



Programm der 43. Arbeitstagung



Schwerpunkte

Überhören und Maskierung von Kurzzeitsignalen
Objektivierung binauraler Interaktion im Hirnstamm

TAGUNGSLEITUNG
Prof. Dr. Stefan Zirn

LEITER DER ARBEITSGRUPPE
Dr. Alexander Müller

TAGUNGSORT
Hochschule Offenburg
Gebäude D, Hörsaal D001
Badstraße 24
77652 Offenburg

Freitag, den 11. November 2022

Ab 12:30 Uhr Registrierung der Teilnehmer

13:15 Uhr Begrüßung und Eröffnung der Tagung

Stephan Trahasch (Rektor der Hochschule Offenburg)

Stefan Zirn (Tagungsleitung)

Alexander Müller (Leiter der AG-ERA)

Schwerpunktthema	Moderation: Alexander Müller	Überhören und Maskierung von Kurzzeitsignalen
13:40 – 14:00	Alexander Müller	Überhören und Vertäubung bei AEP-Messungen
14:00 – 14:20	Thomas Steffens	Physiologie/Psychoakustik des Maskierens
14:20 – 14:40	Jan Hots	Mithörschellen von Chirpreizen in verdeckendem Breitbandrauschen
14:40 – 15:00	Torsten Rahne	Einfluss ipsi- und kontralateraler Maskierung auf die subjektive und objektive Schwellenbestimmung mittels ASSR

15:00 Uhr Kaffeepause

Schwerpunktthema	Moderation: Stefan Zirn	Objektivierung binauraler Interaktion im Hirnstamm
15:40 – 16:00	Martin Walger	Registration of binaural interaction components at brainstem level (ABR-BIC) - methods and clinical application.
16:00 – 16:20	Dan Tollin	Leveraging the across-species “natural ablation” of brainstem nuclei to understand the binaural interaction component (BIC) of the ABR in mammals
16:20 – 16:40	Mathias Dietz	The Binaural Interaction Component from Interaurally Phase-Opposed Chirps
16:40 – 17:00	Sebastian Roth	Objective measurement of binaural interaction assessed by ABR/eABR recordings in SSD CI

17:00 – 18:00	Diskussionssitzung	Komplexität und Umfang von CI-Software hinsichtlich intra- und postoperativen objektiven Messungen
---------------	--------------------	--

18:00 Tagungsende am 11.11.2022 COVID19-Schnelltests kostenlos zum Mitnehmen

Abendsymposium

19:15 Uhr Ort: Restaurant Haus Zauberflöte, Lindenplatz 12, 77652 Offenburg

Samstag, den 12. November 2022

Freie Vorträge 1	Moderation: Thomas Wesarg	
09:30 – 09:50	Frank Böhnke	Frank Böhnke – Signalverarbeitung akustisch evozierter Potentiale
09:50 – 10:10	Dietmar Hecker	Heisenberg trifft auf DIN EN 60645-3 - Eine kritische Betrachtung für einen neuen möglichen Diagnostikbereich der BERA
10:10 – 10:30	Erik Schebsdat	Objektive CI-Laufzeitbestimmung mittels Frei-Feld (e)ABRs
10:30 – 10:50	Hanna Dolhopiatenko	Selective Attention Decoding and its Potential as an Objective Measure in Bimodal Cochlear Implant Users.

10:50 Kaffeepause

Freie Vorträge 2	Moderation: Izet Baljić	
11:20-11:40	Sebastian Hoth	Ein mathematisches Fundament für die Extrapolation von Schwellen
11:40 – 12:00	Izet Baljić	„Aus Klinik und Praxis“: Präoperative E-BERA
12:00 – 12:20	Daniel Polterauer	Intraoperative EBERA über das Testelektrodensystem ANTS
12:20 – 12:40	Florian Schmidt	Verwendung der Transimpedanzmatrix zur intraoperativen Schätzung der Elektrodenposition und zum postoperativen Monitoring von Lageveränderungen
12:40 – 13:00	Carolina Köstler	Intraoperative Überprüfung der Ankopplungsqualität aktiver Mittelohrimplantate durch Messungen frequenzspezifischer auditorisch evozierter Potentiale

13:00 Geschäftssitzung und Verabschiedung

13:30 Uhr Ende der Tagung

Zertifiziert durch DGA und biha (jeweils 8 Fortbildungspunkte).

