

Die oben beschriebene Freisetzung von neuroprotektiven Wirkstoffen kann degenerierte Spiralganglienneuronen dazu anregen, neue Auswüchse, sogenannte Neuriten, auszubilden (Abb. 1c). Diese wachsen allerdings weitgehend ungerichtet und können die Distanz zu den Implantatelektroden ohne Hilfe nicht überwinden. Damit ihnen dieses dennoch gelingt, entwickeln wir geeignete Stützstrukturen: Dünne Polymerfasern, die auf der Oberfläche des Implantates angebracht sind und den Neuriten im wahrsten Sinne des Wortes als „Leitfaden“ dienen (Abb. 1d). Als Fasern verwenden wir ein biokompatibles medizinisches Nahtmaterial. Dieses wird zunächst mit Komponenten der extrazellulären Matrix (zum Beispiel Heparansulfat) umhüllt, um den wachsenden Neuriten eine Umgebung vorzutauschen, wie sie auch sonst im Körper zu finden ist. An diese Hülle aus Heparansulfat werden dann einerseits Biomoleküle angebracht, die auch im Körper eine Adhäsion von Nervenzellen erlauben (zum Beispiel Laminin), um so den Neuriten „Ankerplätze“ zur Anbindung zu bieten (Abb. 1e). Andererseits dient Heparansulfat auch im Körper als Speichersubstanz für Wachstumsfaktoren wie BDNF. Entsprechend lässt sich auch das auf den Fasern gebundene Heparansulfat als Speicher- und Freisetzungssystem

für BDNF nutzen. Dies zeigen die Ergebnisse von Zellkulturrexperimenten: Die Überlebensrate von Spiralganglienneuronen steigt beträchtlich an, wenn diese in Überständen kultiviert werden, die in Gegenwart von BDNF-beladenen Fasern erzeugt wurden.

Das Innenohr ist ein komplexes Organ, dessen Biologie und Biochemie noch nicht vollständig verstanden sind. In schweren Fällen von Hörverlust ist die medizinische Versorgung mit einem Cochlea-Implantat das Mittel der Wahl. Dessen gleichzeitige Nutzung im Sinne einer implantat-assoziierten Medikamentenfreisetzung bietet viele Vorteile. Die Gestaltung solcher Freisetzungssysteme bietet angesichts der komplexen Verhältnisse und der Inertheit der im Cochlea-Implantat verwendeten Materialien interessante Herausforderungen für die Biomaterialchemie.



Tim-Joshua Strauß, M. Sc.

Jahrgang 1990, ist derzeit wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Anorganische Chemie (ACI). Im Rahmen seiner Doktorarbeit beschäftigt er sich mit dem Aufbau nanoporöser Platinbeschichtungen für neuronale Elektroden. Kontakt: tim.strauss@acb.uni-hannover.de



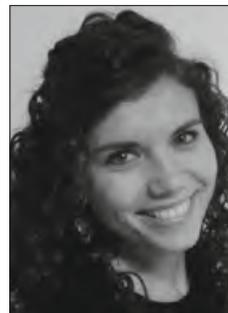
Prof. Dr. rer. nat. Peter Behrens

Jahrgang 1957, ist seit 1998 Professor für Anorganische Chemie und derzeit Geschäftsführender Leiter des Instituts für Anorganische Chemie. Seine wesentlichen Forschungsinteressen liegen auf dem Gebiet der nanoporösen Materialien mit Anwendungen im Bereich der Biomaterialien und Implantate sowie der Optik, Elektronik und Energietechnik. Er ist Principal Investigator in den Exzellenzclustern Hearing4all und PhoenixD. Kontakt: peter.behrens@acb.uni-hannover.de



Prof. Dr. med. Athanasia Warnecke

ist Fachärztin für Hals-, Nasen-Ohrenheilkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover (Direktor: Prof. Prof. h.c. Dr. med. Th. Lenarz) und leitet die Arbeitsgruppe Protektion und Regeneration des Innenohrs. Sie ist Principal Investigator im Exzellenzcluster „Hearing4all“. Klinisch umsetzbare Ansätze zur Protektion und Regeneration des Innenohrs sind Fokus ihrer Forschung. Kontakt: warnecke.athanasia@mh-hannover.de



Inga Wille, M. Sc.

Jahrgang 1991, ist derzeit wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Anorganische Chemie. Ihre Forschungsschwerpunkte liegen im Bereich der Entwicklung von faserbasierten neuronalen Leitstrukturen zur Regeneration des Innenohrs. Kontakt: inga.wille@acb.uni-hannover.de



Dr. Jennifer Schulze

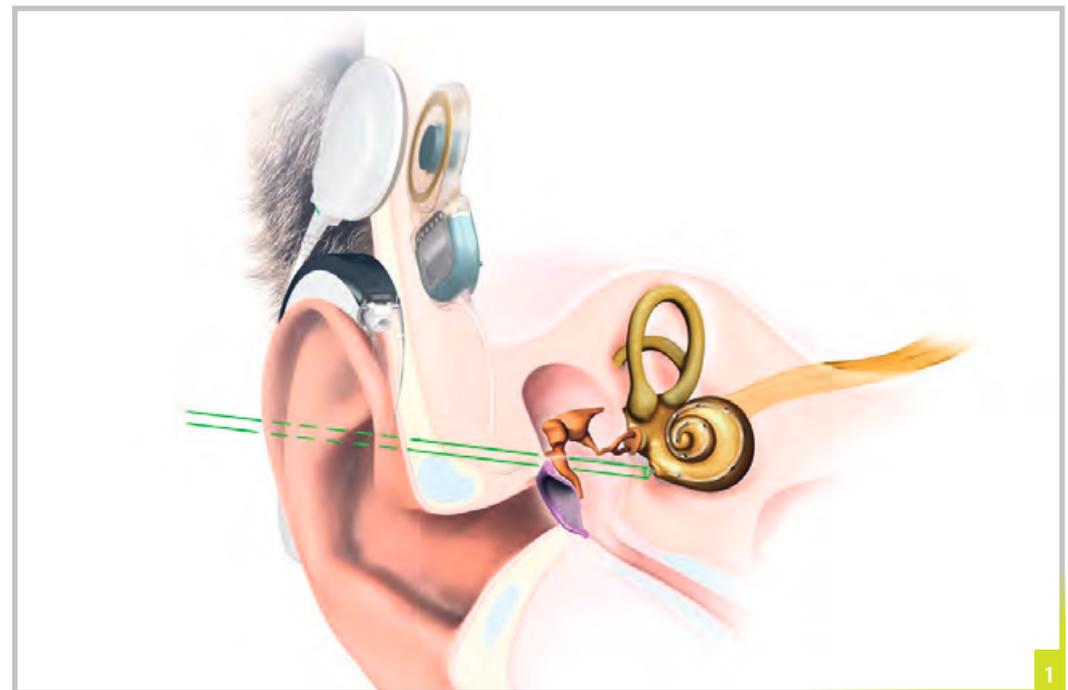
Jahrgang 1988, ist derzeit als Post-Doc in der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde an der Medizinischen Hochschule Hannover tätig. Sie arbeitet in der Arbeitsgruppe Protektion und Regeneration des Innenohrs von Prof. Athanasia Warnecke. Ihre Forschungsinteressen umfassen die Identifizierung und in vitro Testung von neuroprotektiven Faktoren und Medikamenten für das Innenohr und deren Cochlea-Implantat-assoziierte Applikation. Kontakt: schulze.jennifer.HNO@mh-hannover.de

Die minimal-invasive Cochlea-Implantat-Chirurgie

Der lange Weg von der Forschung in die klinische Routine

Der Einsatz eines Cochlea-Implantats bei tauben oder schwerhörigen Patienten ist bis heute nur durch eine Operation möglich, bei der eine 2 bis 3 cm tiefe Öffnung in den Schädelknochen gefräst werden muss. Seit langer Zeit bemühen sich Wissenschaftlerinnen und Wissenschaftler Technologien zu entwickeln, um diesen Vorgang minimal-invasiv vornehmen zu können.

Dr.-Ing. Thomas Rau von der Medizinischen Hochschule Hannover und Prof. Dr. Tobias Ortmaier vom Institut für Mechatronische Systeme beschreiben die gemeinsamen, interdisziplinären Forschungsansätze an beiden Einrichtungen.



Es ist längst nichts Neues mehr: In der heutigen Chirurgie haben patientenschonende, minimal-invasive Verfahren Einzug gehalten und sich in der klinischen Routine etabliert. Wie durch das sprichwörtliche Schlüsselloch operieren Chirurgen durch kleinste Schnitte und Körperöffnungen, um die Belastungen für die Patienten so gering wie möglich zu halten.

Bei allen Eingriffen? Nein! Einige wenige Eingriffe entziehen sich noch der Erschließung durch minimal-invasive OP-Techniken. Ein prominentes Beispiel ist die Cochlea-Implantat (CI) Chirurgie. Wird

bei tauben oder schwerhörigen Patienten die Implantation eines CIs notwendig, müssen spezialisierte Operateure – wie auch schon vor 40 Jahren – eine 2 bis 3 cm tiefe Höhle in den Schädelknochen hinter dem Ohr fräsen. Dahinter befindet sich die Hörschnecke, auch als Cochlea bezeichnet. In diese ist ein filigranes Array aus Stimulationselektroden einzuführen, um darüber einen künstlichen Höreindruck zu erzeugen, siehe *Abbildung 1*. Keine Frage, diese mehrstündige OP ist für alle Beteiligten anstrengend, teuer und nicht ohne Risiko. Es wundert daher nicht, dass ein minimal-invasiver Zugang

schon lange auf der Wunschliste von CI-Chirurgen und deren Patienten steht. Aktuell gibt es jedoch noch keine Lösung, die so ausgereift ist, dass sie in der klinischen Routine eingesetzt werden könnte.

Unter „minimal-invasiv“ versteht man in der CI-Chirurgie eine einzelne, kleine Bohrung als direkten Zugang von der Schädeldecke bis zur Cochlea. Bedingt durch die winzigen Abmessungen des menschlichen Ohres sind die Anforderungen an die Zielgenauigkeit jedoch extrem hoch: Nur Abweichungen von maximal 0,2 mm bis 0,3 mm sind zulässig. Zudem verläuft der Zugang

vorbei an wichtigen Nerven, die nicht verletzt werden dürfen. Es ist klar, dass der Weg zu einem derart tief im Knochen verborgenen Zielorgan nicht ohne Hilfsmittel angelegt werden kann.

Mit dem technologischen Fortschritt etablierten sich um die Jahrtausendwende Navigationssysteme in den Operationssälen. Diese vermessen fortwährend die relative Lage

scherteam um Prof. Omid Majdani aus Hannover dann erstmalig den Nachweis erbringen, dass die navigationsgestützte, minimal-invasive Eröffnung des Innenohres im Prinzip möglich ist.

Das war der Startschuss zu einer intensiven Erforschung dieser Thematik in Hannover im Rahmen einer interdisziplinären Kooperation zwischen der HNO-Klinik der Medizi-

Idee nachgegangen, die Durchführung der eigentlichen Bohrung an einen hochgenauen Roboter zu übertragen (vgl. *Abbildung 2*). Damit, so der Gedanke, sollten sich menschliche Fehler ausschließen und die notwendige Gesamtgenauigkeit erreichen lassen. Im Prinzip, so die Erkenntnis aus dem Projekt, ist dies mit einem Roboter als Positioniersystem möglich – jedoch nicht in Kombination



Abbildung 1
Das Cochlea-Implantat: Mikro-
phon, Prozessor und Sendespule
(außen), Empfängerspule mit
Stimulatorschaltung (innen) und
Elektrodensträger in der Cochlea.
Der minimal-invasive Stichkanal
ist in Grün dargestellt.

Abbildung 2
Navigierter Roboter beim Setzen
der Bohrung im Präparat. Deutlich
zu erkennen sind die grauen
Kugeln des optischen Navigati-
onssystems.

eines chirurgischen Instruments zu anatomischen Strukturen und visualisieren diese für den Chirurgen (vergleichbar mit einem Navigationssystem im Fahrzeug). Es war daher ein naheliegender Ansatz, diese Technik auf die minimal-invasive CI-Chirurgie zu übertragen. Ein Pionier auf diesem Gebiet ist Prof. Robert F. Labadie von der Vanderbilt Universität in Nashville, Tennessee, der im Jahre 2005 erstmalig eine minimal-invasive Bohrung zum Ohr beschrieb. Allerdings stoppten er und sein Team noch im Mittelohr, hinter welchem sich erst das Innenohr befindet. Etwa drei Jahre später konnte ein For-

nischen Hochschule Hannover (MHH) und dem Institut für Mechatronische Systeme (imes) der Leibniz Universität Hannover (LUH). Früh war jedoch klar, dass nicht alles was technisch möglich auch klinisch umsetzbar ist. So kamen die beteiligten Forscher sehr schnell zu der Überzeugung, dass eine zwar navigationsgestützte, aber per Hand durchgeführte Bohrung riskant und viel zu unsicher ist, als dass man einen Eingriff in dieser Form verantworten könnte.

Dank der Förderung durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) wurde in einem Projekt von 2006 bis 2008 der

mit den damals verfügbaren Navigationssystemen. Diese erwiesen sich weiterhin als limitierender Faktor.

Es galt also eine Lösung zu finden, die die Genauigkeit eines Roboters für eine Bohrung am Schädel nutzbar macht, ohne dass die Ungenauigkeit des Navigationssystems dies wieder kompromittierte. Eine Möglichkeit Navigationstechnik zu vermeiden, ist, den Roboter direkt am Schädel zu befestigen. Durch die realisierte Ankopplung am Patienten kann die Notwendigkeit der zusätzlichen Lageerfassung durch das Navigationssystem umgangen werden. Vorausset-

Abbildung 3
Passiver Hexapod mit Linear-
führung am Präparat.

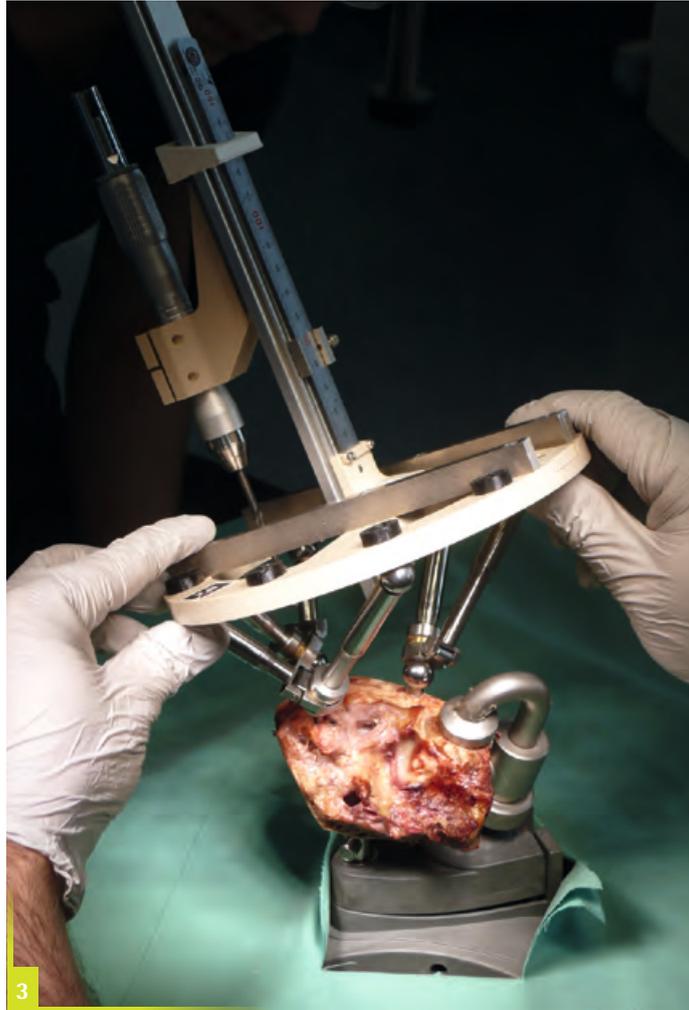
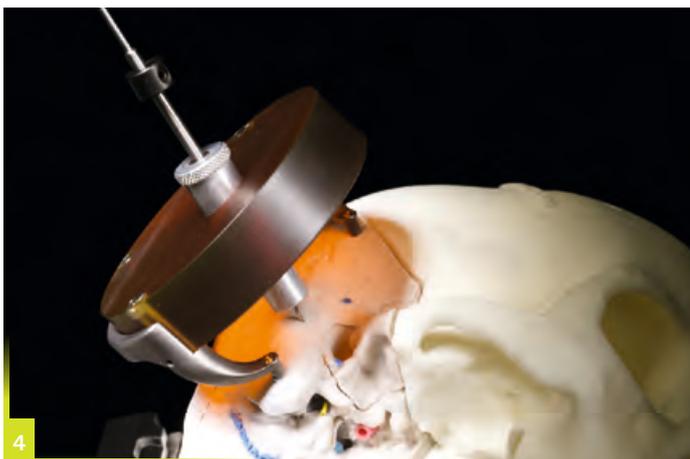


Abbildung 4
Schablone mit individualisierter
Bohrerführung am Phantom.
Fotos: Institut für Mechatronische
Systeme



zung ist natürlich, dass sich ein Roboter entwickeln lässt, der so stark miniaturisiert ist, dass er klein und leicht genug ist, um am Schädel verschraubt zu werden, und gleichzeitig ausreichend steif und robust,

um die Bohrung mit allen auftretenden Prozesskräften sicher und genau durchführen zu können.

