



Zeitschrift für Audiologie

Audiological Acoustics

Aktive Prozesse des Hörens

The Listening Brain

**2. Interdisziplinäres Kolloquium
der KIND Hörstiftung
am 6. und 7. Februar 2023
in Berlin**

Schriftenreihe Band 23

Herausgeber
KIND Hörstiftung



Sonderheft Nr. 4/2023

Vorwort

4 **KIND-Kolloquium – Vorwort zum Tagungsband**

Sebastian Hoth

Grundlagen aus der Neurophysiologie

6 **Oscillations at the Periphery of Hearing**

Constantino Dragicevic

8 **On how electric stimulation of the auditory cortex can prevent inner ear damage**

Miguel A. Merchán

11 **Spiegelt die Aktivierung des Hörkortex unsere bewusste Wahrnehmung?**

Alexander Gutschalk, Laura Doll und Andrew R. Dykstra

Clinical Aspects and Diagnostics

13 **Diagnostics of perisynaptic audiopathy**

Rosamaria Santarelli

16 **Contralaterale Suppression otoakustischer Emissionen (OAE)**

Martin Walger

Impulse für die Hörprothetik

18 **EEG-Signale für Cochlea-Implantate**

Sabine Haumann, Andreas Büchner und Thomas Lenarz

21 **Simulation of the efferent system in the coding strategies of cochlear implant systems**

Enrique A. López-Poveda

Therapeutische Aspekte

23 **Cross-Modal Plasticity: What Is It and Why Do We Care?**

Anu Sharma

26 **Detection and prevention of listening and language disorders in children**

David R. Moore, Chelsea M. Blankenship, Hannah J. Stewart, Jennifer J. Vannest und Lisa L. Hunter

Aspekte der Kognitionspsychologie und Audiopädagogik

28 **Der Einfluss körperlich-kognitiver Aktivität auf die exekutiven Funktionen von Schüler:innen mit Hörbehinderung in der Primarstufe**

Laura Avemarie

31 **Frag nach! Monitoring des Sprachverstehens bei Kindern mit Hörbeeinträchtigungen**

Wilma Schönauer-Schneider

34 **Hören oder Zuhören? Hörstrategien aus der Perspektive der Bildung gehörloser und schwerhöriger Kinder**

Karolin Schäfer

37 **Verzeichnis der Referentinnen/Referenten**

38 **Impressum**

KIND-Kolloquium – Vorwort zum Tagungsband



Sebastian Hoth
Vorsitzender des Wissenschaftlichen
Vorstands der KIND Hörstiftung

Liebe Leserinnen und Leser,

Das vor Ihnen liegende Sonderheft der Zeitschrift für Audiologie gibt die Inhalte des am 6. und 7. Februar 2023 in Berlin durchgeführten zweiten Interdisziplinären Kolloquiums der KIND Hörstiftung wieder. Es setzt damit die im dem Jahr 1981 begonnene Schriftenreihe der GEERS-Stiftung fort. Viele der Referentinnen und Referenten dieses Kolloquiums haben sich die Mühe gemacht, ihren Vortrag schriftlich zusammenzufassen. Dafür ist ihnen der Stiftungsvorstand außerordentlich dankbar!

Das Leitthema „Aktive Prozesse des Hörens – The Listening Brain“ gilt einem Gegenstand, der in der audiologischen Forschung derzeit so intensiv bearbeitet wird wie kaum ein anderer. Es ist nicht einfach, den Beginn der langen Geschichte des „aktiven Hörsystems“ zu datieren. Häufig zitiert wird die Postulation von Schallemissionen aus dem Ohr durch den Physiker Thomas Gold im Jahr 1948. Im Jahr 1974 berichteten William Rhode und Luis Robles über erste Beobachtungen von „basilar membrane transient response oscillations“ mit Hilfe des kernphysikalischen Mössbauer-Effektes. Die zunächst noch in der Cochlea „gefangene“ Oszillation wurde im Jahr 1978 durch David Kemp im äußeren Gehörgang als akustische Emission nachgewiesen, und diese schließlich auf die 8 Jahre später von Åke Flock und Hans Peter Zenner beschriebene aktive Motilität der äußeren Haarsinneszellen zurückgeführt. Motor dieser Aktivität ist das Membranprotein Prestin, dessen Schlüsselrolle im Vortrag von Dominik Oliver im Detail beschrieben wurde.

In unserem Kolloquium ging es sowohl um diese mechanische Aktivität von peripheren sensorischen Komponenten des Hörsystems als auch um aktive Mechanismen, bei denen das efferente (neuronale) Hörsystem eine wichtige Rolle spielt. Beide aktiven Systeme greifen ineinander, wie es im einfachsten Fall an der weit peripher-neural ablaufenden contralateralen Suppression der TEOAE zutage tritt. Höhere Abschnitte der neuralen Hörbahn sind bei Effekten wie der aktiven Steuerung der Empfindlichkeit der Cochlea und der gerichteten Aufmerksamkeit involviert. Diese Effekte sind an pathologischen Veränderungen wie z.B. den Störungen aus dem Spektrum der Auditorischen Synaptopathie / Neuropathie, dem „hidden hearing loss“ oder den alterungsbedingten Veränderungen des Hörens beteiligt und sie wecken das Interesse der Entwickler von technischen Hörhilfen, welche auf den von Enrique López-Póveda geschaffenen Grundlagen daran arbeiten, das efferente Hörsystem technisch nachzubilden („closing the loop“). Ebenfalls in den

Anfängen stecken die ersten z.B. von Miguel Merchán beschriebenen Bemühungen, der Degeneration der Leistungen des efferenten Systems mit Hilfe therapeutischer Maßnahmen entgegenzuwirken.

Bis die efferente Schleife bei technischen Prothesen geschlossen ist, wird noch einige Zeit vergehen (auch hier ist eine zuverlässige Datierung nicht einfach). Schon heute ist es jedoch vor allem für die Pädagogische Audiologie äußerst relevant, dass die gerichtete Aufmerksamkeit als Folge einer Hörstörung beeinträchtigt sein kann und es auch nach der Versorgung bleibt. In pädagogischen Kontexten werden deshalb Steuerungs- und Kontrollprozesse höherer Ebenen (z.B. exekutive Funktionen, Hörstrategien, Monitoring des Sprachverstehens) verstärkt fokussiert.

Bei den großen Fachtagungen des üblichen Zuschnitts besuchen normalerweise die Pädagogen die Vorträge der Pädagogen und die Audiologen die Vorträge der Audiologen. Ebenso sind die Neurophysiologen weitgehend unter sich und die Operateure ebenfalls. Diese Experten sowie die Vertreter weiterer Fachgruppen (Phoniatry und Pädaudiologie, Hörakustik, Psychologie, Logopädie, Audiotherapie), die an der Erforschung, der Diagnostik und der Behandlung von Hörstörungen sowie der Versorgung und der Betreuung der Betroffenen mitwirken, verfolgen alle das Ziel, die Hörbehinderung so weit wie möglich auszugleichen – idealerweise in enger Zusammenarbeit untereinander und auf Augenhöhe. Es wird nicht einfach sein, eine wissenschaftliche Veranstaltung zu finden, die zur Erreichung dieses Ziels so viel beiträgt wie die Interdisziplinären Kolloquien der KIND Hörstiftung.

Eine wissenschaftlich ausgerichtete Stiftung, die kurz vor der Vollendung des fünften Jahrzehnts ihrer Existenz steht, kann sich nicht jedem Trend anschließen. Insbesondere sind wir davon überzeugt, dass nicht wertlos sein muss, was keinen Impact-Faktor vorweisen kann. Mit der Schaffung und Versendung eines gedruckten Tagungsbandes sind wir nicht auf der Höhe des technologischen Standards, wir kompensieren aber einen Teil der Limitierung, der wir uns bei der Einladung der Kolloquiumsteilnehmer fügen müssen. Tragen Sie bitte zur effizienten Nutzung der hier zusammengetragenen internationalen Expertise bei, indem Sie weitere Exemplare des Heftes anfordern und an Studentinnen und Studenten sowie an Kolleginnen und Kollegen weitergeben. Der Inhalt dieses Heftes ist auch online unter www.kind-hoerstiftung.de/schriftenreihe-der-kind-stiftung/ erhältlich. Auf dieser Seite finden sich auch die anderen Bände der Schriftenreihe.

Sebastian Hoth
Vorsitzender des Wissenschaftlichen Vorstands der KIND Hörstiftung

Kompakte Vorschau:

Das efferente System optimiert über die Steuerung diverser aktiver Vorgänge den Hörvorgang insbesondere in Bezug auf das beidohrige Hören und die gerichtete Aufmerksamkeit.

Es ist verantwortlich für Hörstörungen (Stichwort „hidden hearing loss“). Seine Funktion wird auch durch Alterung und Lärm beeinträchtigt.

Es gibt erste Ansätze, die Funktion des efferenten Systems in technischen Hörhilfen nachzubilden (Stichwort „closing the loop“) – primär, aber nicht nur für Hörimplantate.

Es ist wichtig, das Wissen über das efferente System in die Rehabilitation einzubeziehen – und wenn es nicht mehr ist, als die Erkenntnis, dass es Fertigkeiten gibt, die vorläufig ohne das natürliche efferente System nicht erreichbar sind.

Dear readers,

The special issue of the journal for audiology that you have in front of you reflects the contents of the second interdisciplinary colloquium of the KIND Hörstiftung held on February 6th and 7th 2023 in Berlin. It thus continues the publication series of the GEERS Foundation, which started in 1981. Many of the speakers at this colloquium underwent the effort to summarize their presentation. The board of the foundation is extremely grateful to them for their kind cooperation!

The title „Active Processes of Hearing – The Listening Brain“ heading the colloquium covers a topic which currently appears most urgent to audiologists in research and clinic. It is not easy to date the beginning of the long history of the „active hearing system“. The postulation of sound emissions from the ear by the physicist Thomas Gold in 1948 is often cited. In 1974, William Rhode and Luis Robles reported on the first observations of „basilar membrane transient response oscillations“ using the Mössbauer effect of nuclear physics. The oscillation initially „caught“ in the cochlea was first observed by David Kemp in 1978 as an acoustic emission in the external auditory canal, and this was finally traced back to the active motility of the outer hair cells described 8 years later by Åke Flock and Hans Peter Zenner. The engine of this activity is the membrane protein prestin, the key role of which was described in detail in Dominik Oliver's presentation.

In our colloquium, this mechanical activity of parts of the auditory system played only a peripheral role (in both senses of the word). The main focus was directed to other active mechanisms in which the efferent (neural) auditory system plays an important role. Both active systems interact, as can be seen in the simplest case in the contralateral suppression of the TEOAE, which takes place far from the central components of the neural auditory system. Higher segments of the auditory neural pathway are involved in effects such as active control of cochlear sensitivity and focused attention. These effects are involved in pathological changes such as disorders of the spectrum of auditory synaptopathy / neuropathy, hidden hearing loss or age-related changes in hearing, and they inspire the interest of researchers like Enrique López-Póveda, who are developing algorithms to technically reproduce the efferent hearing system in technical hearing aids („closing the loop“). First efforts to counteract the degeneration of the performance of the efferent system by therapeutic intervention are presented by Miguel Merchán.

It will need some time before the efferent loop can be closed with technical prostheses (reliable dating is not easy here either). However, it is already extremely relevant today, especially for educational audiology, that focused attention and ease of listening can be deteriorated as a result of hearing impairment and remain so even after the fitting with hearing prostheses. From the perspective of education, mental processes (e.g. executive functions, listening strategies, comprehension monitoring) should be considered.

At large professional conferences of the usual type, educators normally attend lectures given by educators and audiologists attend the lectures of audiologists. The neurophysiologists are also largely among themselves, as are the surgeons. These experts and the representatives of other specialist groups (such as physicians for phoniatrics and pedaudiology, hearing aid acousticians, psychologists, speech therapists and audio therapists) who are involved in the research, diagnosis and treatment of hearing disorders as well as the therapy of those affected all pursue the goal of reducing the constraints resulting from hearing impairment

as far as possible – ideally in the closest possible cooperation and at eye level. It will not be easy to find a scientific event that contributes as much to this goal as the interdisciplinary colloquia of the KIND Hearing Foundation.

A scientifically oriented foundation that is about to complete its fifth decade of existence cannot follow every new trend. In particular, we are convinced that something that does not have an impact factor is not necessarily worthless. With the creation and distribution of printed conference proceedings, we are not up to the newest technological standard, but we compensate for parts of the limitation that we have to accept when inviting the colloquium participants. Please contribute to the efficient use of the international expertise compiled here by requesting further copies of the booklet and passing them on to students and colleagues! The contents of this booklet are also available online at www.kind-hoerstiftung.de/schriftenreihe-der-kind-stiftung/

Sebastian Hoth
Head of the scientific board of the KIND Hörstiftung

Compact Preview:

The efferent system controls diverse active processes and thereby optimizes the hearing especially with respect to binaural hearing and focused attention.

The efferent system is responsible for hearing disorders (as e.g. „hidden hearing loss“). Its function may also be disturbed by age and noise exposure.

First approaches aim to emulate the function of the efferent system in technical hearing prostheses („closing the loop“) – primary, but not exclusively in hearing implants.

It is important to integrate the knowledge about the efferent system in (re)habilitation therapies – at least in the sense that some abilities cannot be reached without a functioning efferent system.

Oscillations at the Periphery of Hearing



Constantino Dragicevic
Universidad de Chile,
Santiago de Chile, Chile

Low frequencies are cognitively induced, high frequencies are oculomotorily evoked

Since the discovery of cortico-fugal low frequency oscillations (1-10 Hz) at the auditory periphery, as measured with continuous distortion-product otoacoustic emissions (**DPOAE**) during alternating tasks of selective attention to visual or auditory stimuli (Dragicevic et al. 2019), other research groups have replicated and extended our ideas about the physiological role of these infra-sonic oscillations on hearing and, ultimately, on the integration of the senses for multimodal perception. One thing these recent studies have in common is that all share the context of a cognitively demanding state for healthy subjects or patients (Köhler et al. 2021; Gehmacker et al. 2022; Köhler & Weisz 2023).

Going up in the frequency band, Gruters et al. (2018) discovered another kind of peripheral auditory oscillations, but this time evoked by rapid eye movements known as saccades. In their report, they briefly comment that these 'eye movement related eardrum oscillations' (**EMREO**) oscillate around 33 Hz.

So, there are oscillating phenomena in the outer ear canal that can be induced (without phase-locking or low phase-locking value (**PLV**)) by attentional states, interestingly in the same frequency bands that have been related with oscillatory networks of attention (delta-theta-alpha as measured with EEG or MEG), or can be evoked (with strict phase-locking) by the onset of visual saccades, causing oscillations higher in frequency (10-50 Hz and centered around ~30 Hz in our unpublished experiments). Let us dig a bit more on both types of oscillations, which can be categorized as 'low frequency-low PLV' and 'high frequency-high PLV'.

Low frequency oscillations at the auditory periphery

During my Ph.D. Thesis at the Universidad de Chile, with Paul Délano, Pedro Maldonado and Luis Robles as main mentors, we designed an ambitious experiment that allows to explore the simultaneous dynamics of cortical oscillations via electroencephalogram (**EEG**), and the activation of the auditory efferent system (**AES**) as mechanically assessed by continuous DPOAEs (Dragicevic et al. 2019). We continuously presented primary tones f_1 and f_2 at optimal parameters (according to Johnson et al. 2006, but see Kirby et al. 2011), except for brief gaps of silence that

had to be detected in the auditory task, while looking at a pointer clock in the screen that changed positions at random. As soon as the subjects detected the gaps-in-tones, they had to press a button and the task switched to visual selective attention. Under that cognitive context, no gaps interrupted the acoustic stimuli, and the pointer revolved clockwise at 1 Hz. Suddenly, the clock perimeter thickens and changes its color to indicate the period of focused visual attention, and the subject has to report the time (position of the pointer) coincident with the disappearance of the thick perimeter. The task changed to auditory attention after the response to the visual task, and this way both modalities were always stimulated but the relevant/distracting modality alternated actively upon responses. The visual task was adapted from a study on visual perceptual framing from Chakravarti & VanRullen, (2011) because I wanted to relate the AES with a mechanism of discrete periods of peripheral gating, in accordance with the theory of perceptual framing (Varela et al. 1981; Gho & Varela 1988, see VanRullen & Koch, (2003) for the first updated review, and Bodovitz 2004 or White 2018, for less common theoretical accounts on the same idea). However, I had to restrict my Ph.D. Thesis project to cognition and AES only. Nevertheless, my original inspiration has been advanced by another research team (Köhler & Weisz 2023) and, if we consider a broader view of the literature, we can take the parsing of acoustic stimuli into chunks of relevant auditory information for speech comprehension (mainly in the theta band of 4-8 Hz) as another manifestation of perceptual framing in the auditory domain (Guilleminot & Reichenbach 2022).

Briefly, the majority of our healthy volunteers manifested delta (1-4 Hz) to alpha (8-12 Hz) oscillations both in EEG channels and in DPOAE amplitude, whose time series was forced into an EEG analysis toolbox (**ELAN**, Aguera et al. 2011) just as if it were another EEG channel. That strategy gave us the opportunity to employ typical EEG analysis to DPOAE amplitude (taken with Hilbert transform), which we called a 'cochlear channel'. In addition, including the cochlear channel into the EEG pool also responds to our view that the AES and cochlear oscillations are part of attentional networks and dynamically couple or uncouple with them according to the needs. Although we did not verify an expected drop in DPOAE amplitude during visual attention relative to auditory attention, I must say that in a new and bigger sample of both healthy volunteers and also tinnitus patients, we have indeed found that visual attention activates AES and reduces cochlear amplification, also reducing DPOAE amplitudes. However, the greatest novelty was the emergence of non-phase locked oscillations in the cochlear channel that had virtually the same frequency as cortical oscillations. Interestingly, during auditory attention, cochlear oscillations appeared before than in a frontal electrode (Fz). This temporal order reversed for visual attention, where Fz manifested oscillations first, and finally, the cochlea. Our current studies will show a difference in cortical and cochlear oscillations between groups composed by healthy volunteers and tinnitus patients.

I feel very satisfied that cochlear oscillations have been detected in other settings and with other types of measures (nerve activity through cochlear implant and ongoing acoustic activity in silence), but what I like the most, is that our original crazy idea for a thesis project, about relating attention, AES, and perceptual framing, though rejected by the evaluation committee, transformed into a simpler project that with its

first publication laid the foundations for oscillatory phenomena at the auditory periphery associated with cognitive effort. Being oscillations a mechanism for sensory selection (Lakatos et al. 2008), infrasonic oscillations in the ear-canal may well serve perceptual framing in the sense of discrete periods of augmented sensitivity.

High frequency oscillations at the auditory periphery

The most interesting characteristic of EMREOS, which are measured in quiet, is that the phase and amplitude of, let us say again, 'cochlear oscillations', has enough information to decode the direction and amplitude of visual saccades. Said other way, a microphone tightly sealed within the external ear canal can serve as an eye-tracker, because somehow, the onset of saccades triggers an EMREO whose phase and amplitude depend on the geometry of saccades. We thought this would be a mechanism exclusive to active sensing, but after evaluating EMREOS of reflexive saccades with the nystagmus generated by classical optokinetic reflex (Robinson 2022), we concluded that these higher frequency cochlear oscillations are a global phenomenon present with every type of saccade.

The functional role of cochlear oscillations

The exact role of cochlear oscillations has not been established yet. Besides the more general theory of perceptual framing or cortical parsing of acoustical speech by oscillations in, ultimately, neuronal excitability, here I propose a link with an apparently disconnected research line about low frequency biasing of auditory perception. Strong evidence has shown that by presenting an audible stimulus together with non-audible acoustic waves as slow as 6 Hz, the detection rate of the audible stimuli oscillates at a rate of the non-audible biasing stimuli. This means that infrasonic oscillations, whether coming from outside or internally generated, can modulate responses to normal sounds in the neuronal (Patuzzi et al. 1984), mechanical (Hensel et al. 2007), and behavioral domains (Mrowinski et al. 1995). Given that oculomotorily evoked (Gruters et al. 2018) and cognitively induced infrasonic cochlear oscillations have opposed phases on each ear (Köhler & Weisz 2023), the effect of low frequency biasing should have different timings on each ear, presumably affecting the relevant cues for spatial localization of auditory sources in the azimuthal axis: interaural time and intensity differences of afferent responses. In the case of eye-movements, the hypothesis is that auditory perception is enhanced during the saccade and towards its direction. This makes sense because vision provides spatial resolution that audition cannot resolve alone. However, during transsaccadic periods, there is practically no detailed visual processing of the retinal image so no spatial information is available for the auditory system, except for the EMREOS that contain precise spatial information about the destination of the saccade, such that sounds arriving to the ears during a saccade can be processed with a certain bias that privileges those coming from the position of the next visual fixation, before it occurs. In the case of interaural attention, the explanation is

similar. Attending to one ear 'moves' the spatial focus of attention and induce oscillating modulations of cochlear sensitivity that mainly change the timing for optimal perception in each ear.

Funding: ANID Postdoctorado 3200735 and Beneficio pecuniario 400220 del Departamento de Fonoaudiología, Universidad de Chile.

Bibliography

- Aguera PE, Jerbi K, Caclin A, Bertrand O. ELAN: a software package for analysis and visualization of MEG, EEG, and LFP signals. *Comput Intell Neurosci*. 2011;2011:158970. <https://doi.org/10.1155/2011/158970>
- Bodovitz S. Consciousness is discontinuous: the perception of continuity requires conscious vectors and needs to be balanced with creativity. *Med Hypotheses*. 2004;62(6):1003-5. <https://doi.org/10.1016/j.mehy.2004.01.009>
- Chakravarthi R, Vanrullen R. Conscious updating is a rhythmic process. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2012; 109:10599-604. <https://doi.org/10.1073/pnas.1121622109>
- Dragicevic CD, Marcenaro B, Navarrete M, Robles L, Delano PH. Oscillatory infrasonic modulation of the cochlear amplifier by selective attention. *PLoS One*. 2019 Jan 7;14(1):e0208939. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208939>
- Gehrmacher Q, Reisinger P, Hartmann T, Keintzel T, Rösch S, Schwarz K, Weisz N. Direct Cochlear Recordings in Humans Show a Theta Rhythmic Modulation of Auditory Nerve Activity by Selective Attention. *J Neurosci*. 2022 Feb 16;42(7):1343-1351. 10.1523/JNEUROSCI.0665-21.2021
- Gho M, Varela FJ. A quantitative assessment of the dependency of the visual temporal frame upon the cortical rhythm. *J Physiol (Paris)*. 1988-1989;83(2):95-101.
- Gruters KG, Murphy DLK, Jensen CD, Smith DW, Shera CA, Groh JM. The eardrums move when the eyes move: A multisensory effect on the mechanics of hearing. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2018 Feb 6;115(6):E1309-E1318. <https://doi.org/10.1073/pnas.1717948115>
- Guilleminot P, Reichenbach T. Enhancement of speech-in-noise comprehension through vibrotactile stimulation at the syllabic rate. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2022 Mar 29;119(13):e2117000119. <https://doi.org/10.1073/pnas.2117000119>
- Hensel J, Scholz G, Hurltig U, Mrowinski D, Janssen T. Impact of infrasound on the human cochlea. *Hear Res*. 2007 Nov;233(1-2):67-76. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2007.07.004>
- Johnson TA, Neely ST, Garner CA, Gorga MP. Influence of primary-level and primary-frequency ratios on human distortion product otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am*. 2006 Jan;119(1):418-28. <https://doi.org/10.1121/1.2133714>
- Kirby BJ, Kopun JG, Tan H, Neely ST, Gorga MP. Do "optimal" conditions improve distortion product otoacoustic emission test performance? *Ear Hear*. 2011 Mar-Apr;32(2):230-7. <https://doi.org/10.1097/aud.0b013e3181fa5da2>
- Köhler MHA, Demarchi G, Weisz N. Cochlear activity in silent cue-target intervals shows a theta-rhythmic pattern and is correlated to attentional alpha and theta modulations. *BMC Biol*. 2021 Mar 16;19(1):48. <https://doi.org/10.1186/s12915-021-00992-8>
- Köhler MHA, Weisz N. Cochlear Theta Activity Oscillates in Phase Opposition during Interaural Attention. *J Cogn Neurosci*. 2023 Apr 1;35(4):588-602. https://doi.org/10.1162/jocn_a_01959
- Lakatos P, Karmos G, Mehta AD, Ulbert I, Schroeder CE. Entrainment of neuronal oscillations as a mechanism of attentional selection. *Science* 2008; 320:110-113. <https://doi.org/10.1126/science.1154735>
- Mrowinski D, Gerull G, Nubel K, Scholz G. Masking and pitch shift of tone bursts and clicks by low-frequency tones. *Hear Res*. 1995 May;85(1-2):95-102. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(95\)00033-z](https://doi.org/10.1016/0378-5955(95)00033-z)
- Patuzzi R, Sellick PM, Johnstone BM. The modulation of the sensitivity of the mammalian cochlea by low frequency tones. I. Primary afferent activity. *Hear Res*. 1984 Jan;13(1):1-8. [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(84\)90089-3](https://doi.org/10.1016/0378-5955(84)90089-3)
- Robinson DA. The behavior of the optokinetic system. *Prog Brain Res*. 2022;267(1):215-230. <https://doi.org/10.1016/bs.pbr.2021.10.010>
- Varela FJ, Toro A, John ER, Schwartz EL. Perceptual framing and cortical alpha rhythm. *Neuropsychologia*. 1981;19(5):675-86. [https://doi.org/10.1016/0028-3932\(81\)90005-1](https://doi.org/10.1016/0028-3932(81)90005-1)
- White PA. Is conscious perception a series of discrete temporal frames? *Conscious Cogn*. 2018 Apr;60:98-126. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2018.02.012>

On how electric stimulation of the auditory cortex can prevent inner ear damage



M.A. Merchán
I. S. Fernandez del Campo,
V.G. Carmona-Barron, I. Diaz, I. Plaza
University of Salamanca, Spain

A residual partial loss of efferent synapsis detected with normal thresholds has been defined as cochlear synaptopathy, a concept which has been extensively developed in animal models along the last decade after detailed anatomical and functional analysis of inner ear subjected to sound over-exposure (Kujawa and Liberman, 2009; Fernandez et al., 2020). Thus, synaptopathy has gained clinical relevance after raising that repetitive sound overexposures along the lifespan can affect in a temporal cumulative way inner hair cells synaptic machinery, inducing, at long term, difficulties for hearing discrimination (Kujawa and Liberman, 2006). Thus, an accurate term, hidden hearing loss (HHL), was coined for this pathology (Schaette and McAlpine, 2011). Consequently, due to the increase in noise pollution in our cities and industries and progressive increase of sound over-stimulation by using headphones, preventing HHL will be a challenge for basic and clinical researchers to avoid deafness progression in the first world population. However, it is worth noting that while synaptopathy is a local effect of neural degeneration in the inner ear, HHL is a broader concept which involves also the central nervous system adaptation. Consequently, strategies for hearing preservation of HHL must approach the problem by analyzing the auditory system as a whole, taking into account in particular the auditory cortex (AC). Here we have presented results to test the proof of concept and application of whether neuromodulation through electrical stimulation (ES) of the auditory cortex improves auditory function after acoustic over-stimulation, by activating central descending “top-down” auditory feedback, down to the cochlear efferent system.