Abstracts

Überhören und Vertäubung bei AEP-Messungen

Alexander Müller

Vivantes Klinikum im Friedrichshain, Klinik für HNO, Hörzentrum Berlin (HZB), Deutschland
alexander.mueller@vivantes.de

Bei der Messung akustisch evozierter Potentiale (AEP) soll mit einer effektiven Maskierung bzw. Vertäubung des nicht geprüften Ohres (Gegenohr) sichergestellt werden, dass die gemessenen Reizantworten ausschließlich dem geprüften Ohr zugeordnet werden können. Die Notwendigkeit der Vertäubung ist grundsätzlich abhängig vom Prüfpegel, von der Überleitung und von der kontralateralen Knochenleitungsschwelle, d.h. wenn die Differenz aus den korrigierten Pegeln des Stimulus und der Überhördämpfung größer als die Knochenleitungsschwelle des Gegenohres ist, muss vertäubt werden.

In der Praxis kann allerdings selbst für den versierten Untersucher die Wahl des richtigen Vertäubungspegels zu einer komplexen Angelegenheit werden. Dies ist immer dann gegeben, wenn die reiz-, wandler-, und altersabhängige Überhördämpfung sowie der entsprechende relative Maskierungspegel, geräteabhängige Kalibrierungswerte und/oder die Knochenleitungsschwelle und ggf. der Schalleitungsanteil des Gegenohres nicht bekannt oder ermittelbar sind. Noch problematischer wird es, wenn der erforderliche Maskierungspegel auf dem nicht geprüften Ohr ausreichend hoch ist, um auch das Prüfohr zu maskieren (Übervertäubung). Dadurch kann das Ausmaß der Hörstörung überschätzt werden bzw. wird eine Bestimmung der korrekten Schwelle auf dem Prüfohr erschwert oder gar unmöglich.

Der Beitrag gibt einen Überblick zu den Grundlagen des Überhörens und der Vertäubung bei AEP-Messungen. Teils noch ungelöste Probleme werden aufgezeigt und offene Fragestellungen herausgearbeitet.

Physiologie/Psychoakustik des Maskierens

Thomas Steffens

Universitäts-HNO-Klinik, Regensburg

Dieser Vortrag gibt eine Übersicht über die physiologischen und psychoakustischen Grundlagen der Maskierung. Die zur Vermeidung von Überhören notwendige Vertäubung kann als Spezialfall der Maskierung mit zusätzlicher Dämpfung des Signalpegels betrachtet werden. Seit den Grundlagenarbeiten von Fletcher und Munson aus dem Jahre 1937 „Relation between Loudness and Masking“ und von Hawkins und Stevens „Masking of Pure Tones and of Speech by White Noise“ aus dem Jahre 1950 sind die physiologisch-audiometrischen Grundlagen der effektiven Maskierung gut bekannt. Daraus lässt sich ableiten, dass die Wirksamkeit der Maskierung von den Spektralpegeln des Signals und des Maskierers im selben Frequenzbereich abhängt.

Für die Sinustöne der Tonaudiometrie wirken schmalbandige Maskierer entsprechend den Gesetzmäßigkeiten der Frequenzgruppenbildung (Critical Bands). Dazu wurden die Basisuntersuchungen wesentlich von Zwicker und Mitarbeiter gelegt und im Standardwerk Zwicker und Feldtkeller „Das Ohr als Nachrichtenempfänger“ erläutert. Daraus leitet sich die Annahme ab, dass ein Maskierungsrauschen mit der Bandbreite einer Frequenzgruppe einen Ton mit der gleichen Frequenz wie der geometrischen Mittenfrequenz der Frequenzgruppe gerade dann verdeckt, wenn der Maskierungspegel 4 dB über dem Tonpegel liegt.