Im Jahr 2011 konnten dann die dafür notwendigen Gelder bei der DFG eingeworben und bis 2012 in einer ersten und von 2014 bis 2017 in einer zweiten Förderphase die Entwicklung eines knochenverankerten Mini-Hexapods vorangebracht werden. Neben der konstruktiven Entwicklung dieser individuell einstellbaren Instrumentenführung musste die Knochenverankerung systematisch untersucht, Software entwickelt und geeignete Bohrerarten ermittelt werden. Ergebnis des Projektes war dann zwar kein Roboter im eigentlichen Sinne – aus Gewichtsgründen und mit Blick

auf eine spätere Sterilisierung fiel die Entscheidung gegen motorisierte Beine des Hexapods – dafür jedoch ein durch umfangreiche Simulationen und modellgestützte Entwicklungsmethoden hinsichtlich Genauigkeit optimiertes Assistenzsystem (siehe *Abbildung 3*). Allerdings konnte das Gesamtkonzept letztlich im chirurgischen Kontext nicht überzeugen. Trotz Miniaturisierung zu groß und hinsichtlich Montage als zu umständlich bewertet, erwies sich auch diese Technologie letztlich als nicht praktikabel.

Parallel zur Entwicklung des Mini-Hexapods wurde eine weitere Idee verfolgt: Wenn ein Roboter an sich genau genug ist, aber nicht ohne Genauigkeitsverluste ausreichend miniaturisiert werden kann, könnte dieser dann genutzt werden, um neben dem Patienten im OP-Saal eine hochgenaue Bohrschablone steril zu fertigen, die dann am Patienten angebracht wird? Vorerfahrungen mit einem zwischenzeitlich in Nashville entwickelten Mini-Stereotaxiesystem, die dank einer Kontinente überspannenden Kooperation mit Prof. Labadie gesammelt werden konnten, sprachen für die (theoretische) Machbarkeit dieses Lösungsansatzes.

Seit 2014 wird nun an der Realisierung einer patientenspezifischen Bohrschablone (englisch: „jig“) gearbeitet. Das Grundkonzept sieht zunächst ein knochenverankertes Trägersystem vor, welches hinter dem Ohr am Schädel verschraubt wird. Mitsamt Trägersystem wird anschließend der Patient gescannt, um danach in den entstandenen Bilddaten die Bohrung zu planen. Nach erfolgter Planung der Bohrung im virtuellen Modell des Patienten und Freigabe durch den behandelnden Chirurgen, wird eine zugehörige Bohrschablone patienten-

individuell gefertigt. Dazu dient ein als JigMaker bezeichnetes Gerät, welches einen Kunststoffrohling entsprechend der Planungsdaten zu einer hochgenauen Bohrschablone finalisiert, siehe *Abbildung 4*. Dieser JigMaker entspricht dem Roboter aus den einstigen Überlegungen und wurde ebenfalls von der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde und dem Institut für Mechatronische Systeme gemeinsam entwickelt.

In diesem Projekt war bereits bei allen Entwicklungsschritten die angestrebte klinische Implementierung klar im Fokus. So wurden von Beginn an die Grundlagen für ein Sterilisationskonzept gelegt und letztlich das Gesamtsystem in einer aufwendigen Experimentierreihe an Leichenschädeln getestet. Mit Abschluss des BMBF-Projekts im Frühjahr 2018 war der Nachweis

erbracht, dass die erforderliche Genauigkeit robust erreichbar ist.

Gleichzeitig war damit das Ende einer Entwicklung erreicht, die über öffentliche Fördermittel finanziert werden kann. Die nun erforderlichen Arbeiten, um das System bis zur klinischen Einsatzbereitschaft weiterzuentwickeln, sind extrem kostenintensiv; des Weiteren ist die Umsetzung regulatorischer Anforderungen im Allgemeinen nicht förderbar. Dies führte schlussendlich zur Gründung der OtoJig GmbH, für die ein führender CI-Hersteller als strategischer Investor gewonnen werden konnte. Ohne den Einstieg eines finanzkräftigen Partners wäre wohl auch dieser intensiv bearbeitete Lösungsansatz ohne Nutzen für den Patienten geblieben, was leider in Deutschland allzu häufig passiert.

Mittlerweile ist seit den ersten Arbeiten mehr als ein Jahrzehnt vergangen. Die minimal-invasive CI-Chirurgie ist zwar immer noch ein unerfüllter Wunsch, doch die Aussichten sind sehr gut. Sowohl in Nashville in den USA, in Bern in der Schweiz, als auch hier in Hannover arbeiten Kliniker und Entwickler an mittlerweile recht ausgereiften Systemen, die zum Teil schon in ersten Studien am Menschen erprobt werden. Für alle Gruppen gilt: Ohne enge Partnerschaft zwischen Klinikern und Ingenieuren mit „langem Atem“ ist eine Umsetzung in die klinische Praxis nicht möglich. Es ist „normal“, dass technologische Rückschläge auftreten oder sich Ideen als Sackgasse erweisen. Dies ist aber kein Misserfolg, sondern oftmals wichtige Voraussetzung, um letztlich zur besten Lösung zu gelangen.

Am Ende steht in Hannover die Vision einer ambulanten, sicher umzusetzenden und minimal-invasiven Operationstechnik. Mit der roboterassistierten Fertigung hochgenauer patientenindividueller Schablonen soll möglichst vielen Patienten, auch über spezialisierte CI-Zentren hinaus, das Hörvermögen wiederhergestellt und eine uneingeschränkte Teilhabe am Leben ermöglicht werden. Diese Vision ist unseres Erachtens aller Mühen wert!



Dr.-Ing. Thomas Rau

Jahrgang 1980, ist seit 2006 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde und forscht seitdem an Technologien zur Realisierung eines minimal-invasiven Zugangs zum Innenohr. 2014 promovierte er zu dieser Thematik und leitet seit 2016 die Arbeitsgruppe für computer-assistierte Chirurgie. Kontakt: rau.thomas@mh-hannover.de



Prof. Dr.-Ing. Tobias Ortmaier

Jahrgang 1974, lehrt seit 2008 am Institut für Mechatronische Systeme an der Leibniz Universität Hannover. Seine Forschungsschwerpunkte sind Robotik, Automatisierung und Bildverarbeitung, mit einem besonderen Fokus auf chirurgische bzw. medizinische Anwendungen. Kontakt: tobias.ortmaier@imes.uni-hannover.de



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

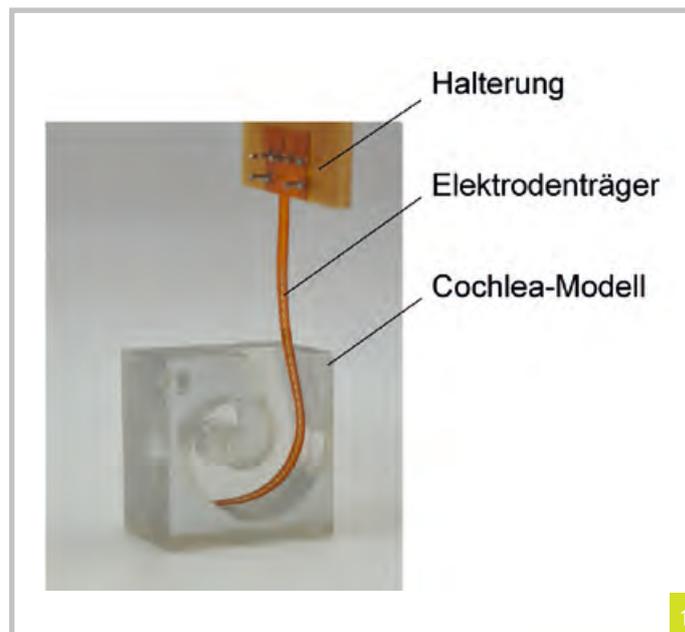
Jahrgang 1956, ist Klinischer Sprecher des Exzellenzclusters Hearing4all. Darüber hinaus ist er seit 1993 Direktor der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde der MHH. Seine Forschungsschwerpunkte sind Ursache, Diagnostik und Therapie von Hörstörungen mit Fokus auf die Entwicklung und Testung auditorischer Implantate, wie das Cochlea-Implantat, implantierbare Hörgeräte und zentral-auditorische Implantate. Kontakt: lenarz.thomas@mh-hannover.de

Messtechnik erhöht Patientensicherheit

Zur genauen Bestimmung von Implantatpositionen in Echtzeit

Wenn ein Cochlea-Implantat im Ohr eingesetzt wird, ist dessen Positionierung besonders wichtig. Bisher gibt es keine Möglichkeit für den Chirurgen, während des Eingriffs zu kontrollieren, ob das Implantat an der richtigen Stelle sitzt.

Wissenschaftler vom Fachgebiet Sensorik und Messtechnik am Institut für Grundlagen der Elektrotechnik und Messtechnik forschen daher an einer Methodik zur Echtzeitüberwachung der Implantatposition während der Operation.



Durch elektrische Stimulation des Hörnervs im Innenohr (Cochlea) können Cochlea-Implantate das Hörvermögen von vielen tauben Menschen wiederherstellen. Selbst taub geborene Kinder lassen sich mit Cochlea-Implantaten versorgen, wodurch Hören und somit auch Spracherwerb möglich wird. Ein Cochlea-Implantat ist im Grunde ein Elektrodenstrahler, der in die Scala tympani, ein flüssigkeitsgefüllter spiralförmiger Gang der Cochlea, eingeführt wird. Für ein gutes Hörergebnis ist die Positionierung des Implantates von großer Bedeutung. Zudem muss eine Verletzung der intracochlearen Strukturen, wie zum Beispiel die Basilarmembran,

während der Insertion des Implantates unbedingt vermieden werden. Das Fachgebiet Sensorik und Messtechnik am Institut für Grundlagen der Elektrotechnik und Messtechnik der Fakultät für Elektrotechnik und Informatik der Leibniz Universität Hannover forscht daher an einer Methodik zur Echtzeitüberwachung der Implantatposition innerhalb der Scala tympani während der Operation.

Aktuell gibt es kaum Möglichkeiten für den Chirurgen, die Positionierung des Implantates in der Insertion in Echtzeit zu kontrollieren. Dies ist bislang nur durch Röntgenaufnahmen möglich. Eine solche Bildge-

bung ist jedoch mit großem apparativem Aufwand verbunden und führt zu einer hohen Strahlenbelastung von Patient und Personal im Operationssaal. Aktuell sind neue automatisierte Insertionstools Gegenstand der Forschung, die beispielsweise mit Kraftsensoren ausgestattet sind, um mögliche Gewebeverletzungen und -reizung zu erkennen und zu reduzieren [1].

Auf diese Weise ist jedoch keine genaue Positionsüberwachung möglich. Ein neuartiger, am Fachgebiet Sensorik und Messtechnik entwickelter Ansatz zur Positionsüberwachung, der nur mit minimalem apparativem Aufwand und minimaler Belastung für den Patienten verbunden ist, basiert auf einer kontinuierlichen Messung des elektrischen Wechselstromwiderstandes beziehungsweise auf dem Signalübertragungsverhalten zwischen den vorhandenen Stimulationselektroden des Implantates. Wird das Implantat während der Insertion gekrümmt, nähern sich die Elektroden aneinander an. Hierdurch erhöht sich deren kapazitive Kopplung, was zu einer Änderung des elektrischen Wechselstromwiderstandes beziehungsweise des Signalübertragungsverhaltens führt [2]. *Abbildung 1* zeigt beispielhaft die Insertion eines flexiblen Elektrodenstrahlers als vergrößertes Modell eines Cochlea-Implantates in ein maßstabgetreu vergrößertes

Abbildung 1
Insertionsvorgang eines flexiblen Elektrodenstrahlers in ein vergrößertes Cochlea-Modell
Quelle: Institut für für Grundlagen der Elektrotechnik und Messtechnik

Cochlea-Modell aus Kunststoff. Während der Insertion wird kontinuierlich die Signalübertragung zwischen den Implantatelektroden gemessen. Verringert sich zum Beispiel der Abstand der Elektroden, verbessert sich die Übertragung. Aus diesem von der Geometrie des Implantates abhängigen Übertragungsverhalten zwischen allen Elektroden kann nun in Echtzeit auf die Krümmung des Implantates geschlossen werden

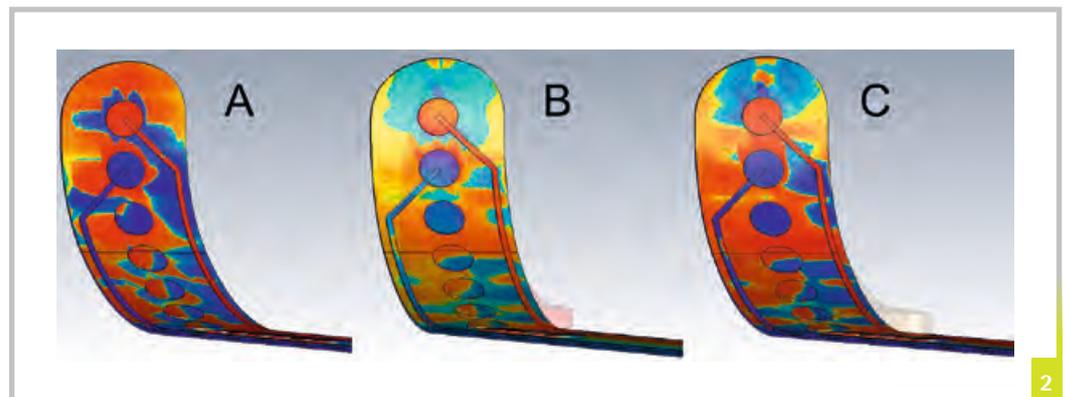
Weiterhin hat nicht nur die Krümmung, sondern auch die Umgebung des Cochlea-Implantates einen erheblichen Einfluss auf den elektrischen Wechselstromwiderstand zwischen den Elektroden beziehungsweise auf das Signalübertragungsverhalten. Somit ist auch eine Annäherung des Elektrodenträgers an die Wand der Scala tympani über eine Messung des elektrischen Wechselstromwiderstandes erkennbar, da sich die elektrischen Eigenschaften des flüssigen Mediums, der Perilymphe, in der Scala tympani stark von den elektrischen Eigenschaften des Gewebes der Wand der Scala tympani unterscheiden. Ziel unserer Forschung ist daher die kontinuierliche Messung der elektrischen Parameter während der Insertion, um hieraus die aktuelle Position des Implantates, d.h. den Abstand zur Wand der Scala tympani und die Krümmung des Implantates, in Echtzeit zu bestimmen.

Darüber hinaus kann auch eine Elektrodenfehlage, verursacht durch ein Umknicken der Implantatsspitze (Tip Fold-over), sehr einfach über die oben genannte Methode erkannt werden. Hierbei legt sich der Elektrodenträger nicht wie gewünscht um den Hörnerv, sondern die Spitze knickt während der Insertion zu früh in der Scala tympani um. In diesem Fall nähern sich die vorderen Elektroden

auf dem Elektrodenträger sehr stark an und liegen letztlich nahezu übereinander. Dies resultiert in einer sehr hohen und gut messbaren Kopplung zwischen den entsprechenden Elektroden. Der betreffende elektrische Wechselstromwiderstand wird sehr klein. Die rechtzeitige Indikation einer solchen Elektrodenfehlage ermöglicht eine einfache interoperative Korrektur durch den operierenden Chirurgen.