As a difference with other sensory systems, the auditory pathway needs continuous forward and backward regulation between its relay stations for sound processing. So, in an ascending way, cochlear nuclei connect to the olivary complex, lateral lemniscus nuclei and the inferior colliculus, which in turn connect with the auditory thalamus and the cortex (Malmierca and Merchán, 2004). However, in a top-down way, auditory cortex hierarchically regulates almost all auditory nuclei, and in particular for our experimental design, the ventral nucleus of the trapezoid body in which neurons of the medial olivo-cochlear bundle are located (Feliciano et al., 1995). In animal models, a corticofugal control on the inner ear has been demonstrated after cooling or chemical blocking of the auditory cortex by showing increases in hearing thresholds and changes in cochlear microphonics (CM) recordings (León et al., 2012).

Also, after AC electric microstimulation in chinchillas there have been shown amplitude changes of cochlear potentials (CAP recordings) and CM responses in the ipsilateral ear and a modulation of the strength in the contralateral ear (Dragicevic et al., 2015). Despite the majority of data to demonstrate the hierarchical regulation of the inner ear come from animal models, corticofugal modulation of peripheral auditory activity also has been demonstrated in humans. After electrical stimulation of the AC during presurgical functional brain mapping for refractory epilepsy, amplitude reduction of evoked otoacoustic emissions has been shown in humans (Perrot et al., 2006). Also, after multielectrode electrical stimulation within the superior temporal gyrus in neurosurgery patients, hearing suppression and tinnitus sensation declines have been communicated, which indicates a clear role of corticofugal control of cochlear input regulation (Fenoy et al., 2006). Thus, based on the general paradigm that cortex activation, in mammals, induces a reduction in hearing sensitivity, presumably through efferent system activation, we have explored the hypothesis that electrical activation of the brain allows to minimize the effects of sound overstimulation in the inner ear.

The first set of results which I have presented in this colloquium are related to the goals to achieve a restricted, safe, multisession electric stimulation of the AC, allowing a sustained but reversible increase of auditory threshold (Colmenárez-Raga et al., 2019). In this experimental approach, small silver ball electrodes have been stereotactically encrusted in the skull and rat auditory cortex was subjected to 0.1 mA anodal direct current in seven 10-min sessions on alternate days. Auditory brainstem responses (ABRs) were recorded as an indirect test of the effectiveness and reversibility of the multisession protocol of epidural stimulation. Increases of 20–30 dB ABR auditory thresholds shown after this protocol for stimulation reverted back to control levels 3 days after. Thereby we demonstrate that AC metaplasticity after repetitive electric activation allows a sustained and reversible decrease in hearing sensitivity.

To check the proof of concept of the otoprotective effect in a second set of experiments, multisession electric stimulation was combined with an acoustic trauma (AT) (8–16 kHz bandpass noise at 107 dB for 90 min) presented at the end of the ES protocol (Díaz et al., 2021). Main results were that ABR thresholds increased 1 and 2 days after AT recovering at 14 days. However, after multiple sessions of epidural anodal stimulation, no changes in thresholds were observed following AT, showing that AC electric activation preserve hearing sensitivity in our model. Also, after quantification of the number of inflammatory cells in the cochlea we show a lower number of macrophages in rats when AC was electrically stimulated, which additionally supports a protective effect of cortical activation.

Although it has been observed that LOC alterations increase sensitivity to the AT (Darrow et al., 2007), the effects observed by us can be related more to MOC activation, especially since cortico-pontine connections on the nuclei of the lateral OC system in the olivary complex have not been demonstrated (Malmierca and Merchán, 2004).

Effects of cholinergic neurotransmission on outer hair cells (OHC) after AT has been analyzed by evaluating an alpha 9 nicotinic receptor knock-in animal model (KI; Chrna9L9_T KI), demonstrating that an enhanced cholinergic neurotransmission make the inner ear resistant to the acoustic overexposure (Boero et al., 2018). So, to check the state of OHC neurotransmission in our experimental groups of AT and AT/EE, we made cholin acetyl transferase (ChAT) immunocytochemistry in Corti organ surface preparation, analyzing quantitatively number, size and optical density of immunoreactive buttons (Díaz et al., 2021). Main conclusions of these sets of results were that after AT (TTS protocol) the number of buttons remains the same, but a significantly decrease in optical density and size suggest a neurotransmitter depletion after sound overstimulation. However, a significant rebound 14 days after AT of OD values in the ES/AT group, not shown in non-stimulated group, suggests a better recovery in AC electrically stimulated animals. Analysis of these anatomical parameters by frequency regions after cochlear reconstructions of surface preparations, shows significant changes at short and long term in the band of frequency stimulation (8 to 16 kHz), which fully recovers only in the electrically stimulated group.

In sum, data we have presented support that repetitive electric stimulation of the auditory cortex allows to preserve auditory thresholds after a reversible AT stimulation and this effect is directly related with MOC activation as shown by changes in outer hair cells cholinergic neurotransmission. However, to be able to test this proof of concept in a translational approach, the main drawback is to achieve a non-invasive way of stimulation able to reach the brain sulci of the convoluted human brain.

In humans, non-invasive or minimally invasive ES techniques such as transcranial direct cortical stimulation (tDCs) has been the most

widely used. However, successful stimulation of specific neural targets is very limited (Nitsche et al., 2008a). Also, recent activity recordings in rats, comparing electrical stimulation on the skin surface, or directly over the skull or the dura, support that a stimulus delivered on the skin induces comparatively poorer responses, with a loss of more than 70%, and a small coefficients of penetration of the currents (Asan et al., 2019). Therefore, it can be said that an efficient, non-invasive method for a focal and deep cortical stimulation is currently not available.

The rate of electric current penetration through the skin and the skull clearly increases by using alternate current stimulation, moreover, research in this area has been inconsistent and there remains a lack of solid evidence showing the effects of weak transcranial stimulation with AC. Well-defined cognitive functions are commonly attributed to certain oscillatory features of the brain cortex. By their physical properties for penetration and neuronal network oscillatory regulation, non-invasive strategies for transcranial alternate current stimulation (tACS) of modulated low frequencies has been recently successfully used for neurostimulation (Herrmann et al., 2013; Vanneste et al., 2013; Markovitz et al., 2015). Based on this properties, clinicians start to use tACS to extend the electrophysiological variables into cognitive processes (Herrmann et al., 2013).

Transcranial interfering fields stimulation (TIEF) are based on the physical principle that two alternate currents that differ in their frequency when they interact inside the brain, then inducing a resultant amplified signal. Since the conventional methods for electro modulation allows to stimulate preferentially the surface of the cortex (Datta et al., 2009), TIEF, firstly reported for neuromodulation six years ago (Grossman et al., 2017), theoretically allows a full stimulation of the convoluted human

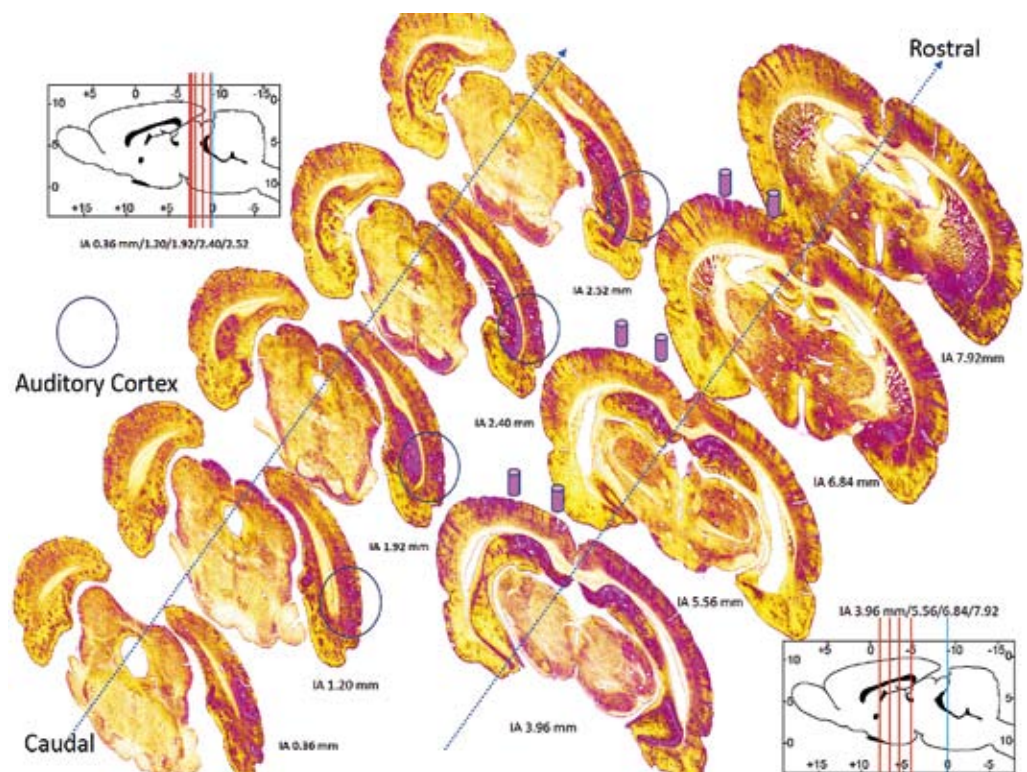


Figure showing the effects of interfering fields activation of the auditory cortex. *c-Fos* immunocytochemistry in coronal serial sections. Independent component analysis pseudo color processing allows to better distinguish reactive areas. Cylinders in magenta point the position of surface electrodes. Circle – Auditory Cortex area.

cortex, and depending of the stimulation protocol, also to access to deeper brain structures as the thalamus.

Our experimental design to test TIEF effects in the rat brain consists in delivering two alternating electric currents of very low intensity at two different frequencies (2000/2010 Hz) through four electrodes implanted at specific stereotaxic coordinates. To detect the resultant areas of activation inside the brain, our approach was to analyse in serial sections, number, optical density and size of c-Fos positive cells, performing after brain mapping of these parameters. Despite our protocol showed hearing suppression after a non-invasive stimulation, as far of our data, TIEF allows a restricted deep activation of the auditory cortex in our protocols (see figure enclosed). By its clinical relevance, we would like to analyze in this talk the effectiveness of this approach, for defining a non-invasive deep focal penetrations protocol by applying TIEF frequency-interfering amplification inside the brain.

Bibliography

- Asan, A. S., Gok, S., and Sahin, M. (2019). Electrical fields induced inside the rat brain with skin, skull, and dural placements of the current injection electrode. *PLoS One* 14, 1–15. doi:10.1371/journal.pone.0203727.
- Boero, L. E., Castagna, V. C., Di Guilmi, M. N., Goutman, J. D., Elgoyhen, A. B., and Gómez-Casati, M. E. (2018). Enhancement of the medial olivocochlear system prevents hidden hearing loss. *J. Neurosci.* 38, 7440–7451. doi:10.1523/JNEUROSCI.0363-18.2018.
- Colmenárez-Raga, A. C., Díaz, I., Pernia, M., Pérez-González, D., Delgado-García, J. M., Carro, J., et al. (2019). Reversible Functional Changes Evoked by Anodal Epidural Direct Current Electrical Stimulation of the Rat Auditory Cortex. *Front. Neurosci.* 13, 1–19. doi:10.3389/fnins.2019.00356.
- Darrow, K. N., Maison, S. F., and Liberman, M. C. (2007). Selective removal of lateral olivocochlear efferents increases vulnerability to acute acoustic injury. *J. Neurophysiol.* 97, 1775–85. doi:10.1152/jn.00955.2006.
- Datta, A., Bansal, V., Diaz, J., Patel, J., Reato, D., and Bikson, M. (2009). Gyri-precise head model of transcranial direct current stimulation: Improved spatial focality using a ring electrode versus conventional rectangular pad. *Brain Stimul.* 2, 201–207.e1. doi:10.1016/j.brs.2009.03.005.
- Díaz, I., Colmenárez-Raga, A. C., Pérez-González, D., Carmona, V. G., Plaza Lopez, I., and Merchán, M. A. (2021). Effects of Multisession Anodal Electrical Stimulation of the Auditory Cortex on Temporary Noise-Induced Hearing Loss in the Rat. *Front. Neurosci.* 15. doi:10.3389/fnins.2021.642047.
- Dragicevic, C. D., Aedo, C., León, A., Bowen, M., Jara, N., Terreros, G., et al. (2015). The Olivocochlear Reflex Strength and Cochlear Sensitivity are Independently Modulated by Auditory Cortex Microstimulation. *JARO - J. Assoc. Res. Otolaryngol.* 16, 223–240. doi:10.1007/s10162-015-0509-9.
- Feliciano, M., Saldana, E., and Mugnaini, E. (1995). Direct Projections from the Rat Primary Auditory Neocortex to Nucleus Sagulum, Paralemniscal Regions, Superior Olivary Complex and Cochlear Nuclei. *Audit. Neurosci.* 1, 287–308.
- Fenoy, A. J., Severson, M. A., Volkov, I. O., Brugge, J. F., and Howard, M. A. (2006). Hearing suppression induced by electrical stimulation of human auditory cortex. *Brain Res.* 1118, 75–83. doi:10.1016/j.brainres.2006.08.013.
- Fernandez, K. A., Guo, D., Micucci, S., De Gruttola, V., Liberman, M. C., and Kujawa, S. G. (2020). Noise-induced Cochlear Synaptopathy with and Without Sensory Cell Loss. *Neuroscience* 427, 43–57. doi:10.1016/j.neuroscience.2019.11.051.
- Grossman, N., Bono, D., Dedic, N., Kodandaramaiah, S. B., Rudenko, A., Suk, H. J., et al. (2017). Noninvasive Deep Brain Stimulation via Temporally Interfering Electric Fields. *Cell* 169, 1029–1041.e16. doi:10.1016/j.cell.2017.05.024.
- Herrmann, C. S., Rach, S., Neuling, T., and Strüber, D. (2013). Transcranial alternating current stimulation: A review of the underlying mechanisms and modulation of cognitive processes. *Front. Hum. Neurosci.* 7, 1–13. doi:10.3389/fnhum.2013.00279.
- Kujawa, S. G., and Liberman, M. C. (2006). Acceleration of age-related hearing loss by early noise exposure: Evidence of a misspent youth. *J. Neurosci.* 26, 2115–2123. doi:10.1523/JNEUROSCI.4985-05.2006.
- Kujawa, S. G., and Liberman, M. C. (2009). Adding insult to injury: Cochlear nerve degeneration after “temporary” noise-induced hearing loss. *J. Neurosci.* 29, 14077–14085. doi:10.1523/JNEUROSCI.2845-09.2009.
- León, A., Elgueda, D., Silva, M. a, Hamamé, C. M., and Delano, P. H. (2012). Auditory cortex basal activity modulates cochlear responses in chinchillas. *PLoS One* 7, e36203. doi:10.1371/journal.pone.0036203.
- Malmierca, M. S., and Merchán, M. A. (2004). Auditory System. 995–1080.
- Markovitz, C. D., Hogan, P. S., Wesen, K. A., and Lim, H. H. (2015). Pairing broadband noise with cortical stimulation induces extensive suppression of ascending sensory activity. *J. Neural Eng.* 12, 26006. doi:10.1088/1741-2560/12/2/026006.
- Nitsche, M. A., Cohen, L. G., Wassermann, E. M., Priori, A., Lang, N., Antal, A., et al. (2008a). Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. *Brain Stimul.* 1, 206–223. doi:10.1016/j.brs.2008.06.004.
- Nitsche, M. A., Cohen, L. G., Wassermann, E. M., Priori, A., Lang, N., Antal, A., et al. (2008b). Transcranial direct current stimulation: State of the art 2008. *Brain Stimul.* 1, 206–223. doi:10.1016/j.brs.2008.06.004.
- Novák, O., Zelenka, O., Hromádka, T., Syka, J., Atallah, B., Bruns, W., et al. (2016). Immediate manifestation of acoustic trauma in the auditory cortex is layer specific and cell type dependent. *J. Neurophysiol.* 115, 1860–74. doi:10.1152/jn.00810.2015.
- Pernia, M., Díaz, I., Colmenárez-Raga, A. C., Rivadulla, C., Cudeiro, J., Plaza, I., et al. (2020). Cross-modal reaction of auditory and visual cortices after long-term bilateral hearing deprivation in the rat. *Brain Struct. Funct.* 225, 129–148. doi:10.1007/s00429-019-01991-w.
- Perrot, X., Ryvlin, P., Isnard, J., Guénot, M., Catenoix, H., Fischer, C., et al. (2006). Evidence for corticofugal modulation of peripheral auditory activity in humans. *Cereb. Cortex* 16, 941–8. doi:10.1093/cercor/bhj035.
- Schaette, R., and McAlpine, D. (2011). Tinnitus with a normal audiogram: Physiological evidence for hidden hearing loss and computational model. *J. Neurosci.* 31, 13452–13457. doi:10.1523/JNEUROSCI.2156-11.2011.
- Vanneste, S., Fregni, F., and De Ridder, D. (2013). Head-to-head comparison of transcranial random noise stimulation, transcranial AC stimulation, and transcranial DC stimulation for tinnitus. *Front. Psychiatry* 4, 31–33. doi:10.3389/fpsy.2013.00158.
- Wu, L., Liu, T., and Wang, J. (2021). Improving the Effect of Transcranial Alternating Current Stimulation (tACS): A Systematic Review. *Front. Hum. Neurosci.* 15, 1–16. doi:10.3389/fnhum.2021.652393.
- Zaghi, S., Acar, M., Hultgren, B., Boggio, P. S., and Fregni, F. (2010). Noninvasive brain stimulation with low-intensity electrical currents: Putative mechanisms of action for direct and alternating current stimulation. *Neuroscientist* 16, 285–307. doi:10.1177/1073858409336227.

Spiegelt die Aktivierung des Hörkortex unsere bewusste Wahrnehmung?



Alexander Gutschalk
Universitätsklinikum Heidelberg

Bewusstsein beschreibt unser Erleben von Wahrnehmung, Gedanken, Erinnerungen und Handlungen. Insbesondere zur Untersuchung der Mechanismen bewusster Wahrnehmung wurde das Konzept der Neuronalen Korrelate des Bewusstseins (Neural Correlates of Consciousness, NCC) geprägt, das die minimal notwendigen und dennoch ausreichenden Korrelate einer bestimmten Erfahrung beschreibt (Koch, 2004). Um diese abzugrenzen von den Vorbedingungen bewusster Wahrnehmung, wurde – zunächst im visuellen System – die Verwendung von Reizen eingeführt, die ohne physikalische Veränderungen zu verschiedenen Wahrnehmungen führen können (Blake und Logothetis, 2002). Dies macht den Aufbau wiederum abhängig von kognitiven Prozessen, die mit dem Anzeigen der Wahrnehmung verbunden sind und die gleichfalls abgegrenzt werden müssen (Aru et al., 2012).

Multiton-Maskierung zur Untersuchung bewusster Wahrnehmung

Um die auditive Wahrnehmung von Änderungen des physikalischen Reizes zu entkoppeln, führten wir einen abgewandelten Multiton-Maskierer (Kidd Jr. et al., 1994) ein, in dem ein isochron wiederholter Ton zusammen mit vielen anderen, zufällig in Tonhöhe und Zeit variierten Maskierertönen dargeboten wird (Gutschalk et al., 2008). Die zeitliche Randomisierung dient dabei der Trennung der evozierten Aktivität von Ziel- und Maskierertönen. Die Probanden wurden nun aufgefordert, eine Taste zu drücken, sobald sie eine isochrone Sequenz erkannt hatten, während die Hirnaktivität mittels Magnetenzephalographie (MEG) aufgezeichnet wurde. Die evozierte Aktivität im Hörkortex wurde dann separat für die Zieltöne gemittelt, die vor oder nach Erkennen der Sequenz präsentiert wurden. Dabei zeigte sich, dass gehörte Töne eine Welle negativer Polarität mit einer Latenz um 150 ms evozierten, die für nicht gehörte Töne nicht beobachtet wurde. Um diesen Zusammenhang zu beschreiben, wurde der Begriff „Awareness Related Negativity“ (ARN) vorgeschlagen (Gutschalk et al., 2008). Frühere Aktivität im Hörkortex, mit einem Zeitfenster von 20 - 50 ms, wurde gleichermaßen von gehörten und nicht gehörten Zielreizen evoziert (Gutschalk et al., 2008; Königs und Gutschalk, 2012).

Ähnliche Beobachtungen wurden auch im somatosensorischen und im visuellen System gemacht, sodass inzwischen auch der Oberbegriff „Awareness Negativity“ und modalitätsspezifisch „Auditory Awareness Negativity“ (AAN) vorgeschlagen wurde (Dembski et al., 2021). Die ARN zeigt im frühen Latenzbereich eine Abhängigkeit von der Tonlateralisierung, die ähnlich ausgeprägt ist wie bei der N1, wenn die gleichen Töne passiv, ohne Maskierung angeboten werden (Eklund et al., 2021; Königs und Gutschalk, 2012). Die stärkere Aktivierung im Hörkortex für detektierte Zieltöne konnte auch mittels funktioneller Magnetresonanztomographie (fMRT) bestätigt werden (Wiegand und Gutschalk, 2012). Mittels intrakranieller Ableitungen konnte außerdem gezeigt werden, dass zeitgleich mit der ARN auch hochfrequente Gammaaktivität im Hörkortex nachweisbar ist (Dykstra et al., 2016).

Wahrnehmung von Tönen und Tonströmen

Wenn Tonsequenzen zusammen mit anderen Tonmustern oder Störgeräuschen angeboten werden, spielt neben den Einzeltönen die Gruppierung der Töne in auditive Ströme eine wichtige Rolle (Bregman, 1990). So entstehen Melodien oder zusammenhängende Sprachströme oder auch einfach isochrone Sequenzen, die aus einem regelmäßig wiederholten Ton bestehen, wie oben beschrieben.

Wenn in einem Strom von identischen Tönen ein Ton mit leicht abweichender Frequenz auftaucht, evoziert dieser die sogenannte Mismatch Negativity oder MMN (Näätänen et al., 2007). Solche abweichenden Töne können auch in den maskierten Zielreiz integriert werden. In diesem Fall wird die MMN nur evoziert, wenn die Probanden anzeigen, den isochronen Tonstrom zu hören (Dykstra und Gutschalk, 2015). Wir gehen daher davon aus, dass für den eingangs beschriebenen Aufbau die ARN an die bewusste Wahrnehmung des Tonstroms gebunden ist und nicht an die Wahrnehmung des einzelnen Tons. Wenn die Tonintensität – anders als im ersten Experiment (Gutschalk et al., 2008) – für Zieltöne und Maskierertöne gleich ist, entspricht die evozierte Aktivität der Maskierertöne ungefähr der Aktivität für nicht detektierte Zielreize (Dykstra und Gutschalk, 2015). Wenigstens ein Teil der Maskierertöne wird aber auch bewusst gehört, wenn die Hörer den Zielreiz identifiziert haben. Um dies zu untersuchen, verwendeten wir Tonwiederholungen, die sich nicht vom Multitonmaskierer abheben, da alle Maskierer- und Zieltöne mit einem variablen Zeitintervall wiederholt wurden. Hier zeigte sich eine stärkere Negativierung für den Zielreiz nur dann, wenn die Probanden im Voraus die Tonfrequenz des Zielreizes kennen. Wenn dagegen die Tonfrequenz erst nach der Kombination aus Maskierer und Zielreiz angezeigt wird, können die Probanden zwar für einen Teil der Tongemische korrekt das Vorkommen des Zieltones identifizieren, die Aktivität im Hörkortex unterscheidet aber nicht zwischen identifizierten und nicht identifizierten Tönen (Gärtner und Gutschalk, 2021). Um die Identifikation von Tonfrequenz und Tonstrom zu trennen, wurden randomisierte Tonsequenzen aus verschiedenen Tönen verwendet; auch hier wurde die Zielsequenz nach der Kombination aus Zielreiz und Maskierer wiederholt, und die Hörer mussten anzeigen, ob diese Sequenz Teil des Gemischs war. In diesem Fall zeigte sich im Gegensatz zum Vorexperiment eine ARN (Gärtner und Gutschalk,

2021), was mit der Interpretation übereinstimmt, dass die ARN – im Kontext eines randomisierten Multi-Ton-Maskierers – an die Wahrnehmung eines Tonsstroms gebunden ist. In anderem Kontext kann die ARN (oder AAN) aber auch die Wahrnehmung eines einzelnen Tons anzeigen, so z.B. wenn ein Ton schwellennah oder in einem Breitbandrauschen angeboten wird (Doll et al., 2019; Eklund und Wiens, 2019; Squires et al., 1973).

Der Einfluss von Aufmerksamkeit und Aufgabenrelevanz

Der Zusammenhang von Aufmerksamkeit und bewusster Wahrnehmung wird kontrovers diskutiert. Früher wurde oft die Meinung vertreten, dass bewusste Wahrnehmung ohne Aufmerksamkeit nicht möglich ist und es sich gleichsam um ein und denselben kognitiven Prozess handelt (Posner, 1994). Später wurde gezeigt, dass Aufmerksamkeitsnetzwerke auch ohne Wahrnehmung aktiviert werden, es wird aber immer noch diskutiert, inwieweit bewusste Wahrnehmung auch ohne kontrollierte top-down Aufmerksamkeit möglich ist (Cohen et al., 2012; Tsuchiya et al., 2012). Dabei besteht kein Zweifel, dass Aufmerksamkeit oder eine mit dem Zielreiz assoziierte Aufgabe einen Einfluss auf dessen Wahrnehmung haben kann, insbesondere wenn der Reiz maskiert ist oder aus anderen Gründen nicht automatisch wahrgenommen wird. Tonsequenzen in einem Multitonmaskierer werden überwiegend nicht wahrgenommen, wenn sie passiv und ohne Information über den Reiz in einem Ohr dargeboten werden und die Hörer gleichzeitig eine Höraufgabe in dem anderen Ohr bearbeiten; auch die ARN wird dann nicht beobachtet (Gutschalk et al., 2008). Wenn die Hörer aber zuvor über eine kurze, maskierte Tonsequenz im nicht primär aufgabenrelevanten Ohr informiert werden und später anzeigen, ob diese vorhanden war, wird im Fall der Detektion auch eine ARN beobachtet (Dykstra et al., 2013). Wenn die Aktivierung für detektierte und nicht detektierte Zielströme verglichen wird, zeigt sich im fMRT eine Zunahme von Aktivierung nicht nur im Hörkortex, sondern in einem ausgedehnten Netzwerk, u.a. im Sulcus temporalis superior (STS), der Inselrinde, der Regio retrosplenialis, dem intraparietalen Sulcus, dem anterioren Gyrus cinguli und dem Sulcus praezentralis (Wiegand et al., 2018). Wenn der gleiche Zielreiz dagegen ohne Maskierer angeboten wird, die Probanden nicht über den Zielreiz informiert werden und stattdessen eine visuelle Aufgabe bearbeiten, wird die Aktivierung in diesem ausgedehnten Netzwerk kaum durch die Gegenwart des auditorischen Reizes moduliert. Lediglich Aktivierung im Hörkortex, dem rechten STS und dem unteren Anteil des Sulcus praezentralis wird auch beobachtet, wenn die auditiven Reize nicht aufgabenrelevant sind (STS und unterer Sulcus praezentralis werden dem ventralen Aufmerksamkeitsnetzwerk zugeordnet (Corbetta und Shulman, 2011)). Die Befragung der Hörer nach dem Durchgang ergab aber, dass diese auditiven Reize dennoch beschrieben werden konnten, auch wenn sie nicht aufgabenrelevant waren (Wiegand et al., 2018).