Basierend auf diesen psychoakustisch/physiologischen Grundlagen wurden für die audiometrische Praxis in der ISO 389-4 (Tabelle 1) die „Bezugspegel für schmalbandige Verdeckungsgeräusche“ mit den Bandbreiten einer Terz- und halben Oktavbande zur Maskierung von Sinustönen für deren Kalibrierung angegeben. Diese Bezugspegel führen zu einem effektiven Maskierungspegel (Verdeckungspegel) von 0 dB. In der Terminologie der Maskierung ausgedrückt wird mit dem zugehörigen Maskierungspegel die Hörschwelle eines reinen Tones mit derselben Frequenz wie die Mittenfrequenz des Maskierers um 0 dB angehoben.

In der ISO 389-4 ist für Maskierer von Sinustönen mit der Bandbreite einer Frequenzgruppe ein Pegelzuschlag zum Sinustonbezugspegel von $\Delta L = 4 \text{ dB}$ vorgegeben. Ebenfalls ist auch die Gleichung zur Berechnung von ΔL für Maskierer mit größerer Bandbreite als die Frequenzgruppenbandbreite angegeben:

$$\Delta L = 4 \text{ dB} + 10 * \log\left(\frac{\text{Maskiererbandbreite}}{\text{Frequenzgruppenbandbreite}}\right)$$

Um eine Unhörbarkeit eines Tones mit nahezu 100 % Sicherheit zu erreichen wird für die audiometrische Praxis ein zusätzlicher Zuschlag von 10 dB zum theoretischen Maskierungspegel empfohlen.

Die obigen Angaben beziehen sich auf Sinustöne mit der geometrischen Mittenfrequenz des Maskierungsrauschens. Bei der Verwendung von Tonbursts könnten diese schmalbandigen Maskierer mit den angegebenen Bezugspegel äquivalent verwendet und kalibriert werden.

Für die Kalibrierung breitbandiger Maskierungsrauschen existiert bisher jedoch keine Norm mit Bezugspegel zur Maskierung von ebenfalls breitbandigen Reizen, wie z. B. Clicks. Allerdings existieren empirische Angaben der British Society of Audiology für Maskiererpegel von weißem Rauschen für Clicks, Tone-Bursts und CE-Chirps. Im Rahmen dieses Vortrages wird eine Maskierungsgrundlage für Breitbandsignale mit weißem Rauschen anhand der Arbeit von Hirsh et al. (1950) umrissen und zur Diskussion gestellt.

Harvey Fletcher, W. A. Munson, "Relation Between Loudness and Masking", The Journal of the Acoustical Society of America 9, 1-10 (1937) <https://doi.org/10.1121/1.1915904>

J. E. Hawkins Jr., S. S. Stevens, "The Masking of Pure Tones and of Speech by White Noise", The Journal of the Acoustical Society of America 22, 6-13 (1950) <https://doi.org/10.1121/1.1906581>

I. J. Hirsh, W. A. Rosenblith, W. D. Ward, "The Masking of Clicks by Pure Tones and Bands of Noise", The Journal of the Acoustical Society of America 22, 631-637 (1950) <https://doi.org/10.1121/1.1906662>

Feldtkeller, R., Zwicker E. „Das Ohr als Nachrichtenempfänger“. Stuttgart: S. Hirzel Verlag 1956

Mithörschellen von Chirpreizen in verdeckendem Breitbandrauschen

Jan Hots und Jesko L. Verhey
Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg

Abteilung für Experimentelle Audiologie, Otto-von-Guericke-Universität Magdeburg
In der Hirnstammaudiometrie werden zur objektiven Bestimmung von Hörschwellen oft Chirpreize verwendet, die auf dem zu untersuchenden Ohr dargeboten werden. Wie bei der Tonaudiometrie sollte bei einem stark asymmetrischen Hörverlust zur Messung des schlechteren Ohres das Überhören auf das bessere Ohr durch eine geeignete Vertäubung verhindert werden. Insbesondere bei der Hirnstammaudiometrie mit Knochenleitungshörern stellt sich die Frage nach dem korrekten Vertäubungsgeräusch. Da es sich beim Chirp um ein breitbandiges Signal handelt, muss ein breitbandiges Vertäubungsgeräusch verwendet werden und es können nicht die aus der Tonaudiometrie bekannten Regeln zum Vertäubungspegel herangezogen werden. Um eine Orientierung zum korrekten Vertäubungspegel zu liefern, werden im vorliegenden Beitrag die Mithörschwellen des Chirpreizes in Breitbandrauschen untersucht. Hierzu werden die Mithörschwellen für verschiedene Reizdarbietungen in einem psychoakustischen Hörversuch bestimmt. Zum einen werden die monauralen Mithörschwellen der Chirpreize für beide Ohren bestimmt. Hierzu werden Rauschen und Chirpreiz über einen Einsteckhörer präsentiert. Zum anderen wird die Mithörschwelle für einen über einen Knochenleitungshörer dargebotenen Chirpreiz kontralateral bestimmt. Hierzu wird der Rauschpegel ipsilateral so gewählt, dass der Reiz in diesem Ohr unhörbar ist. Kontralateral wird der Rauschpegel bestimmt, bei dem der Chirpreiz gerade noch wahrnehmbar ist. Dieser Pegel sollte für eine korrekte Vertäubung nicht unterschritten werden.

Einfluss ipsi- und kontralateraler Maskierung auf die subjektive und objektive Schwellenbestimmung mittels ASSR

Torsten Rahne

Universitätsmedizin Halle, Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen-, Ohrenheilkunde, Kopf- und Halschirurgie, Halle (Saale), Deutschland

Auditory Steady-State Responses (ASSR) werden in der klinischen Routine zur objektiven Bestimmung der frequenzspezifischen elektrophysiologischen Schwelle verwendet. Bei asymmetrischen Hörverlusten ist hierzu eine Maskierung der besser hörenden Seite notwendig. Die absoluten Pegel, die bei der ASSR verwendeten Kurzzeitreize effektiv verdecken, sind nicht bekannt. Darüber hinaus wurde gezeigt, dass kontralateral zum ASSR-Stimulus präsentiertes weißes Rauschen auch die ASSR-Amplitude durch binaurale Verarbeitung auf Hirnstammebene um bis zu 50% reduziert (Galambos & Makeig, 1992). Eine Erhöhung der Reizantwortschwelle wurde für 40 Hz-Stimuli, jedoch nicht für 80 Hz-Stimuli beobachtet (Maki et al., 2009).

In einer experimentellen Studie wurde bei Normalhörenden und einseitig ertaubten Patienten die psychophysikalische Schwellenänderung bei kontralateraler und ipsilateraler Maskierung und verschiedenen Reizraten frequenzspezifisch gemessen. Auch wurde der Effekt kontralateraler und ipsilateraler Maskierung auf die ASSR-Schwelle bestimmt.

Die Pegel für eine effektive Maskierung wurden bestimmt. Es zeigt sich, dass die postulierte Amplitudenreduktion keinen signifikanten Einfluss auf die ASSR-Schwelle hat und von der Reizrate unabhängig ist. Die Maskierungswirkung des weißen Rauschens konnte erst bei hohen Maskierungspegeln nachgewiesen werden. Auch konnte gezeigt werden, dass simultan präsentierte kontralaterale ASSR-Stimuli keinen Effekt auf die ipsilaterale ASSR-Schwelle haben.

Registration of binaural interaction components (BIC) at brainstem level - methods and clinical application.

Martin Walger, PhD

Medical Faculty, Dept. ORL, Audiological Center (DGA), University of Cologne, Germany

Introduction: Outstanding properties of the auditory system are directional hearing and signal perception in noise, which is based on binaural interaction (BI) within the auditory system. BI already starts first on brainstem level in the Superior Olivary Complex (SOC), where the auditory input from both sides is processed, for example interaural differences of time, intensity and phase (ITD, IID, IPD).