In der Literatur wird beschrieben, dass bei Operationen von Cochlea-Implantaten mit einer Fehlerrate von bis zu 4,7 Prozent gerechnet werden kann. Bei fehlender Indikation eines Tip Fold-overs während der

Weiterhin bietet die sogenannte Impedanzspektrometrie eine Möglichkeit, die Umgebung des Cochlea-Implantates noch genauer zu analysieren. Unter Impedanzspektrometrie wird allgemein die Analyse des elektrischen Wechselstromwiderstandes zwischen zwei Elektroden in Abhängigkeit der Frequenz verstanden. Die Abhängigkeit des elektrischen Wechselstromwiderstandes zwischen den Elektroden eines Cochlea-Implantates von der Frequenz wird unter anderem über das umgebende Medium und dessen frequenzabhängige elektrische Eigenschaften bestimmt. Dies bietet eine einfache Möglichkeit auch lang-



Operation ist eine genaue Positionierung des Cochlea-Implantates um den zentralen Hörnerv nicht mehr möglich. Um diesen Fehler zu beheben, ist dann eine Revisionsoperation notwendig, was zu einer erhöhten Belastung für den Patienten führt. Über die kontinuierliche Messung des elektrischen Wechselstromwiderstandes beziehungsweise des Signalübertragungsverhaltens zwischen den Elektroden des Cochlea-Implantates können Informationen über die Position des Implantates und einen möglichen Tip Fold-over gewonnen und dem operierenden Chirurgen in Echtzeit zur Verfügung gestellt werden, um eine solche Revisionsoperation zu vermeiden.

fristig die Zusammensetzung der Perilymphe zu überwachen und einen möglichen späteren Zellbewuchs auf den Elektroden, der die Funktionalität des Cochlea-Implantates erheblich einschränken kann, zu erkennen.

Beispielhaft zeigt *Abbildung 2* Simulationen der elektrischen Feldverteilung zwischen den Elektroden für unterschiedliche Materialbelegungen auf den Elektroden. Es wird deutlich, dass die Bedeckung der Elektroden mit verschiedenen Materialien, wie Blut oder Fett, das elektrische Feld und damit den elektrischen Wechselstromwiderstand unterschiedlich beeinflusst.

Abbildung 2
Simulation der Feldverteilung eines gekrümmten Elektrodenträgers ohne Materialbelegung (A) sowie mit Blut (B) und Fett (C) bedeckt.

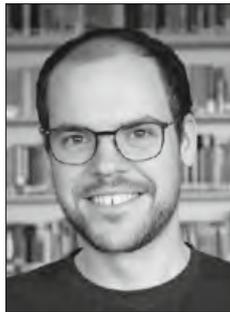
Quelle: Institut für für Grundlagen der Elektrotechnik und Messtechnik

Ziel der weiteren Forschung ist also auch eine langfristige Zustandsüberwachung des Cochlea-Implantates. Zum Beispiel führt ein Bewuchs von Fibrozyten (Zellen des Bindegewebes) auf dem Elektrodenträger zu Gewebeschichten, die die elektrische Stimulation des Hörnervs deutlich stören und so einen erneuten schweren Hörverlust verursachen können. Die Detektion eines solchen Zellbewuchs kann insbesondere über das charakteristische so genannte Dispersionsverhalten von Zellen geschehen. Gemeint ist hier die Messung der Frequenzabhängigkeit der elektrischen Material- beziehungsweise Zelleigenschaften und die damit einhergehende Abhängigkeit des gemessenen

elektrischen Wechselstromwiderstandes zwischen den Elektroden von der Frequenz. Zusätzlich kann mittels der Impedanzspektrometrie die natriumreiche Perilymphe aus der Scala tympani von der kaliumreichen Endolymphe aus der Scala Media unterschieden werden, so dass sich eine Insertion des Implantates in den falschen Hörgang unmittelbar erkennen und durch den Chirurgen korrigieren lässt.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Messung des elektrischen Wechselstromwiderstandes beziehungsweise des Signalübertragungsverhaltens zwischen den Stimulations- elektroden des Cochlea-Im-

plantates einen neuartigen Ansatz zur Überwachung der Implantatposition in Echtzeit bietet. Dies geschieht ganz ohne zusätzliche Sensoren, da nur die vorhandenen Stimulationselektroden genutzt werden. Während die Überwachung der Implantatposition hauptsächlich für eine atraumatische Insertion relevant ist, ermöglicht die Erkennung von Zellwachstum auf den Implantatelektroden und die Analyse der Perilymphe eine langfristige Zustandsüberwachung. Weitere schwere Hörverluste trotz Cochlea-Implantat können so viel früher behandelt und idealerweise vermieden werden, was auch die Notwendigkeit von Ex- und Reimplantationen reduziert.



Christian Thoben, M. Sc.

Jahrgang 1988, ist seit 2016 wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Grundlagen der Elektrotechnik und Messtechnik im Fachgebiet Sensorik und Messtechnik. Seine Forschungsschwerpunkte liegen in der medizintechnischen Sensorik und dem schnellen Nachweis kleinster Stoffkonzentrationen in Flüssigkeiten mittels Ionenmobilitätsspektrometrie. Kontakt: thoben@geml.uni-hannover.de



Prof. Dr.-Ing. Stefan Zimmermann

Jahrgang 1970, ist seit 2009 Professor für Sensorik und Messtechnik an der Leibniz Universität Hannover und Leiter des Institutes für Grundlagen der Elektrotechnik und Messtechnik. Seine Forschung konzentriert sich auf neuartige chemische und physikalische Sensorprinzipien sowie innovative Messverfahren und ganze Messsysteme inklusive der erforderlichen Elektronik vornehmlich für medizin-, umwelt- und sicherheitstechnische Anwendungen. Im Vordergrund stehen elektromagnetische Messverfahren und die Ionenmobilitätsspektrometrie. Kontakt: zimmermann@geml.uni-hannover.de

Referenzen

- [1] Kobler, J.-P., Beckmann, D., Rau, T. S., Majdani, O., Ortmaier, T.: An automated insertion tool for cochlear implants with integrated force sensing capability. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 9(3), 481–494, 2014.
- [2] Thoben C, Reinecke T, Martin J, Zimmermann S, Realtime monitoring of the position of a cochlea implant during insertion in an internal ear phantom, *Technisches Messen*, vol. 84, no. S1, pp. 98–101, Clausthal-Zellerfeld, Germany, September, DOI: 10.1515/teme-2017-0043

11
102
1004

Leibniz
Universität
Hannover

LeibnizSHOP

Der Shop der
Leibniz Universität Hannover
Welfenschloss
Welfengarten 1
30167 Hannover

Öffnungszeiten
Montag bis Freitag
10.00 - 14.00 Uhr



www.leibnizshop-uni.de



Flexibel und druckempfindlich

Sensoren für die Insertionsüberwachung in der Cochlea

Das Einsetzen eines Cochlea-Implantats in die Hörschnecke ist eine komplizierte Operation, die nicht immer ohne Schädigung des empfindlichen Gewebes einhergeht.

Forschungsarbeiten am Institut für Mikroproduktionstechnik (IMPT) konzentrieren sich deswegen auf die Entwicklung einer Sensorik im Implantat, die dem Chirurgen während des Eingriffs helfen soll, Verletzungen zu vermeiden.

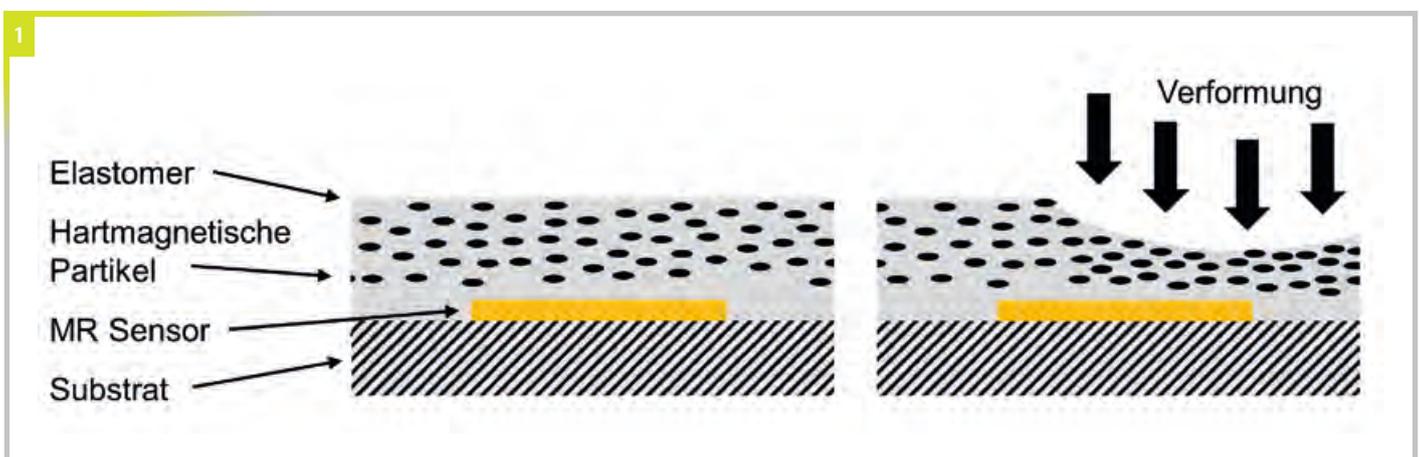
Beschäftigt man sich näher damit, welche Mechanismen greifen müssen, damit Mensch und Tier Schallwellen in der Luft als Töne wahrnehmen können, stellt man fest, dass das Hören eine komplizierte Sache ist. Der Hörapparat besteht aus mehreren Teilen: die Hörmuschel, der Gehörgang, das Trommelfell, das Mittelohr mit den Gehörknöchelchen, das Innenohr mit der Cochlea, auch Hörschnecke genannt, und der Hörnerv. Jeder Teil übernimmt eine andere Rolle bei der Umwandlung von Schallwellen in Nervensignale, die das Gehirn verarbeiten kann, zum Beispiel die Schallweiterleitung von der Hörmuschel zum Trommelfell, die Umwandlung der Schallwellen in mechanische Schwingungen an den Gehörknöchelchen und die Einkopplung der Schwingungen in die Cochlea. Dort werden die Schwingungen von Härchen aufgenommen, die an Nerven-

zellen Impulse auslösen, die wiederum über den Hörnerv zum Gehirn gelangen. So ist es nicht verwunderlich, dass eine Fehlfunktion in der Kette ein fehlendes Hörempfinden auslösen kann. Liegt der Fehler in der Cochlea und sind die Nervenzellen intakt, können Cochlea-Implantate künstliche Reize auslösen, um wenigstens einen Bruchteil des Hörens zu ermöglichen. Vor allem bei Kleinkindern ist das Einsetzen dieser Implantate erfolgversprechend, weswegen es extrem wichtig ist, jegliche weitere Schädigung während des Einsetzens zu vermeiden. Um dabei zu helfen, ist es ein Ziel, die Implantate mit Sensorik auszustatten, um dem Operateur Hilfestellung während des Eingriffs zu geben. Zusätzlich zu den Möglichkeiten, die Position und Krümmung des Implantats mit Hilfe von Impedanz und Transmission zu bestimmen, wird daran geforscht, flexible

Drucksensoren in das Implantat zu integrieren.

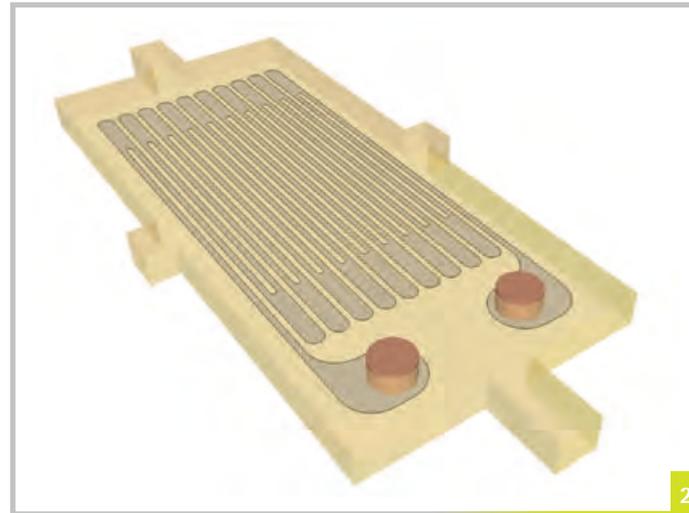
Speziell für die Messung von Drücken, die während der Insertion von Cochlea-Implantaten bei dem Kontakt zwischen Implantat und Gewebe entstehen (Kontaktdrücke), untersucht das IMPT ein Sensor-konzept, das auf Magnetismus basiert. Kernelement des Sensors stellt eine sehr dünne metallische Schicht aus einer Legierung von Nickel und Eisen dar. Diese Schicht ist für gewöhnlich 100 nm dick; ein menschliches Haar ist dagegen im Durchschnitt etwa 70 µm dick, fast eintausend Mal dicker. Wenn die Legierung so dünn vorliegt, weist sie einen sogenannten AMR Effekt auf (anisotroper magneto-resistiver Effekt). Im Wesentlichen bedeutet dies, dass sich der elektrische Widerstand innerhalb der Schicht in Abhängigkeit von dem Umgebungsmagnetfeld ändert. Gibt man

Abbildung 1
Schema des Sensorkonzepts
Grafik: Maren Prediger, M.Sc.



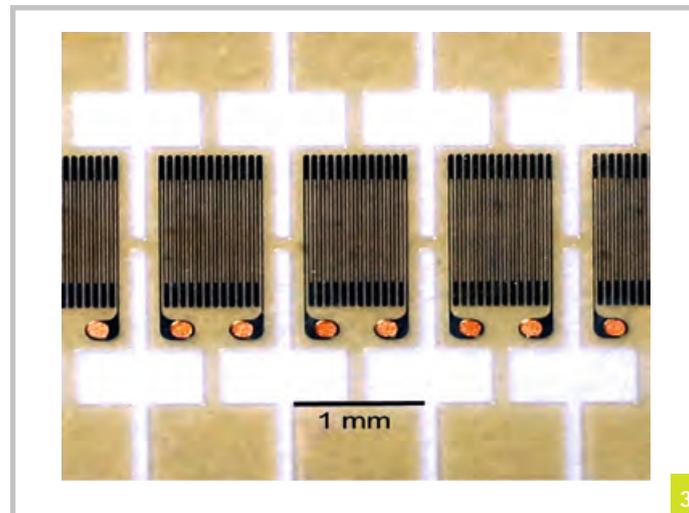
dieser Schicht zusätzlich eine gewisse Form (zum Beispiel ein Mäander, eine Form mit mehreren Windungen, zu vergleichen mit den Windungen eines schlängelnden Flusses), kann man den AMR Effekt verstärken und betonen. Im vorgestellten Sensorkonzept macht man sich den magneto-resistiven Effekt zu Nutze, indem man die Sensorschicht in Kombination mit einem elastischen Material verwendet, das mit magnetischen Partikeln gefüllt ist. So wird dem elastischen Material (auch Elastomer genannt) eine magnetische Eigenschaft verliehen, im konkreten Fall ein Magnetfeld, das vom Elastomer ausgeht. Wird das Elastomer verformt, nimmt es den Druck auf, wodurch sich die Lage der Partikel ändert und somit das Magnetfeld. Die Veränderung kann von der Sensorschicht registriert werden, sodass man indirekt auf die ausgeübte Kraft schließen kann (und über die Fläche auf den Druck). So entsteht ein zweiseitiges Sensorkonzept, dessen Komponenten getrennt voneinander entwickelt und untersucht werden können, um das Gesamtsystem schlussendlich an die Anwendungsanforderungen anzupassen.