Die ausgedehnte fMRT-Aktivierung für aktiv detektierte Zielreize geht in EEG und MEG mit einer P3 einher, die vor dem Tastendruck bei Detektion aber nicht durch jeden Ton der Sequenz evoziert wird (Dykstra et al., 2017). Ein weiterer Ansatz, der von anderen Gruppen verwendet wurde, ist es, die Hörer in einem zweiten Durchgang über die Präsenz eines auditiven Reizes zu informieren, ohne diesen aufgabenrelevant zu machen. In diesem Fall wird eine ARN/AAN evoziert, aber keine P3 (Schlossmacher et al., 2020). In Zusammenschau gehen wir daher davon aus, dass die P3 und ein Teil der oben beschriebenen fMRT-Aktivierung für aktiv detektierte Tonsequenzen mit der Aufgabe, nicht aber mit der bewussten Wahrnehmung selbst assoziiert ist. Ähnliche Ergebnisse wurden auch im visuellen (Pitts et al., 2012) und im somatosensorischen System (Schröder et al., 2019) erzielt.

Die Rolle von Aufmerksamkeits- und Arousalssystemen in Mittelhirn und Pons

Unser Wachbewusstsein hängt u.a. auch von monaminergen Projektionen aus Pons und Mittelhirn ab (Fischer et al., 2016). Es ist daher vorstellbar, dass diese Netzwerke auch für die bewusste Wahrnehmung eine indirekte oder sogar direkte Rolle spielen. Einen indirekten Weg, Informationen über die Aktivierung dieser Projektionen zu erhalten, bietet die Untersuchung der transienten Pupillendilatation, die vor allem mit der Aktivierung des Locus coeruleus und der Vierhügelplatte zusammenhängt (Joshi und Gold, 2020). Für die aktive Detektion von leisen Einzeltönen in einem kontinuierlichen Rauschen zeigen sich ähnliche Effekte für ARN und die transiente Pupillendilatation (Doll et al., 2019). Beide werden nur beobachtet, wenn die Töne aufgabenrelevant sind; allerdings wurden die Töne auch nur dann von den Hörern wahrgenommen. Es zeigt sich dabei, dass eine niederamplitudige Antwort auch dann beobachtet wird, wenn die Töne aufgabenrelevant sind aber nicht detektiert werden. Für eine Rolle subkortikaler Netzwerke sprechen auch rezente tierexperimentelle Arbeiten zur Untersuchung der somato-sensorischen Detektion, die zeigen, dass die Projektion aus dem somatosensorischen Cortex in den Hirnstamm eng mit der Detektionsleistung der Tiere assoziiert ist (Takahashi et al., 2020).

Zusammenfassend gehen wir davon aus, dass der Hörkortex weiterhin der beste Kandidat für die zentrale Einheit bewusster auditiver Wahrnehmung bleibt. Die Rolle anderer Systeme hängt dagegen wahrscheinlich vom Kontext des Reizes ab. Maskierte Töne und Tonsequenzen können oft nur mit aktiv ausgerichteter, selektiver Aufmerksamkeit wahrgenommen werden, bzw. wenn der Reiz bekannt ist. Saliente Reize in wenig ablenkender Umgebung sind wohl aber nicht auf diese frontalen und parietalen Aufmerksamkeitsnetzwerke angewiesen (Wiegand et al., 2018). Es erscheint aber wahrscheinlich, dass eine Interaktion des Hörkortex mit subkortikalen Systemen oder dem ventralen Aufmerksamkeitsnetzwerk auch für die bewusste Wahrnehmung salienter Reize eine Rolle spielt. Zukünftige Studien müssen daher genauer untersuchen, welche Kerngebiete für die bewusste Wahrnehmung in verschiedenen Kontexten notwendig sind und wie diese mit den sensorischen Kortexarealen und den kortikalen Aufmerksamkeitsnetzwerken interagieren.

Alexander Gutschalk¹, Laura Doll¹, Andrew R. Dykstra^{1,2}

¹Universitätsklinikum Heidelberg; ²University of Miami, USA

Literatur

- Aru, J., Bachmann, T., Singer, W., Melloni, L., 2012. Distilling the neural correlates of consciousness. *Neurosci. Biobehav. Rev.* 36, 737–746. <https://doi.org/10.1016/j.neubiorev.2011.12.003>
- Blake, R., Logothetis, N.K., 2002. Visual competition. *Nat. Rev. Neurosci.* 3, 13–21. <https://doi.org/10.1038/nrn701>
- Bregman, A.S., 1990. *Auditory Scene Analysis*. MIT Press, Cambridge, MA.
- Cohen, M.A., Cavanagh, P., Chun, M.M., Nakayama, K., 2012. The attentional requirements of consciousness. *Trends Cogn. Sci.* 16, 1–7. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.06.013>
- Corbetta, M., Shulman, G.L., 2011. Spatial neglect and attention networks. 2011/06/23. ed. *Annual review of neuroscience*. <https://doi.org/10.1146/annurev-neuro-061010-113731>
- Dembksi, C., Koch, C., Pitts, M., 2021. Perceptual awareness negativity: a physiological correlate of sensory consciousness. *Trends Cogn. Sci.* 25, 660–670. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2021.05.009>
- Doll, L., Dykstra, A.R., Gutschalk, A., 2019. Effects of task and arousal level on the processing of peri-threshold tones investigated with MEG, EEG, and pupillometry. *SfN Abstr.*
- Dykstra, A.R., Gramfort, A., Gutschalk, A., 2013. Neural correlates of auditory perceptual awareness for sounds outside the focus of selective attention. in: *SfN Abstracts*.
- Dykstra, A.R., Gutschalk, A., 2015. Does the mismatch negativity operate on a consciously accessible memory trace? *Sci. Adv.* 1, e1500677. <https://doi.org/10.1126/sciadv.1500677>
- Dykstra, A.R., Halgren, E., Gutschalk, A., Eskandar, E.N., Cash, S.S., 2016. Neural Correlates of Auditory Perceptual Awareness and Release from Informational Masking Recorded Di-

- rectly from Human Cortex: A Case Study. *Front. Neurosci.* 10, 1. <https://doi.org/10.3389/FNINS.2016.00472>
- Dykstra, A.R., Shaw, M.E., Gutschalk, A., 2017. Electrophysiological markers of auditory perceptual awareness and release from informational masking. *J. Acoust. Soc. Am.* 141, 3692 (Abstract).
- Eklund, R., Gerdfielder, B., Wiens, S., 2021. The early but not the late neural correlate of auditory awareness reflects lateralized experiences. *Neuropsychologia* 158, 107910. <https://doi.org/10.1016/j.neuropsychologia.2021.107910>
- Eklund, R., Wiens, S., 2019. Auditory awareness negativity is an electrophysiological correlate of awareness in an auditory threshold task. *Conscious. Cogn.* 71, 70–78. <https://doi.org/10.1016/j.concog.2019.03.008>
- Fischer, D.B., Boes, A.D., Demertzi, A., Evrard, H.C., Laureys, S., Edlow, B.L., Liu, H., Saper, C.B., Pascual-Leone, A., Fox, M.D., Geerling, J.C., 2016. A human brain network derived from coma-causing brainstem lesions. *Neurology* 87, 2427–2434. <https://doi.org/10.1212/WNL.0000000000003404>
- Gärtner, K., Gutschalk, A., 2021. Auditory cortex activity related to perceptual awareness versus masking of tone sequences. *Neuroimage* 228, 117681. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117681>
- Gutschalk, A., Michéyl, C., Oxenham, A.J., 2008. Neural correlates of auditory perceptual awareness under informational masking. *PLoS Biol.* 6, 1156–1165. <https://doi.org/10.1371/journal.pbio.0060138>
- Joshi, S., Gold, J.I., 2020. Pupil Size as a Window on Neural Substrates of Cognition. *Trends Cogn. Sci.* 24, 466–480. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2020.03.005>
- Kidd Jr., G., Mason, C.R., Deliwal, P.S., Woods, W.S., Colburn, H.S., Kidd, G., Mason, C.R., Deliwal, P.S., Woods, W.S., Colburn, H.S., 1994. Reducing informational masking by sound segregation. *J. Acoust. Soc. Am.* 95, 3475–3480. <https://doi.org/10.1121/1.410023>
- Koch, C., 2004. *The Quest for Consciousness: A Neurobiological Approach*. Roberts & Company, Englewood, Colorado.
- Königs, L., Gutschalk, A., 2012. Functional lateralization in auditory cortex under informational masking and in silence. *Eur. J. Neurosci.* 36, 3283–3290. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2012.08240.x>
- Näätänen, R., Paavilainen, P., Rinne, T., Alho, K., 2007. The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: A review. *Clin. Neurophysiol.* 118, 2544–2590. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.04.026>
- Pitts, M. a., Martínez, A., Hillyard, S. a., 2012. Visual Processing of Contour Patterns under Conditions of Inattention Blindness. *J. Cogn. Neurosci.* 24, 287–303. https://doi.org/10.1162/jocn_a_00111
- Posner, M.I., 1994. Attention: the mechanisms of consciousness. *Proc. Natl. Acad. Sci. U. S. A.* 91, 7398–7403. <https://doi.org/10.1073/pnas.91.16.7398>
- Schlossmacher, I., Dellert, T., Bruchmann, M., Straube, T., 2020. Dissociating neural correlates of consciousness and task relevance during auditory processing. *Neuroimage* 228, 117712. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117712>
- Schröder, P., Schmidt, T.T., Blankenburg, F., 2019. Neural basis of somatosensory target detection independent of uncertainty, relevance, and reports. *Elife* 8, 1–19. <https://doi.org/10.7554/eLife.43410>
- Squires, K.C., Hillyard, S.A., Lindsay, P.H., 1973. Vertex potentials evoked during auditory signal detection: Relation to decision criteria. *Percept. Psychophys.* 14, 265–272. <https://doi.org/10.3758/BF03212388>
- Takahashi, N., Ebner, C., Sigl-Glöckner, J., Moberg, S., Nierwetberg, S., Larkum, M.E., 2020. Active dendritic currents gate descending cortical outputs in perception. *Nat. Neurosci.* 23, 1277–1285. <https://doi.org/10.1038/s41593-020-0677-8>
- Tsuchiya, N., Block, N., Koch, C., 2012. Top-down attention and consciousness: Comment on Cohen et al. *Trends Cogn. Sci.* 16, 527. <https://doi.org/10.1016/j.tics.2012.09.004>
- Wiegand, K., Gutschalk, A., 2012. Correlates of perceptual awareness in human primary auditory cortex revealed by an informational masking experiment. *Neuroimage* 61, 62–69. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2012.02.067>
- Wiegand, K., Heiland, S., Uhlig, C.H., Dykstra, A.R., Gutschalk, A., 2018. Cortical networks for auditory detection with and without informational masking: Task effects and implications for conscious perception. *Neuroimage* 167, 178–190. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.11.036>

CLINICAL ASPECTS AND DIAGNOSTICS

Diagnostics of perisynaptic audiopathy



Rosamaria Santarelli^{1,2}
¹University of Padua, Padua
²Santi Giovanni e Paolo Hospital, Venezia

The term “auditory neuropathy” (AN) was coined by Starr and colleagues (1996) in a paper describing the clinical and audiological features of a group of patients showing a marked impairment of speech perception associated with relatively preserved hearing thresholds. Auditory brainstem responses (ABRs) were absent or showed severe abnormalities, whereas outer hair cell (OHC) activities as evaluated by otoacoustic emissions (OAEs) and/or cochlear microphonics (CM) were preserved. Since the majority of patients included in this study were affected by peripheral neuropathy, the authors concluded that the hearing disorder should be attributed to auditory nerve damage. Specifically, axonal loss and auditory fiber degeneration would result in disruption of temporal coding of acoustic stimuli with consequent alterations of auditory percepts relying on temporal cues.

stic stimuli with consequent alterations of auditory percepts relying on temporal cues.

The auditory dysfunction found in AN appears profoundly different from cochlear hearing loss. In cochlear lesions, the lack of cochlear amplifier results in a reduction of cochlear sensitivity, leading in turn to hearing threshold elevation, reduced frequency discrimination and impairment of speech perception. Nevertheless, the synchronous activation of auditory pathway is preserved, as indicated by ABR recordings showing normal wave V latencies. In contrast, the decrease in speech perception in AN critically depends on the impairment of auditory temporal resolution, while ABR alterations result from the lack of synchronous activation of damaged auditory fibers during acoustic stimulation.

In the last decades our knowledge about AN has widened through the diagnosis of many patients showing the typical AN profile and the identification of different genetic and non-genetic etiologies. Information of cochlear nerve and hair cell activities could be provided by transtympanic electrocochleography (ECoChG), which has been proposed to define the details of cochlear potentials including both receptor and auditory nerve activities. In normally hearing individuals, the receptor potentials, cochlear microphonic and summing potential (SP), are deemed to result respectively from outer and inner hair cells (IHCs), while the compound action potential (CAP) originates from synchronous activation of auditory fibers from the basal portion of the cochlea.

Auditory nerve dis-synchrony in a patient with OPA1 disease

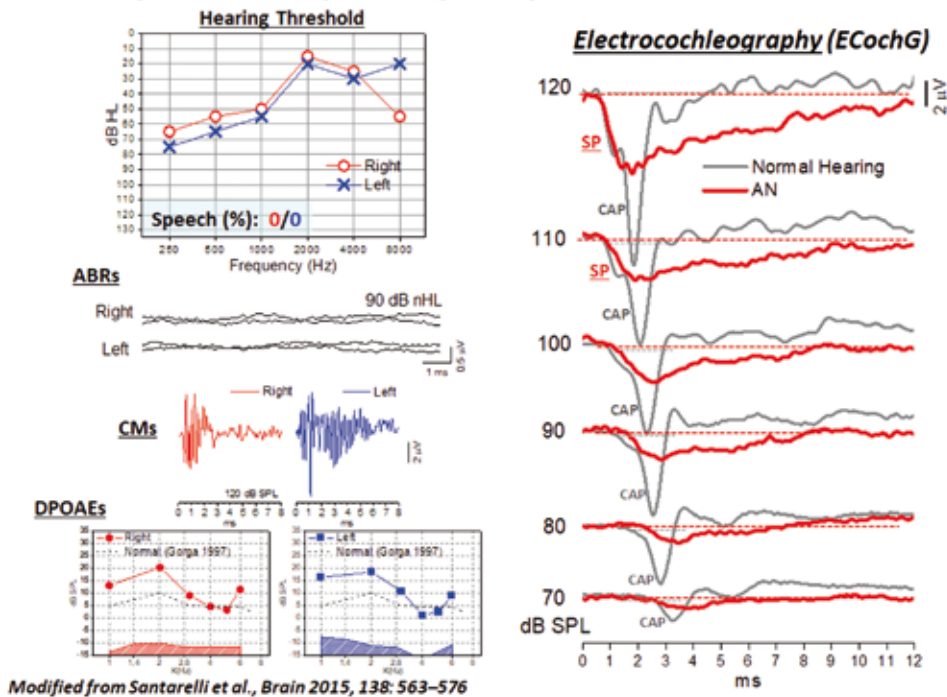


Figure 1: Hearing thresholds, ABRs, DPOAEs and ECochG potentials collected in a patient harboring the R445H mutation in the OPA1 gene. Speech (%) refers to the maximum speech recognition score in speech audiometry. In DPOAEs graphs the dashed lines refers to mean amplitudes calculated for normally hearing adults as reported by Gorga et al. (Ear Hear, 19, 440-455; 1997). ECochG waveforms collected from the left ear at different stimulation intensities are superimposed on the corresponding recordings collected in a normal control.

Figure 1 reports the audiological and electrophysiological findings collected in a 21-years-old girl showing optic atrophy associated with R445H mutation in the OPA1 gene. This patient had impairment of vision and complained of difficulties in understanding speech, which had begun at the age of 9 and slowly progressed thereafter. At the time of evaluation, she showed no open-set speech recognition and communication relied on lipreading. In contrast, hearing thresholds were only moderately elevated with prevalent involvement of low frequencies. ABRs were absent, while distortion product otoacoustic emissions (DPOAEs) were recorded with normal amplitudes. Overall, the patient showed the typical profile of AN with impairment of speech perception, which was disproportionately reduced compared to the degree of hearing loss, absent ABRs and preservation of OHC activities as indicated by OAEs testing. The girl was submitted to transtympanic ECochG recording in response to click stimulation delivered in the free-field at decreasing intensities from 120 dB SPL (corresponding to 90 dB nHL relative to the psychoacoustic threshold of normally hearing subjects). The test was performed by using a needle electrode which was passed through the anesthetized tympanic membrane and placed on the promontory wall. CM were recorded in both ears with normal amplitudes, thus confirming the preservation of OHC activities. After cancelling the CM, ECochG waveforms began with the SP showing amplitude and peak latency comparable to that obtained in normally hearing individuals, which indicates preservation of IHC function. In contrast, the synchronous neural CAP recorded in normal controls at each intensity was replaced by a low-amplitude prolonged negative potential, which returned to baseline at approximately 9-10 ms from response onset. The attenuation in amplitude of these potentials in response to rapid click stimulation is consistent with their neural generation, thus indicating that they could result from abnormal activation of degenerated auditory fibers. On the basis of these findings, the hearing dysfunction found in OPA1 patients could be considered as a neural disorder. Specifically, the un-

myelinated portion of auditory nerve terminals could be primarily involved by the degenerative process due to the high metabolic demand for spike conduction, as occurs for unmyelinated pre-laminar axons of the papillo-macular bundle in the optic nerve.

The girl underwent unilateral cochlear implantation in the attempt to restore auditory nerve synchronization and auditory temporal resolution. Speech recognition scores improved remarkably in quiet as well as in the presence of competing noise by one year of cochlear implant use. In addition, ABRs were restored in response to the electrical stimulation through the cochlear implant. In contrast, no neural potentials could be evoked by electrical stimuli, which confirmed damage to auditory nerve fibers. Thus, the restoration of both speech perception and ABR recordings through the use of the cochlear implant points to re-synchronization of the auditory pathway in response to electrical stimulation of preserved proximal portions of auditory fibers.

Eight patients with optic atrophy associated with mutations in the OPA1 gene received unilateral cochlear implant at our institution. All subjects showed variable amounts of improvement of speech perception after cochlear implantation, with the lowest scores observed in patients with an advanced stage of the disease. Nevertheless, speech perception scores were reduced after five years of cochlear implant use and the decrease paralleled the progression of the disease. It is reasonable to hypothesize that in these patients the progressive involvement of more proximal portions of auditory fibers could result in decreased stimulating efficiency of the cochlear implant. In general, the significant variability in outcomes across cochlear implant recipients affected by post-synaptic AN may depend not only on the number of spared auditory axons, but also on the site and extension of lesion along the residual nerve fibers.

One case of biallelic mutation in the *OTOF* gene

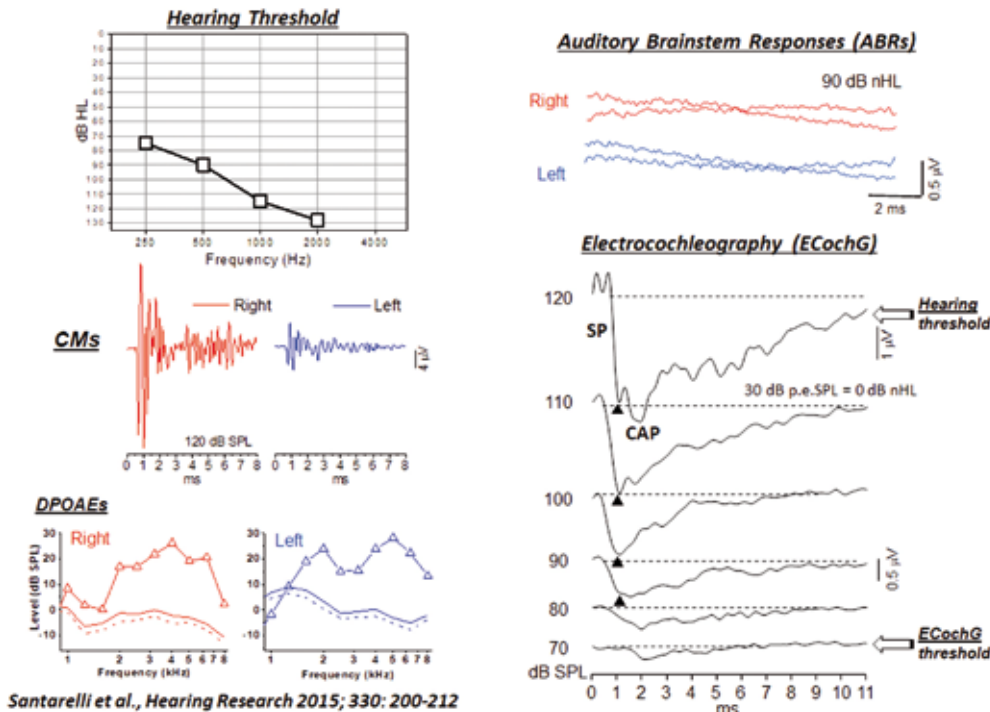


Figure 2: Hearing thresholds, ABRs, DPOAEs and ECoChG potentials collected in a hearing-impaired patient harboring biallelic mutations in the *OTOF* gene. ECoChG waveforms were collected from the right ear at decreasing stimulation intensities from 120 dB SPL.

The most well-known form of pre-synaptic AN (cochlear synaptopathy) is associated with mutations in the *OTOF* gene encoding otoferlin, a transmembrane protein involved in glutamate neurotransmitter release at the IHCs ribbon synapses and as a priming factor enabling fast vesicle replenishment. Mutations in the *OTOF* gene account for 1.4-5% of cases of autosomal recessive non-syndromic hearing impairment in different populations. The phenotype reported in most patients consists of severe-to-profound congenital hearing loss associated with preservation of OHC function as indicated by CM and OAEs recordings.

Figure 2 illustrates the audiological and electrophysiological findings obtained in a 15-months-old child harboring biallelic pathogenic mutations in the *OTOF* gene. Visual reinforcement audiometry indicated profound hearing loss, ABRs were absent, while DPOAEs and CMs were recorded in both ears with normal amplitudes. ECoChG waveforms obtained at different stimulation intensities after CM cancellation showed the SP of normal amplitude, followed by a low-amplitude prolonged negative potential, which was identified as low as 60-70 dB SPL. A small CAP was superimposed on this prolonged activity at high intensity. These findings are consistent with alterations in multivesicle glutamate release in *OTOF*-related hearing dysfunction leading to abnormal auditory nerve fiber activation and impairment of spike generation. The prolonged responses are likely to result from the sum of EPSPs arising in the terminal dendrites, which are dispersed in time due to impaired multivesicle release. At high intensity EPSPs occasionally trigger a synchronized electrical activity resulting in high-threshold CAPs.

The outcome of seven patients with *OTOF*-related profound deafness who received unilateral cochlear implant at our institution was compa-

table to that of their implanted peers showing deafness related to mutations in the *GJB2* gene. Unlike *OPA1* patients, children harboring mutations in the *OTOF* gene showed electrically-evoked auditory nerve responses obtained through the cochlear implant. These results are consistent with a preserved auditory nerve fiber excitation and conduction in *OTOF*-related hearing disorders.

In conclusion, the combination of electrophysiological and audiological findings with information from genetics, neurology, ophthalmology and animal models is crucial to define the mechanisms underlying the hearing dysfunction. In addition, ECoChG recordings reveal auditory nerve dis-synchrony and helps to define objectively the sites of auditory dysfunction as affecting inner hair cell receptor SP or neural CAP. These information are of paramount importance in planning the rehabilitative strategy.

References

- Santarelli R, Arslan E. (2014). Electrocochleography. In: Katz, J., Chasin, M., English, K., Hood, L., Tillery, K.L., (Eds.), *Handbook of Clinical Audiology*. Seventh Edition, Wolters Kluwer, Philadelphia, pp. 207-230.
- Santarelli, R., Rossi, R., Scimemi, P., Cama, E., Valentino, M.L., La Morgia, C., Caporali, L., Li-guori, R., Magnavita, V., Monteleone, A., Biscaro, A., Arslan, E., Carelli, V. (2015) *OPA1*-related auditory neuropathy: site of lesion and outcome of cochlear implantation. *Brain* 138, 563-76.
- Santarelli, R., del Castillo, I., Cama, E., Scimemi, P., Starr, A. (2015). Audibility, speech perception and processing of temporal cues in ribbon synaptic disorders due to *OTOF* mutations. *Hear Res* 330, 200-212.
- Starr, A., Picton, T.W., Sininger, Y., Hood, L.J., Berlin, C.I. (1996) Auditory neuropathy. *Brain* 119, 741-753.

Contralaterale Suppression otoakustischer Emissionen (OAE)



Martin Walger
HNO-Universitäts-Klinik, Köln

Einleitung

Die efferente Innervation des Innenohres ermöglicht eine Modulation der peripheren Hörverarbeitung sowohl auf der Ebene des cochleären Verstärkers (äußere Haarsinneszellen, OHC) als auch der afferenten Informationsübertragung zu den Kerngebieten der zentralen Hörbahn. Diese „top-down“ Prozesse basieren physiologisch im Wesentlichen auf der Wirkungsweise des olivocochleären Bündels (OCB), das sowohl bei ipsi- als auch contralateraler akustischer Reizung die langsame Beweglichkeit der OHC steuert und damit den Arbeitspunkt und die Dynamik des cochleären Verstärkers optimal einstellt. Darüber hinaus werden die Bewegung der Basilarmembran und auch der afferente Informationsfluss zur zentralen Hörbahn beeinflusst (Collet et al, 1990; Cooper und Guinan, 2006; Guinan, 2006).

Mit der Registrierung otoakustischer Emissionen (OAE) steht ein nicht invasives Verfahren zur objektiven klinischen Funktionsprüfung des efferenten Systems zur Verfügung (Collet et al. 1992). Wird das Gehör durch einen maskierenden Reiz unterhalb der Stapediusreflexschwelle stimuliert, führt dies bei Aktivierung des OCB zu einer signifikanten Abnahme der OAE-Amplituden, die bei richtiger Einstellung der Messparameter mit vielen OAE-Systemen im klinischen Einsatz registrierbar ist (s. Abb. 1).

Anatomisch-physiologische Grundlagen und biologische Bedeutung des efferenten Systems

Die Fasern des olivocochleären Bündels (OCB) haben ihren Ursprung im lateralen sowie medialen Olivenkomplex (LOC, MOC). Sie bilden synaptische Verbindungen sowohl zu den afferenten Fasern des Hörnervs, vornehmlich durch LOC-Fasern, sowie den beweglichen OHC, vornehmlich durch MOC-Fasern (Guinan, 2006). An den OHC beeinflussen sie reflektorisch die Dynamik des cochleären Verstärkers durch Steuerung der langsamen Beweglichkeit. An den Afferenzen des Hörnervs, die zu den inneren Haarsinneszellen (IHC) führen, beeinflussen sie inhibitorisch die Erzeugung und Weiterleitung von Aktionspotenzialen.