A well known objective electrophysiological measure of BI is the registration of binaural difference potentials (BDP) on brainstem level. The derived binaural interaction components (BIC) are calculated as the difference between the Click- or frequency specific binaurally evoked ABR and the sum of the two monaural registrations. Their origin seems to be binaural sensitive neurons within the lateral part of the SOC (LSO). BDP's has been first demonstrated in animals [1] and later also in hearing-healthy adults (2, 3, 4, 7). Some early studies have already demonstrated the fundamental presence of BDP's in infants and young children [5, 6]. Recently, BDP measures can also be used to evaluate BI in bimodal fitted patients.

Methods: We examined the detection and stability of the BDP in 24 normally hearing adults within the framework of conventional registration of auditory brainstem responses (7). Furthermore, the influence of interaural time differences (ITD) on the BDP was determined. In addition, lateralization of the subjects was assessed using a psychoacoustical method.

Results: The components of the BDP could be detected in almost all of the subjects. Moreover, they showed sufficient test-retest reliability. The impact of ITD, which causes lateralization of the stimulus, was clearly detectable for the latencies and the amplitudes of the BDP.

Conclusions: In principle, the registration of BDP can be used in objective test batteries for the detection of binaural interaction (7, 8). BDP's are reliably detectable in humans and reveal a relationship to the outcome of psychoacoustical assessment of lateralization. Although the measurement requires additional technical and methodological effort, the method can be used for special objective diagnostics of central auditory processing disorders (CAPD). Since the measurement requires additional time, technical and methodological effort, the procedure should only be used for specific questions to evaluate BI on brainstem level.

References:

1. Dobie RA, Berlin CI (1979) Binaural interaction in brainstem-evoked responses. Arch Otolaryngol 105: 391–398
2. Dobie RA, Norton SJ (1980) Binaural interaction in human auditory evoked potentials. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 49: 303–313
3. Ito S, Hoke M, Pantev C, Lutkenhoner B (1988) Binaural interaction in brainstem auditory evoked potentials elicited by frequency-specific stimuli. Hear Res 35: 9–19
4. Levine RA (1981) Binaural interaction in brainstem potentials of human subjects. Ann Neurol 9: 384–393
5. Jiang ZD, Tierney TS (1996) Binaural interaction in human neonatal auditory brainstem. Pediatr Res 39: 708–714
6. McPherson DL, Tures C, Starr A (1989) Binaural interaction of the auditory brain-stem potentials and middle latency auditory evoked potentials in infants and adults. Electroencephalogr Clin Neurophysiol 74: 124–130
7. Walger M, Stötzer S, Meister H, Foerst A, von Wedel H (2003): Elektrophysiologische und psychoakustische Untersuchungen zur binauralen Signalverarbeitung normalhörender Erwachsener. HNO 2003; 51:125–133. DOI 10.1007/s00106-002-0662-4
8. Van Yper L, Vermeire K, De Vel EFJ, Battmer RD, Dhooge IJM (2015): Binaural interaction in the auditory brainstem response: A normative study. Clinical Neurophysiology 126 (2015) 772–779

Email: martin.walger@uni-koeln.de

Leveraging the across-species “natural ablation” of brainstem nuclei to understand the binaural interaction component (BIC) of the ABR in mammals

Daniel J Tollin

Department of Physiology & Biophysics, University of Colorado School of Medicine, USA

The size and number of neurons comprising the brainstem nuclei that encode binaural spatial cues, the medial (MSO) and lateral (LSO) superior olive, vary across species. It has been posited that since physiological responses that rely on a particular nucleus would also “scale” with its size across species so too would behavior – this approach was dubbed “natural ablation”. Here we review across species studies to link brainstem morphology to physiological and behavioral aspects of sound localization. The relative size of the MSO and LSO nuclei determine which binaural cues are used for localization as well as reveal the neural generator of binaural sound evoked potentials. The collective data support the hypothesis that the LSO is the likely generator of the binaural interaction component (BIC) of the auditory brainstem response (ABR). The BIC of the ABR has been posited as a non-invasive biomarker of binaural and spatial hearing capacities.