Zunächst wurde das Konzept in ersten Versuchen mit einer Sensorschicht auf starrem Glas und einer elastischen Schicht aus dem Elastomer Polydimethylsiloxan (PDMS) getestet und die Ergebnisse sind vielversprechend. Auf das Elastomer wurde eine definierte Kraft ausgeübt und der Widerstand des Sensors gemessen. Dabei zeigte sich, dass mit einem Anstieg der Kraft eine proportionale Veränderung des Widerstandes registriert werden konnte, die sich nahezu linear verhält. Ein lineares Verhalten ist für Sensoren ideal, da man einfach auf die einwirkende Kraft zurückschließen kann. Zusätzlich wurden die Widerstände



2

Abbildung 2
Schema des flexiblen Sensors mit Durchkontaktierung
Grafik: Christian Wittek, B.Sc.



3

Abbildung 3
Flexible Sensoren mit Durchkontaktierung im Array
Foto: Christian Wittek, B.Sc.

von nebeneinanderliegenden Sensoren auf einem Array gemessen, wenn eine definierte Kraft auf den Elastomer ausgeübt wurde. Dabei zeigten Sensoren, die weiter von der Position des Kräfteintrages entfernt waren, eine schwächere Widerstandsänderung. So kann mit der Stärke der Widerstandsänderung auf die räumliche Lage der Druckstelle geschlossen werden. Diese Versuche verdeutlichen, dass das Sensorkonzept ein vielversprechender Ansatz ist. Jedoch wurde das Konzept in diesen Versuchen mit starren Basismaterialien erprobt (Substrat aus Glas). Das übergeordnete Ziel ist es, das System für die biomedizinische Anwendung so flexibel wie möglich

zu gestalten. Am IMPT wurden bisher erfolgreich AMR Sensorschichten auf den starren Substraten Silizium und Glas hergestellt. Nun wurde ein Prozess entwickelt, um die Sensorschicht auf einem flexiblen Substrat, wie zum Beispiel Polyimid zu ermöglichen. Dieses Material ist im Vergleich zu den Silizium- und Glassubstraten wesentlich dünner (etwa sechs Mikrometer im Vergleich zu etwas mehr als einem halben Millimeter bei Glas und Silizium) und zudem auch biokompatibel. Der Prozess hat darüber hinaus den Vorteil, dass die Kontaktierung zum Auslesen des Sensorsignals nicht mehr in derselben Ebene mit der Sensorschicht liegt. Mittels



4

Abbildung 4
 Schema des glasbasierten
 Sensors mit Durchkontaktierung
 und partikelgefülltem Elastomer
 Grafik: Maximilian Aue, B.Sc.



Maren Prediger, M. Sc.

Jahrgang 1991, ist wissenschaftliche Mitarbeiterin am Institut für Mikroproduktionstechnik. Ihre Arbeitsschwerpunkte sind dünnfilmtechnische Prozessentwicklung für AMR Sensoren. Kontakt: prediger@impt.uni-hannover.de



Dr.-Ing. Marc Christopher Wurz

Jahrgang 1974, ist Oberingenieur am Institut für Mikroproduktionstechnik. Seine Arbeitsschwerpunkte liegen in den Bereichen magnetischer Sensoren und Aktoren, neue Technologien für die Systemintegration in Kombination mit neuen Fertigungstechnologien für die Mikrosystemtechnik. Kontakt: wurz@impt.uni-hannover.de

spezieller Techniken wurden Durchkontaktierungen durch das flexible Material hergestellt. So kann der notwendige Platz für die elektrischen Verbindungen im Implantat reduziert werden. In Anlehnung an diesen Prozess wurde in Zusammenarbeit mit der Firma LPKF außerdem ein vergleichbarer Prozess für das Substratmaterial Glas entwickelt, um auch dort eine Durchkontaktierung zu verwirklichen. Je dünner das Glassubstrat, desto flexibler ist es, so dass sich die momentanen Arbeiten damit beschäftigen, die Sensorleistungen in Abhängigkeit des Substratmaterials zu evaluieren. Letztendlich kann zwischen starren und flexiblen Substraten gewählt werden, was dem Gesamtkonzept eine enorme Flexibilität hinsichtlich der Anwendungsbreite und Anpassungsfähigkeit verleiht.

Zusätzlich zu den empirischen Entwicklungen und Erkenntnissen ist es auch wichtig, das Verhalten des Elastomers und der Partikel genau zu kennen und vorhersagen zu können. Speziell die mechanischen und magnetischen Eigenschaften müssen hierbei beachtet und in einem Modell beschrieben werden, da sich das Elastomer idealerweise komplett reversibel verhalten muss, um ein replizierbares Sensorsystem zu gewähren. Mithilfe des Modells kann man die Wechselwirkung zwischen dem Elastomer und der Sensorschicht abschätzen und mit den Ergebnissen aus realen Versuchen vergleichen. Dies soll es ermöglichen, bei der Herstellung auf *Trial and Error* zu verzichten und mit wenig technischem und materiellem Aufwand zu einer für die Anwendung ausgelegten Komponente zu gelangen. Diese Arbeiten sind einerseits Teil eines Projektes, das in einem großen Sonderforschungsbereich der Leibniz Universität Hannover und der Medizinischen Hochschule Hannover beantragt wird, und andererseits Inhalt eines Projekts, das vom Institut selbst angestrebt wird. Im Großen und Ganzen soll es mithilfe des im Cochlea-Implantat integrierten magnetischen Sensorkonzeptes nicht nur möglich sein, die Druckausbildung während des Einsetzens zu überwachen. Idealerweise kann es auch dazu genutzt werden, postoperativ Schwankungen des Flüssigkeitsdrucks innerhalb der Cochlea wahrzunehmen. So würde der Sensor auch zu einer diagnostischen Einheit, die vor weiteren Schäden am Gehör durch zu hohen Flüssigkeitsdruck warnen kann.



Teil werden. Bildung fördern. Zukunft gestalten.

Werden Sie als Mitglied der Universitätsgesellschaft auch Teil der Universität und unterstützen mit uns Studierende und Lehrende.

- Wissenschaftliche Projekte
- Stipendien
- Auszeichnung hervorragender wissenschaftlicher Leistungen
- Vorlesungsreihen

Weitere Informationen unter
www.leibniz-universitaetsgesellschaft-hannover.de

Mitmachen und sich engagieren.

Hiermit beantrage ich die **Mitgliedschaft** in der Leibniz Universitätsgesellschaft Hannover e.V. als

persönliches Mitglied Unternehmen / Körperschaft

Name, Vorname, Titel / Bei Unternehmen / Körperschaften: Ständige/r Vertreter/in

Unternehmen / Körperschaft

Geburtsdatum

Beruf / Tätigkeit

Straße, Nr.

PLZ / Ort

Telefon

E-Mail

Jahresbeitrag (Mindestbeitrag EUR 50,00 p.a.)



Formular bitte schicken an: Leibniz Universitätsgesellschaft Hannover e.V., Wilhelm-Busch-Straße 4, 30167 Hannover

Bei Fragen und Kontakt: 0511 762-19112
E-Mail info@universitaetsgesellschaft.uni-hannover.de

SEPA-Lastschriftmandat (Typ: Wiederkehrende Zahlung)

Name, Vorname (Kontoinhaber/in)

IBAN

BIC

Gläubiger-Identifikationsnummer der Leibniz Universitätsgesellschaft e.V. Hannover: DE57ZZZ00001107847

Ich ermächtige den Zahlungsempfänger Leibniz Universitätsgesellschaft Hannover e.V., Zahlungen von meinem Konto mittels Lastschrift einzuziehen. Zugleich weise ich mein Kreditinstitut an, die vom Zahlungsempfänger Leibniz Universitätsgesellschaft Hannover e.V. auf mein Konto gezogenen Lastschriften einzulösen.

Hinweis: Ich kann innerhalb von acht Wochen, beginnend mit dem Belastungsdatum, die Erstattung des belasteten Betrages verlangen. Es gelten dabei die mit meinem Kreditinstitut vereinbarten Bedingungen.

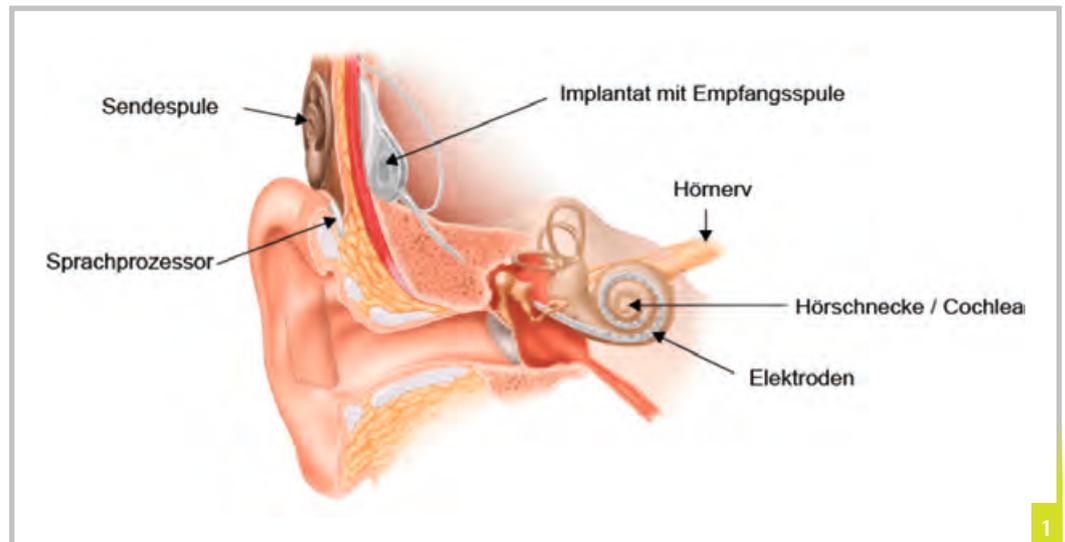
Ort, Datum, Unterschrift

Links und rechts verbinden

Räumliches Hören mit Cochlea-Implantaten

Viele Menschen, die ein Hörgerät nutzen, haben oft Schwierigkeiten, bei Hintergrundlärm ihren Gesprächspartner zu verstehen. Insbesondere bei sogenannten Cochlea-Implantaten (CI) liegt dies wesentlich daran, dass nicht alle Funktionen eines Ohres übernommen werden können.

Um CI-Trägern räumliches Hören sowie verbessertes Sprachverstehen zu ermöglichen, arbeiten das Institut für Informationsverarbeitung (TNT) der Leibniz Universität Hannover sowie das Deutsche Hörzentrum (DHZ) im Bereich Hörforschung gemeinsam an technischen Lösungen.



Jeder kennt es: Man trifft sich mit Freunden in einem Restaurant und trotz der Gespräche anderer Gäste ist es uns leicht möglich uns gegenseitig zu verstehen. Dies ist der sogenannte „Cocktailparty“-Effekt. Mit zwei gesunden Ohren ist es dem Menschen möglich, in Gesprächen seine Aufmerksamkeit, trotz Hintergrundlärms, auf den Gesprächspartner zu konzentrieren. Ermöglicht wird dies maßgeblich durch die Kombination der empfangenen Schallsignale des linken sowie des rechten Ohres. Dadurch können Unterschiede etwa in der Lautstärke oder in der Laufzeit zur Lenkung der Aufmerksamkeit genutzt werden. Diese Unterschiede sind es auch, die es uns gestatten, Schallquellen im Raum zu lokalisieren, sowie die Größe von uns umge-

benden Räumen einzuschätzen. Die letztgenannten Fähigkeiten werden als räumliches Hören bezeichnet.

Was für normalhörende Menschen selbstverständlich ist, stellt ein großes Problem für Menschen mit einem sogenannten Cochlea-Implantat dar. Diese Geräte sind in der Lage, mittels direkter Stimulation der Hörnerven vielen gehörlosen Menschen ein Hörempfinden zurückzugeben. Die wesentlichen Komponenten eines CIs, dargestellt in *Abbildung 1*, sind ein Mikrofon, welches das akustische Signal aufnimmt, ein Signalprozessor, der die Signale des Mikrophons in elektrische Ströme umwandelt, und Anregungselektronik, welche, implantiert in Ohr und Cochlea, den eigentlichen Hörein-

druck erzeugt. Während die Anregungselektronik fest in das Gehör eines CI-Trägers implantiert ist, werden sowohl das Mikrofon als auch der Signalprozessor, die neben der Übertragungsspule den äußeren Teil eines CIs bilden, heutzutage hinter dem Ohr getragen und sind nach Belieben auf- und absetzbar.

Lange Zeit wurden CIs nur unilateral eingesetzt, das heißt, dass nur in einem Ohr ein CI implantiert wurde. Mit dieser Konfiguration ist es grundsätzlich nicht möglich, die Vorteile des binauralen Hörens, also des Hörens mit zwei Ohren, zu nutzen. Deswegen ist es unilateralen CI-Nutzern zum Beispiel nur schwer möglich, die Position von Schallquellen im Raum zu schätzen. Diese Möglichkeit

Abbildung 1

Cochlea-Implantat (CI)

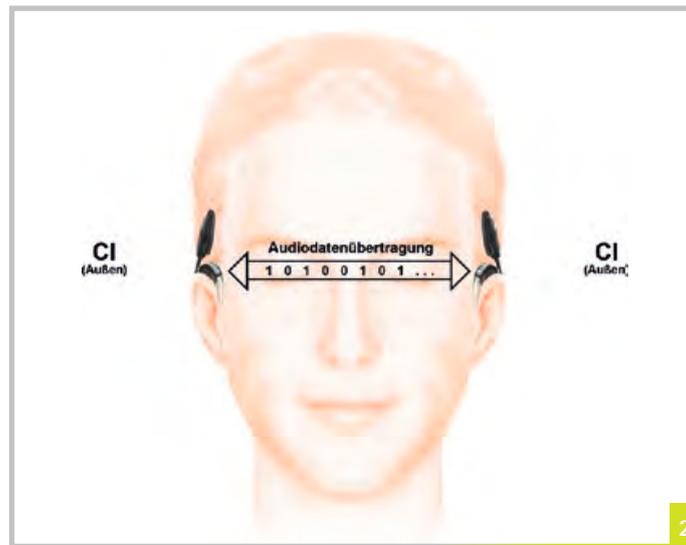
Quelle: <https://www.klinikum.uni-heidelberg.de/kopf-klinik-zentrum/hals-nasen-und-ohrenklinik/ueber-uns/ci-rehabilitationszentrum/das-cochlea-implantat-ci>

eröffnet sich Hörgeschädigten erst mit der Implantierung eines weiteren CIs in das jeweils andere Ohr, man spricht von bilateralen CIs (BiCIs). Untersuchungen haben jedoch gezeigt, dass die Vorteile des binauralen Hörens, welche Normalhörende haben, nicht ohne weiteres bei den BiCI-Nutzern zum Tragen kommen. Es scheint CI-Nutzern nicht wie Normalhörenden möglich zu sein, die Informationen beider Ohren zu verbinden. Die Ursache dafür ist nicht restlos erforscht, es werden unter anderem Mechanismen unterhalb der Ebene des Hirnstamms vermutet, die eine direkte Kommunikation zwischen den Ohren bewerkstelligen, welche im Rahmen der Hörschädigung beeinträchtigt ist.

Während in ruhigen Situationen das Sprachverstehen mit der aktuellen CI-Generation, auch mit unilateralen CIs, problemlos funktioniert und auch die (grobe) Lokalisation mit BiCIs möglich ist, stellen auch mit heutiger Technologie Situationen mit wesentlichem Hintergrundpegel, wie in einem Restaurant oder einer Feier, ein Problem dar, und das Verstehen von Sprache sowie das räumliche Hören wird für CI-Träger schnell unmöglich, bedeutend schneller als für Normalhörende. Dies hat einen negativen Einfluss auf die gesellschaftliche Teilhabe und kann mitunter zu zunehmender Isolation der CI-Träger führen. Ein wesentlicher Teil der Forschung im Bereich der Cochlea-Implantate versucht genau dieses Problem zu beheben.

Im Zusammenhang mit BiCIs können sogenannte binaurale Signalverarbeitungsstrategien (BSS) angewendet werden, welche auditorische Informationen des CIs im linken sowie im rechten Ohr nutzen und verbinden, um das Sprachverstehen insgesamt zu verbes-

sern. Eine einfache Möglichkeit ist etwa, bestehende Asymmetrien hinsichtlich der Hörleistung zwischen den Ohren, welche viele CI-Nutzer aufweisen, auszunutzen. Situationsbedingt können dann die akustischen Signale der Ohren getauscht werden, um das besserhörende Ohr auszunutzen. Kompliziertere BSS bilden wiederum Mechanismen eines intakten Gehörs nach, in welchem es Wechselwirkun-



gen zwischen den Ohren gibt. Durch zusätzliche Signalverarbeitung, welche weitere Teile der Funktion der Ohren nachbildet, kann so das Sprachverstehen und die Lokalisationsfähigkeit verbessert werden.