Die Wirkungsweise des efferenten Systems konnte bereits 1988 tierexperimentell durch elektrische Reizung der Fasern des OCB nachgewie-

sen werden (Guinan und Gifford, 1988). Aus physiologischer Sicht unterstützen diese Prozesse, die auch durch die auditive Aufmerksamkeit beeinflusst werden, die Verarbeitung und Wahrnehmung biologisch bedeutsamer Signale, wie zum Beispiel Sprache, besonders in geräuschvoller Umgebung (de Boer et al, 2012). Auch wird die Bedeutung dieser top-down Prozesse bei der Prävention der Lärmschwerhörigkeit (TTS, PTS), Hidden Hearing Loss oder auch der auditorischen Synaptopathie/auditorischen Neuropathie diskutiert (Abdala et al, 2000; Hood et al, 2003; Moser et al, 2006; Walger et al, 2011).

Registrierung von OAE bei contralateraler akustischer Stimulation

Die gängigste Methode zur objektiven Funktionsprüfung der efferenten Wirkungsweise des MOCB ist die Registrierung der Click-evozierten OAE bei contralateraler akustischer Reizung mit einem breitbandigen Maskierer, wie zum Beispiel weißes Rauschen (Collet et al, 1992). Dadurch sinken die frequenzabhängigen Emissionspegel bei normalem Hörvermögen in Abhängigkeit vom Reiz- und Maskierungspegel um 0,5 bis 3 dB (de Boer 2012; Wagner et al, 2007). Konzentriert man sich jedoch auf den mittelfrequenten Bereich um 2 kHz, so kann die efferente Suppression bis zu 7 dB betragen (Berlin 1993). Auch bei ipsilateraler Maskierung kann eine Suppression ausgelöst werden, dessen Beurteilung jedoch durch schnelle Adaptationsprozesse in der Cochlea erschwert wird (Liberman et al, 1996).

Bei der Wahl des Maskierungspegels ist darauf zu achten, dass dieser unter der Reaktionsschwelle des Stapediusreflexes liegt, damit die Veränderungen der OAE-Amplituden nicht auf Impedanzänderungen des Mittelohres beruhen. Empfehlenswert ist die Verwendung eines Klick-Pegels von 60 dB SPL bei contralateraler Maskierung mit dem gleichen Pegel. Bei Männern fällt die efferente Suppression bei einem Reizpegel von 70 dB SPL signifikant höher aus als bei Frauen (de Boer 2012). In einer aktuellen Normierungsstudie zur contralateralen akustischen Suppression (CAS) der OAE bei Erwachsenen wurden Suppressionspegel von bis zu 4,4 dB im 1,0 kHz Band bei Verwendung von 65 dB SPL contralateralem Breitbandrauschen ermittelt (Celigun et al, 2022).

Klinischer Einsatz und Ausblick

Im Rahmen der objektiven Audiometrie kann die Messung der contralateralen Suppression der OAE als sinnvolle Ergänzung audiologischer und pädaudiologischer Testbatterien eingesetzt werden, um Funktionsstörungen des efferenten Systems zu objektivieren. Dies betrifft insbesondere klinische Fälle der auditorischen Synaptopathie/Neuropathie (AS/AN), bei denen trotz nachweisbarer OAE keine Suppression nachweisbar ist (Moser et al. 2006; Walger et al. 2011). Auch konnte eine reduzierte Suppression bei Kindern mit Reifungsstörungen (Culhaoglu, et al, 2021), zentral auditiver Verarbeitungsstörung (Yalcinkaya et al. 2010) oder Mutismus nachgewiesen werden (Muchnik et al, 2004). Bei Rockmusikern zeigte sich dahingegen eine signifikant erhöhte Ampli-

top down Prozesse: efferente Beeinflussung cochleärer Aktivität

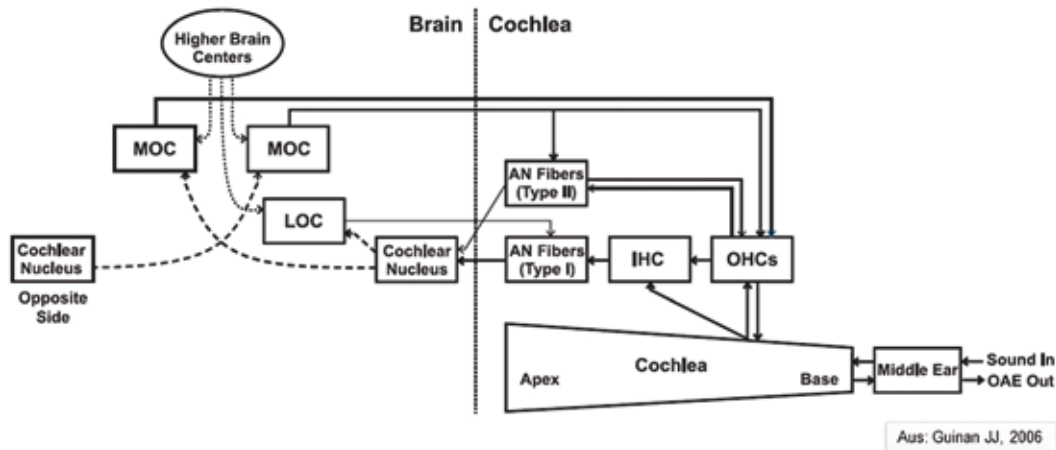


Abb. 1: schematische Darstellung der efferenten Kontrolle der Cochlea (aus Guinan et al, 2006) und ihre physiologische Bedeutung.

- Optimale Einstellung des cochleären Verstärkers
- Anpassung an die akustische Umgebung
- Kontrolle und Reduktion des neuronalen Inputs zur zentralen Hörbahn
- Beeinflussung der Sprachwahrnehmung im Störschall (Verbesserung des SNR, Störschallreduktion)
- Möglicher Präventionseffekt: Lärmschwerhörigkeit (TTS, PTS); Hidden Hearing Loss (?)

auditorische Synaptopathie/auditorische Neuropathie

tudenreduktion der OAE, was auf eine positive Konditionierung und den möglichen protektiven Effekt des efferenten Systems bei der Entstehung der Lärmschwerhörigkeit hindeutet (Kumar et al, 2016).

Insgesamt gibt es im Hinblick auf den Einsatz der contralateralen akustischen Suppression in der klinischen Routine noch kein standardisiertes Verfahren und keine klare Empfehlung für ihre Verwendung. Klinisch einsetzbare Systeme und Testprotokolle mit ausreichender Test-Retest-Stabilität sowie klinische Daten an ausreichend großen Testkollektiven sind notwendig, um eine verlässliche klinische Aussagen zu treffen.

Literatur

- Abdala C, Sininger YS, Starr A (2000) Distortion product otoacoustic emissions suppression in subjects with auditory neuropathy. *Ear Hear* 21: 542-553
- Berlin CI, Hood LJ, Hurley A, Wen H (1993) Contralateral suppression of non-linear click-evoked otoacoustic emissions. *Hear Res* 71: 1-11
- Celikgun B and Derinsu U (2022): Standardization of the TEOAE Contralateral Suppression Test in Terms of Stimulus Intensity and Contralateral Noise Duration in Individuals with Normal Hearing. *J Am Acad Audiol* 33:29-35.
- Collet L, Kemp DT, Vuillet E, Duclaux R, Moulin A, Morgon A (1990) Effect of contralateral auditory stimulation on active cochlear micro-mechanical properties in human subjects. *Hear Res* 43: 251-261
- Collet L, Vuillet E, Bene J, Morgon A (1992) Effects of contralateral white noise on click-evoked emissions in normal and sensorineural ears: Towards an exploration of the medial olivocochlear system. *Audiology* 31: 1-7
- Cooper NP and Guinan JJ (2006): Efferent mediated control of basilar membrane motion. *J Physiol* 576.1: 49-54

- Culhaoglu B, Erbek SS, Ince DA, Ecevit AN, Erbek S (2021): Medial olivary complex reflex in term newborns with hyperbilirubinemia. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 147:110777
- De Boer J, Thornton RD, Krumbholz K: What is the role of the medial olivocochlear system in speech-in-noise processing? *J Neurophysiol* 107 (2012): 1301-1312
- Guinan JJ (2006) Olivocochlear efferents: Anatomy, physiology, function, and the measurement of efferent effects in humans. *Ear Hear* 27: 589-607
- Guinan JJ and Gifford ML (1988): Effects of electrical stimulation of efferent olivocochlear neurons on cat auditory-nerve fibers. I. Rate-level functions. *Hearing Research*, 33: 97-114
- Hood LJ, Berlin CI, Bordelon J, Rose K (2003) Patients with auditory neuropathy/dys-synchrony lack efferent suppression of transient evoked otoacoustic emissions. *J Am Acad Audiol* 14(6): 302-313
- Kumar P, Grover V, Publius SA, Kumar Sanju H, Sinha S (2016): Assessment of rock musician's efferent system functioning using contralateral suppression of otoacoustic emissions. *World J Otorhinolaryngol Head Neck Surg* 23;2(4): 214-218
- Liberman MC, Puria S, Guinan JJ Jr (1996) The ipsilaterally evoked olivocochlear reflex causes rapid adaptation of the 2f1-f2 distortion product otoacoustic emission. *J Acoust Soc Am* 99: 3572-3584
- Moser T, Strenzke N, Meyer A, Lesinski-Schiedat A, Lenarz T, Beutner D, Foerst A, Lang-Roth R, von Wedel H, Walger M, Gross M, Keilmann A, Limberger A, Steffens T, Strutz J (2006) Diagnosis and therapy of auditory synaptopathy/neuropathy. *HNO* 54(11): 833-841
- Muchnik C, Roth AE, Othman-Jebara R, Putter-Katz H, Shabtai EL, Hildesheimer M (2004): Reduced medial olivocochlear bundle system function in children with auditory processing disorders. *Audiol Neurotol* 9(2):107-14
- Wagner W, Heppelmann G, Müller J, Janssen T, Zenner HP (2007) Olivocochlear reflex effect on human distortion product otoacoustic emissions is largest at frequencies with distinct fine structure dips. *Hear Res* 223: 83-92
- Walger M, Foerst A, Beutner D, Streicher B, Stürmer K, Lang-Roth R (2011) Auditorische Synaptopathie/Neuropathie. *Klinik und Diagnostik*. *HNO* 59: 414-424
- Yalcinkaya F, Yilmaz ST, Muluk NB (2010) Transient evoked otoacoustic emissions and contralateral suppression in children with auditory listening problems. *Auris Nasus Larynx* 37(1): 47-54

EEG-Signale für Cochlea-Implantate



Sabine Haumann
HNO-Klinik der Medizinischen
Hochschule Hannover

Einleitung

Auf lange Sicht ist es für CI-Träger wünschenswert, ihr Gerät mit Signalen des Gehirns anzusteuern. Hierzu muss der auditorische Regelkreis geschlossen werden (Closed-Loop-System). Das bedeutet, dass über ein geeignetes Messsystem Hirnsignale des Hörhilfenträgers erfasst werden und diese Signale im Sinne eines Brain-Computer-Interfaces (BCI) zur Ansteuerung der Hörhilfe verwendet werden; eine Übersicht zu BCIs findet sich beispielsweise in [1]. Denkbar wären aktive und passive Ansteuerung [2], beispielsweise ein automatisches Fitting, die Auswahl von gewünschten situationsangepassten Vorverarbeitungsalgorithmen oder die selektive Verstärkung eines gewünschten Sprechers und Absenkung von unerwünschten Sprechern in einer Gruppenunterhaltung. Es gibt bereits einige Ansätze hierzu, bei denen auditorische Paradigmen zur Ansteuerung von Hörhilfen untersucht werden [3, 4, 5]. Diese basieren jedoch auf nicht-invasiven Aufzeichnungen. Im Alltag des Hörhilfenträgers hat dies jedoch erhebliche Nachteile, z.B. müssen die Messelektroden jeden Tag neu gelegt werden, sie können verrutschen, Bewegungen können störende Artefakte verursachen, bei heißem Wetter oder Sport verschlechtert Schwitzen die Hautwiderstände (Impedanzen) der Messelektroden, und sie werden auch kosmetisch als störend empfunden.

Hirnsignale wie akustisch evozierte Potentiale (AEPs) können entweder mit Oberflächenelektroden oder invasiven Elektroden aufgezeichnet werden. Zur sinnvollen Ansteuerung von BCIs werden späte oder ereigniskorrelierte Potentiale benötigt. Diese werden hauptsächlich im auditorischen Kortex generiert, daher sollten die Elektroden bestmöglich über diesen Gehirnnarealen platziert werden. BCIs mit implantierten Elektroden haben ein besseres Signal-Rausch-Verhältnis und könnten direkt in das CI (Cochlea-Implantat) integriert werden. Die Implantation kann subdermal [6], intrakraniell [7, 8, 9, 10, 11] (entweder epidural oder subdural, wobei der Unterschied dieser Platzierungsstufen als vernachlässigbar eingestuft wird [12, 13]) oder sogar intrakortikal [14, 15] erfolgen. Das beste Signal-Rausch-Verhältnis wird für intrakranielle und intrakortikale Elektroden erwartet.

Bei mehreren Studien wurde auch die externe Referenzelektrode des CIs zum Aufzeichnen kortikaler Potentiale eingesetzt [16, 17, 18]. Die Hauptschwierigkeit ist hier, dass die internen Messfenster der CIs zu kurz zur Aufzeichnung kortikaler Potentiale sind. Daher müssen die identischen Messungen mehrfach mit unterschiedlichem Zeitversatz in

der Aufzeichnung wiederholt und dann zu einer Messung zusammengesetzt werden. Dies führt zu einer sehr langen Gesamtmessdauer und ist daher aktuell nicht für ein BCI einsetzbar. Eine andere Arbeitsgruppe hat bei einem Patienten mit Epilepsie, der ein CI erhalten hat, ein implantiertes Elektrodengrid zu Aufzeichnungen verwendet [19]. Die Ergebnisse waren sehr vielversprechend, sind jedoch nicht vollumfänglich für einen CI-Träger ohne Epilepsie einsetzbar.

Eine Besonderheit bei CI-Trägern ist, dass die Hörhilfe in einer Operation eingesetzt werden muss. Eine Arbeitsgruppe hat beispielsweise eine temporäre perkutane Verbindung vom CI nach außen gesetzt und hiermit direkte Messungen durchgeführt [20]. Der von uns verfolgte Ansatz ist dagegen, dass mit wenig Mehraufwand und geringem Zusatzrisiko Messelektroden implantiert werden können. In einer Machbarkeitsstudie wurde bei zehn erwachsenen CI-Trägern untersucht, inwieweit über das CI stimulierte AEPs epidural gemessen werden können [21]. Diese gemessenen Potentiale wurden mit einer Aufzeichnung über das klinische Standardsetting mit Oberflächenelektroden verglichen [22] und es wurde untersucht, ob die epidural gemessenen Aufzeichnungen zu einer Klassifikation der gewonnenen Daten auf Einzeltrialebene verwendet werden können [23]. Allerdings können intraoperativ nur Hirnstammpotentiale zuverlässig abgeleitet werden [24], während für eine sinnvolle Ansteuerung des CIs kortikale Potentiale benötigt werden. Daher wurden kortikale Potentiale gemessen, sobald der Patient wieder wach war.

Material und Methoden

Im Rahmen von CI-Operationen wurden bei zehn postlingual ertaubten Erwachsenen temporär drei epidurale Elektroden über dem primären auditorischen Kortex platziert. Hierbei handelte es sich um spezielle Elektroden, die über ein sehr glattes Design und eine abgerundete Spitze verfügen und zwischen Messkontakt und Kabel keine Kante aufweisen. Es wurden CIs aller vier in Deutschland zugelassenen Hersteller verwendet. Nach der CI-Insertion wurden drei Löcher in den Knochen gebohrt, die Elektroden auf der Dura platziert, und die Kabel unter der Haut des Patienten hindurch bis zu der Hautnaht geführt und dort nach außen geleitet. Mit diesen Elektroden wurden AEP-Aufzeichnungen durchgeführt und mit dem klinischen Standardsetting verglichen (Details siehe [22]). Intraoperativ erfolgt die klinische Standardmessung mit subdermalen Nadelelektroden, postoperativ mit Klebeelektroden. Die Aufzeichnungen mit den Epiduralelektroden und dem klinischen Standardsetting erfolgten simultan. Die Messungen wurden intraoperativ und postoperativ während der ersten Tage der CI-Nutzung durchgeführt. Hierbei wurden AEPs gemessen, intraoperativ E-BERA mit elektrischer Stimulation über das Implantat, sowie postoperativ BERA, MLR, CERA, MMN und P300 mit akustischer Stimulation per Schallrohr über den CI-Prozessor. Vor jeder postoperativen Messung wurde das CI klinisch angepasst. Nach Abschluss der Messungen ca. vier bis fünf Tage nach OP wurden die Epiduralelektroden entfernt und der Patient nach einer weiteren Nacht auf Station nach Hause entlassen.

Die aufgezeichneten Messkurven wurden in einem ersten Schritt von erfahrenen Audiologen visuell nach klinischem Standard ausgewertet. In einem zweiten Schritt wurde ein objektives Qualitätsmaß für die CERA-Daten eingeführt, welches auf dem Standardfehler der Einzeltrials und der

Amplitude basiert [22]. In einem dritten Schritt wurden Klassifikationsanalysen auf den CERA-Daten auf Basis der Einzeltrials durchgeführt [23]. Hierbei wurden zwei Analysen durchgeführt, einmal „gehört vs. nicht gehört“ und einmal „laut/leise“. Dies erfolgte auf den gemessenen Einzeltrials, und als Goldstandard wurde die Einschätzung des Patienten verwendet, die während der Messung erfragt wurde. Die Klassifikation erfolgte als leave-one-out Kreuzvalidierung mittels einer shrinkage-regularized linear discriminant analysis (sLDA). Signifikante Unterschiede zwischen den gemittelten Kurven wurden mittels Bootstrapping berechnet.

Ergebnisse

Die Morphologie der epidural aufgezeichneten Messkurven zeigte sich sehr ähnlich zur Morphologie der Messkurven, die im klinischen Standardsetting mit Oberflächen Elektroden aufgezeichnet wurden. Allerdings war die Polarität bei einem Teil der Kurven entgegengesetzt. Eine Beispielaufzeichnung wird in Abbildung 1 gezeigt. In der intraoperativen E-BERA waren die Ergebnisse mit dem klinischen Setting besser als mit den Epiduralelektroden. Postoperativ waren sowohl die Daten der BERA als auch der MLR häufig artefaktbehaftet. Bei den kortikalen Potentialen (CERA, MMN und P300) wurden dagegen epidural deutlich klarere Reizantworten gefunden, die auch bei geringeren Reizpegeln nachweisbar waren.

Auch das objektive Qualitätsmaß zeigte bei den CERA-Daten eine klare Überlegenheit der epidural gemessenen Daten, sowohl bei den monopolaren Aufzeichnungen (epidural gegen Klebeelektrode), als auch noch stärker bei den bipolaren Aufzeichnungen (epidural gegen epidural).

Die Einzeltrial-Klassifikationsgenauigkeiten einzelner Ableitungen betrugen bis zu 99,2 % für gehörte vs. nicht gehörte Töne. Auch bei der Klassifikation von gehörten Tönen mit unterschiedlichen Reizpegeln in laut vs. leise konnten Genauigkeiten von bis zu 89,1 % erzielt werden. Mit Ausnahme eines Patienten konnte für alle Patienten im optimalen Setting eine Genauigkeit von mindestens 70 % erzielt werden. Die höchsten Klassifikationsgenauigkeiten wurden bei epiduralen Ableitungen erzielt.

Diskussion und Schlussfolgerung

In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass der Ansatz grundsätzlich funktioniert. Mit epiduralen Elektroden können AEPs gemessen werden, deren Eigenschaften wie Morphologie und Verhalten bei unterschiedlichen Stimulationslautstärken den Eigenschaften von Messkurven, die mit Oberflächen elektroden aufgezeichnet werden, entsprechen. Es konnte gezeigt werden, dass die Signalqualität von epiduralen Aufzeichnungen der Qualität von oberflächlichen Aufzeichnungen überlegen ist, und dass Reizantworten auch bei geringeren Stimulationsintensitäten nach-

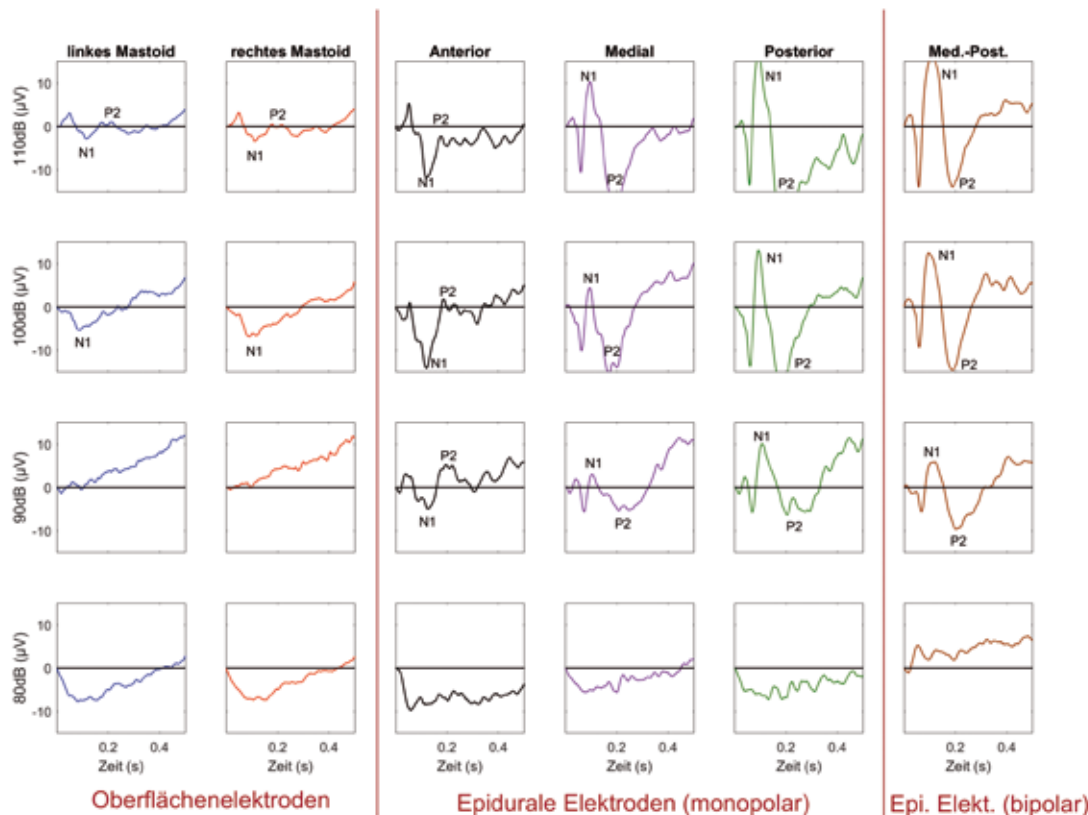


Abbildung 1: Postoperative CERA-Daten bei einem 66-jährigen Patienten, der ein CI (MED-EL Synchrony Flex28) auf der linken Seite erhalten hat. Die Stimulation erfolgte akustisch mit 500 Hz Tonbursts. Die oberste Zeile zeigt die Daten mit dem höchsten Reizpegel, nach unten wird der Reizpegel geringer. Die beiden linken Spalten zeigen die Daten mit dem klinischen Standardsetting mit Klebelektroden auf beiden Mastoide (-) und der Stirn (+,0). Die erste Spalte zeigt die ipsilaterale und die zweite Spalte die kontralaterale Messung. Die drei mittleren Spalten zeigen die monopolar gemessenen Aufzeichnungen über die epiduralen Elektroden, die nach ihrer relativen Position (anterior, medial, posterior) bezeichnet wurden (-), gemessen gegen Klebelektroden auf der Stirn (+,0). Die rechte Spalte zeigt eine bipolare Aufzeichnung zwischen zwei epiduralen Elektroden (-,+) gegen eine Klebeelektrode auf der Stirn (0). Alle Aufzeichnungen erfolgten simultan.

weisbar sind. Dies bezieht sich allerdings hauptsächlich auf die kortikalen Potentiale. Hirnstammopotentiale konnten in unserem Aufbau im klinischen Standard-Setup mit Oberflächenelektroden besser gemessen werden. Eine Arbeitsgruppe zeigte, dass die räumliche Auflösung von invasiven epiduralen Aufnahmen besser ist als bei Oberflächenaufnahmen [12]. Eine andere Arbeitsgruppe zeigte, dass die Genauigkeit und Spezifität für implantierte Elektroden im Vergleich zu Oberflächenelektroden verbessert ist [25]. Das bedeutet, dass die Hirnareale, in denen AEPs erzeugt werden, bei epiduralen Aufzeichnungen exakter angesteuert werden müssen. Da in unserem Aufbau die Elektroden zur Aufzeichnung kortikaler Potentiale ausgelegt waren, könnte dies erklären, dass die Hirnstammopotentiale epidural schlechter als oberflächlich gemessen werden konnten. Allerdings war der Ansatz, die Elektrodenpositionen für kortikale Potentiale zu optimieren, bewusst gewählt, weil sie zu einer Closed-Loop-Ansteuerung des CI benötigt werden.

Auf den gemessenen CERA-Daten wurden erste Klassifikationsanalysen auf Einzeltrial-Ebene durchgeführt. Hierbei wurden bei allen bis auf einen Patienten im optimalen Setting Klassifikationsgenauigkeiten von 70 % überschritten, was generell als Grenze zur Praktikabilität von BCIs angesehen wird [26, 27]. Das optimale Setting, vor allem die beste der drei Elektrodenpositionen, variierte zwischen den Patienten, so dass hier noch deutliche Verfeinerungen nötig sind, um eine zuverlässige Klassifikationsgenauigkeit zu erreichen.

Um eine Closed-Loop-Ansteuerung von CIs auf Basis implantierter Messelektroden zu erhalten, müssen (neben Weiterentwicklungen in der Signalverarbeitung von CIs) die Messelektroden in das CI integriert werden. Hierzu ist es besonders relevant, die Anzahl der erforderlichen Messelektroden so weit wie möglich zu reduzieren. In dieser Arbeit konnte gezeigt werden, dass die Messungen mit einer epiduralen Elektrode im monophasischen Setting, wo gegen eine Oberflächenelektrode referenziert wird, bessere Ergebnisse liefern als Messungen mit ausschließlich Oberflächenelektroden, allerdings erreichte die Qualität in einem biphasischen Setting noch höhere Werte. Um dies weiterzuverfolgen, müsste hier näher untersucht werden, inwieweit bestehende Elektroden des CIs (intracochleär/extracochleär/Gehäuseelektrode) als Referenz benutzt werden könnten, ansonsten müssten mindestens zwei epidurale Elektroden verwendet werden. Auch wäre eine weitere zu untersuchende Fragestellung die Ermittlung einer optimalen Elektrodenposition für den individuellen Patienten, die realistisch in einer CI-OP aufgesucht werden kann.

Insgesamt stellt diese Arbeit einen wichtigen Schritt in Richtung Alltagstauglichkeit von Closed-Loop-Ansteuerung von CIs dar.

Danksagung

Dieses Forschungsprojekt wurde vom Exzellenzcluster „Hearing4All“ (EXC 1077/1) der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG) gefördert.

Wir möchten uns bei allen Patienten bedanken, die an dieser Studie teilgenommen haben. Auch möchten wir uns bei allen Kollegen bedanken, die diese Studie unterstützt haben.