The Binaural Interaction Component from Interaurally Phase- Opposed Chirps

Mathias Dietz, Natalie Brüggemann, Henri Pöntynen

Carl von Ossietzky-Universität Oldenburg, Medical Physics Section

The binaural interaction component (BIC) is obtained by subtracting the auditory brainstem response to binaurally presented transients from the sum of responses to monaural left and right stimulation. The resulting negative difference potential is thought to originate from excitatory-inhibitory interaction of binaurally sensitive neurons in the lateral superior olive (LSO). In normal-hearing humans, the BIC is of small magnitude, even when using chirp stimuli that are designed to activate auditory nerve fibers across the tonotopic array in synchronous fashion. We measured BICs from 10 young normal hearing listeners with interaurally in-phase chirp stimuli, as it is normally done, but also with interaurally phase-opposed chirps. In those subjects where a significant BIC response was measured, there was a trend toward a larger BIC magnitude for the phase-opposed chirps. While not significantly different for the present small cohort, we speculate that excitatory-excitatory interaction in the medial superior olive (MSO) reduces the magnitude of the conventional BIC. The 180° interaural phase difference is then “reducing the reduction” related to MSO activation. The primary BIC contribution from LSO neurons may not be influenced much by the interaural phase difference, especially when these neurons are assumed to have a high-frequency dominance where carrier phase sensitivity is absent. This hypothesis may be part of the explanation why post-lingually deaf bilateral cochlear implant users exhibit a larger BIC magnitude. Their apparently dormant MSO is not expected to cause a reduction in BIC magnitude.

Objective measurement of binaural interaction assessed by ABR/eABR recordings in SSD CI

Sebastian Roth^{1,2}, Julian Angermeier¹, Antje Aschendorff³, Thomas Wesarg³, Werner Hemmert², Stefan Zirn¹

¹*University of Applied Sciences Offenburg, Faculty of Electrical Engineering, Medical Engineering and Computer Sciences, Peter Osypka Institute of Medical Engineering, Offenburg, Germany*

²*Technical University of Munich, Faculty of Electrical Engineering and Information Technology, Munich, Germany*

³*University Medical Center Freiburg, Department of Oto-Rhino-Laryngology, Sektion Cochlear Implant, Freiburg, Germany*

Abstract

The auditory brainstem response (ABR) respectively electrical-evoked ABR (eABR) can be used to objectify the neural processing in the auditory brainstem of acoustic hearing persons as well as in CI users. To examine for an existing binaural processing, the binaural interaction component (BIC) is often considered. It is calculated by the subtraction of the sum of the monaurally evoked ABRs (left and right) from the binaurally evoked ABR.

Sammeth et al. (2020) were able to record the BIC in normal-hearing subjects with tone-bursts as a function of a frequency mismatch between the left and right ear. The BIC was also demonstrated in context of electrode matching in bilateral CI users using eABR measurements (Hu and Dietz, 2015).

In 2018, Angermeier et al. presented the first partially successful findings of the BIC with a combination of ABR/eABR measurements in CI users with unilateral deafness (SSD). Based on these results, the current project extended the methodology of combining ABR/eABR measurements in SSD CI users. For this purpose, objective determination of the intracochlear electrode locations was obtained with DVT scans. Like Angermeier et al., 2 kHz bursts and single biphasic pulses were used as acoustic and electrical stimuli.

An objective identification of a binaural interaction in SSD CI users via the BIC on a larger sample size is the goal of the current series of measurements.

Literature

Angermeier, J., Wesarg, T., Zirn, S., 2018. Binaurale Interaktion auf Hirnstammebene bei CI-Trägern mit einseitiger Taubheit.

Hu, H., Dietz, M., 2015. Comparison of Interaural Electrode Pairing Methods for Bilateral Cochlear Implants. *Trends Hear.* 19, 233121651561714. <https://doi.org/10.1177/2331216515617143>

Sammeth, C., Greene, N.T., Brown, A.D., Tollin, D., 2020. Effect of Interaural Frequency Mismatch on Lateralization Threshold and the Binaural Interaction Component of the Auditory Brainstem Response in Human Subjects.