Unabhängig von der Komplexität der eingesetzten BSS ist diesen gemein, dass Informationen zwischen den beiden Ohren ausgetauscht werden müssen, das heißt es ist eine Datenübertragung, wie in *Abbildung 2*, zwischen den Ohren notwendig. Aus ästhetischen sowie praktischen Gründen ist dazu eine drahtlose Verbindung wünschenswert. Drahtlos können aktuelle CIs bereits zum Beispiel mit Smartphones kommunizieren, wodurch etwa direkt das Audiosignal von Filmen an das CI gestreamt werden kann.

Insbesondere Nutzern von Smartphones wird bewusst sein, dass eine drahtlose Kommunikation energieintensiv ist und sich vergleichsweise schnell im Akkustand bemerkbar macht. Cochlea-Implantate sind batteriebetriebene Geräte, weswegen die zur Verfügung stehende Energie stark limitiert ist. Da der äußere Teil eines CIs möglichst kompakt gebaut sein soll, können keine größeren Energie-

träger verwendet werden. Dies zwingt dazu, die ausgetauschte Datenmenge der BSS möglichst klein zu halten.

Dies kann erreicht werden, in dem diese Daten komprimiert werden. Zwar existieren allgemeine Datenkompressionsalgorithmen, welche in bekannten Programmen wie Winzip zum Einsatz kommen, jedoch sind anwendungsspezifische Algorithmen den allgemeinen Verfahren überlegen, weswegen es zum Beispiel spezialisierte Algorithmen für die Video- sowie Audiokompression gibt. Für BiCIs respektive BSS entwickelte Kompressionsalgorithmen existierten bis dato nicht.

Im Allgemeinen stehen im Bereich der Datenkompression die drei Größen Rekonstruktio-

Abbildung 2
Zu sehen ist die Kommunikation zwischen bilateralen CIs welche für binaurale Signalverarbeitungsstrategien notwendig ist.
Quelle: https://soundlogicmd.com/wp-content/uploads/2016/12/CI_Diagram.png (angepasst)

Als **Codec** (Silbenwort aus englisch coder, deutsch Kodierer, und decoder, deutsch Dekodierer) bezeichnet man ein Algorithmenpaar oder eine Software, die Daten oder Signale digital kodiert und dekodiert. Im Kontext der Datenkompression ist also damit der Verbund eines Kompressions- und eines Dekompressionsalgorithmus bezeichnet.

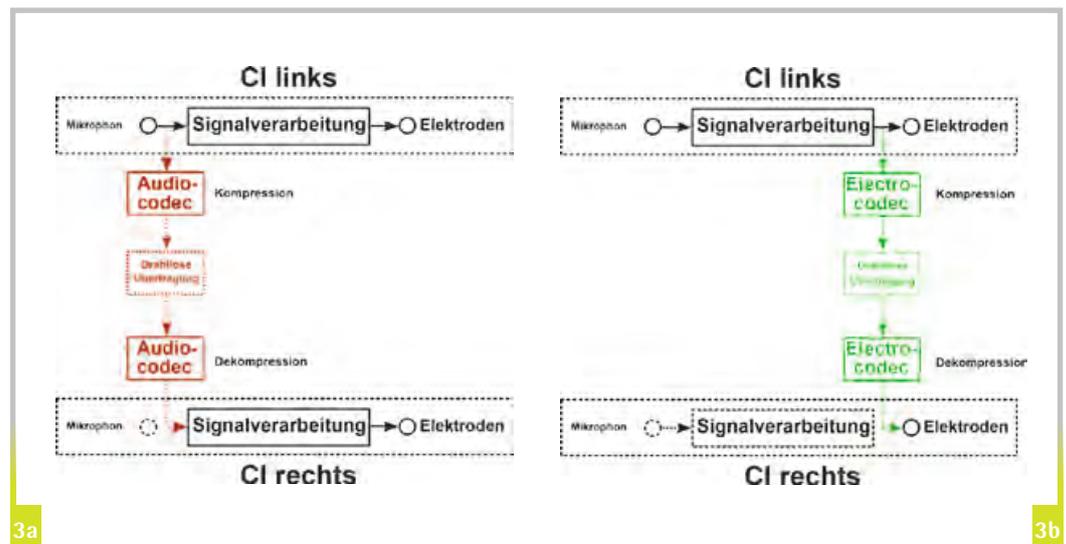
onsgüte, Kompressionsgrad sowie die sogenannte algorithmische Latenz in einer Wechselbeziehung. Eine höhere Rekonstruktionsgüte, ein Begriff, der den Unterschied zwischen den Originaldaten und den dekomprimierten Daten bezeichnet, erfordert üblicherweise einen geringeren Kompressionsgrad oder eine höhere algorithmische Latenz. Der Kompressionsgrad bezeichnet das Verhältnis der

Konventionell würde im Kontext der BSS das Audiosignal, welches vom Mikrophon eines CIs aufgenommen wurde, mittels bekannter Audio-kompressionsverfahren komprimiert werden und das komprimierte Signal an das andere CI versendet werden. Dort würde das Signal dekomprimiert und weiterverarbeitet werden. Dieses Vorgehen ist in *Abbildung 3 (a)* zu sehen.

diodesignal, welches das Mikrophon aufnimmt, verwendet. Stattdessen werden die Erregungsmuster, welche ein CI aus den Mikrophonsignalen erzeugt, komprimiert, wie in *Abbildung 3 (b)* dargestellt. Als Erregungsmuster wird die Abfolge von Stromwerten, in die der Signalprozessor eines CIs die Audiosignale des Mikrophons transformiert, bezeichnet, mit denen dann die Hörnerven in der Cochlea erregt

Abbildung 3

(a): Konventionell: Ein Audio-codec komprimiert das Mikrophonsignal eines CIs, welches anschließend drahtlos an das andere CI versendet wird. Dort wird das Signal dekomprimiert und steht für weitere Signalverarbeitung zur Verfügung. Dargestellt ist nur eine Richtung der Kommunikation. (b): Neu: Unser Codec („Electrocodec“) komprimiert nicht das Mikrophonsignal sondern die Erregungsmuster des CI. Diese können anschließend drahtlos an das andere CI übertragen werden und stehen für weitere Signalverarbeitung zur Verfügung. Dargestellt ist nur eine Richtung der Kommunikation.



unkomprimierten zur komprimierten Datenmenge. Ein geringerer Kompressionsgrad bedeutet, dass eine größere Zahl an Bits für die Darstellung oder Übertragung der Daten benötigt wird. Für eine drahtlose Übertragung dieser Daten ist dies gleichbedeutend mit einer höheren Bitrate. Die algorithmische Latenz bezeichnet die einem Kompressionsalgorithmus intrinsische zeitliche Verzögerung, die etwa durch Warten auf eine gewisse Datenmenge auftreten kann. Eine höhere algorithmische Latenz führt somit zu einer größeren Zeitdauer, die vergeht, bis Daten komprimiert sind und an das andere Ohr versendet werden können. Dies kann in zeitkritischen Anwendungen unerwünscht sein.

Das Deutsche Hörzentrum (DHZ) und das Institut für Informationsverarbeitung (TNT) arbeiten im Bereich der Hörforschung zusammen, um CI-Trägern räumliches Hören sowie verbessertes Sprachverstehen zu ermöglichen. Am TNT wird im Rahmen eines von der deutschen Forschungsgesellschaft geförderten Projekts an einer auf CIs spezialisierten Kompressionstechnik („Electrocodec“) geforscht. Zwar kann die Wechselbeziehung zwischen Rekonstruktionsgüte, Kompressionsgrad sowie algorithmischer Latenz nicht aufgehoben werden, jedoch durch Vernachlässigung von subjektiv nicht wahrnehmbaren Signalbestandteilen ein besserer „Arbeitspunkt“ gefunden werden. Anders als bei üblichen Kompressionsverfahren wird nicht das Au-

werden. In den Erregungsmustern sind in kompakter Form die wesentlichen Informationen des Höreindrucks enthalten und für den CI-Nutzer irrelevante Bestandteile entfernt. Dies macht es attraktiv an dieser Stelle mit einem neuen Kompressionsalgorithmus anzusetzen. Ein erster Entwurf wurde bereits erfolgreich am DHZ an CI-Nutzern getestet. Hierbei zeigte sich unser Verfahren einem modernen Audiocodec als überlegen. Es konnte gleiche Sprachverständlichkeit bei geringerer algorithmischer Latenz und höherem Kompressionsgrad erreicht werden.

Am DHZ wird derzeit unter Leitung von Prof. Dr.-Ing. Waldo Nogueira an einer neuen BSS („BINOM“) geforscht, welche nicht nur das Sprach-

verstehen, sondern auch die Lokalisation von BiCI-Nutzern insbesondere bei signifikantem Hintergrundrauschen verbessern soll. Dazu werden die zwei Signalprozessoren der BiCIs auf spezifische Weise verbunden, um Teile der Signalverarbeitung zu synchronisieren.

Der vom Institut für Informationsverarbeitung entwickelte Kompressionsalgorithmus wird in naher Zukunft zusammen mit BINOM vom DHZ an CI-Probanden getes-

tet werden. Schematisch ist dieses Zusammenwirken in *Abbildung 4 (a) und (b)* zu sehen. Durch die spezialisierte Kompression der Erregungsmuster kann BINOM das Sprachverstehen und die Lokalisation verbessern und gleichzeitig die Batterielaufzeit möglichst wenig beeinträchtigt werden. Diese Kooperation zwischen dem DHZ und dem Institut für Informationsverarbeitung wird in Zukunft hoffentlich dazu beitragen, die Lebensqualität von CI-Nutzern zu verbessern.

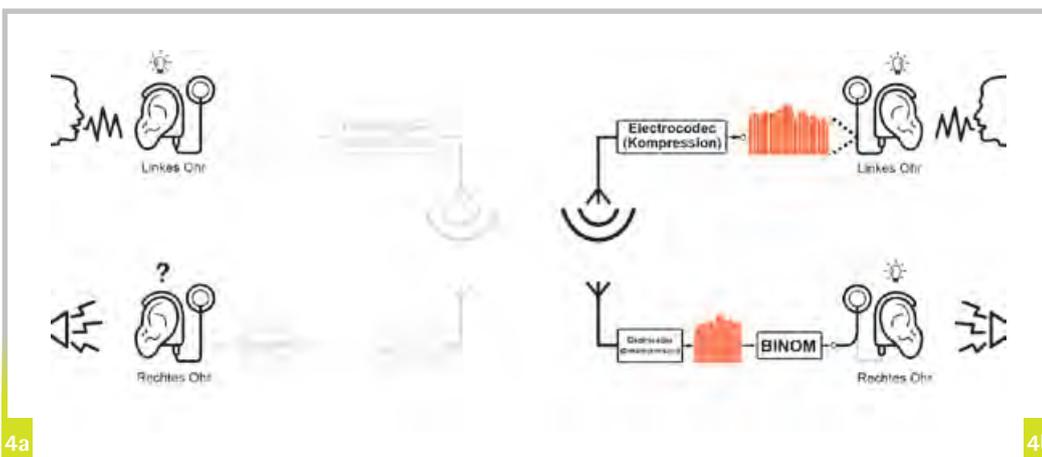


Abbildung 4

(a): Die binaurale Signalverarbeitung („BINOM“) samt Electrocodec ist deaktiviert und das Sprachverstehen ist auf Grund einer Geräuschkulisse vermindert. (b): Durch Übermittlung und Verwendung der Erregungsmuster des linken Ohres an das rechte kann das Sprachverstehen durch BINOM verbessert werden. Durch die Kompression des Electrocodec ist die notwendige Energie für die drahtlose Übertragung minimal.

Quellen: <https://thenounproject.com/term/idea/147191/>; <https://thenounproject.com/search/?q=noise&ti=1149483> (angepasst); <https://icons8.com/icon/23221/voice>; <https://www.shutterstock.com/image-vector/cybernetics-cochlear-implant-770293921>



Prof. Dr.-Ing. Jörn Ostermann

Jahrgang 1962, ist Mitglied des L3S und leitet das Institut für Informationsverarbeitung. Er forscht auf dem Gebiet der Signalverarbeitung mit Fokus auf Video-, Sequenzierungs- und Audiodaten. Kontakt: ostermann@tnt.uni-hannover.de



Reemt Hinrichs, M. Sc.

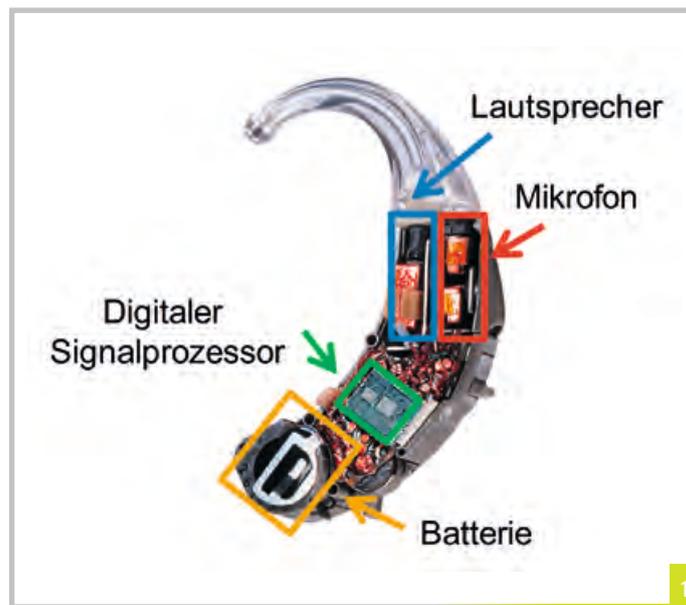
Jahrgang 1986, ist wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Informationsverarbeitung. Er beschäftigt sich mit Datenkompression und dessen Anwendungen im Bereich der Biosignalverarbeitung. Kontakt: hinrichs@tnt.uni-hannover.de

SmartHeaP – Smart Hearing Aid Processor

Ein industrielles Translationsprojekt für digitale Hörhilfen

Im Smart Hearing Aid Processor Projekt (SmartHeaP) werden die aus dem Exzellenzcluster Hearing4all gewonnenen Erkenntnisse im Bereich der Architektur und Algorithmenentwicklung für digitale Hörgeräte in die Industrie übertragen.

Dazu hat sich aus Forschung und Industrie ein großer Projektverbund zusammengeschlossen, um mit Hilfe von modernen Technologien und kommerziellen Softwareframeworks ein neues Hörgerätesystem zu entwickeln. Das System on Chip (SoC) verbindet alle Komponenten, um die gesamte Technologie eines Hörgerätes auf einem Chip zu realisieren.



Der Bedarf an Hörgeräten ist hoch, denn laut der WHO leiden etwa 455 Millionen Menschen weltweit an einem Hörverlust unterschiedlichen Schweregrads. Im Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS) der Leibniz Universität Hannover wurden in den vergangenen Jahren viele Themengebiete im Bereich der Medizintechnik und dort besonders die Hörgerätetechnik erforscht. Auf die Herausforderungen, die an die Hardware- und Softwareentwicklung gestellt werden, gehen die Artikel „Chip Design für digitale Hörhilfen“ und „Sprecherlokalisierung in Hörgeräten“ ausführlicher ein. Jedoch lässt sich kurz zusammenfassen, dass bei der Konzeptionierung von neuen Hörgeräten besonders

die Formgröße, der Energieumsatz und die Rechenleistung im Fokus stehen, neben den allgemeinen Anforderungen an ein Medizinprodukt.