Sabine Haumann, Andreas Büchner, Thomas Lenarz

Referenzen

- [1] J. R. Wolpaw, N. Birbaumer, D. J. McFarland, G. Pfurtscheller und T. M. Vaughan, „Brain-computer interfaces for communication and control,“ *Clin Neurophysiol*, Bd. 113, pp. 767-791, 2002.

- [2] T. O. Zander und C. Kothe, „Towards passive brain-computer interfaces: applying brain-computer interface technology to human-machine systems in general,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 8, p. 025005, 2011.
- [3] M. G. Bleichner, M. Lundbeck, M. Selisky, F. Minow, M. Jäger, R. Emkes, S. Debener und M. D. Vos, „Exploring miniaturized EEG electrodes for brain-computer interfaces. An EEG you do not see?,“ *Physiol. Rep.*, Bd. 3, 2015.
- [4] M. G. Bleichner und S. Debener, „Concealed, Unobtrusive Ear-Centered EEG Acquisition: cEEGrids for Transparent EEG,“ *Frontiers Human Neurosci.*, Bd. 11, p. 163, April 2017.
- [5] M. Finke, M. Billinger und A. Büchner, „Toward Automated Cochlear Implant Fitting Procedures Based on Event-Related Potentials,“ *Ear Hear.*, Bd. 38, pp. e118-e127, 2017.
- [6] J. Väisänen, K. Wendel, G. Seemann, J. Malmivuo und J. Hyttinen, „Sensitivities of Bipolar Subcutaneous and Cortical EEG Leads,“ in *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*, September 7 - 12, 2009, Munich, Germany, 2009.
- [7] M. G. Bleichner, Z. V. Freudenburg, J. M. Jansma, E. J. Aarnoutse, M. J. Vansteensel und N. F. Ramsey, „Give me a sign: decoding four complex hand gestures based on high-density ECoG,“ *Brain Struct. Funct.*, Bd. 221, pp. 203-216, 2016.
- [8] E. C. Leuthardt, G. Schalk, J. R. Wolpaw, J. G. Ojemann und D. W. Moran, „A brain-computer interface using electrocorticographic signals in humans,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 1, pp. 63-71, 2004.
- [9] G. Schalk, J. Kubanek, K. J. Miller, N. R. Anderson, E. C. Leuthardt, J. G. Ojemann, D. Limbrick, D. Moran, L. A. Gerhardt und J. R. Wolpaw, „Decoding two-dimensional movement trajectories using electrocorticographic signals in humans,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 4, pp. 264-275, 2007.
- [10] W. Wang, J. L. Collinger, A. D. Degenhart, E. C. Tyler-Kabara, A. B. Schwartz, D. W. Moran, D. J. Weber, B. Wodlinger, R. K. Vinjamuri, R. C. Ashmore, J. W. Kelly und M. L. M. Boninger, „An Electrocoorticographic Brain Interface in an Individual with Tetraplegia,“ *PLoS One*, Bd. 8, p. e55344, 2013.
- [11] M. J. Vansteensel, D. Hermes, E. J. Aarnoutse, M. G. Bleichner, G. Schalk, P. C. van Rijen, F. S. Leijten und N. F. Ramsey, „Brain-computer interfacing based on cognitive control,“ *Ann. Neurol.*, Bd. 67, pp. 809-816, 2010.
- [12] M. W. Slutzky, L. R. Jordan, T. Krieg, M. Chen, D. J. Mogul und L. E. Miller, „Optimal spacing of surface electrode arrays for brain-machine interface applications,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 7, pp. 26004, 20 pages, 2010.
- [13] A. T. Valderrama, R. Oostenveld, M. J. Vansteensel, G. M. Huiskamp und N. F. Ramsey, „Gain of the human dura in vivo and its effects on invasive brain signal feature detection,“ *J. Neurosci. Methods*, Bd. 187, pp. 270-279, 2010.
- [14] L. R. Hochberg, M. D. Serruya, G. M. Friehs, J. A. Mukand, M. Saleh, A. H. Caplan, A. Branner, D. Chen, R. D. Penn und J. P. Donoghue, „Neuronal ensemble control of prosthetic devices by a human with tetraplegia,“ *PNAS*, Bd. 103, pp. 1471-1476, 2006.
- [15] E. M. Maynard, C. T. Nordhausen und R. A. Normann, „The Utah intracortical Electrode Array: a recording structure for potential brain-computer interfaces,“ *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, Bd. 102, pp. 228-239, 1997.
- [16] N. Aldag, A. Büchner, T. Lenarz und W. Nogueira, „Towards decoding selective attention through cochlear implant electrodes as sensors in subjects with contralateral acoustic hearing,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 19, p. 016023, 2022.
- [17] A. J. Beynon, B. M. Luijten und E. A. M. Mylanus, „Intracorporeal Cortical Telemetry as a Step to Automatic Closed-Loop EEG-Based CI Fitting: A Proof of Concept,“ *Audiol. Res.*, Bd. 11, p. 691-705, 2021.
- [18] M. McLaughlin, T. Lu, A. Dimitrijevic und F.-G. Zeng, „Towards a Closed-Loop Cochlear Implant System: Application of Embedded Monitoring of Peripheral and Central Neural Activity,“ *IEEE Trans Neural Syst Rehabil Eng.*, Bd. 20, pp. 443-454, July 2012.
- [19] K. V. Nourski, C. P. Etler, J. F. Brugge, H. Oya, H. Kawasaki, R. A. Reale, P. J. Abbas, C. J. Brown und M. A. Howard 3rd, „Direct recordings from the auditory cortex in a cochlear implant user,“ *J. Assoc. Res. Otolaryngol.*, Bd. 14, pp. 435-50, 2013.
- [20] B. Somers, C. J. Long und T. Francart, „EEG-based diagnostics of the auditory system using cochlear implant electrodes as sensors,“ *Sci. Rep.*, Bd. 11, p. 5383, 2021.
- [21] S. Haumann, G. Bauernfeind, M. G. Bleichner, M. J. Teschner, S. Debener und T. Lenarz, „Epidural Recordings of Auditory Evoked Potentials in Cochlear Implant Users: First Experiences,“ *J. Otol. Rhinol.*, Bd. 5, p. 3p, 2016.
- [22] S. Haumann, G. Bauernfeind, M. J. Teschner, I. Schierholz, M. G. Bleichner, A. Büchner und T. Lenarz, „Epidural Recordings in Cochlear Implant Users,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 16, p. 056008, 2019.
- [23] G. Bauernfeind, M. J. Teschner, S. C. Wriessnegger, A. Büchner, T. Lenarz und S. Haumann, „Towards single-trial classification of invasively recorded auditory evoked potentials in cochlear implant users,“ *J. Neural Eng.*, Bd. 19, p. 026002, March 2022.
- [24] W. Heinke und S. Koelsch, „The effects of anesthetics on brain activity and cognitive function,“ *Curr. Opin. Anesthesiol.*, Bd. 18, pp. 625-31, 2005.
- [25] A. B. Schwartz, X. T. Cui, D. J. Weber und D. W. Moran, „Brain-Controlled Interfaces: Movement Restoration with Neural Prosthetics,“ *Neuron*, Bd. 52, pp. 205-220, October 2006.
- [26] A. Kübler, B. Kotschoubey, J. Kaiser, J. R. Wolpaw und N. Birbaumer, „Brain - computer communication: Unlocking the locked in,“ *Psychol. Bull.*, Bd. 127, p. 358, 2001.
- [27] A. Kübler, N. Neumann, B. Wilhelm, T. Hinterberger und N. Birbaumer, „Predictability of brain-computer communication,“ *J. Psychophysiol.*, Bd. 18, p. 121-129, 2004.

Simulation of the efferent system in the coding strategies of cochlear implant systems



Enrique A. López-Poveda
Universidad de Salamanca, Spain

Modern cochlear implants (CIs) can successfully restore hearing to many people with moderate-to-profound hearing loss. Unfortunately, CI users still find it harder than people with normal hearing (NH) to understand speech in noise or to localize sound sources, even with two devices. For example, in a listening situation where the target speech and the masker sound sources are collocated in front of the listener, users of bilateral CIs (BiCIs) have speech reception thresholds (SRTs) that are typically 15 dB higher than those of NH listeners. Furthermore, the intelligibility improvement that results from separating the target and masker sources in space is smaller for BiCI users than for NH listeners (Loizou et al., 2009). Importantly, CI users have comparable SRTs regardless of whether they perform the task with one or two CIs (Loizou et al., 2009). This lack of a benefit from using two versus one CI has been used as argument against bilateral implantation in some countries. Not only do BiCI users find it harder to understand speech in noise, but they are also less accurate when localizing sound sources in the horizontal plane than NH listeners (e.g., Dorman et al., 2016).

Over the last years, we have been arguing that CI users experience greater hearing difficulties than NH listeners, even with two CIs, partly because they lack the effects and benefits of the medial olivocochlear (MOC) efferent system (Lopez-Poveda et al., 2016a, 2016b). In natural hearing, the MOC efferent system allows the central auditory system to control the mechanical sensitivity of the cochlea (reviewed by Lopez-Poveda, 2018). MOC neurons project from the superior olivary complex in the midbrain to the bodies of the outer hair cells in the cochlea (Warr and Guinan, 1979). MOC efferents can be activated involuntarily by ipsilateral and contralateral sounds, giving rise to the MOC reflex, or by selective attention (Delano et al., 2007). Activation of MOC efferents reduces the motility of the outer hair cells, which reduces the gain of the cochlear amplifier, and thus cochlear mechanical responses to low-level sounds (e.g., Cooper and Guinan, 2006). While this can cause a mild hearing loss, MOC efferent activation can restore the dynamic range of auditory nerve fibers to tones in noise (e.g., Winslow and Sachs, 1988), unmask sounds in noise (e.g., Chintanpalli et al., 2012), facilitate the detection of tones in noise (e.g., Michey and Collett, 1996), facilitate the localization of sound sources in noise (Andéol et al., 2011), and improve the neural encoding (Brown et al., 2010) and the intelligibility

of speech in noise (Clark et al., 2012). In summary, activation of MOC efferents possibly facilitates hearing in noise, which is precisely one of the aspects CI users find more challenging.

The electrical stimulation provided by the CI bypasses outer hair cells and is independent of MOC olivocochlear efferent effects. Since MOC efferent activation possibly facilitates hearing in noise and its effects are lacking for CI users, our aim is to improve hearing for CI users by designing CI audio coding strategies inspired by the MOC efferent system. Our long-term plan includes mimicking both attentional and reflexive MOC efferent effects. Our efforts so far, however, have focused on mimicking and testing the effects of the contralateral MOC reflex, as described below.

Our approach, which we call 'the binaural MOC strategy', involves a pair of CI audio processors, one per ear, where each audio processor controls the acoustic-to-electric maps (or maplaws) of the contralateral audio processor (Lopez-Poveda et al., 2014, 2016a, 2016b). The control is dynamic (i.e., varies in time), and is such that the higher the level at the output of a frequency channel, the less the compression is in the corresponding frequency channel of the contralateral audio processor. In the MOC strategy, loud sounds presented to one ear can inhibit the electrical stimulation delivered to the contralateral ear in a time-, level- and frequency-dependent manner. As a result, the MOC strategy tends to linearize the maplaws dynamically, depending on the input sounds, the output levels, and other parameters. This linearization can improve the representation of amplitude modulations in the pattern of electrical pulses, enhance inter-aural level differences, improve the signal-to-noise ratio in the ear contralateral to the masker source, and reduce the spread of electrical excitation. All these effects occur simultaneously (Lopez-Poveda et al., 2014).

In several laboratory studies, we have shown that BiCI users (and some single-sided deaf CI users) can show better intelligibility in noise with the MOC strategy than with two functionally independent CIs (or with a CI and a normal ear), the current clinical standard. The improvement occurs whether the target speech is presented in competition with one source of steady-state, speech-shaped noise (Lopez-Poveda et al., 2016b) or with a single talker masker (Lopez-Poveda et al., 2017). The improvement is overall greater for spatially separated than for collocated target and masker sources. Therefore, the MOC strategy enhances spatial release from masking. In the MOC strategy, the contralateral control of compression can be made faster or slower to mimic more or less realistically the rather slow time course of the natural MOC reflex (Bakus and Guinan, 2006). We have shown that an implementation of the MOC strategy with faster control of compression tends to improve intelligibility more in fluctuating than in steady-state noise, while an implementation with slower control tends to be more beneficial in steady-state noise (Lopez-Poveda and Eustaquio-Martin, 2018; Lopez-Poveda et al., 2020). We have also shown that the MOC strategy can be successfully implemented in combination with audio coding strategies that preserve the temporal fine structure of the stimulus (Fumero et al., 2021), and that it can help CI users to localize sound sources better

than when using two functionally independent CIs (Lopez-Poveda et al., 2019).

Altogether, our laboratory studies have shown that simulating the MOC reflex in the coding strategies of CIs could improve hearing in noise and sound source localization for CI users. An implementation of the MOC strategy in actual CI systems would require two audio processors communicating with each other, possibly wirelessly. This technology is still rare today but might become conventional in the future. Therefore, the realization of the MOC strategy is potentially possible and could bring the hearing of CI users even closer to that of NH listeners.

Acknowledgements

I am most grateful to my colleagues for their contributions to the research reviewed here: Almudena Eustaquio-Martín, Milagros J. Fumero, José M. Gorospe, Luis Lassaletta, Rubén Polo, Auxiliadora Gutiérrez, Fernando Benito, Santiago Santa Cruz Ruiz, Robert D. Wolford, Joshua S. Stohl, Christian Wirtz, Reinhold Schatzer, Peter Nopp, and Blake S. Wilson. Work supported by MED-EL GmbH (Innsbruck, Austria), the Spanish Ministry of Science and Innovation (grant PID2019-108985GB-I00), and the European Regional Development Fund.

References

- Andéol G, Guillaume A, Micheyl C, Savel C, Pellieux L, Moulin A. (2011). Auditory efferents facilitate sound localization in noise in humans. *J Neurosci* 31:6759-6763. DOI: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.0248-11.2011>
- Backus BC, Guinan JJ, Jr. (2006). Time-course of the human medial olivocochlear reflex. *J Acoust Soc Am* 119:2889-2904. DOI: <https://doi.org/10.1121/1.2169918>
- Brown GJ, Ferry RT, Meddis R. (2010). A computer model of auditory efferent suppression: implications for the recognition of speech in noise. *J Acoust Soc Am* 127:943-954. DOI: <https://doi.org/10.1121/1.3273893>
- Chintanpalli A, Jennings SG, Heinz MG, Strickland EA. (2012). Modeling the anti-masking effects of the olivocochlear reflex in auditory nerve responses to tones in sustained noise. *J Assoc Res Otolaryngol* 13:219-235. DOI: <https://doi.org/10.1007/s10162-011-0310-3>
- Clark NR, Brown GJ, Jürgens T, Meddis R. (2012). A frequency-selective feedback model of auditory efferent suppression and its implications for the recognition of speech in noise. *J Acoust Soc Am* 132:15351541. DOI: <https://doi.org/10.1121/1.4742745>
- Cooper NP, Guinan JJ. (2006). Efferent-mediated control of basilar membrane motion. *J Physiol* 576:49-54. <https://doi.org/10.1113/jphysiol.2006.114991>
- Delano PH, Elgueda D, Hamame CM, Robles L. (2007). Selective attention to visual stimuli reduces cochlear sensitivity in chinchillas. *J Neurosci* 27:4146-4153. DOI: <https://doi.org/10.1523/JNEUROSCI.3702-06.2007>
- Dorman MF, Loisel LH, Cook SJ, Yost WA, Gifford RH. (2016). Sound source localization by normal hearing listeners, hearing-impaired listeners, and cochlear implant users. *Audiol Neurotol* 21:127-131. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000057>
- Fumero MJ, Eustaquio-Martín A, Gorospe JM, Polo López R, Gutiérrez Revilla MA, Lassaletta L, Schatzer R, Nopp P, Stohl JS, Lopez-Poveda EA. (2021). A state-of-the-art implementation of a binaural cochlear-implant sound coding strategy inspired by the medial olivocochlear reflex. *Hear Res* 409:108320. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.heares.2021.108320>
- Loizou PC, Hu Y, Litovsky R, Yu G, Peters R, Lake J, Roland P. (2009). Speech recognition by bilateral cochlear implant users in a cocktail-party setting. *J Acoust Soc Am* 125:372-383. DOI: <https://doi.org/10.1121/1.3036175>
- Lopez-Poveda EA (2014). Sound enhancement for cochlear implants. Patent US10556109B2.
- Lopez-Poveda EA, Eustaquio-Martín A, Fumero MJ, Gorospe JM, Polo López R, Gutiérrez Revilla MA, Schatzer R, Nopp P, Stohl JS. (2020). Speech-in-noise recognition with more realistic implementations of a binaural cochlear-implant sound coding strategy inspired by the medial olivocochlear reflex. *Ear Hear* 41:1492-1510. DOI: <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000880>
- Lopez-Poveda EA, Eustaquio-Martín A, Fumero MJ, Stohl JS, Schatzer R, Nopp P, Wolford RD, Gorospe JM, Polo R, Gutiérrez Revilla MA, Wilson BS. (2019). Lateralization of virtual sound sources with a binaural cochlear-implant sound coding strategy inspired by the medial olivocochlear reflex. *Hear Res* 379:103-116. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.heares.2019.05.004>
- Lopez-Poveda EA, Eustaquio-Martín A. (2018). Objective speech transmission improvements with a binaural cochlear implant sound-coding strategy inspired by the contralateral medial olivocochlear reflex. *J Acoust Soc Am* 143:2217-2231. DOI: <http://doi.org/10.1121/1.5031028>
- Lopez-Poveda EA, Eustaquio-Martín A, Stohl JS, Wolford RD, Schatzer R, Gorospe JM, Santa Cruz Ruiz S, Benito F, Wilson BS (2017). Intelligibility in speech maskers with a binaural cochlear implant sound coding strategy inspired by the contralateral medial olivocochlear reflex. *Hear Res* 348:134-137. DOI: <http://doi.org/10.1016/j.heares.2017.02.003>
- Lopez-Poveda EA, Eustaquio-Martín A, Stohl JS, Wolford RD, Schatzer R, Wilson BS. (2016b). A binaural cochlear implant sound coding strategy inspired by the contralateral medial olivocochlear reflex. *Ear Hear* 37:e138-e148. DOI: <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000273>
- Lopez-Poveda EA, Eustaquio-Martín A, Stohl JS, Wolford RD, Schatzer R, Wilson BS. (2016a). Roles of the contralateral efferent reflex in hearing demonstrated with cochlear implants. *Adv Exp Med Biol* 894:105-114. DOI: https://doi.org/10.1007/978-3-319-25474-6_12
- Lopez-Poveda EA. (2018). Olivocochlear efferents in animals and humans: From anatomy to clinical relevance. *Front Neurol* 9:197. DOI: <https://doi.org/10.3389/fneur.2018.00197>
- Micheyl C, Collet L. (1996). Involvement of the olivocochlear bundle in the detection of tones in noise. *J Acoust Soc Am* 99:1604-1610. DOI: <https://doi.org/10.1121/1.414734>
- Warr WB, Guinan JJ Jr. (1979). Efferent innervation in the organ of Corti: two separate systems. *Brain Res* 173:152-155. DOI: [https://doi.org/10.1016/0006-8993\(79\)91104-1](https://doi.org/10.1016/0006-8993(79)91104-1)
- Winslow RL, Sachs MB. (1988). Single-tone intensity discrimination based on auditory-nerve rate responses in backgrounds of quiet, noise, and with stimulation of the crossed olivocochlear bundle. *Hear Res* 35:165-190. DOI: [https://doi.org/10.1016/0378-5955\(88\)90116-5](https://doi.org/10.1016/0378-5955(88)90116-5)

Cross-Modal Plasticity: What Is It and Why Do We Care?



Anu Sharma
University of Colorado Boulder, USA

Abstract

In response to sensory deprivation (e.g., deafness) other senses recruit and repurpose auditory cortical regions for sensory processing. This referred to as cross-modal plasticity and has been documented in developmental and age-related hearing loss. All degrees of hearing loss have shown evidence of some amount of cross-modal reorganization with visual and somatosensory modalities. The degree of cross-modal plasticity is dependent upon various factors including length of auditory deprivation and hearing intervention (i.e., cochlear implant and/or hearing aid use). Cross-modal plasticity has been shown to reverse or partially reverse upon appropriate hearing treatment. Cross-modal plasticity in hearing loss is positively associated with multimodal, real-life speech perception and may be negatively associated with auditory-only outcomes. Therefore, knowledge and insight into cross-modal plasticity may help to inform and transform clinical treatments for individuals with hearing loss.

Keywords

cross-modal plasticity, deafness, hearing loss, cochlear implants, hearing aids, developmental, age-related hearing.

Neuroplasticity refers to the brain's ability to form new connections. Intrinsic neuroplasticity occurs early in development and is driven by inherent genetic and cellular processes. Extrinsic neuroplasticity is present throughout one's lifespan and is driven by experience and adaptations to external changes (Sharma & Glick, 2016). Cross-modal plasticity specifically refers to neuroplasticity or reorganization that can occur in sensory loss or deprivation. In this case, the brain regions dedicated to processing the deprived sense are recruited and repurposed for processing information from the intact sensory modalities (Bavelier & Neville, 2002). This can be seen both in cases of vision and hearing loss (Glick & Sharma, 2017; King, 2015).

In deafness, cross-modal plasticity can result in 'supranormal' enhancements, e.g., deaf individuals show enhanced visual functions like visual motion detection and visual spatial localization. However, not all functions

are enhanced in the intact visual modality in deafness, rather only 'supramodal' functions, the visual and auditory systems have in common (e.g., localization, movement detection, and change detection) have the capacity to become compensated by cross-modal plasticity. For example, Bola et al. (2017) have shown that enhanced visual rhythmic patterns in the deaf are processed in the same regions of the superior temporal sulcus as auditory rhythmic patterns in normal hearing peers. That is, supranormal visual behavior in deafness is subserved by auditory cortical regions that underlie the same auditory behavior (Kral & Sharma, 2023). Cross-modal effects do not result from a massive reorganization of fiber tracts but likely it is increased synaptic efficiency that conveys cross-modal effects. Mostly, cross-modal effects appear to be top-down effects in areas which receive heteromodal inputs from multiple modalities (Kral & Sharma, 2023).

Cross-modal plasticity of auditory brain regions by both visual and somatosensory modalities (as shown in Figure 1A & B) has been noted in adult and pediatric populations spanning mild to profound degrees of hearing loss (Campbell & Sharma, 2014; Cardon & Sharma, 2019; Glick & Sharma, 2020). The degree of cross-modal reorganization is affected by patient characteristics. In pediatric populations, our group has established an early sensitive period (3.5 years but best by age 1 year) such that cochlear implantation before this age allows for typical auditory cortical development (Sharma et al., 2002, 2007; Sharma & Dorman, 2006). Studies have found that children who received cochlear implants within this sensitive period showed less evidence of cross-modal plasticity and had subsequent better speech and language outcomes with their cochlear implants (Lee et al., 2001; Lee et al., 2007; Lee et al., 2004). Furthermore, in examining cross-modal plasticity in children with cochlear implants, difficulty perceiving speech in noise with the cochlear implant was correlated with greater amounts of cross-modal reorganization by vision and somatosensation. Recently we have reported that in children with cochlear implants, greater cross-modal plasticity by vision is correlated with greater somatosensory cross-modal plasticity (Hennessey et al., 2022).

Cross-modal plasticity has also been investigated in adult populations. Evidence of cross-modal plasticity is seen in both pre-lingual and post-lingual deaf adult populations (Doucet et al., 2006; Kim et al., 2016; Sandmann et al., 2012). The extent of cross-modal plasticity can differ within these populations. In adults with severe to profound hearing loss since childhood, those who reported longer hearing aid use had less activation of auditory brain regions in response to visual stimuli (Shiell et al., 2015). Furthermore, duration of deafness in unilateral cochlear implant users showed a moderate positive correlation with cross-modal plasticity in response to visual speech (Anderson et al., 2019). These findings suggest that the amount of auditory input and conversely auditory deprivation, drive the amount of cross-modal activation noted in hearing loss populations. Furthermore, cross-modal reorganization of auditory areas in the brain is also observed in milder severities of hearing loss, i.e. age-related mild to moderate hearing loss (Campbell & Sharma, 2014; Glick & Sharma, 2020; Rosemann & Thiel, 2018). In adults with mild to moderate hearing loss greater ac-

tivation of auditory regions and frontal regions, as shown in Figure 1C (left panel), in response to visual stimuli was found in comparison to age matched normal hearing peers (Campbell & Sharma, 2014; Glick & Sharma, 2020).

Examples of Cross-Modal Plasticity

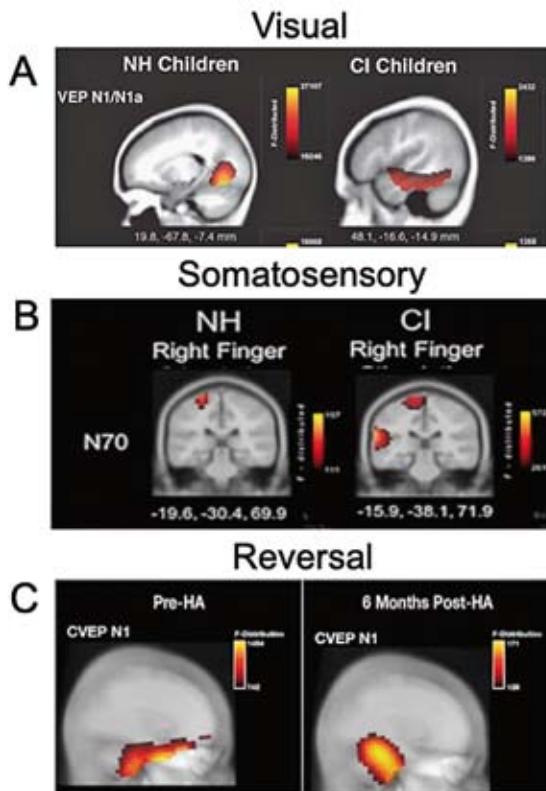


Figure 1. Examples of cross-modal plasticity in deafness and hearing loss. Current density source reconstructions (CDRs) of visual and somatosensory-evoked potentials in children using cochlear implants and adults with mild to moderate hearing loss using hearing aids. The F-distribution color scale indicates the likelihood of cortical activation, with the associated color scale of maximum (yellow) through the minimum (black), in a particular cortical region. 1A (left panel). In this figure, as expected children with normal hearing demonstrate activation of the visual lobe in response to a visual stimulus. 1A (right panel) Children with cochlear implants showed activation of auditory brain regions in response to the same visual stimulus. 1B (left panel). In response to vibrotactile stimulation of the right finger, children with normal hearing demonstrate typical activation of the somatosensory area. 1B (right panel) Children with cochlear implants showed activation of the temporal lobe in response to vibrotactile stimulation (right panel). 1C (left panel). In visual evoked potentials, before hearing aid use (Pre-HA), adults with mild to moderate hearing loss showed activation of auditory and frontal cortical regions in response to a visual stimulus (left panel). 1C (right panel) After hearing aid use (6 Months Post-HA), adults demonstrate a reversal of cross-modal plasticity and no longer demonstrate activation of auditory brain regions (Adapted from Campbell & Sharma, *PLoS ONE*, (2016), Cardon & Sharma, *Frontiers in Neuroscience*, (2019), and Glick & Sharma, *Frontiers in Neuroscience*, (2020)).