Der Aufbau eines digitalen Hörgerätes ist in *Abbildung 1* zu sehen. Generell besteht es aus vier Komponenten: Den bis zu drei Mikrofonen, dem Lautsprecher, der Batterie beziehungsweise dem Akku und einem Hörgeräteprozessor. Dieser übernimmt die Signalverarbeitung, wie zum Beispiel Rauschunterdrückung oder Richtungshören. Um immer komplexere akustische Szenarien verarbeiten zu können, muss auch der Prozessor immer komplexer und flexibler werden. Ein auf eine Anwendungsklasse (also auf die

erforderliche Signalverarbeitung bei einer bestimmten Anwendung wie zum Beispiel einem Hörgerät) zugeschnittener Prozessor wird als ASIP (Application Specific Instruction-Set Processor) bezeichnet. Der mit dem Eigennamen *KAVUAKA* bezeichnete Prozessor ist ebensolch ein ASIP, der im Rahmen der Forschungsarbeiten des Exzellenzclusters Hearing4all (H4A) entstanden ist. Bei dem Entwurf dieses Prozessors standen seine spezifischen Architekturmerkmale im Fokus. Es ist dem IMS gelungen, auf diesem Prozessor komplexe Hörgerätealgorithmen auszuführen und die Verlustleistungsaufnahme bei Ausführung dieser Algorithmen lag dabei bei wenigen tausendstel Watt. Somit konnte gezeigt werden, dass die Anforderungen an ein modernes Hörgerät selbst für sehr komplexe Algorithmen mit neuen Technologien erfüllt werden können.

Für einen industriellen Einsatz eines Prozessors ist jedoch das Vorliegen einer Softwareumgebung, die zum Beispiel einen Compiler (*Hinweisbox Compiler*) enthält, unbedingt nötig. Um die Translation der im Rahmen des Exzellenzclusters H4A gewonnenen Architekturkenntnisse und das Erfordernis eines sogenannten Software-Ökosystems zu ermöglichen, wurde das Translationsprojekt Smart Hearing Aid Processor (SmartHeaP) initiiert. Bei diesem durch das

Abbildung 1
Querschnitt durch ein Behind-the-Ear Hörgerät mit seinen vier Hauptkomponenten

Bundesministerium für Bildung und Forschung (BMBF) geförderten Projekt soll eine kommerziell nutzbare Hörgeräteplattform in einem Projektverbund entwickelt werden.

Der gesamte Projektverbund mit allen Partnern aus der Forschung und Industrie ist in *Abbildung 2* dargestellt. Die Firma Cadence Design Systems bietet ein Prozessor-Framework an, mit dem vor-

tionvorgaben für diese Schaltung werden von der Firma Dream Chip Technologies übernommen. Als Technologiepartner fungiert Globalfoundaries, die den SoC in ihrem Werk in Dresden fertigen werden. Der verwendete Technologieknoten wird eine 22 nm Fully Depleted Silicon On Insulator (FD-SOI) Halbleitertechnologie werden. Der Vorteil an dieser Technologie ist nicht nur die daraus resul-

Converter (D/A) wandelt entsprechend die digitalen Audiosignale in analoge Spannungspegel für den Lautsprecher um. Diese analogen Komponenten werden vom Fraunhofer-Institut für Integrierte Schaltungen konzeptioniert. Weiterhin ist ein zweiter Coprozessor vorgesehen, der die Anbindung eines Bluetooth (BL) Moduls ermöglichen soll. Durch dieses Modul kann das Hörgerät von dem

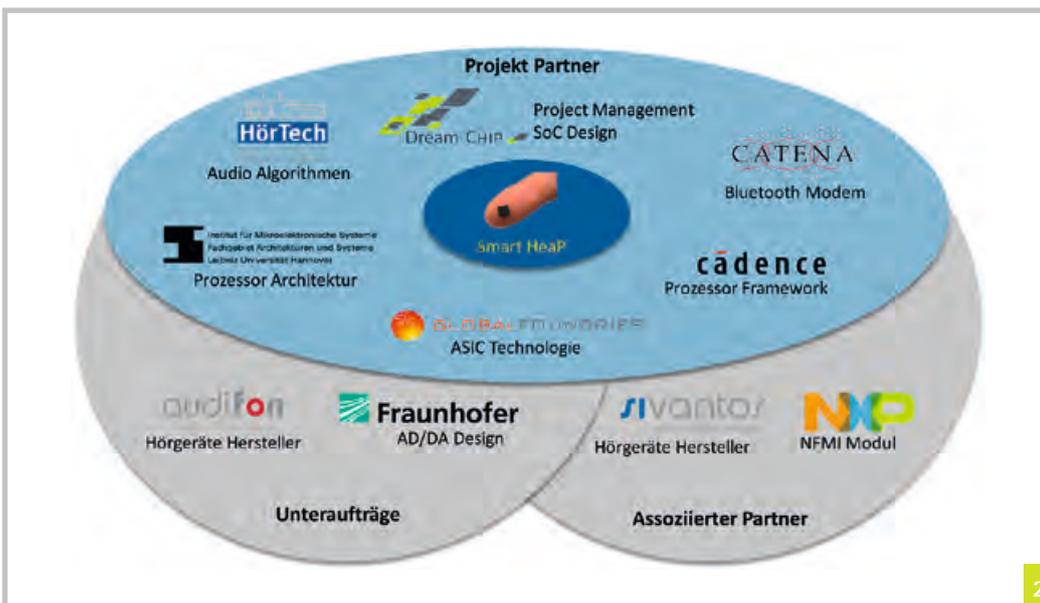


Abbildung 2
Gesamtübersicht über den Projektverbund mit den Projektpartnern, sowie den Unteraufträgen und assoziierten Partnern

handene Prozessorarchitekturen applikationsspezifisch angepasst werden können. Die Konzeptionierung und Optimierung der Architekturen wird vom IMS durchgeführt.

Das Prozessor Framework bietet für die entworfenen ASIPs ebenfalls die erforderlichen Softwareumgebungen, um sie kommerziell nutzen zu können. Weiterhin soll im SmartHeaP Projekt nicht nur der digitale Signalprozessor entwickelt werden, sondern ein gesamtes System on Chip (SoC). Das Top-Level-Design, die Verifikation, das Layout (der „Bauplan“ der integrierten elektronischen Schaltung) und das Tape Out (d.h. die Erstellung der finalen Produk-

tierende kleine Baugröße (kleine Siliziumfläche des Chips), sondern auch eine spezielle Isolierschicht (buried Oxide). Durch die kleinere Baugröße sind mehr Transistoren pro Fläche möglich, wodurch die Rechenleistung des Prozessors signifikant gesteigert werden kann. Weiterhin verringert das Oxid sowohl die Leckströme als auch die Schaltzeiten, weswegen der Energieumsatz des Hörgerätes verringert werden kann.

Das Konzept für den SmartHeaP SoC ist in *Abbildung 3* dargestellt. Um die analogen Signale von den Mikrofonen zu digitalisieren, werden auf dem Chip zwei Analog-zu-Digital Wandler (A/D) hinzugefügt. Ein Digital zu Analog

Benutzer per Smartphone gesteuert oder angepasst werden. Eine Verbindung zwischen den Hörgeräten ist unabdingbar, da ohne sie keine binauralen Algorithmen, wie zum Beispiel eine Sprecherlokalisierung, ausgeführt werden können. Jedoch eignet sich Bluetooth auf Grund der physikalischen Eigenschaften nur bedingt für eine Hörgerät-zu-Hörgerät Kommunikation, da eine hohe Sendeleistung benötigt wird, um den Kopf eines Hörgeräteträgers (hoher Wasseranteil im menschlichen Gewebe) zu durchdringen. Um trotzdem möglichst energieeffizient Mikrofonsignale zwischen den Hörgeräten auszutauschen, wird eine NFMI (Near-Field Magnetic Induction) Schnittstelle im System

Was ist ein Compiler?

Ein Compiler ist ein Computerprogramm, das Quellcodes einer bestimmten Programmiersprache, wie zum Beispiel C oder Java, übersetzt und in ausführbare Maschinencodes umwandelt.

Dabei unterscheidet sich der Maschinencode für die unterschiedlichen Hardwareplattformen, basierend darauf, welche Instruktionen oder Befehle sie unterstützen.

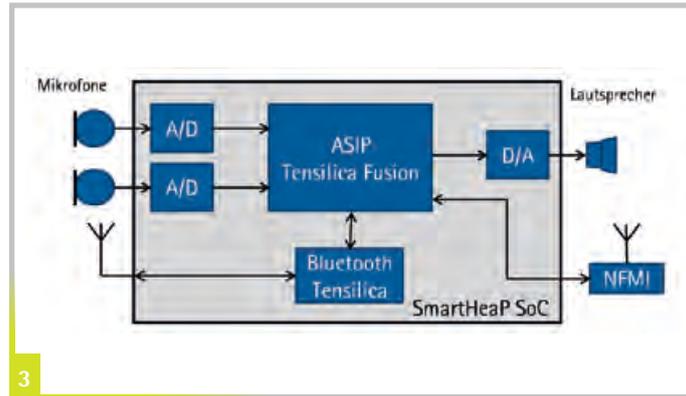


Abbildung 3
Konzeptioneller Aufbau des SmartHeaP SoC mit allen Komponenten

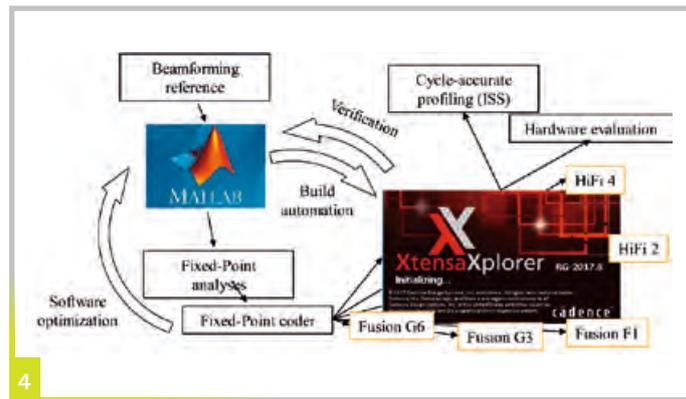


Abbildung 4
Framework für die Designraum Exploration der Tensilica Prozessoren. Es basiert auf kommerziellen Tools, wie openMHA, MATLAB und dem Xtensa Xplorer.

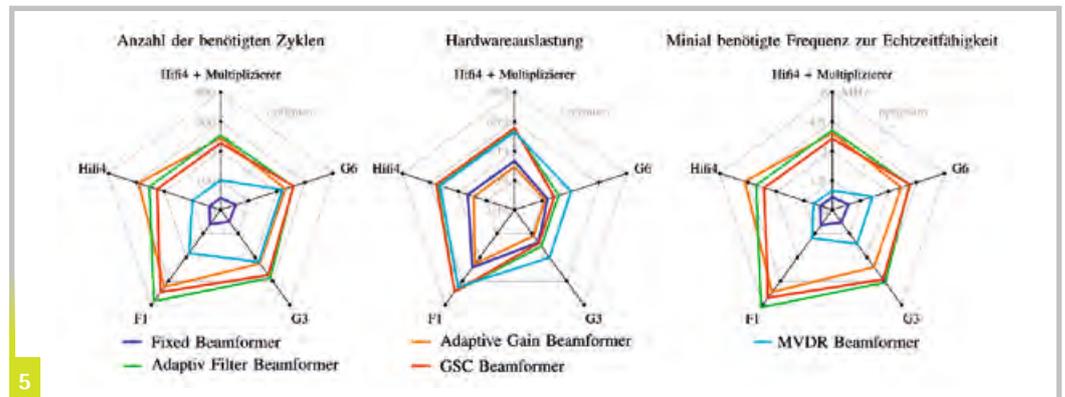


Abbildung 5
Ergebnis der Designraum Exploration. Die drei Spinnendiagramme zeigen die Performance der verschiedenen Referenzalgorithmen auf den unterschiedlichen Hardwarekonfigurationen. Abbildungen: Institut für für Mikroelektronische Systeme (IMS)

on Chip (SoC) realisiert. Diese wird von NXP Semiconductors bereitgestellt. Im Gegensatz zu Bluetooth kommunizieren NFMI Verbindungen mit niederfrequenten magnetischen Wellen und können verlustleistungsarm den Kopf durchdringen.

Wie eingangs bereits erwähnt, liegt der Schwerpunkt des IMS bei diesem Projekt in der Konzeptionierung applikationsspezifischen Prozessors (ASIP) für den gesamten Hör-

geräte-Chip. Um dies umzusetzen, werden mit Hilfe der Cadence Tools verschiedene Hardwarearchitekturen der Tensilica Familie evaluiert. Solch eine Evaluation wird als Designraum Exploration (eng: Design Space Exploration (DSE)) bezeichnet. Bei einer DSE werden alle möglichen Kombinationen aus dem Designraum ausgewertet und die optimale Konfiguration wird ausgewählt. Eine DSE ist ein komplexer Prozess, da jede Änderung an den Architek-

turparametern eine neue Dimension im Designraum erzeugt. Um diese Aufgabe zu bewältigen, wurde das in *Abbildung 4* dargestellte halb automatisiertes Framework entwickelt. Die unterschiedlichen Hardwarekonfigurationen werden mit Referenzalgorithmen verglichen. Diese werden von dem Projektpartner Hör-Tech in Form von diversen Hörgerätealgorithmen bereitgestellt. Für die Architekturmodifikationen werden zuerst die Basiskonfigurationen angepasst. Dabei wird zum Beispiel konfiguriert, wie viele Multiplizierer in welcher Größe eingefügt werden sollen. Anschließend wird die Basis-Architektur mit speziellen Registern oder Instruktionen erweitert, um die Referenzalgorithmen effektiver bearbeiten zu können. Daraufhin wird die entsprechende Softwareumgebung, angepasst für die Hardwarekonfiguration, ge-

neriert. Neben Simulatoren wird auch ein Compiler erstellt. Diese ist in der Lage sowohl die generellen Befehle als auch die für die hinzugefügten Hardwareerweiterungen benötigten Instruktionen aufzuführen. Mit Hilfe eines sogenannten Profilings (*Hinweisbox Hardware Profiling*) kann eine erste Abschätzung der Performance der Hardware vorgenommen werden. Dazu werden die Referenzalgorithmen mit Hilfe von Simulatoren simuliert. Im letz-

ten Designschritt kann die Hardware synthetisiert werden, um die Ergebnisse der Simulation zu verifizieren.

Ein exemplarisches Ergebnis eines solchen Profilings ist in *Abbildung 5* zu sehen. In der Grafik sind fünf verschiedene Hardwarekonfigurationen auf den Achsen dargestellt. Deren Performance wird mit sechs verschiedenen Referenzalgorithmen untersucht. Beim ersten und dritten Diagramm liegt das Optimum in der Mitte des Spinnendiagramms und bei dem zweiten Diagramm liegt es außen. An den gezeigten Ergebnissen ist gut zu erkennen, dass bei einer DSE selten ein absolutes Optimum gefunden werden kann. Einige Konfigurationen erbringen unter bestimmten Kriterien bessere Ergebnisse als andere. Die Konfiguration mit dem Namen F1 erreicht zum Beispiel die höchste Aus-

lastung, während sie aber auch die meisten Zyklen für die Prozessierung der Algorithmen benötigt. Aus diesem Grund müssen für jeden Anwendungsfall die verschiedenen Aspekte neu bewertet werden. Anschließend kann, basierend auf den Randbedingungen, eine Architektur selektiert werden. Für das Hörgerät ist neben dem eingangs genannten Energieverbrauch und der kleinen Bauform, auch die Ausführungszeit wichtig. Daraus folgt, dass die Anzahl der Zyklen in diesem Fall höher bewertet werden sollten als die Auslastung.

Die Designraum Exploration ist im Rahmen dieses Translationsprojektes inzwischen abgeschlossen und die Fertigung des Chips ist für die Mitte des Jahres 2020 vorgesehen. Abschließend wird im Rahmen des Projektes die realisierte Hardware noch veri-

fiziert. Nach Abschluss der Verifikation sollen mit Hilfe von Demonstratoren erste Probandenstudien durchgeführt werden.

Mit dem SmartHeaP-Prozessor wird ein erster Prototyp einer neuen Generation von Hörgeräte-Prozessoren vorliegen. Dieser SoC ist als Translation und Weiterentwicklung aus Arbeiten im Exzellenzcluster Hearing4all entstanden und wird erstmalig diverse unterschiedliche Funktionalitäten und eine hohe Rechenleistung bei extrem minimiertem Verlustleistungsbudget auf einem SoC integrieren.

Was ist Hardware Profiling?