Moreover, in comparing postlingually deafened adults to adults with mild to moderate hearing loss, it was found that those with greater degrees of hearing loss demonstrated more visual cross-modal plasticity in comparison to normal hearing adults compared with adults with mild to moderate hearing loss (Stropahl & Debener, 2017). These findings suggest that cross-modal plasticity is a dynamic process that occurs even in early stages of hearing loss and can be affected by the degree of sensory deprivation.

Cross-modal plasticity appears to be a compensatory process that may be related to cognitive compensation. For example, in early deafness and age-related hearing loss, higher-order auditory cortex and/or frontal cortex takes over functions related to cognitive processes (Kral & Sharma, 2023 review).

Can cross-modal plasticity be reversed? In certain cases, if hearing is restored, these auditory cortex changes can be reversed partially or even fully. Reversal of cross-modal plasticity by the visual system has been seen in adults with age-related mild to moderate hearing loss after six months of consistent use of hearing aids, as shown in Figure 1C. This reversal was accompanied by better auditory only speech-in-noise abilities and increases in the cognitive abilities of executive functioning, visual working memory, and processing speed (Glick & Sharma, 2020). In adults with cochlear implants, several studies have seen evidence of partial but not full reversal of visual reorganization (Chen et al., 2016; Rouger et al., 2012; Sandmann et al., 2012). In a case study of a child with single-sided deafness, after cochlear implantation there was a partial reversal of cross-modal recruitment of auditory areas by vision and a complete reversal of recruitment by the somatosensory system (Sharma et al., 2016).

Furthermore, in a study of 10 children with cochlear implants classified as good or poor cochlear implant users based on their auditory only speech-in-noise abilities, visual cross-modal reorganization was more extensive in the poor cochlear implant user group while somatosensory cross-modal reorganization was not significantly different between the groups (Hennessey et al., 2022). Therefore, reversal of cross-modal plasticity and successful outcomes can be influenced by a variety of factors such as onset age of hearing loss, duration of hearing loss, and timing of hearing loss treatment.

In both adult and pediatric populations, cross-modal visual motion activation of auditory brain regions has been shown to be correlated with worse speech processing abilities (Campbell & Sharma, 2016; Glick & Sharma, 2020; Hennessey et al., 2022). However, although cross-modal plasticity hinders processing in auditory only conditions, it may be advantageous to audio-visual processing. In a sample of postlingually deafened, experienced cochlear implant users there was a significant positive correlation between visual speech lip reading abilities and cross-modal plasticity of the left auditory cortex by vision. Furthermore, increased coherence between left auditory brain regions and visual brain regions in response to visual only speech was significantly correlated with audio-visual speech-in-noise abilities. These results suggest that cross-modal plasticity may in fact be adaptive for cochlear implant users who may need to leverage visual speech abilities more than normal hearing peers in difficult listening conditions (Fullerton et al., 2023). Additionally, Anderson et al. (2017) found increased cross-modal reorganization to visual speech in a heterogeneous group of cochlear implant users following six months of cochlear implant use was associated with better outcomes; while decreased cross-modal plasticity was associated with worse performance with the cochlear implant. The authors concluded that these

findings may be demonstrating the importance of audiovisual integration in individuals with hearing loss (Anderson et al., 2017). These studies show that cross-modal plasticity can be viewed as compensatory or adaptive depending on the context. Differences in stimuli, such as visual speech and non-visual speech, may explain the seemingly contradictory findings. Furthermore, in a pediatric study of children with cochlear implants, greater cross-modal plasticity in comparison to normal aged-matched hearing controls was found in response to lip-reading; however, this cross-modal plasticity did not negatively impact the activation of auditory regions by speech (Mushtaq et al., 2020). Given that cross-modal reorganization with visual speech could be advantageous to cochlear implant users and may not hinder auditory processing, aural rehabilitation programs may benefit from multimodal approaches that leverage cross-modal plasticity. Other future clinical applications of cross modal plasticity may include speech-to-text subtitles for deaf persons or vibrotactile enhancement of speech prostheses (Huang, Sheffield, & Zeng, 2020).

Anu Sharma, Kayla Cormier and Carly Schimmel
University of Colorado Boulder, USA

References

- Anderson, C. A., Wiggins, I. M., Kitterick, P. T., & Hartley, D. E. H. (2017). Adaptive benefit of cross-modal plasticity following cochlear implantation in deaf adults. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 114(38), 10256–10261. <https://doi.org/10.1073/pnas.1704785114>
- Anderson, C. A., Wiggins, I. M., Kitterick, P. T., & Hartley, D. E. H. (2019). Pre-operative Brain Imaging Using Functional Near-Infrared Spectroscopy Helps Predict Cochlear Implant Outcome in Deaf Adults. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology: JARO*, 20(5), 511–528. <https://doi.org/10.1007/s10162-019-00729-z>
- Bavelier, D., & Neville, H. J. (2002). Cross-modal plasticity: Where and how? *Nature Reviews Neuroscience*, 3(6), 443–452. <https://doi.org/10.1038/nrn848>
- Bola, Ł., Zimmermann, M., Mostowski, P., Jednoróg, K., Marchewka, A., Rutkowski, P., & Szwed, M. (2017). Task-specific reorganization of the auditory cortex in deaf humans. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 114(4). <https://doi.org/10.1073/pnas.1609000114>
- Campbell, J., & Sharma, A. (2014). Cross-Modal Re-Organization in Adults with Early Stage Hearing Loss. *PLoS ONE*, 9(2), e90594. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0090594>
- Campbell, J., & Sharma, A. (2016). Visual Cross-Modal Re-Organization in Children with Cochlear Implants. *PLOS ONE*, 11(1), e0147793. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0147793>
- Cardon, G., & Sharma, A. (2019). Somatosensory Cross-Modal Reorganization in Children With Cochlear Implants. *Frontiers in Neuroscience*, 13, 469. <https://doi.org/10.3389/fnins.2019.00469>
- Chen, L.-C., Sandmann, P., Thorne, J. D., Bleichner, M. G., & Debener, S. (2016). Cross-Modal Functional Reorganization of Visual and Auditory Cortex in Adult Cochlear Implant Users Identified with fNIRS. *Neural Plasticity*, 2016, 4382656. <https://doi.org/10.1155/2016/4382656>
- Doucet, M. E., Bergeron, F., Lassonde, M., Ferron, P., & Lepore, F. (2006). Cross-modal reorganization and speech perception in cochlear implant users. *Brain*, 129(12), 3376–3383. <https://doi.org/10.1093/brain/awl264>
- Fullerton, A. M., Vickers, D. A., Luke, R., Billing, A. N., McAlpine, D., Hernandez-Perez, H., Peelle, J. E., Monaghan, J. J. M., & McMahon, C. M. (2023). Cross-modal functional connectivity supports speech understanding in cochlear implant users. *Cerebral Cortex (New York, N.Y.: 1991)*, 33(7), 3350–3371. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhac277>
- Glick, H. A., & Sharma, A. (2020). Cortical Neuroplasticity and Cognitive Function in Early-Stage, Mild-Moderate Hearing Loss: Evidence of Neurocognitive Benefit From Hearing Aid Use. *Frontiers in Neuroscience*, 14, 93. <https://doi.org/10.3389/fnins.2020.00093>
- Glick, H., & Sharma, A. (2017). Cross-modal plasticity in developmental and age-related hearing loss: Clinical implications. *Hearing Research*, 343, 191–201. <https://doi.org/10.1016/j.heares.2016.08.012>
- Hennesy, T., Cardon, G., Campbell, J., Glick, H., Bell-Souder, D., & Sharma, A. (2022). Cross-Modal Reorganization From Both Visual and Somatosensory Modalities in Cochlear Implanted Children and Its Relationship to Speech Perception. *Otology & Neurotology: Official Publication of the American Otological Society, American Neurotology Society [and] European Academy of Otology and Neurotology*, 43(8), e872–e879. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000003619>
- Huang, J., Lu, T., Sheffield, B., & Zeng, F.-G. (2020). Electro-tactile stimulation enhances cochlear-implant melody recognition: Effects of rhythm and musical training. *Ear & Hearing*, 41(1), 106–113. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000749>
- Kim, M.-B., Shim, H.-Y., Jin, S. H., Kang, S., Woo, J., Han, J. C., Lee, J. Y., Kim, M., Cho, Y.-S., Moon, I. J., & Hong, S. H. (2016). Cross-Modal and Intra-Modal Characteristics of Visual Function and Speech Perception Performance in Postlingually Deafened, Cochlear Implant Users. *PloS One*, 11(2), e0148466. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0148466>
- King, A. J. (2015). Crossmodal plasticity and hearing capabilities following blindness. *Cell and Tissue Research*, 361(1), 295–300. <https://doi.org/10.1007/s00441-015-2175-y>
- Kral, A., & Sharma, A. (2023). Crossmodal plasticity in hearing loss. *Trends in Neurosciences*, 46(5), 377–393. <https://doi.org/10.1016/j.tins.2023.02.004>
- Lee, D. S., Lee, J. S., Oh, S. H., Kim, S. K., Kim, J. W., Chung, J. K., Lee, M. C., & Kim, C. S. (2001). Cross-modal plasticity and cochlear implants. *Nature*, 409(6817), 149–150. <https://doi.org/10.1038/35051653>
- Lee, H.-J., Giraud, A.-L., Kang, E., Oh, S.-H., Kang, H., Kim, C.-S., & Lee, D. S. (2007). Cortical Activity at Rest Predicts Cochlear Implantation Outcome. *Cerebral Cortex*, 17(4), 909–917. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhl001>
- Lee, S. H., Huh, M. J., & Jeung, H. I. (2004). Receptive language skills of profoundly hearing-impaired children with cochlear implants. *Cochlear Implants International*, 5 Suppl 1, 99–101. <https://doi.org/10.1179/cim.2004.5.Supplement-1.99>
- Mushtaq, F., Wiggins, I. M., Kitterick, P. T., Anderson, C. A., & Hartley, D. E. H. (2020). The Benefit of Cross-Modal Reorganization on Speech Perception in Pediatric Cochlear Implant Recipients Revealed Using Functional Near-Infrared Spectroscopy. *Frontiers in Human Neuroscience*, 14, 308. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2020.00308>
- Rosemann, S., & Thiel, C. M. (2018). Audio-visual speech processing in age-related hearing loss: Stronger integration and increased frontal lobe recruitment. *NeuroImage*, 175, 425–437. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2018.04.023>
- Rouger, J., Lagleyre, S., Démonet, J.-F., Fraysse, B., Deguine, O., & Barone, P. (2012). Evolution of crossmodal reorganization of the voice area in cochlear-implanted deaf patients. *Human Brain Mapping*, 33(8), 1929–1940. <https://doi.org/10.1002/hbm.21331>
- Sandmann, P., Dillier, N., Eichele, T., Meyer, M., Kegel, A., Pascual-Marqui, R. D., Marcar, V. L., Jäncke, L., & Debener, S. (2012). Visual activation of auditory cortex reflects maladaptive plasticity in cochlear implant users. *Brain: A Journal of Neurology*, 135(Pt 2), 555–568. <https://doi.org/10.1093/brain/awr329>
- Sharma, A., & Dorman, M. F. (2006). Central auditory development in children with cochlear implants: Clinical implications. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology*, 64, 66–88. <https://doi.org/10.1159/000094646>
- Sharma, A., Dorman, M. F., & Spahr, A. J. (2002). A sensitive period for the development of the central auditory system in children with cochlear implants: Implications for age of implantation. *Ear and Hearing*, 23(6), 532–539. <https://doi.org/10.1097/00003446-200212000-00004>
- Sharma, A., Gilley, P. M., Dorman, M. F., & Baldwin, R. (2007). Deprivation-induced cortical reorganization in children with cochlear implants. *International Journal of Audiology*, 46(9), 494–499. <https://doi.org/10.1080/14992020701524836>
- Sharma, A., & Glick, H. (2016). Cross-Modal Re-Organization in Clinical Populations with Hearing Loss. *Brain Sciences*, 6(1), 4. <https://doi.org/10.3390/brainsci6010004>
- Sharma, A., Glick, H., Campbell, J., Torres, J., Dorman, M., & Zeitler, D. M. (2016). Cortical plasticity and reorganization in pediatric single-sided deafness pre- and postcochlear implantation: A case study. *Otology & Neurotology*, 37(2), e26–e34. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000000904>
- Shiell, M. M., Champoux, F., & Zatorre, R. J. (2015). Reorganization of auditory cortex in early-deaf people: Functional connectivity and relationship to hearing aid use. *Journal of Cognitive Neuroscience*, 27(1), 150–163. https://doi.org/10.1162/jocn_a_00683
- Strophahl, M., & Debener, S. (2017). Auditory cross-modal reorganization in cochlear implant users indicates audio-visual integration. *NeuroImage: Clinical*, 16, 514–523. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2017.09.001>

Detection and prevention of listening and language disorders in children



David R. Moore
Cincinnati Children's Hospital,
Cincinnati, USA

Listening is the active form of hearing and necessarily involves higher level cognitive mechanisms, especially attention and memory. For humans, most listening also involves language, since speech perception and production are the bases of communication. Hearing loss is recognized as one of the leading forms of human disability, certainly by the many people who have it, and by their communication partners. Thanks to neonatal hearing screening (NHS), hearing loss can be detected and treated early in life, but current NHS procedures are limited to the detection of moderate to profound hearing loss (Norton et al., 2000), and are only widespread in higher income countries (Neumann, Euler, Chadha, & White, 2020). Listening and language difficulties without reported hearing loss are typically not detected until 3-8 years of age, and effective treatments are unproven. At the same time, the prevalence of these difficulties (1-10%; (Hind et al., 2011; Tomblin et al., 1997)), together with undetected, "subclinical" hearing loss (Moore, Zobay, & Ferguson, 2020), is at least 10 times greater among young children than traditionally-defined hearing loss. Our work has focused on defining and understanding listening difficulties (LiD) in children, and their strong association with language and other neurodevelopmental disorders (Hunter et al., 2021; Moore & Hunter, 2013; Petley et al., 2021). Recently, using functional MRI, we have reported that 6-12 year old children with caregiver reported LiD have forebrain disruptions that are specific to language processing (Stewart et al., 2022). It is clear, however, that these behavioral and neural problems have their origins earlier in development. This has led to our newer focus on infants, with an aim to provide the earliest and best possible detection and intervention.

Hearing begins around the onset of the third trimester of pregnancy, about the time that premature babies can survive with intensive care. For term babies, the vowels of their mothers' speech had been the acoustically dominant and prosodically salient acoustic stimulus *in utero*. Familiar (native language) vowels can be discriminated from unfamiliar (non-native) vowels within hours of birth, showing a role for pre-birth auditory experience (Moon, Lagercrantz, & Kuhl, 2013). Babies delivered very prematurely (< 32 weeks), by contrast, are exposed to a linguistically impoverished environment in the neonatal intensive care unit incubators (Monson, Rock, Cull, & Soloveychik, 2020). We have recently found that these babies have a high prevalence of conductive

(12%) and sensorineural (7-17%) hearing loss (Blankenship et al., 2023). Most of these cases were not detected with NHS, but evidence suggests that even subclinical hearing loss (10-15 dB HL) is associated with an elevated risk of language, memory, reading, speech-in-noise, and spectral and temporal auditory perception difficulties in typically developing babies (Moore et al., 2020). We recommend that NHS protocols incorporate more sensitive objective measures of hearing (eg. high frequency otoacoustic emissions, chirp auditory brainstem response; (Sininger, Hunter, Hayes, Roush, & Uhler, 2018)), with a priority to target premature babies.

While these advanced, objective measures of hearing allow for early detection of hearing loss in infants, less is understood about the early development of LiD. Speech perception is more vulnerable to the presence of simultaneous noise in healthy infants than in older children and adults (Leibold, Yarnell Bonino, & Buss, 2016). Thus LiD, as seen in older children, may be a normal part of typical development in infancy. However, perception of more simple, non-speech auditory stimuli develops early, at least in some infants (Noble et al., 2023; Werner & Gray, 1998), consistent with animal research showing that neural processing in the sub-cortical auditory system is mature early in life (Sanes & Walsh, 1998). Methods for predicting later LiD have not yet been developed and it isn't clear whether persistent LiD is an inherited or acquired condition. However, our recently completed longitudinal study of LiD in children starting from 6 years old found associations with prematurity (unpublished) and maternal education (Kojima et al., 2023). It may therefore be possible to prioritize specific groups of infants for intervention.

Intervention is key to improving communication outcomes, both in hearing loss and LiD. Management of hearing impairment with hearing devices is currently the gold standard and, in many respects, the only standard for permanent hearing loss. Consistent hearing aid use improves communicative and academic skills in 7-9 y.o. children with mild to moderate hearing loss (Tomblin et al., 2020). However, for children with more severe hearing loss, hearing aids, even if consistently used from infancy, do not appear to lead to normal outcomes. Consistent with a critical period for spoken language exposure in the preschool years, better audibility was more necessary during earlier language development than at later ages (Tomblin et al., 2020). Recent evidence also shows that remote microphone devices are helpful for children with clinically normal audiograms, but with LiD and other neurodevelopmental disorders (Shiels, Tomlin, & Rance, 2023).

High fidelity language experience during infancy includes audibility, meaning and exposure. Fitting hearing devices, or otherwise increasing audibility, for example through sound field amplification or more child directed speech, is one part of this equation. Another is exposure to an adequate quantity, complexity, diversity (Romeo et al., 2018) and appropriateness (Ferjan Ramirez, Lytle, & Kuhl, 2020) of spoken words and sentences, together with other verbal and non-verbal communication (e.g. conversational turn taking), and emotional interactions (e.g. dialogic reading; (Hutton et al., 2015). This sort of

environmental enhancement, broadly defined, is a strategy that seems particularly appropriate for infants. It is difficult, although increasingly possible, to obtain an accurate audiogram for an infant less than a year old. Accurately programming a hearing aid, keeping it in place and in working order, and fitting multiple earmolds as the infant's ear grows over the first year are all considerable challenges for infants. Sound field amplification or body worn loudspeakers, driven by remote microphone transducers worn by caregivers, may be more suited to infants with mild hearing loss than conventional hearing aids. Other approaches that show promise of effectiveness, especially for infants with no or slight hearing loss, are enhanced speech environments. Enhancement provided by coached caregivers using child-directed speech ("parentese") from 6 months of age has been found beneficial for improving language outcomes at 18 months (Ferjan Ramírez et al., 2020).

These enhancements may help to mitigate risk factors associated with low levels of spoken language and education outcomes, including low socioeconomic status (Bradley & Corwyn, 2002), prematurity (Wallace, Mendola, Chen, Hwang, & Grantz, 2016), neurodevelopmental disorders, including LiD (Kojima et al., 2023), low uptake of hearing aids (Tomblin et al., 2020), and long term effects of middle ear effusions (Roberts et al., 2004). We suggest it is possible to make a major impact on children with these risk factors by implementing the earliest possible intervention for improved language, during the first postnatal year. Testing this hypothesis should be an international priority for research.

David R. Moore¹, Chelsea M. Blankenship¹, Hannah J. Stewart^{1,2}

Jennifer J. Vannest^{1,3}, Lisa L. Hunter¹

¹Cincinnati Children's Hospital, Cincinnati, USA

²Lancaster University, Lancaster, UK

³University of Cincinnati, Cincinnati, USA

References

- Blankenship, C., Barnes-Davis, M., Westerkamp, G., Liu, R., Cullion, K., Pedapati, E., . . . Hunter, L. (2023). Spontaneous EEG oscillations and auditory function in preterm infants. Paper presented at the American Auditory Society, Scottsdale, AZ.
- Bradley, R. H., & Corwyn, R. F. (2002). Socioeconomic status and child development. *Annu Rev Psychol*, 53, 371-399. doi:10.1146/annurev.psych.53.100901.135233
- Ferjan Ramírez, N., Lytle, S. R., & Kuhl, P. K. (2020). Parent coaching increases conversational turns and advances infant language development. *Proc Natl Acad Sci U S A*, 117(7), 3484-3491. doi:10.1073/pnas.1921653117
- Hind, S. E., Haines-Bazrafshan, R., Benton, C. L., Brassington, W., Towle, B., & Moore, D. R. (2011). Prevalence of clinical referrals having hearing thresholds within normal limits. *Int J Audiol*, 50(10), 708-716. doi:10.3109/14992027.2011.582049
- Hunter, L. L., Blankenship, C. M., Sloat, N. T., Perdew, A., Stewart, H. J., & Moore, D. R. (2021). Peripheral auditory involvement in childhood listening difficulty. *Ear and Hearing*, 42, 29-41.
- Hutton, J. S., Horowitz-Kraus, T., Mendelsohn, A. L., DeWitt, T., Holland, S. K., & Consortium, C. M. A. (2015). Home Reading Environment and Brain Activation in Preschool Children Listening to Stories. *Pediatrics*, 136(3), 466-478. doi:10.1542/peds.2015-0359
- Kojima, K., Lin, L., Perdew, A., Petley, L., Motlagh Zadeh, L., Clevenger, N., . . . Moore, D. R. (2023). Childhood listening and associated cognitive difficulties persist into adolescence. *MedRxiv*.
- Leibold, L. J., Yarnell Bonino, A., & Buss, E. (2016). Masked Speech Perception Thresholds in Infants, Children, and Adults. *Ear Hear*, 37(3), 345-353. doi:10.1097/AUD.0000000000000270
- Monson, B. B., Rock, J., Cull, M., & Soloveychik, V. (2020). Neonatal intensive care unit incubators reduce language and noise levels more than the womb. *J Perinatol*, 40(4), 600-606. doi:10.1038/s41372-020-0592-6
- Moon, C., Lagercrantz, H., & Kuhl, P. K. (2013). Language experienced in utero affects vowel perception after birth: a two-country study. *Acta Paediatr*, 102(2), 156-160. doi:10.1111/apa.12098
- Moore, D. R., & Hunter, L. L. (2013). Auditory processing disorder (APD) in children: A marker of neurodevelopmental syndrome. *Hearing, Balance and Communication*, 11(3), 160-167.
- Moore, D. R., Zobay, O., & Ferguson, M. A. (2020). Minimal and Mild Hearing Loss in Children: Association with Auditory Perception, Cognition, and Communication Problems. *Ear Hear*, 41(4), 720-732. doi:10.1097/aud.0000000000000802
- Neumann, K., Euler, H. A., Chadha, S., & White, K. R. (2020). A survey on the global health status of newborn and infant hearing screening. *Journal of Early Hearing Detection and Intervention*, 5(2), 62-84. doi:doi.org/10.26077/a221-cc28
- Noble, A. R., Resnick, J., Broncheau, M., Klotz, S., Rubinstein, J. T., Werner, L. A., & Horn, D. L. (2023). Spectrotemporal Modulation Discrimination in Infants With Normal Hearing. *Ear Hear*, 44(1), 109-117. doi:10.1097/AUD.0000000000001277
- Norton, S. J., Gorga, M. P., Widen, J. E., Folsom, R. C., Slinger, Y., Cone-Wesson, B., . . . Fletcher, K. (2000). Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance. *Ear Hear*, 21(5), 508-528.
- Petley, L., Hunter, L. L., Motlagh Zadeh, L., Stewart, H. J., Sloat, N. T., Perdew, A., . . . Moore, D. R. (2021). Listening Difficulties in Children With Normal Audiograms: Relation to Hearing and Cognition. *Ear Hear*, 42, 1640-1655. doi:10.1097/aud.0000000000001076
- Roberts, J., Hunter, L., Gravel, J., Rosenfeld, R., Berman, S., Haggard, M., . . . Wallace, I. (2004). Otitis media, hearing loss, and language learning: controversies and current research. *J Dev Behav Pediatr*, 25(2), 110-122.
- Romeo, R. R., Leonard, J. A., Robinson, S. T., West, M. R., Mackey, A. P., Rowe, M. L., & Gabrieli, J. D. E. (2018). Beyond the 30-Million-Word Gap: Children's Conversational Exposure Is Associated With Language-Related Brain Function. *Psychol Sci*, 29(5), 700-710. doi:10.1177/0956797617742725
- Sanes, D. H., & Walsh, E. J. (1998). The development of central auditory processing. In E. W. Rubel, A. N. Popper, & R. R. Fay (Eds.), *Development of the Auditory System* (pp. 271-314). New York: Springer.
- Shiels, L., Tomlin, D., & Rance, G. (2023). The Assistive Benefits of Remote Microphone Technology for Normal Hearing Children With Listening Difficulties. *Ear Hear*. doi:10.1097/AUD.0000000000001351
- Slinger, Y. S., Hunter, L. L., Hayes, D., Roush, P. A., & Uhler, K. M. (2018). Evaluation of Speed and Accuracy of Next-Generation Auditory Steady State Response and Auditory Brainstem Response Audiometry in Children With Normal Hearing and Hearing Loss. *Ear Hear*, 39(6), 1207-1223. doi:10.1097/aud.0000000000000580
- Stewart, H. J., Cash, E. K., Hunter, L. L., Maloney, T., Vannest, J., & Moore, D. R. (2022). Speech cortical activation and connectivity in typically developing children and those with listening difficulties. *Neuroimage Clin*, 36, 103172. doi:10.1016/j.nicl.2022.103172
- Tomblin, J. B., Oleson, J., Ambrose, S. E., Walker, E. A., McCreery, R. W., & Moeller, M. P. (2020). Aided Hearing Moderates the Academic Outcomes of Children With Mild to Severe Hearing Loss. *Ear Hear*, 41(4), 775-789. doi:10.1097/AUD.0000000000000823
- Tomblin, J. B., Records, N. L., Buckwalter, P., Zhang, X., Smith, E., & O'Brien, M. (1997). Prevalence of specific language impairment in kindergarten children. *J Speech Lang Hear Res*, 40(6), 1245-1260.
- Wallace, M. E., Mendola, P., Chen, Z., Hwang, B. S., & Grantz, K. L. (2016). Preterm Birth in the Context of Increasing Income Inequality. *Matern Child Health J*, 20(1), 164-171. doi:10.1007/s10995-015-1816-9
- Werner, L. A., & Gray, L. L. (1998). Behavioral studies of hearing development. In E. W. Rubel, A. N. Popper, & R. R. Fay (Eds.), *Development of the Auditory System* (pp. 12-79). New York: Springer.

Der Einfluss körperlich-kognitiver Aktivität auf die exekutiven Funktionen von Schüler:innen mit Hörbehinderung in der Primarstufe



Laura Avemarie
Ludwig-Maximilians-Universität
München

Exekutive Funktionen umfassen mentale Prozesse höherer Ordnung, die für verschiedene Regulations- und Kontrollvorgänge verantwortlich sind (Drechsler 2007). Sie ermöglichen eine gezielte Steuerung von Gedanken, Aufmerksamkeitsprozessen, Emotionen sowie von Verhaltensweisen und spielen insbesondere bei der Bewältigung bislang unbekannter und komplexer Aufgaben eine Rolle (Schuchardt et al. 2017). Nach Miyake et al. (2000) basieren exekutive Funktionen auf drei unabhängigen, aber in einem Zusammenhang stehenden Kernkomponenten: dem Wechsel zwischen mentalen Sets oder Aufgaben (shifting), dem Aktualisieren und Überwachen von Arbeitsgedächtnisinhalten (updating) und der Hemmung dominanter Reaktionen (inhibition). Exekutive Funktionen stehen nicht nur mit der Schulbereitschaft und dem (hoch-)schulischen Erfolg in einem Zusammenhang, sondern auch mit der physischen und psychischen Gesundheit eines Menschen (Blair & Razza 2007; Fitzpatrick et al. 2014; Hintermair 2013; McClelland et al. 2013; Moffitt et al. 2011; Spiegel et al. 2021). Ebenfalls nachgewiesen werden konnte die Bedeutsamkeit exekutiver Funktionen für den sozial-emotionalen Bereich und das sowohl bei Kindern mit als auch ohne Taubheit/Hörbehinderung (Hintermair et al. 2011; Marschark et al. 2017; Morgan & Lilienfeld 2000).

Verglichen mit hörenden Gleichaltrigen sind Kinder und Jugendliche mit Taubheit/Hörbehinderung zwei- bis fünfmal häufiger von Verzögerungen im exekutiven System betroffen mit einer besonders hohen Prävalenzrate an Schulen mit dem Förderschwerpunkt Hören (und Kommunikation) (Botting et al. 2017; Hauser et al. 2008; Hintermair 2013; Kronenberger et al. 2014; Kronenberger & Pisoni 2020; Vissers & Hermans 2018). Ob diese Ergebnisse auf Verzögerungen in der Sprachentwicklung (Language Deprivation Hypothesis) oder auf die Taubheit/Hörbehinderung zurückzuführen sind (Auditory Deprivation Hypothesis), wird konträr diskutiert (Mason 2021). Für die „Language deprivation hypothesis“ spricht die Untersuchung von Hall et al. (2017), wonach sich taube Kinder tauber Eltern – mit einer Gebärdensprache als Erstsprache – in ihrer Entwicklung nicht von hörenden Kindern hörender Eltern unterscheiden.

Ansätze zur Förderung exekutiver Funktionen

In Anbetracht der hohen Prävalenzrate exekutiver Dysfunktionen bei Kindern und Jugendlichen mit Taubheit/Hörbehinderung, zunehmender inklusiver Beschulung und der Schlüsselfunktion, welche exekutiven Funktionen für Entwicklungs- und Lernprozesse zukommt, sind Programme zur Förderung tauber/hörbehinderter Kinder erforderlich. Für hörende Kinder und Jugendliche steht eine Vielzahl an (evidenzbasierten) Programmen und Ansätzen zur Förderung des exekutiven Systems zur Verfügung (Diamond & Ling 2016; Diamond & Ling 2019, Takacs & Kassai 2019). Differenziert wird dabei zwischen den sog. computergestützten kognitiven Trainingsansätzen (z.B. Cogmed®), curricularen Programmen (z.B. Tools of the Mind; Bodrova & Leong 2007), Achtsamkeitspraktiken, musikbasierten Interventionen sowie körperlichen Trainingsansätzen mit und ohne kognitiven Anteil (z.B. PFiFF; Kubesch 2013). Nach dem bislang umfangreichsten, auf 179 Studien basierenden Review zur Wirksamkeit von Ansätzen im Bereich der exekutiven Funktionen von Diamond und Ling (2019) eignen sich Achtsamkeitspraktiken mit Bewegungsanteil (wie Taekwondo und T'ai Chi) am besten zur Förderung des exekutiven Systems. Unter den körperlichen Ansätzen gelten Ansätze mit körperlichem und kognitivem Anteil als effektiver als Ansätze, die ausschließlich körperlich ausgerichtet sind (Best 2010; Chang et al. 2014; de Greeff et al. 2018; Diamond 2015; Diamond & Ling 2019; Egger et al. 2019; Moreau 2015; Pesce et al. 2016).

Bei Kindern und Jugendlichen mit Hörbehinderung wurden bislang nur zwei Ansätze hinsichtlich ihrer Wirksamkeit überprüft und bestätigt: musikbasierte Interventionen und das rein körperliche Training (Mason et al. 2021; Xiong et al. 2018). Der Ansatz Cogmed® wurde zwar ebenfalls evaluiert, allerdings ausschließlich im Rahmen einer Pilotstudie mit neun Schüler:innen und bezogen auf verschiedene Arbeitsgedächtnisleistungen (Kronenberger et al. 2011). Strukturierte Programme in curricularer Form zur Förderung der exekutiven Funktionen von tauben/hörbehinderten Kindern und Jugendlichen im Bildungsbereich fehlen trotz hoher Auffälligkeitsquoten bislang sowohl auf nationaler als auch auf internationaler Ebene.

Hexe – Programm zur Förderung tauber/hörbehinderter Kinder im exekutiven System

Mit dem Programm *Hexe* wurde erstmals ein Programm in curricularer Form zur Förderung der exekutiven Funktionen von Kindern mit Taubheit/Hörbehinderung konzipiert. In Anlehnung an das für hörende Kinder entwickelte Sportkonzept *PFiFF* (Kubesch 2013) knüpft *Hexe* an die wissenschaftlichen Erkenntnisse zum Einfluss körperlich-kognitiver Aktivität auf die exekutiven Funktionen an, berücksichtigt als Besonderheit allerdings die spezifischen Entwicklungs- und Lernvoraussetzungen tauber und gebärdensprachlich kommunizierender Kinder. *Hexe* folgt einem körperlich-kognitiven Ansatz, bei dem das spielerische Training exekutiver Funktionen im Zentrum steht. Zusätzlich greift es gezielt

die verschiedenen von Diamond und Ling (2019) benannten indirekten Faktoren (Steigerung der Zugehörigkeit und sozialer Akzeptanz, Stärkung von Selbstwirksamkeit, Zutrauen und Stolz, positives Feedback) auf, die in einem Training zu berücksichtigen sind. Seine Rhythmisierung und Regelmäßigkeit, Sportspiele auf drei Niveaustufen hinsichtlich der kognitiven und körperlichen Anforderungen sowie das Reflexions-system sind weitere Merkmale von *Hexe*. Es ermöglicht Lehrkräften/pädagogischen Fachkräften in Abhängigkeit von den individuellen Lernvoraussetzungen ihrer Lerngruppe Spiele auszuwählen und das Niveau kontinuierlich zu steigern. Die das Programm begleitenden Protagonisten (s. Abb. 1) visualisieren auf kindgerechte Art und Weise die selektive Aufmerksamkeit, die Inhibition, die kognitive Flexibilität und das Arbeitsgedächtnis. Sie dienen der Vermittlung von Strategien zur Förderung des exekutiven Systems.



Abb. 1: Protagonisten des Trainingsprogramms *Hexe*.

Da sich zur Förderung exekutiver Funktionen vor allem höhere Belastungsintensitäten (55 % bis 80 % der maximalen Herzfrequenz) über eine Dauer von mindestens 30 Minuten eignen, stehen Spiele mit hohem körperlichem Anforderungsniveau über 30 Minuten im Zentrum des Programms (Castelli et al. 2011; Lehnert 2014; Voelcker-Rehage & Kutz 2020). Einstiegs- sowie Abschlussrituale, Spiele auf niedrigem und moderatem Level sowie Achtsamkeitspraktiken runden das Trainingsprogramm – konzipiert für eine Durchführung von zwei- bis dreimal pro Woche – über 90 Minuten ab.

Erste Ergebnisse der Wirksamkeitsevaluation¹

Die Wirksamkeitsüberprüfung erfolgte auf Grundlage eines Pre-Post-Follow-up-Designs mit Kontrollgruppe. An der Untersuchung beteiligten sich $n = 73$ Kinder mit peripheren und zentralen Formen der Hörbehinderung im Alter zwischen acht und zehn Jahren von sechs Schulen mit dem Förderschwerpunkt Hören (und Kommunikation) in Baden-Württemberg, Hessen und Niedersachsen. Zur Überprüfung der exekutiven Funktionen wurden zu drei Zeitpunkten eine *Flanker-Aufgabe* und der *Hearts and Flowers* (Davidson et al. 2006; Wright & Diamond 2014) als computerbasierte Tests, eine adaptierte Version des *Head-Toes-Knees-Shoulders-Task* (HTKS; Ponitz et al. 2008) und der Untertest *Handbewegungen* aus der *KABC-II* (Melchers & Melchers 2015) eingesetzt. Die Schüler:innen der Treatmentgruppe nahmen unter kontrollierten Bedingungen über einen Zeitraum von acht Wochen dreimal wöchentlich à 90 Minuten an dem Trainingsprogramm teil.

Als Maße der Effektstärke wurden – wie in diesem Zusammenhang üblich – partielle η^2 berechnet. Erste Auswertungen der vorliegenden

Daten zeigen signifikante und moderate bis starke Effekte für die Zeit×Gruppen-Interaktionen im *HTKS*, den verschiedenen Bedingungen des *Hearts and Flowers* (Hearts, Flowers, Mixed) und im Untertest *Handbewegungen* der *KABC-II*. Für die kongruenten und inkongruenten Bedingungen der *Flanker-Aufgabe* konnten keine signifikanten Interaktionseffekte beobachtet werden.

Ausblick: Folgeprojekt

Im Folgeprojekt *Move to Succeed: Evaluation of the Effectiveness of the Program Hexe-Pre* (gefördert von ZonMw; Projektlaufzeit: 1. September 2022 bis 31. August 2024) wird das Programm *Hexe* in Kooperation mit der Radboud University und der Royal Dutch Kentalis (Niederlande) für den Einsatz bei drei- bis sechsjährigen tauben/hörbehinderten Kindern sowie sprachbehinderten Kindern adaptiert. Daran anschließend wird sich eine Wirksamkeitsevaluation in Deutschland und den Niederlanden.

Literatur

- Best, J. R. (2010). Effects of physical activity on children's executive function: Contributions of experimental research on aerobic exercise. *Developmental Review*, 30, 331–351.
- Blair, C. & Razza, R. F. (2007). Relating Effortful Control, Executive Functions, and False Belief Understanding to Emerging Math and Literacy Ability in Kindergarten. *Child Development*, 78, 647–663.
- Bodrova, E. & Leong, D. J. (2007). *Tools of the mind. The Vygotskian approach to early childhood education* (2nd Ed.). Columbus, OH: Merrill/Prentice Hall.
- Botting, N., Jones, A., Marshall, C., Denmark, T., Atkinson, J. & Morgan, G. (2017). Nonverbal Executive Function is Mediated by Language: A Study of Deaf and Hearing Children. *Child Development*, 88, 1689–1700.
- Castelli, D. M., Hillman, C. H., Hirsch, J., Hirsch, A. & Drollette, E. (2011). FIT Kids: Time in target heart zone and cognitive performance. *Preventive Medicine*, 52, S55–S59.
- Chang, Y. K., Hung, C. L., Huang, C. J., Hatfield, B. D. & Hung, T. M. (2014). Effects of an Aquatic Exercise Program on Inhibitory Control in Children with ADHD: A Preliminary Study. *Archives of Clinical Neuropsychology*, 29, 217–223.
- Davidson, M. C., Amso, D., Anderson, L. C., & Diamond, A. (2006). Development of cognitive control and executive functions from 4 to 13 years: evidence from manipulations of memory, inhibition, and task switching. *Neuropsychologia*, 44, 2037–2078.
- de Greeff, J. W. & Bosker, R. J., Oosterlaan, J. & Visscher C. (2018). Effects of physical activity on executive functions, attention and academic performance in preadolescent children: A meta-analysis. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 21, 501–507.
- Diamond, A. (2015). Effects of physical exercise on executive functions: Going beyond simply moving to moving with thought. *Annals of Sport Medicine*, 2, 1011.
- Diamond, A. & Ling, D. S. (2016). Conclusions about interventions, programs, and approaches for improving executive functions that appear justified and those that, despite much hype, do not. *Developmental Cognitive Neuroscience*, 18, 34–48.
- Diamond, A., & Ling, D. S. (2019). Aerobic-exercise and resistance-training interventions have been among the least effective ways to improve executive functions of any method tried thus far. *Developmental Cognitive Neuroscience*, 37, 100572.
- Drechsler, R. (2007). Exekutive Funktionen. *Zeitschrift für Neuropsychologie*, 18, 233–248.
- Egger, F., Benzing, V., Conzelmann, A. & Schmidt, M. (2019). Boost your brain, while having a break! The effects of long-term cognitively engaging physical activity breaks on children's executive functions and academic achievement. *PLOS ONE*, 14, e0212482.
- Fitzpatrick, C., McKinnon, R. D., Blair, C. B., & Willoughby, M. T. (2014). Do preschool executive function skills explain the school readiness gap between advantaged and disadvantaged children? *Learning and Instruction*, 30, 25–31.
- Hall, M. L., Eigsti, I.-M., Bortfeld, H. & Lillo-Martin, D. (2017). Auditory Deprivation Does Not Impair Executive Function, But Language Deprivation Might: Evidence From a Parent-Report Measure in Deaf Native Signing Children. *The Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 22, 1, 9–21.
- Hauser, P. C., Lukowski, J., Hillmann, T. (2008). Development of Deaf and Hard-Of-Hearing Students' Executive Function. In M. Marschark & P. C. Hauser (Eds.), *Deaf Cognition. Foundations and outcomes* (pp. 286–308). Oxford University Press.
- Hintermair, M. (2013). Executive Functions and Behavioral Problems in Deaf and Hard-Of-Hearing Students at General and Special Schools. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 18, 344–359.
- Hintermair, M., Schenk, A. & Sarimski, K. (2011). Exekutive Funktionen, kommunikative Kompetenz und Verhaltensauffälligkeiten bei hörgeschädigten Kindern. Eine explorative Stu-

¹ Die Ergebnisse werden im Folgenden überblicksartig zusammengefasst. Die exakten Daten können einer sich in der Vorbereitung befindlichen Publikationen entnommen werden.

- die mit Schülern einer schulischen Einrichtung für Hörgeschädigte. *Empirische Sonderpädagogik*, 3, 83–104.
- Kronenberger, W. G. & Pisoni, D. B. (2020). Why Are Children with Cochlear Implants at Risk for Executive Functioning Delays? Language Only or Something More?. In M. Marschark & H. Knoors (Eds.), *The Oxford Handbook of Deaf Studies in Learning and Cognition* (pp. 248–267). Oxford University Press.
- Kronenberger, W. G., Colsen, B. G., Henning, S. C. & Pisoni, D. B. (2014). Executive Functioning and Speech-Language Skills Following Long-Term Use of Cochlear Implants. *The Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 19, 456–470.
- Kronenberger, W. G., Pisoni, D. B., Henning, S. C., Colson, B. G., Hazzard, L. M. (2011). Working memory training for children with cochlear implants: a pilot study. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*, 54, 1182–1196.
- Kubesch, S. (2013). *Pfiff Lehrwerk: Förderung exekutiver Funktionen und der Selbstregulierung im Sport*. Verlag Bildung.
- Lehnert, K. (2014). Der Einfluss von Sport auf kognitive Funktionen von Kindern mit ADHS. *Zeitschrift für Psychologie*, 21, 104–118.
- Marschark, M., Kronenberger, W. G., Rosica, M., Borgna, G., Convertino, C., Durkin, A., Machmer, E. & Schmitz, K. L. (2017). Social Maturity and Executive Function Among Deaf Learners. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 22–34.
- Mason, K. Marshall, C. R. & Morgan, G. (2021). Executive Function Training for Deaf Children: Impact of a Music Intervention. *The Journal of Deaf Studies and Deaf Education*, 26, 4, 490–500.
- McClelland, M. M., Acock, A. C., Piccinin, A. Rhea, S. A. & Stallings, M. C. (2013). Relations between preschool attention span-persistence and age 25 educational outcomes. *Early Childhood Research Quarterly*, 28, 314–324.
- Melchers, P. & Melchers, M. (2015). *Kaufman Assessment Battery for Children-II (deutschsprachige Fassung der Originalversion von A. S. Kaufman & N. L. Kaufman)*. Frankfurt: Pearson.
- Miyake, A., Friedman, N. P., Emerson, M. J., Witzki, A. H., Howerter, A. & Wager, T.D. (2000). The unity and diversity of executive functions and their contributions to complex «Frontal Lobe» tasks: A latent variable analysis. *Cognitive Psychology*, 41, 49–100.
- Moffitt, T.E., Arseneault, L., Belsky, D.W., Dickson, N.P., Hancox, R.J., Harrington, H., Houts, R.M., Poulton, R., Roberts, B.W., Ross, S., Sears, M.R., Thomson, W.M., & Caspi, A. (2011). A gradient of childhood self-control predicts health, wealth, and public safety. *Proceedings of the National Academy of Sciences*, 108, 2693–2698.
- Moreau, D. (2015). Brains and brawn: Complex motor activities to maximize cognitive enhancement. *Educational Psychology Review*, 27, 475–482.
- Morgan, A. B. & Lilienfeld, S. O. (2000). A meta-analytic review of the relation between antisocial behavior and neuropsychological measures of executive function. *Clinical Psychology Review*, 20, 1, 113–136.
- Pesce, C., Croce, R., Ben-Soussan, T. D., Vazou, S., McCullick, B., Tomporowski, P. D. & Horvat, M. (2016). Variability of practice as an interface between motor and cognitive development. *International Journal of Sport and Exercise Psychology*, 1–20.
- Ponitz, C. C., McClelland, M. M., Jewkes, A. M., Connor, C. M., Farris, C. L., & Morrison, F. J. (2008). Touch your toes! Developing a direct measure of behavioral regulation in early childhood. *Early Childhood Research Quarterly*, 23, 141–158.
- Schuchardt, K., Piekny, J. & Mähler, C. (2017). Verlauf exekutiver Funktionen bei Vorschulkindern mit Entwicklungsauffälligkeiten. *Kindheit und Entwicklung*, 26, 39–47.
- Spiegel, J. A., Goodrich, J. M., Morris, B. M., Osborne, C. M. & Lonigan, C. J. (2021). Relations between executive functions and academic outcomes in elementary school children: A meta-analysis. *Psychological Bulletin*, 147, 329–351.
- Takacs, Z. K. & Kassai, R. (2019). The efficacy of different interventions to foster children's executive function skills: A series of meta-analyses. *Psychological Bulletin*, 145, 7, 653–697.
- Vissers, C. T. W. M. & Hermans, D. (2018). Social-Emotional Problems in Deaf and Hard-of-Hearing Children from an Executive and Theory-of-Mind Perspective. In H. Knoors & M. Marschark (Eds.), *Evidence-Based Practices in Deaf Education. Perspectives on Deafness* (pp. 455–476). New York: Oxford Academic.
- Voelcker-Rehage, C. & Kutz, D. F. (2020). Neurokognition und Bewegung. In J. Schüler, M. Wegner & H. Plessner (Hrsg.), *Sportpsychologie* (S. 69–88). Springer.
- Wright, A., & Diamond, A. (2014). An effect of inhibitory load in children while keeping working memory load constant. *Frontiers in psychology*, 5, 213.
- Xiong, X., Zhu, L.-N., Dong, X.-X., Wang, W., Yan, J. & Chen, A.-G. (2018). Aerobic Exercise Intervention Alters Executive Function and White Matter Integrity in Deaf Children: A Randomized Controlled Study. *Neural Plasticity*, 1–8.

Frag nach! Monitoring des Sprachverstehens bei Kindern mit Hörbeeinträchtigungen



Wilma Schönaauer-Schneider
Pädagogische Hochschule Heidelberg

1. Theoretische Grundlagen

Kinder mit Hörbeeinträchtigung erleben häufig Probleme in der Alltagskommunikation, u.a. in Form von Miss- oder Nichtverstehen. Dadurch sind sie gefordert, diese Probleme zu klären, vor allem durch Nachfragen bei eigenem Nichtverstehen. Diese Fähigkeit, das eigene Nicht-/Missverstehen zu erkennen und darauf zu reagieren, z.B. mit spezifischen Nachfragen, bezeichnet man auch als Monitoring des Sprachverstehens (MSV, comprehension monitoring) (Schönaauer-Schneider, 2008). Im Hinblick auf gelingende Kommunikation und Bildungserfolg bezeichnen Dollaghan und Kaston (1986, S. 264) MSV sogar als „survival strategy“, um Probleme mit dem Hören oder dem Verstehen bzw. mit unerwarteten Inhalten oder unbekannten Wörtern erfolgreich zu meistern.

Im ungestörten Spracherwerb erkennen Kinder bereits mit 18 Monaten ihr mögliches Nichtverstehen und zeigen dies nonverbal oder allgemein fragend mit „Hä?“ (Pea, 1982). Mit etwa zwei Jahren protestieren sie bei unerwarteten Inhalten und verfeinern ihre MSV-Fähigkeiten von eher allgemeinen Klärungsreaktionen (3-4 Jahre) hin zu spezifischen Nachfragen (5-6 Jahre) (Revelle, Wellmann & Karabenick, 1985; Skarakis-Doyle & Mullin, 1990).

Kinder mit sprachlichen Auffälligkeiten, v.a. Kinder mit Sprachentwicklungsstörungen, erleben häufiger Missverstehenssituationen. Studien belegen bei diesen Kindern jedoch ein geringeres MSV mit häufigeren nonverbalen Reaktionen anstelle von verbalen Nachfragen bzw. mit besonderen Problemen bei mehrdeutigen und komplexen Äußerungen (Brinton & Fujiki, 1982; Dollaghan & Kaston, 1986; Skarakis-Doyle & Mullin, 1990; Klumpp & Schönaauer-Schneider, 2020). Das MSV lässt sich jedoch bei diesen Kindern in gezielten Interventionen trainieren (Dollaghan & Kaston, 1986; Dziallas & Schönaauer-Schneider, 2012). Es stellt sich die Frage, ob Kinder mit Hörbeeinträchtigungen auch ein auffälliges MSV zeigen und ob dieses leicht trainierbar ist.

Allerdings ist MSV nicht einfach zu überprüfen. Derzeit existieren verschiedene Verfahren der referentiellen Kommunikation, Bildauswahl- oder Manipulationsverfahren, die die Reaktionen auf nicht eindeutige bzw. missverständliche Anweisungen erfassen (u.a. Patterson et al., 1981; Skarakis-Doyle & Mullin, 1990; Dollaghan & Kaston, 1986. In eigenen Stu-

dien wurde ein Spielplatzsetting im Manipulationsverfahren gewählt (Schönaauer-Schneider, 2017; Klumpp & Schönaauer-Schneider, 2020). Die Kinder benennen zu Beginn die Objekte (u.a. Rutsche, Karussell, Bank, Haus, Sandkasten, Junge, Mädchen) und erhalten die Aufforderung, bei Nichtverstehen nachzufragen. Anschließend werden Anweisungen gegeben, die einerseits durchführbar sind, andererseits akustische (zu leise, zu schnell, Störgeräusch), inhaltliche (mehrdeutig, nicht möglich) oder komplexitätsbedingte Unzulänglichkeiten (unbekanntes Wort, zu lange bzw. komplexe Äußerung) enthalten und somit MSV erfordern. Qualitativ werden bei den MSV-Items jeweils die Reaktionen der Kinder in den Kategorien 1 (spezifische Nachfrage), 2 (allgemeine Nachfrage), 3 (nonverbale Reaktion), 4 (falsche Handlung mit Kommentar) und 5 (falsche Handlung/keine Reaktion) erfasst. Quantitativ wird eine verbale Reaktion (Kategorie 1 und 2) als gelungenes MSV gewertet (1 Punkt), da eine Klärung hier höchst wahrscheinlich ist. Rein nonverbale Reaktionen und falsche Handlungen werden als nicht ausreichendes MSV gewertet (0 Punkte).

2. Studienlage zum MSV bei Kindern mit Hörbeeinträchtigungen

Im Bereich Hörbeeinträchtigungen fokussierte die Forschung oftmals bei Miss-/Nichtverstehenssituationen die Sprecherseite, d.h. ob und wie Menschen mit Hörbeeinträchtigungen eigene Äußerungen reparieren, wenn sie nicht verstanden wurden (Blaylock, Scudder & Wynne, 1995; Ciocchi & Baran, 1998). Nur wenige Studien untersuchten die Hörerseite und damit das eigentlich MSV. Hier zeigte sich, dass Kinder mit Hörbeeinträchtigungen seltener und weniger effektiv Klärung einforderten, indem sie vorrangig allgemein fragten oder nur um Wiederholung bzw. Bestätigung baten (u.a. Samuelsson & Lyxell, 2014; Caissie & Wilson, 1995). Als mögliche Ursachen für das weniger effektive MSV werden fehlende sprachliche Fähigkeiten und erlernte Hilflosigkeit vermutet (Arnold, Palmer & Lloyd, 1999).

Betrachtet man Kinder mit Cochlea-Implantat (CI), so lässt sich zunächst aufgrund pragmatischer Defizite ein geringeres MSV vermuten (Most, Shina-August & Meilijson, 2010). Studien zeigen jedoch, dass Kinder mit CI grundlegend mehr nachfragen als hörende Kinder. Allerdings sind diese Nachfragen meist allgemein („Was?“, „Hä?“), ohne das Problem wie unbekannte Wörter oder mehrdeutige Inhalte zu spezifizieren (Church, Paatsch & Toe, 2017). In einigen Missverstehenssituationen reagieren die Kinder auch eher ausweichend mit „jaja/mhm“, so dass keine Klärung stattfindet (Church et al., 2017). Einige Kinder scheinen hier ihre Verstehensfähigkeiten zu überschätzen (Rothpletz, Wightman & Kistler, 2012).

3. Erste Pilotstudien

Um mehr Erkenntnisse zum MSV bei hörbeeinträchtigten Kindern zu erhalten, fanden im Rahmen von Abschlussarbeiten an der Pädagogischen Hochschule Heidelberg erste Pilotstudien zum MSV bei Kindern mit Hörbeeinträchtigung statt. In einer ersten Studie (Ott, 2021) wurden hörende Kinder (n=5) mit hörbeeinträchtigten Kindern (n=5,

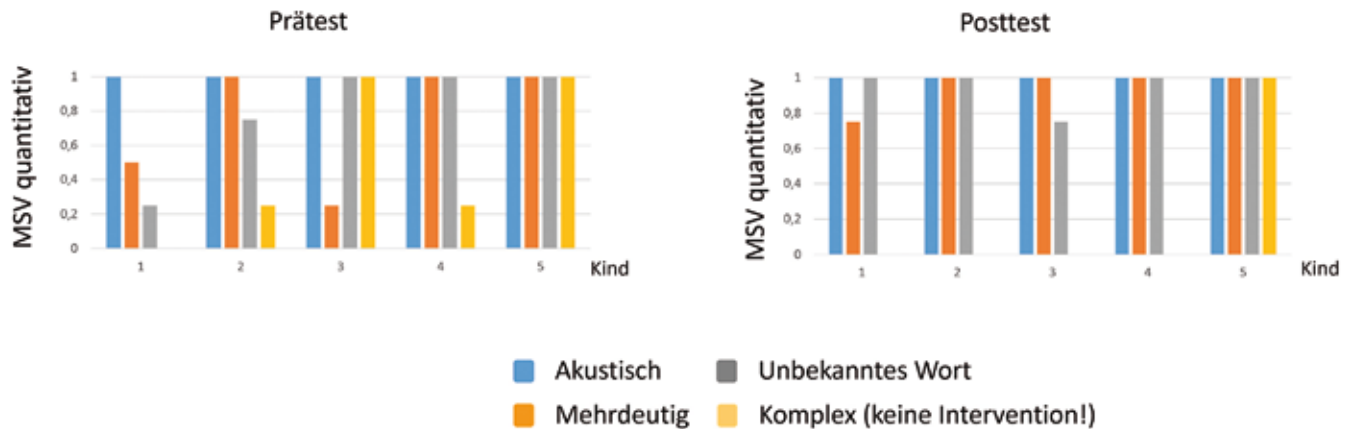


Abb. 1: Kinder mit Hörbeeinträchtigung (n=5) vor und nach der MSV-Intervention (quantitative Durchschnittswerte für 0=fehlendes MSV vs. 1=effektives MSV)

davon n=3 mit CI) im Alter von 10;1 bis 12;4 vor und nach einer Intervention zum MSV mit der Spielplatzmanipulation (vgl. oben) überprüft. Im Prätest zeigten die Kinder mit Hörbeeinträchtigung vergleichbare, nicht immer effektive MSV-Fähigkeiten zu den hörenden Kindern. Die Kinder mit Hörbeeinträchtigung fragten bei akustischen Unzulänglichkeiten sehr effektiv nach, während sie bei Mehrdeutigkeiten, unbekannten Wörtern und komplexen Äußerungen weniger Klärung forderten. Allerdings sind große Unterschiede zwischen den einzelnen Kindern erkennbar, so dass weitere hier nicht erfasste Faktoren wie sprachliche und kognitive Fähigkeiten oder emotionale Faktoren das MSV beeinflussen könnten. In der Intervention wurde das MSV bei akustischen Unzulänglichkeiten, Mehrdeutigkeiten und unbekannten Wörtern in vier Interventionseinheiten (jeweils ca. 20 Minuten) trainiert. Im Posttest konnten sich die Kinder mit Hörbeeinträchtigung in den trainierten Bereichen deutlich steigern, während das MSV bei komplexen Äußerungen als untrainierter Bereich weniger effektiv blieb (vgl. Abb. 1).