Die Laufzeitanalyse von Software-Implementierungen wird häufig auch Profiling genannt. Diese wird durchgeführt, um das Laufzeitverhalten zu evaluieren und vergleichen zu können. Es gibt viele Möglichkeiten Profiling durchzuführen.

Es ist zum Beispiel möglich, manuell die Instruktionen aus dem Assembly Code zu zählen und aufzusummieren, um die Anzahl der verwendeten Instruktionen zu ermitteln. Mit speziellen Tools oder Simulationen können die Berechnungen auch automatisiert werden.



Prof. Dr.-Ing. Holger Blume

Jahrgang 1967, ist seit 2008 Professor für „Architekturen und Systeme“ und als geschäftsführender Leiter des Instituts für Mikroelektronische Systeme (IMS) tätig. Seine wesentlichen Forschungsinteressen liegen auf dem Gebiet der Algorithmen und heterogenen Architekturen zur digitalen Signalverarbeitung, der Entwurfsraum-Exploration für diese Architekturen sowie den dazu erforderlichen Modellierungstechniken. Kontakt: blume@ims.uni-hannover.de



apl. Prof. Dr.-Ing. Guillermo Payá Vayá

Jahrgang 1978, ist derzeit außerplanmäßiger Professor am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS). Seine Forschungsinteressen umfassen eingebettete Computer und das Architekturdesign von Signal- und Bildverarbeitungssystemen. Kontakt: guipava@ims.uni-hannover.de



Jens Karrenbauer, M. Sc.

Jahrgang 1992, ist derzeit wissenschaftlicher Mitarbeiter am Institut für Mikroelektronische Systeme (IMS). Seine Forschungsschwerpunkte liegen im Bereich der Entwicklung von verlustleistungsarmen und applikationsspezifischen Architekturen. Kontakt: karrenbauer@ims.uni-hannover.de

Dr. Jens Benndorf

Jahrgang 1964, ist seit 2009 Geschäftsführer und COO der Dream Chip Technologies GmbH in Garbsen bei Hannover. Sein Schwerpunkt liegt im Chipdesign für advanced technology nodes von 28nm bis 8nm. Kontakt: jens.benndorf@dreamchip.de

Meinolf Blawat

Jahrgang 1958, ist seit August 2016 bei der Dream Chip Technologies GmbH in Garbsen bei Hannover. Aktuelle Arbeitsgebiete: Förderprojekte, maschinelles Sehen, Bildverarbeitung, Systems on Chip. Technischer Hintergrund: Archivsysteme, Design verteilter Systeme, Fehlerkorrekturverfahren, Bilddatenkompression, Filterentwurf. Kontakt: meinolf.blawat@dreamchip.de

Die Joint Research Academy

Interdisziplinär forschen und (immer weiter) lernen

Die Hörforschung ist ein sehr stark interdisziplinär geprägtes Feld. Die Spanne der beteiligten Fachgebiete umfasst die Materialwissenschaften, Medizinische Physik, Neurobiologie, die Klinische Audiologie und Ohrenheilkunde, aber auch die Mikroelektronik und Signalverarbeitung sowie die Neuropsychologie und Linguistik.

Die Joint Research Academy (JRA) widmet sich als wichtiger Bestandteil des Clusters „Hearing4all“ einer weitergehenden interdisziplinären Fortbildung insbesondere von Doktorandinnen und Doktoranden sowie von PostDocs.

Die Interdisziplinarität drückt sich auch im Untertitel des vom Cluster betriebenen Promotionsprogramms „Auditory Sciences – Physics and Engineering, Physiology and Therapy of Hearing“ aus. Angesichts der Verteilung der Promovierenden über drei Universitäten und unter Berücksichtigung dessen, dass die Forschungsarbeit im Projekt im Vordergrund stehen sollte, wurden wesentliche Elemente so gestaltet, dass sie einerseits das Zeitbudget der Doktorandinnen und Doktoranden schonen, andererseits aber auch zu einer starken Durchdringung der Disziplinen und Standorte führen. Zentral sind dabei jährlich stattfindende „Summer Schools“, die von den Promovierenden selbst organisiert werden. Hierzu werden leitende Wissenschaftler und Wissenschaftlerinnen aus dem

Cluster zu Tutorien oder international führende Forscherinnen und Forscher zu Gastvorträgen eingeladen. Highlight-Vorträge der Doktoranden und Doktorandinnen sowie eine Posterausstellung runden das wissenschaftliche Programm ab, das durch teambildende Maßnahmen ergänzt wird.

Darüber hinaus besuchen die Doktoranden und Doktorandinnen im Verlaufe ihrer Doktorarbeitsphase eine Reihe von thematisch fokussierten Kursen, wobei jeder Promovierende mindestens einen einwöchigen Kurs an jeder der drei Hochschulen des Clusters absolvieren muss. Auch Postdoktorandinnen und Postdoktoranden stehen die Veranstaltungen des Promotionsprogramms offen, um das interdisziplinäre Wissen zu vertiefen.

Darüber hinaus bietet der Cluster „Nachwuchswissenschaftlerinnen und Nachwuchswissenschaftlern“ individuelles Coaching und gegebenenfalls finanzielle Unterstützung für die Ausarbeitung interessanter Projektideen an. Wir haben einige Teilnehmer und Teilnehmerinnen des Promotionsprogramms nach ihren Erfahrungen befragt.

Die Leitung der **Joint Research Academy (JRA)**: Peter Behrens (Leibniz Universität Hannover), Georg Klump (Carl von Ossietzky Universität Oldenburg), Andrej Kral (Medizinische Hochschule Hannover)

Weitere Informationen unter: www.hearing4all.eu/DE/Karriere/



Dipl.-Ing. Lukas Gerlach hat an der Leibniz Universität Hannover Elektrotechnik und Informationstechnik studiert. Er arbeitet als Doktorand am Institut für Mikroelektronische Systeme der Leibniz Universität Hannover. Die Promotion ist für 2020 geplant. In seiner Forschung befasst er sich mit verlustleistungsoptimierten, aber gleichzeitig rechenleistungsstarken Prozessorarchitekturen für digitale Hörgeräte.

„Besonders viel gebracht haben mir die einwöchigen Fortbildungskurse, die fortlaufend über mehrere Jahre angeboten wurden. Die Themengebiete dieser Kurse umfassten ein breites Spektrum. Die Titel der Kurse lauteten beispielsweise *Clinic, diagnostic and therapy of peripheral and central hearing disorders, Fundamentals of Auditory Physiology* oder *Signal Processing and Acoustics*.“



Dr. Anja Gieseler hat an der Universität Oldenburg im Master-Studiengang Neurocognitive Psychology studiert. 2019 wurde sie mit einer im Rahmen des Exzellenz-Clusters angefertigten Doktorarbeit promoviert. Diese beschäftigte sich mit kognitiven Faktoren, die mit dem individuellen Hörgeräte-Erfolg assoziiert sind, wie zum Beispiel die Fähigkeit, visuelle und auditive Informationen miteinander zu verknüpfen.

„Ich habe die übergreifenden Veranstaltungen als sehr wertvoll und auch nicht als Zeitverschwendung empfunden. Diese Veranstaltungen ermöglichten mir einen komprimierten und sehr gut aufbereiteten Einblick in die verschiedenen Disziplinen und Fachgebiete der Hörforschung. So habe ich viel gelernt, ohne mir alles allein erarbeiten zu müssen – das war eine wunderbare Grundlage für die eigene Forschung und hat daher somit eher Zeit erspart.“



Dr. Jennifer Schulze hat Biologie studiert und wurde 2018 an der Medizinischen Hochschule Hannover promoviert. Als Mitglied der Klinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde und des VIANNA (Institute of AudioNeuroTechnology) im NIFE (Niedersächsisches Zentrum für Biomedizintechnik, Implantatforschung und Entwicklung) arbeitet sie als Postdoktorandin weiter im Cluster. Ihre Forschung befasst sich mit der Protektion und Regeneration des Innenohrs durch die Identifizierung und Verabreichung von neurotrophen Faktoren.

„Durch die Joint Research Academy (JRA) konnte ich Kooperationsprojekte mit beiden anderen Standorten etablieren, sowohl mit Forschern und Forscherinnen von der Leibniz Universität als auch von der Universität Oldenburg. Es war vorteilhaft, dass die Veranstaltungen der JRA überwiegend als Block durchgeführt wurden, so konnte man seine eigenen Experimente gut darum herum planen.“



Tim-Joshua Strauß, MSc, hat an der Leibniz Universität Hannover Chemie studiert. Er plant die Promotion für dieses Jahr und schreibt derzeit seine Doktorarbeit. Diese beschäftigt sich mit der Synthese und Charakterisierung von nanoporösem Platin als Beschichtung auf neuronalen Elektroden.

„Mir haben besonders die Summer Schools gefallen. Dort

bestanden weniger Hemmungen, auch grundlegende Dinge nachzufragen. Dabei ist gerade das Grundverständnis für fachfremde Themen bei einem derartig stark interdisziplinär aufgestellten Verbund häufig eine Herausforderung. Auch kommt man häufig mit anderen (Post)DoktorandInnen ins Gespräch, woraus sich neue Ansätze für bestehende Kooperationen, aber auch neue Projektideen ergeben können.“

Personalia und Preise

BERUFUNGEN

Rufe an die Leibniz Universität Hannover

Dr. **Moritz Börnert-Ringleb** hat den Ruf auf die W1-Professur mit Tenure Track zu W2 „Pädagogik bei Beeinträchtigung des Lernens“ angenommen.

Dr. **Jakob Franke** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track nach W2 „Biochemie sekundärer Pflanzenstoffe“ angenommen.

Dr. **Marius Lindner** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track zu W3 „Maschinelles Lernen“ angenommen.

Dr. **Natalia Tschowri** hat den Ruf auf die W2-Professur „Zelluläre Mikrobiologie“ angenommen.

Dr. **Antonino Calá Lesina** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track nach W3 „Optisches Design und Multiphysics Simulation“ angenommen.

Dr. **Dag Heinemann** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track nach W2 „Photonik“ angenommen.

Dr.-Ing. **Julia Körner** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track zu W3 für „Mikro- und nano- integrierte Systeme“ angenommen.

Prof. Dr. **Ziawasch Abdejan** hat den Ruf auf die W3-Professur „Datenbanken und Informationssysteme“ erhalten.

Prof. Dr. **Guido Bünsdorf** hat den Ruf auf die W3-Professur „Institutionen und Prozesse der Wissensgesellschaft“ erhalten.

Dr. **Jin Li** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track „Zellbasierte Wirkstoffentwicklung“ erhalten.

Dr.-Ing. **Selin Kara** hat den Ruf auf die W3-Professur „Technische Chemie“ erhalten.

Jun.-Prof. Dr. **Carolin König** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track nach W3 „Computational Chemistry“ erhalten.

Dr. **Arndt Reichert** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track nach W3 für „Gesundheitsökonomie“ erhalten.

Dipl.-Ing. **André Kempe** und Dipl.-Ing. **Oliver Thill** haben den geteilten Ruf auf die W3-Professur für „Entwerfen und Ressourcen“ erhalten.

Dr. **Christian Steuwe** hat den Ruf auf die W2-Professur mit Tenure Track nach W2 „Photonik“ abgelehnt.

Ass.-Prof. Dr. **Ruth Müller** hat den Ruf auf die W3-Professur „Institutionen und Prozess der Wissensgesellschaft“ abgelehnt.

Prof. Dr. **Stephan Barcikowski** hat den Ruf auf die W3-Professur „Technische Chemie“ abgelehnt.

Rufe nach außerhalb

Prof. Dr. **Steffen Marx** hat den Ruf auf die Stiftungsprofessur „Ingenieurbau“ an der Technischen Universität Dresden angenommen.

Prof. Dr. **Christian Heinze** hat den Ruf auf die W3-Professur „Bürgerliches Recht und Internationales Privat- und Verfahrensrecht“ an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel abgelehnt.

Prof. Dr. **Marcel Prokopczuk** hat den Ruf auf die W3-Professur „Allgemeine Betriebswirtschaftslehre und Finanzwirtschaft“ an der Universität Stuttgart abgelehnt.

Prof. Dr. **Katharina Müller** hat den Ruf auf die W3-Professur für „Schulpädagogik“ an der Otto-Friedrich-Universität Bamberg abgelehnt.

Prof. Dr. **Astrid Nieße** hat den Ruf auf eine Professur an der Carl von Ossietzky Universität Oldenburg angenommen.

ERNENNUNG ZUR JUNIORPROFESSORIN / ZUM JUNIORPROFESSOR

Dr. **Andreas Schell**, Fakultät für Mathematik und Physik, mit Wirkung vom 01.07.2019

ERNENNUNG ZUR UNIVERSITÄTSPROFESSORIN / ZUM UNIVERSITÄTSPROFESSOR

Prof. Dr. **Sebastian Polarz**, Naturwissenschaftliche Fakultät, mit Wirkung vom 01.01.2020

Dr. **Emily Alice Poppenborg**,
Naturwissenschaftliche Fakultät, mit Wirkung vom 01.07.2020

Prof. Dr. **Matthias Lorenz**,
Philosophische Fakultät, mit Wirkung vom 01.04.2020

Prof. Dr. **Maximilian Philipp Becker**, Juristische Fakultät, mit Wirkung vom 10.01.2020

Prof. Dr. **Johannes Jaspersen**,
Wirtschaftswissenschaftliche Fakultät, mit Wirkung vom 01.04.2020

ERNENNUNG ZUR PROFESSORIN /
ZUM PROFESSOR

Dr. **Tanja Mehlstäubler**, Fakultät für Mathematik und Physik, mit Wirkung vom 04.04.2020

ERNENNUNG ZUR
UNIVERSITÄTSPROFESSORIN /
ZUM UNIVERSITÄTSPROFESSOR
AUF ZEIT

Prof. Dr. **Anne Böckler-Raetig**,
Philosophische Fakultät, mit Wirkung vom 01.04.2020

Prof. Dr. **Imke Niediek**, Philosophische Fakultät, mit Wirkung vom 01.04.2020

Prof. Dr. **Melanie Krüger**,
Philosophische Fakultät, mit Wirkung vom 01.04.2020

Prof. Dr. **Anja Jasmin Binanzer**,
Philosophische Fakultät, mit Wirkung vom 01.01.2020

BESTELLUNG ZUR
HONORARPROFESSORIN /
ZUM HONORARPROFESSOR

Prof. Dr. **Angela Dageförde-Reuter**,
Juristische Fakultät, 13.01.2020

Prof. Dr. **Jens Lehmann**,
Juristische Fakultät, 13.01.2020

Prof. Dr. **Armin Neuhäuser**,
Juristische Fakultät, 13.01.2020

ERNENNUNG ZUR AUSSER-
PLANMÄSSIGEN PROFESSORIN /
ZUM AUSSERPLANMÄSSIGEN
PROFESSOR

Dr.-Ing. **Matthias Becker**,
Fakultät für Elektrotechnik und Informatik, 11.11.2019

PD Dr. **Ayhan Demircan**,
Fakultät für Mathematik und Physik, 06.11.2019

VERLEIHUNG DER EIGENSCHAFT
EINER BEAMTIN / EINES BEAMTEN
AUF LEBENSZEIT

Prof. Dr. **Bettina Matzdorf**,
Fakultät für Architektur und Landschaft, mit Wirkung vom 01.12.2019

RUHESTAND

Prof. Dr. **Helena Szczerbicka-Lipinska**,
Fakultät für Elektrotechnik und Informatik, mit Ablauf März 2019

Prof. Dr. **Jürgen Caro**,
Naturwissenschaftliche Fakultät, mit Ablauf des Monats März 2020

Prof. Dr. **Wolfgang Ebeling**,
Fakultät für Mathematik und Physik, mit Ablauf des Monats März 2020

Prof. Dr. **Wolfgang Ertmer**,
Fakultät für Mathematik und Physik, mit Ablauf des Monats März 2020

Prof. Dr. **Udo Lipeck**, Fakultät für Elektrotechnik und Informatik, mit Ablauf des Monats März 2020

Prof. Dr.-Ing. **Ludger Lohaus**,
Fakultät für Bauingenieurwesen und Geodäsie, mit Ablauf des Monats März 2020

BEENDIGUNG DES
DIENSTVERHÄLTNISES ALS
JUNIORPROFESSOR /
JUNIORPROFESSORIN

Jun.-Prof. **Alexander Marchanka**,
Naturwissenschaftliche Fakultät, mit Ablauf des 31.08.2019

Jun.-Prof. **Guillermo Payá-Vayá**,
Fakultät für Elektrotechnik und Informatik mit Ablauf des 31.03.2019

VERSTORBEN

Prof. Dr. Dr. hc. mult. **Hinrich Seidel**,
ehemaliger Präsident der Leibniz Universität und Direktor des Instituts für Anorganische Chemie, verstarb am 18. 02.2020 im Alter von 88 Jahren.