Diese Ergebnisse lassen vermuten, dass das MSV bei Kindern mit Hörbeeinträchtigungen spezifisch trainierbar ist und ohne gezielte Intervention bei einigen oftmals weniger effektiv bleiben könnte.

In einer weiteren Studie von Polster (2021) wurden 5 Kinder mit CI im Alter von 5;1 bis 7;3 vor und nach einer Kurzintervention zum MSV im Rahmen eines zweitägigen stationären Aufenthalts in einem CI-Zentrum getestet. Die Förderung umfasste je eine kurze Einheit zum Nachfragen bei akustischen Unzulänglichkeiten und unbekannten Wörtern. Die Kinder zeigten wiederum im Prätest sehr unterschiedliche MSV-Fähigkeiten.

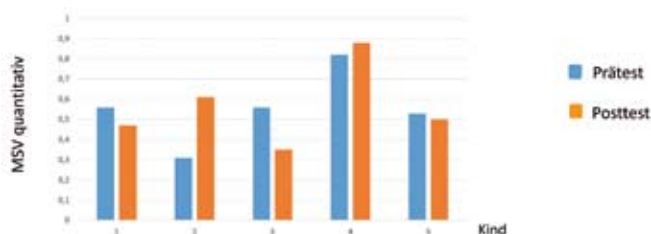


Abb. 2: Kinder mit CI vor und nach einer Kurzintervention zum MSV (n=5)

Kind 2 konnte sich in der kurzen Intervention deutlich verbessern und fragte häufiger spezifisch nach. Bei einigen Kindern konnte jedoch keine Verbesserung festgestellt werden, so dass eine derart kurze Intervention im Hinblick auf Effektivität weiter zu hinterfragen ist (vgl. Abb. 2).

Ausblick

Grundlegend sprechen diese Pilotstudien dafür, dass Kinder mit Hörbeeinträchtigung bei akustischen Problemen ein effektives MSV einsetzen können. Bei weiteren Missverständnissen wie unbekannten Wörtern, nicht erwarteten oder inkonsistenten Inhalten und komplexen Äußerungen ist das MSV jedoch oftmals eingeschränkt oder zu allgemein, so dass Interventionen hilfreich sein könnten. Es gilt jedoch, diese ersten Erkenntnisse in größer angelegten Studien auch mit der Erfassung von weiteren Einflussfaktoren genauer zu überprüfen.

Danksagung

Ich danke Laura Ott und Magdalena Polster für die Durchführung der Studien, Barbara Bogner für die Mitbetreuung, sowie allen Kindern, Eltern und Einrichtungen für die Bereitschaft zur Teilnahme.

Literatur

- Arnold, P., Palmer, Ch. Lloyd, J. (1999). Hearing-impaired children's listening skills in a referential communication task: an exploratory study. *Deafness and Education International*, 1(1), 47-55.
- Blaylock, R.L., Scudder, R.R. & Wynne, M.K. (1995). Repair behaviors used by children with hearing loss. *Language, Speech and Hearing Services in Schools*, 26, 278-285.
- Brinton, B. & Fujiki, M. (1982). A comparison of request-response sequences in the discourse of normal and language-disordered children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 47, 57-62.
- Caissie, R. & Wilson, E. (1995). Communication breakdown management during cooperative learning activities by mainstreamed students with hearing losses. *The Volta Review*, 97, 105-121.
- Church, A., Paatsch, L. & Toe, D. (2017). Some trouble with repair: Conversations between children with cochlear implants and hearing peers. *Discourse Studies*, 19(1), 49-68.
- Ciucci, S.R. & Baran, J.A. (1998). The use of conversational repair strategies by children who are deaf. *American Annals of the Deaf*, 143 (3), 235-245.
- Dollaghan, C. & Kaston, N. (1986). A comprehension monitoring program for language-impaired children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 51, 264-271.

- Dziallas, D. & Schönauer-Schneider, W. (2012). Frag doch nach! Sind Interventionen zum Monitoring des Sprachverstehens bei sprachentwicklungsgestörten Kindern effektiv? *L.O.G.O.S. interdisziplinär*, 20, 4, 253-262.
- Klump, T. & Schönauer-Schneider, W. (2020). Monitoring des Sprachverstehens bei ein- und mehrsprachigen Kindern mit Spezifischen Sprachentwicklungsstörungen (SSES). *Forschung Sprache*, 8 (1), 45-65. (abrufbar unter www.forschung-sprache.eu/heft-archiv/jahrgang-8-2020/heft-1/).
- Most, T., Shina-August, E. & Meilijson, S. (2010). Pragmatic abilities of children with hearing loss using cochlear implants or hearing aids compared to hearing children. *Journal of Deaf Studies and Deaf Education*. Doi: 10.1093/deafed/engl032
- Ott, L. (2021). Intervention zum Monitoring des Sprachverstehens bei hörgeschädigten Kindern einer vierten Klasse im Vergleich zu hörenden Gleichaltrigen. Unveröffentlichte Masterarbeit an der Pädagogischen Hochschule Heidelberg.
- Patterson, Ch. J., O'Brien C. O., Kister, M.C., Carter, D.B. & Kotsonis, M.E. (1981). Development of comprehension monitoring as a function of context. *Developmental Psychology*, 17 (4), 379-389.
- Pea, R.D. (1982). Origins of verbal logic: spontaneous denials by two- and three year olds. *Journal of Child Language*, 9, 597-626.
- Polster, M. (2021). Förderung von Monitoring des Sprachverstehens bei Kindern mit Cochlea-Implantat – eine Analyse von Einzelfällen. Unveröffentlichte Masterarbeit an der Pädagogischen Hochschule Heidelberg.
- Rothpletz, A.M., Wightman, F.L. & Kistler, D.J. (2012). Self-monitoring of listening abilities in normal-hearing children, normal-hearing adults, and children with cochlear implants. *Journal of American Acad Audiology*, 23(3), 206-211. doi:10.3766/jaaa.23.3.7.
- Revelle, G.L., Wellmann, H.M. & Karabenick, J.D. (1985). Comprehension monitoring in preschool children. *Child Development*, 56, 654-663.
- Schönauer-Schneider, W. (2008). Monitoring des Sprachverstehens (MSV), comprehension monitoring – Welche Bedeutung hat es für Kinder mit rezeptiven Sprachstörungen? *Die Sprachheilarbeit*, 53, 72-82.
- Schönauer-Schneider, W. (2017). „Hä? Das verstehe ich nicht!“ Monitoring des Sprachverstehens bei Kindern mit Sprachentwicklungsstörungen. *LOGOthema*, 14, 1, 8-13.
- Skarakis-Doyle, E. & Mullin, K. (1990). Comprehension monitoring in language-disordered children: A preliminary investigation of cognitive and linguistic factors. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 55, 700-705.

Kontakt

schoenauer@ph-heidelberg.de

Hören oder Zuhören? Hörstrategien aus der Perspektive der Bildung gehörloser und schwerhöriger Kinder



Karolin Schäfer
Köln

Die Begriffe „Hören“ und „Zuhören“ werden umgangssprachlich häufig synonym verwandt, obwohl sie Unterschiedliches meinen. „Hören“ bezeichnet zunächst nur die passive Wahrnehmung akustischer Stimuli. „Zuhören“ jedoch ist ein aktiver Prozess, der die bewusste Hinwendung zu akustischen Stimuli erfordert und Vorwissen voraussetzt (Anderson & Lynch 1988).

In den Hörlernstufen nach Erber (1982) stellt die Fähigkeit der Hörwahrnehmung als „Detektion“ die erste Kompetenzstufe dar. Es folgen die weiteren Hörlernstufen „Diskrimination“ (Unterscheidung), „Identifikation“ (Erkennung) und „Verstehen“.

Bereits die zweite Hörlernstufe „Diskrimination“ setzt mehr Kompetenzen als die reine Hörfähigkeit voraus, da eine Person nunmehr in der Lage dazu ist, das Gehörte nicht nur wahrzunehmen, sondern auch verschiedene Stimuli hörend zu unterscheiden, z.B. nach ihren Eigenschaften gleich-ungleich, laut-leise, kurz-lang, hoch-tief etc.

Wie wird Hören zum Zuhören?

Die Stufen des Hörenlernens machen deutlich, dass neben bottom-up-Fähigkeiten (Transport des auditiven Signals von „unten nach oben“, also von der Ohrmuschel bis zum Gehirn) auch top-down Fähigkeiten notwendig sind, bei denen das Individuum Entscheidungen über das Gehörte auf zentraler Ebene treffen muss (Ausrichtung der Wahrnehmung „von oben nach unten“, wobei das Gehirn das Gehörte aktiv in Empfang nimmt und weiterverarbeitet) (Coninx 1999). Top-down Fähigkeiten werden u.a. durch weitere Komponenten wie Aufmerksamkeit, Kognition, Arbeitsgedächtnis und auditive Merkfähigkeit beeinflusst. Zuhören geht somit über das Hören hinaus. Obwohl die Abgrenzung der Begriffe „Hören“ und „Zuhören“ nicht ganz trennscharf ist, lässt sich zumindest festhalten, dass Hören genau dann zum Zuhören wird, wenn das Individuum eine Zuhörabsicht hat und in der Lage dazu ist, das Gehörte als Höreindruck weiterzuverarbeiten und mit Vorwissen abzugleichen (Anderson & Lynch 1988).

Wichtige Eigenschaften, die mit dem Zuhören assoziiert sind, sind daher u.a. Konzentration, Motivation, Erwartungshaltung, Sprach- und Weltwissen, Kombinationsfähigkeit und kognitive Flexibilität. Gehörtes wird beim Prozess des Zuhörens durch zentrale Funktionen verarbeitet, interpretiert und kategorisiert (Buck 2001).

Zuhören in der Bildung – eine schwindende Kompetenz

Im schulischen Kontext hat „Zuhören“ oft keinen guten Ruf, da es mit Frontalunterricht und körperlicher Passivität der Schülerinnen und Schüler assoziiert wird – wobei Zuhören alles andere als eine passive Tätigkeit ist.

Für Schülerinnen und Schüler mit Hörbeeinträchtigung kommt erschwerend hinzu, dass sie deutlich mehr top-down-Fähigkeiten zur Verarbeitung des Gehörten mobilisieren müssen als guthörende Kinder. Diese zusätzliche Kraftanstrengung führt zu schnelleren Ermüdungserscheinungen und nachlassender Konzentrationsfähigkeit im Verlaufe des Schultags (Kaul & Leonhardt 2016). Zuhören stellt also eine Herausforderung für Kinder und Jugendliche mit Hörbeeinträchtigung dar.

Jedoch sind nicht allein Kinder und Jugendliche mit einer Hörbeeinträchtigung gefährdet, Schwierigkeiten beim Zuhören zu entwickeln – generell zeigen neuere Ergebnisse der Bildungsstandards der Kultusministerkonferenz (KMK) für den Primar- und Sekundarbereich, dass auch Kinder ohne Hörbeeinträchtigung immer schlechter zuhören können (Stanat et al. 2021).

Unter der Kompetenz des „verstehenden Zuhörens“ werden laut KMK folgende Teilbereiche zusammengefasst:

- „Gesprächsbeiträge anderer verfolgen und aufnehmen
- Wesentliche Aussagen aus umfangreichen gesprochenen Texten verstehen, diese Informationen sichern und wiedergeben
- Aufmerksamkeit für verbale und nonverbale Äußerungen (z. B. Stimmführung, Körpersprache) entwickeln“ (KMK 2009, 4).

Um die Zuhörkompetenz von Kindern in der Primar- und Sekundarstufe beurteilen zu können, wurden von der KMK fünf Kompetenzstufen benannt und in ein Punktesystem eingeordnet. Es wurden umfangreiche Testreihen in Schulen durchgeführt. Die Kompetenzstufen des Zuhörens sind nach oben und unten hin offen, so dass Kinder in ihrer Beurteilung sowohl den Mindeststandard unterschreiten oder aber den Maximalstandard übertreffen können.

Folgende Hörkompetenzstufen wurden definiert:

- Stufe 1: Prominente Einzelinformationen erinnern und wiedererkennen

- Zentrale Aspekte der Handlung, der Hauptfiguren oder Schauplätze werden erinnert.
- Sehr einfache paraverbale Informationen können anhand eindeutiger Betonung interpretiert werden, indem z. B. bei einfachen Fragesätzen entschieden werden kann, ob nach einer Person oder einer Sache gefragt wird.
- Ein Übergang zur Sekundarstufe I kann unter diesen Umständen nur unter Einsatz intensiver Fördermaßnahmen gelingen.

■ Stufe 2 (Mindeststandard): Benachbarte Informationen miteinander verknüpfen und weniger prominente Einzelinformationen reproduzieren

- Es können Aufgaben gelöst werden, bei denen einfache Schlüsse gezogen werden müssen, z. B. kausale Beziehungen zwischen benachbarten zentralen Aspekten der Handlung, in Hinblick auf Hauptfiguren oder Schauplätze.
- Entscheidungen können begründet werden.
- Es kann unterschieden werden, ob nach einem Ort, einer Person oder einer Sache gefragt wird, wenn die Betonung des Gesagten deutlich unterstützend ist.

■ Stufe 3 (Regelstandard): Verstreute Informationen miteinander verknüpfen und den Text ansatzweise als ganzen erfassen

- Verstreute Informationen an weniger prominenten Stellen werden erinnert und können zur Lösung von Fragen herangezogen werden.
- Sachen oder Orte können als Zielobjekt einer Frage auch dann erkannt werden, wenn die Betonung keinen Aufschluss darüber gibt.
- Die Menge an Informationen, die verarbeitet werden kann, ist relativ groß – so werden zwei Geschichten in Folge gehört.
- Stufe 3 entspricht dem Bildungsstandard der KMK.

■ Stufe 4 (Regelstandard plus): Anspruchsvolle Erinnerungsleistungen und Details im Kontext verstehen

- Es werden Items erinnert, die nur im Zusammenhang des gehörten Gesamttextes lösbar sind.
- Es können mehrere Informationen aus dem Text reproduziert werden.
- Schwierige Wörter werden verstanden.

■ Stufe 5 (Maximalstandard): Auf der Ebene des Textes wesentliche Zusammenhänge erkennen und auf zentrale Aspekte des Textes bezogene Aussagen selbstständig begründen

- Einzelne Aussagen oder Begründungen können auf ihre Passung mit expliziten oder impliziten Aussagen im Hörtext überprüft und beurteilt werden.
- Es können Textaussagen in offenen Formaten erläutert oder reflektiert werden.
- Hinsichtlich der paraverbalen Textmerkmale können auf dieser Stufe auch komplexe Aufgaben bewältigt werden, z.B. indem Entscheidungen darüber getroffen werden, wie viele Personen in dem Hörspiel gesprochen haben und wie viele davon Kinder/Erwachsene bzw. männlich/weiblich waren, auch wenn deren Stimmen sich z. T. überlappen (KMK 2011).

Laut KMK (2011) entsprechen am Ende der vierten Jahrgangsstufe in allgemeinen Schulen etwa 7 % der Schülerinnen und Schüler nicht den Mindeststandards der Kompetenz „Zuhören“. Weitere 23 % der Kinder erreichten nur die zweite Stufe (Mindeststandard), so dass insgesamt

ein Drittel aller getesteten Kinder der vierten Klasse den zuvor definierten Regelstandard der KMK verfehlte.

Bei Testungen in der Sekundarstufe I verfehlten 4,5 % der Jugendlichen in der 9. Klasse und 2,8 % der Jugendlichen in der 10. Klasse die Mindeststandards des Hörverstehens, weitere 16,6 % (9. Klasse) bzw. 14,7 % (10. Klasse) erreichten lediglich den Mindeststandard (KMK 2009).

In den Jahren 2016 und 2021 (hier nun unter dem Einfluss der Corona-Pandemie) wurden deutschlandweit erneut Untersuchungen durchgeführt. Im Jahr 2021 wurden insgesamt n=26.844 Schülerinnen und Schüler verteilt über alle Bundesländer in 1.464 Schulen untersucht. Die Zuhörkompetenzen der Schülerinnen und Schüler haben sich dabei im letzten Jahrzehnt signifikant verschlechtert (Stanat et al. 2021). Als mögliche Gründe für die Abnahme der Zuhörkompetenzen im vergangenen Jahrzehnt werden zahlreiche Einflussfaktoren angenommen, u.a. eine zunehmende Diversität der Schülerschaft und Faktoren des häuslichen und schulischen Umfelds (ebd.).

Der Entwicklungsrückstand in der Zuhörkompetenz ist bei der Gruppe mehrsprachiger Kinder am stärksten ausgeprägt, wobei einschränkend anzumerken ist, dass Zuhörkompetenzen, so wie sie hier in den Kompetenzstufen der KMK definiert werden, eng mit dem Sprachwissen der Kinder und Jugendlichen verknüpft sind. Kinder mit mehrsprachigem Hintergrund könnten hier benachteiligt sein, wenn sie einen eingeschränkten Wortschatz haben oder syntaktische sowie morphologische Informationen nicht schnell genug analysieren können, trotz motivierter und konzentrierter Zuhörhaltung (Dahlhaus 2001). Für Kinder mit Hörbeeinträchtigung, die in der Untersuchung nicht berücksichtigt wurden, könnte Ähnliches gelten, wobei Schwierigkeiten bei der Aufnahme und Verarbeitung des Gehörten hinzukommen.

Fazit

Die Fähigkeit des Zuhörens spielt eine wichtige Rolle in vielen Bereichen des Lebens, nicht allein in Bildungssettings. Für guthörende Kinder und Jugendliche ist Zuhören eine Schlüsselkompetenz zur Erreichung von Bildungszielen.

Um Kinder und Jugendliche mit Hörbeeinträchtigung dabei zu unterstützen, gute Zuhörbedingungen in der Schule vorzufinden und sie dazu zu befähigen, ihre Zuhörkompetenzen in positiver Weise kontinuierlich zu erweitern, ist eine hörfreundliche Umgebung und die Unterstützung durch gut ausgebildete Fachkräfte aus dem Förderschwerpunkt Hören und Kommunikation dringend notwendig.

Literatur

- Anderson A, Lynch, T (1988). Listening. Oxford University Press.
 Buck G (2001). Assessing Listening. Cambridge University Press.
 Coninx F (1999). Vom Hören zum Wahrnehmen: eine kognitive Leistung. Bericht des 5. Auditory Verbal Kongress in Berchtesgaden, 08.-10. Oktober 1999.
 Dahlhaus (2001). Fertigkeit Hören: für den Unterricht Deutsch als Fremdsprache. Langenscheidt.
 Erber NP (1982). Auditory training. Alexander Graham Bell Association for the Deaf.
 Kaul T, Leonhardt A (2016). Förderschwerpunkt Hören und Kommunikation. In: Ministerium für Schule und Weiterbildung des Landes Nordrhein-Westfalen (Hrsg.): Sonderpädagogische Förderschwerpunkte in NRW. Ein Blick aus der Wissenschaft in die Praxis. Zugriff unter: https://broschuerenservice.nrw.de/msb-duesseldorf/files/download_page=0&product_id=3208&files=download/pdf/kor-kompendium-druckfassung-stand01-07-2016-pdf_von_sonderpaedagogische-foerderschwerpunkte-in-nrw_vom_staatskanzlei_2291.pdf

KMK (Kultusministerkonferenz) (2009). Kompetenzstufenmodell zu den Bildungsstandards im Kompetenzbereich Sprechen und Zuhören – hier Zuhören – für den Mittleren Schulabschluss. Zugriff unter: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&ved=2ahUKEwiJlejrh83-AhVCTqOEHTPXDOMQFnoECAsQAQ&url=https%3A%2F%2Fwww.iqb.hu-berlin.de%2Fbista%2Fksm%2FDeutsch_KSM_Hren_1.pdf&u sg=AOvVaw2ZrjrbKyfkXoObMdNZNa4C

KMK (Kultusministerkonferenz) (2011). Kompetenzstufenmodell zu den Bildungsstandards im Fach Deutsch im Kompetenzbereich „Sprechen und Zuhören“ für den Primarbereich. Zu-

griff unter: https://bildungsserver.berlin-brandenburg.de/fileadmin/bbb/unterricht/faecher/sprachen/deutsch/Sprechen_und_Zuhoeren/kmk-kompetenzmodell_sprechen_zuhoeren_primar_2011.pdf

Stanat P, Schipolowski S, Schneider R, Sachse KA, Weirich S, Henschel S (2021) (Hrsg.). IOB-Bildungstrend 2021. Kompetenzen in den Fächern Deutsch und Mathematik am Ende der 4. Jahrgangsstufe im dritten Ländervergleich. Waxmann. Zugriff unter: <https://www.waxmann.com/index.php?eID=download&buchnr=4606>

Prof. Dr. Laura Avemarie
Ludwig-Maximilians-Universität München
Lehrstuhl für Sonderpädagogik
Leopoldstraße 13
80802 München
Deutschland
Laura.Avemarie@edu.lmu.de

Constantino Dragicevic
Universidad de Chile
Centro de Investigaciones del Departamento de Fonoaudiología
Santiago de Chile
Chile
cdragicevic@gmail.com

Prof. Dr. Alexander Gutschalk
Universitätsklinikum Heidelberg
Leitender Oberarzt (Neurologie und Poliklinik)
Im Neuenheimer Feld 400
69120 Heidelberg
Deutschland
alexander.gutschalk@med.uni-heidelberg.de

Dr. Sabine Haumann
Deutsches Hörzentrum
Technische Leitung für Audiometrie
Karl-Wiechert-Allee 3
30625 Hannover
Deutschland
haumann.sabine@mh-hannover.de

Prof. PhD Enrique López-Poveda
Universidad de Salamanca
Instituto de Neurociencia de Castilla y León
Calle Pintor Fernando Callego 1
37007 Salamanca
Spanien
ealopezpoveda@usal.es

Prof. MD PhD Miguel A. Merchán
Instituto de Neurociencias
Universidad de Salamanca
Calle Pintor Fernando Gallego 1
37007 Salamanca
Spanien
merchan@usal.es

Prof. PhD David Moore
Cincinnati Children's Hospital Medical Center
Communication Sciences Research Center
3333 Burnet Avenue
Ohio 45229-3026 Cincinnati
USA
david.moore2@cchmc.org

Prof. PhD Rosamaria Santarelli
Università di Padova
Via Guistiniani
35128 Padua
Italien
rosamaria.santarelli@unipd.it

Prof. Dr. Karolin Schäfer
Universität zu Köln
Dep. Heilpädagogik u. Rehabilitation/Lehrstuhl Audiopädagogik
Klosterstraße 79 b
50931 Köln
Deutschland
karolin.schaefer@uni-koeln.de

Prof. Dr. Wilma Schöner-Schneider
Pädagogische Hochschule Heidelberg
Institut für Sonderpädagogik
Keplerstr. 87
69120 Heidelberg
Deutschland
schoener@ph-heidelberg.de

Prof. PhD Anu Sharma
University of Colorado at Boulder
Institute of Cognitive Science
2501 Kittredge Loop Drive 409 UCB
Boulder, CO 80309-0409
USA
anu.sharma@colorado.edu

Prof. Dr. rer. nat. Martin Walger
HNO-Universitäts-Klinik Köln
Audiologie und Pädaudiologie (CIK)
Kerpener Straße 62
50937 Köln
Deutschland
martin.walger@uni-koeln.de

Aktive Prozesse des Hörens –The Listening Brain

Materialsammlung vom 2. Interdisziplinären Kolloquium der KIND Hörstiftung
am 6. und 7. Februar 2023 in der Konrad-Adenauer-Stiftung, Tiergartenstraße 35,
10785 Berlin

Leitung: Sebastian Hoth, Heidelberg

Schriftenreihe KIND Hörstiftung, Band 23

Herausgeber:

KIND Hörstiftung

Kokenhorststraße 3-5

30938 Großburgwedel

Telefon: +49 (51 39) 80 85 - 158

Fax: +49 (51 39) 80 85 - 297

E-Mail: kontakt@kind-hoerstiftung.de

www.kind-hoerstiftung.de

Wissenschaftlicher Vorstand:

Professor Dr. rer. nat. Sebastian Hoth, Heidelberg (Vorsitzender)

Dr. phil. Barbara Bogner, Heidelberg

Professorin Dr. med. Annerose Keilmann, Mainz

Professor Dr. med. Andrej Kral, Hannover

Professor Dr. med. Thomas Lenarz, Hannover

Ehrenmitglied: Professor Dr. phil. Gottfried Diller, Heidelberg

Ehrenmitglied: Professor Dr. rer. nat. Hellmut von Specht, Magdeburg

Ehemaliger Ehrenvorsitzender: Professor Dr. med. Peter Plath †, Haltern-Flaesheim

Alle Fotos: KIND Hörstiftung – Jan Staiger

Die Abbildungen in den Beiträgen wurden von den Autoren als Dateien zur Verfügung gestellt.

Verlag und Redaktion:

Median-Verlag von Killisch-Horn GmbH

Im Breitenspiel 11 a · 69126 Heidelberg

Postfach 11 07 · 69169 Leimen

Telefon (0 62 21) 90 509-0 · Telefax (0 62 21) 90 509-20

E-Mail: info@median-verlag.de

Redaktionskoordination: Anna Walter

Layout: Anja Biffar

Titelbild: psi-motion

Druck: Strube Druck & Medien GmbH, Felsberg

Mit der Annahme zur Alleinveröffentlichung erwirbt der Verlag alle Rechte einschließlich der Befugnis zur Einspeisung in eine Datenbank.

© Median-Verlag 2023