Prof. Dr. phil. **Ekkehard Eggs**,
ehemals Romanisches Seminar, verstarb am 13.12.2019 im Alter von 76 Jahren.

Prof. Dr. jur. **Heiko Faber**,
ehemals Juristische Fakultät, verstarb am 26.12.2019 im Alter von 82 Jahren.

Prof. Dr.-Ing. **Wilfried Gerth**,
ehemals Institut für Regelungstechnik, verstarb am 28.12.2019 im Alter von 75 Jahren.

Prof. Dr. **Wolfgang Schelling**,
ehemals Institut für Bautechnik und Holzbau, verstarb am 13.01.2020 im Alter von 81 Jahren.

Dr. rer. nat. **August Heinrich Steingrobe**,
ehemals Leiter des Niedersächsischen Studienkollegs, verstarb am 11.01.2020 im Alter von 75 Jahren.

Prof. Dr. **Dirk Hoeges**,
ehemals Romanisches Seminar, verstarb am 30.01.2020 im Alter von 76 Jahren.

Prof. Dr. rer. hort. habil. **Paul Richard Karl Zimmer**, ehemals Direktor des Instituts für Zierpflanzenbau, verstarb am 22.02.2020 im Alter von 86 Jahren.

Dr. **Alfred Köstner**, ehemals wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Fakultät für Mathematik und Physik, verstarb am 02.02.2020 im Alter von 83 Jahren.

Prof. Dr. phil. **Rainer Schmalz-Bruns**, ehemals Institut für Politikwissenschaft, verstarb am 31.03.2020 im Alter von 65 Jahren.

Prof. Dr. **Hans Heinrich Seedorf**, ehemals Fachbereich Geographie, verstarb am 04.04.2020 im Alter von 96 Jahren.

Prof. Dr.-Ing. **Ole Burkhardt**, ehemals Franzius-Institut für Wasserbau und Küsteningenieurwesen, verstarb am 17.04.2020 im Alter von 85 Jahren.

PREISE UND AUSZEICHNUNGEN

Prof. Dr. **Olivier Allix**, Mechanik, École Normale de Cachan (Cachan/Frankreich), hat den Gay Lussac-Humboldt-Forschungspreis erhalten. Sein Gastgeber ist Prof. Dr.-Ing. Peter Wriggers, Institut für Kontinuumsmechanik.

Dr. **Edgar Landry Tchoundja**, Université de Yaoundé I (Yaoundé/Kamerun), hat ein Georg-Forster-Forschungsstipendium für erfahrene Wissenschaftler erhalten. Sein Gastgeber ist Prof. Dr. Wolfram Bauer, Institut für Analysis.

Dr. **Dan Li**, Boston University (Boston/USA), hat ein Humboldt-Forschungsstipendium bekommen. Sein Gastgeber ist Prof. Dr. Günther Groß, Institut für Meteorologie.

Samuel Weniga Anuga, University of Ghana, ist mit dem Internationalen Klimaschutzstipendium der Humboldt-

Stiftung ausgezeichnet worden. Seine Gastgeberin ist Prof. Dr. Ulrike Grote, Institut für Umweltökonomik und Welthandel.

20 Bachelor- sowie Master-Studierende, Absolventinnen und Absolventen von allen neun Fakultäten und der Leibniz School of Education sind mit dem Preis des Präsidiums ausgezeichnet worden:

Manuel Nerhoff (Fakultät für Architektur und Landschaft)

Mark Eric Hempel (Fakultät für Bauingenieurwesen und Geodäsie)

Elias Leonard Kayser, Pieris Sourkounis und Lars Stark (Fakultät für Elektrotechnik und Informatik)

Jan Bleeke, Markus Grotegut und Nico Lubos, (Fakultät für Maschinenbau)

Liza Lengert (Fakultät für Mathematik und Physik)

Oliver Hahne und Hannah Juliane Wegner (Juristische Fakultät)

Lennart Grün und Jan Tobising (Naturwissenschaftliche Fakultät)

Miriam Heger, Pia Jüttner, Moritz Kiermeier und Anna Warmuth (Philosophische Fakultät)

Tim Mahler und Kevin Reer (Wirtschaftswissenschaftliche Fakultät)

Chuck Fiedler (Leibniz School of Education)

GASTWISSENSCHAFTLERINNEN UND GASTWISSENSCHAFTLER

Dr. **Linda Supik**, Philosophische Fakultät, 01.10.2019 bis zum 30.09.2020

Prof. **Martina Gunske von Kölln** von der Fukushima

University (Japan) wird ab dem 01.10.2019 bis zum 30.09.2020 im Fachsprachenzentrum tätig sein.

Frau **Anna Nikiforova** von der East Siberia State University of Technology and Management (Russland) wird ab dem 01.10.2020 bis zum 31.03.2020 am Institut für Lebensmittelchemie tätig sein.

Prof. Dr. **Hisanori Ohashi** von der Tokyo University of Science (Japan) wird ab dem 02.10.2019 bis zum 30.09.2020 am Institut für Algebraische Geometrie tätig sein.

Prof. Assoc. **Marcos Alberto Valdebenito** von der Universidad Técnica Federico Santa María (Chile) wird vom 01.12.2019 bis zum 29.02.2020 am Institut für Risiko und Zuverlässigkeit tätig sein.

Dr. **Alessandro Zenesini** von der Università degli Studi di Trento (Italien) wird ab dem 01.12.2019 bis zum 29.02.2020 am Institut für Quantenoptik tätig sein.

Dr. **Yang Shen** von der Tongji University (China VR) wird vom 03.12.2019 bis zum 30.09.2021 am Institut für Kontinuumsmechanik tätig sein.

Dr. **Francesco Vetere** von der Università degli Studi di Perugia (Italien) wird ab dem 01.01.2020 bis zum 31.03.2020 am Institut für Mineralogie tätig sein.

Dr. **Mohammad Komijani** von der Kanada University of Waterloo (Kanada) wird vom 01.01.2020 bis zum 31.12.2020 am Institut für Kontinuumsmechanik tätig sein.

Dr. **Burkhon Elmuradov** von der Uzbekistan Academy of Sciences (Uzbekistan) wird vom 01.01.2020 bis zum 30.06.2020 am Institut für Organische Chemie tätig sein.

Prof. Dr. **Olivier Allix** von der Université Paris Saclay (Frankreich) wird vom 01.01.2020 bis zum 30.06.2020 am Institut für Kontinuumsmechanik tätig sein.

Dr. **Ramli Rizaiddin** von der Universiti Kebangsaan Malaysia (Malaysia) wird vom 01.01.2020 bis zum 29.02.2020 am Institut für Risiko und Zuverlässigkeit tätig sein.

Dr. **Xiukai Yuan** von der Xiamen University (China VR) wird vom 01.01.2020 bis zum 30.12.2020 am Institut für Risiko und Zuverlässigkeit tätig sein.

Dr. **Alexey Yulin** von der ITMO University (Russland) wird vom 10.01.2020 bis zum 04.03.2020 am Institut für Quantenoptik tätig sein.

Prof. Dr. **Tanusree Chakraborty** von dem Indian Institute of Technology Delhi (IIT Delhi) (Indien) wird vom 01.02.2020 bis zum 31.07.2020 am Institut für Geotechnik tätig sein.

Herr **Marco Nale** von der Università degli Studi di Ferrara (Italien) wird vom 01.02.2020 bis zum 31.07.2020 am Institut für Risiko und Zuverlässigkeit tätig sein.

Dr. **Lechang Yang** von der University of Science and Technology Beijing (China VR) wird vom 01.02.2020 bis zum 01.10.2020 am Institut für Risiko und Zuverlässigkeit tätig sein.

Dr. **Quanzhou Yao** von der Tsinghua University (China VR) wird vom 01.02.2020 bis zum 30.11.2020 am Institut für Kontinuumsmechanik tätig sein.

Herr **Augustin Persoons** von dem Institut Pascal wird vom 21.02.2020 bis zum 31.12.2023 am Institut für Risiko und Zuverlässigkeit tätig sein.

Prof. Assoc. **Qinghua Bai** von der Qingdao Technological University (China VR) wird vom 23.02.2020 bis zum 23.08.2020 am Institut für Maschinenkonstruktion und Triebologie tätig sein.

Prof. **Aleksandr Naberezhnov** von der Saint-Petersburg State Polytechnic University (Russland) wird vom 01.03.2020 bis zum 30.05.2020 am Institut für Elektrotechnik tätig sein.

Dipl.-Ing. **Bernd Schmutz**, Fakultät für Architektur und Landschaft, vom 01.04.2020 bis zum 31.03.2021.

SONSTIGES

Prof. Dr. **Volker Epping**, Präsident der Leibniz Universität Hannover, ist in den Vorstand der Landeshochschulkonferenz gewählt worden.

Prof. Dr. **Andrea Hampel**, Institut für Geologie, ist in die Deutsche Akademie für Technikwissenschaften (acatech) aufgenommen worden.

Prof. Dr.-Ing. **Jörg Wallaschek**, Leiter des Instituts für Dynamik und Schwingungen, wurde in die Deutsche Akademie der Technikwissenschaften (acatech) aufgenommen.

Prof. Dr. **Thomas Scheper**, Institut für Technische Chemie, ist zum Sprecher des acatech-Themennetzwerkes Biotechnologie und Bioökonomie gewählt worden.

Prof. Dr. **Richard Hanke-Rauschenbach**, Institut für Elektrische Energiesysteme, ist neuer Vorstandssprecher des Energie-Forschungszentrums Niedersachsen (EFZN).

Prof. Dr. **Steffi Robak**, Institut für Berufspädagogik und Erwachsenenbildung, ist als Gast in den Fachausschuss Bildung des Deutschen Kulturrates aufgenommen worden.

Dr. **Sabine Johannsen** wurde zum 15. August 2019 in den Hochschulrat der Leibniz Universität Hannover berufen.

Prof. Dr.-Ing. **Katharina Klemt-Albert**, Institut für Baumanagement und Digitales Bauen, wurde im November 2019 von buildingSMART Deutschland zur Sprecherin des Präsidiums gewählt.

Dr. **Janina Bahnemann**, Institut für Technische Chemie an der Naturwissenschaftlichen Fakultät, wurde mit dem DECHEMA-Hochschullehrer-Nachwuchspreis für Biotechnologie ausgezeichnet.

Alt-Präsident Hinrich Seidel verstorben



Der ehemalige Präsident und Ehrenbürger der Leibniz Universität Hannover, Professor Dr. Dr. hc. mult. Hinrich Seidel, ist am 18. Februar 2020 im Alter von 88 Jahren verstorben.

Geboren am 7. November 1931 in Rendsburg, begann Hinrich Seidel 1951 das Studium der Chemie an der Universität Kiel, wo er 1960 promovierte und sich 1967 habilitierte. 1971 erhielt er einen Lehrstuhl für anorganische Chemie an der damaligen Technischen Universität Hannover und wurde 1972 Direktor des Instituts für Anorganische Chemie.

Mit Unterbrechung von zwei Jahren lenkte Seidel von 1975 bis 1977 als Rektor und von 1979 bis 1997 als Präsident die Geschicke der dann in Universität Hannover umbenannten Hochschule. Die Universität Hannover wuchs zur größten Universität Niedersachsens, die Zahl der Studierenden verdoppelte sich.

In seiner Zeit als Vizepräsident und Präsident (1984 - 1994) der Europäischen Rektorenkonferenz CRE (Standing Conference of Rectors, Presidents and Vice-Chancellors of the European Universities) entwickelten sich die Beziehungen zwischen den europäischen Hochschulen deutlich positiv und eine strukturelle und strategische Zusammenarbeit entstand.

Engagiert war Hinrich Seidel auch in außeruniversitären Gremien. Von 1981 bis 1999 war er Mitglied im Beratungsausschuss des Europäischen Zentrums für Hochschulbildung der UNESCO. 1982 bis 1996 agierte er als alternierender Vorsitzender und stellvertretender Vorsitzender im Aufsichtsrat der Hochschulinformationssystem GmbH (HIS). Von 1995 bis 2001 war Hinrich Seidel wissenschaftlicher Gründungsleiter der Zentralen Evaluations- und Akkreditierungsagentur Hannover (ZEvA). Diese Agentur leistete Pionierarbeit auf dem Gebiet der Lehrevaluation an Universitäten.

Hinrich Seidel erhielt für seine Verdienste zahlreiche Auszeichnungen, darunter das große Bundesverdienstkreuz, er wurde in Frankreich zum Chevalier de l'Ordre National du Mérite und Officier de la Légion d'honneur ernannt, wurde in Großbritannien Honorary Officer of the Order of the British Empire und er er-

hielt das Offizierskreuz des Verdienstordens der Republik Polen. Er war Ehrenbürger der Stadt Hannover.

Professor Seidels internationale hohe Wertschätzung lässt sich durch zahlreiche Ehrendoktorwürden dokumentieren: Die Universitäten von Aberdeen, Bristol, Compiègne, Dublin, Poznan und von St. Petersburg haben ihm einen Ehrendokortitel verliehen.

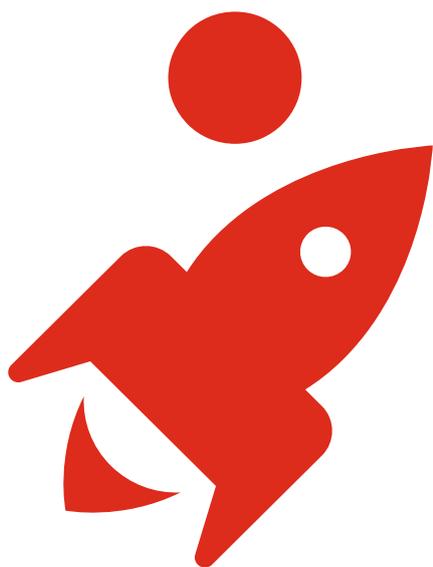
Hinrich Seidel hat das Gesicht der Universität Hannover entscheidend geprägt und Akzente gesetzt, die bis heute nachwirken. Lange vor dem Begriff der Internationalisierung hat er die Beziehungen zu internationalen Hochschulen vorangetrieben. Der Aufbau und die Pflege der Beziehungen zu den Hochschulen in Mittel- und Osteuropa waren ebenso Gegenstand seiner internationalen Arbeit wie auch die Intensivierung der Zusammenarbeit mit den westeuropäischen Nachbarländern wie Großbritannien und Frankreich. Aber auch die Universität selbst leitete er mit Weitsicht und Visionen, Interdisziplinarität und kollegiale Zusammenarbeit waren ihm ein Leitgedanke. Die Leibniz Universität Hannover ist ihm zu großem Dank verpflichtet. Wir werden ihm ein ehrendes Andenken bewahren.

Prof. Dr. Volker Epping
Präsident der
Leibniz Universität Hannover



deine
Studienfinanzierung

Geht doch auch einfach.



Ohne Papierkram und lange Wege.

Gemeinsam mit unserem Partner „deineStudienfinanzierung“ unterstützen wir dich bei deinem Traum vom Studium. Ob BAföG, KfW Studienkredit oder Bildungsfonds – erhalte in nur wenigen Minuten Klarheit über Anspruch und Möglichkeiten dein Studium zu finanzieren.

Jetzt 10 Euro Rabatt sichern:
[www.sparkasse-hannover.de/
deinestudienfinanzierung](http://www.sparkasse-hannover.de/deinestudienfinanzierung)

sparkasse-hannover.de

Wenn's um Geld geht



Sparkasse
Hannover

Freiraum für Leistung.



**Für jeden guten Start
gibt es den richtigen Moment.**

Mit Traineeprogramm, Praktikum oder Stipendium:
In der NORD/LB starten Sie immer in einem Berufsumfeld,
das in seiner Dynamik und seinem Leistungsumfang
beste Perspektiven eröffnet.

Weitere Infos unter: **www.nordlb.de/traineeship**
oder **www.nordlb.de/praktikanten**