Signalverarbeitung akustisch evozierter Potentiale

Frank Böhnke, Stefan Fischer*

HNO-Klinik, Klinikum rechts der Isar der TU München

**Hochschule Offenburg*

Die objektive audiometrische Funktionsdiagnostik innerer und äußerer Haarzellen ist bei Frequenzen kleiner als 500 Hz nach wie vor problematisch. Die Messung von Hirnstammpotentialen (BERA) ermöglicht zwar im Zeitbereich die Messung neuraler Aktivität bis zu hörschwellennah akustisch evozierten Potentialen, ist jedoch auf Frequenzen über etwa 500 Hz begrenzt. Bemühungen mit Spektralanalysen evozierter Potentiale den tiefen Frequenz-bereich zu erfassen liegen zwar vor, erfordern aber entweder erhebliche Schalldruckpegel: 95 dB SPL (Batra et al., 1986) oder werten lediglich die tieffrequenten Komponenten evozierter Potentiale bei breitbandiger Click-Stimulation aus (z.B. Stürzebecher, Cebulla, Wernecke, 1999). Unsere Bemühungen vermeiden daher Spektralanalysen mit ihren hohen Varianzen und zielen auf eine least-squares Approximation stationär evozierter Potentiale ab. Der Zeitverlauf neuraler Potentiale (Jewett I–V) sollte in der Phasenauswertung auffindbar sein. Die Literatur zur Detektion von „sine waves in noise“ ist bisher, nach Kenntnis der Autoren, allerdings auf Signal/Störabstände von lediglich etwa –15 dB begrenzt, sodass die –40 dB bis –80 dB (Spannungsdichte relativ zu 1 $\mu\text{V}/\sqrt{\text{Hz}}$) von Beer schon 1978 gemessenen Werte weiterhin eine Herausforderung darstellen. Die Beiträge stellen die Arbeiten der neu entwickelten BERA Maschine (Biopotentialverstärker, Digitalisierung, Datentransfer mit USB3.0 und MATLAB®), sowie theoretische Betrachtungen zur Signalanalyse stationär- und instationär evozierter Potentiale dar.

Literatur:

Batra, Kuwada, Maher 1986, The frequency-following response to continuous tones in humans, *Hearing Research* 21, 167-177

Stürzebecher, Cebulla, Wernecke 1999, Objective Response Detection in the Frequency Domain: Comparison of Several q-sample Tests, *Audiology&Neuro-Otology*, 4:2-11

Beer 1978 Signal-/Störverbesserung bei der Ableitung evozierter Potentiale von der menschlichen Kopfhaut, TU Berlin, Institut für Technische Akustik

Kontakt: frank.boehnke@tum.de

Heisenberg trifft auf DIN EN 60645-3 - Eine kritische Betrachtung für einen neuen möglichen Diagnostikbereich der BERA!

Dietmar Hecker¹, Arne Simon², Alessandro Bozzato¹, Bernhard Schick¹ und Maximilian Linxweiler¹

1 – Klinik für HNO, Universitätsklinikum des Saarlandes

2 – Klinik für pädiatrische Onkologie und Hämatologie, Universitätsklinikum des Saarlandes

Einleitung:

Zur Erkennung von Hörstörungen werden in der Regel subjektive Testverfahren angewandt, deren Anwendung die Kooperation des Patienten bedarf. Wird nun aber das Hörvermögen von nicht kooperativen Patienten benötigt, um z.B. Hörgeräte anzupassen oder zur Feststellung von ototoxischen Hörschaden, so werden hierfür kommerzielle BERA Geräte eingesetzt. Sowohl für die Anpassung von Hörgeräten, die bis in den Frequenzbereich von 10 kHz verstärken, als auch zur frühzeitigen Feststellung von ototoxischen Hörschäden werden Prüftöne benötigt, deren Frequenzen sich deutlich oberhalb von 4 kHz befinden.

Fragestellung:

Eignen sich die nach DIN EN 60645 Teil 3 designten Kurzzeit-Hörprüfsignale, um das Hörvermögen oberhalb von 4 kHz verlässlich abzuschätzen?

Material und Methoden:

Zur Überprüfung von Zeit- und Frequenzverhalten von Kurzzeit-Hörprüfsignalen wurden Kurzzeitsignale von 1 bis 16kHz erzeugt und über die Soundkarte abgespielt an dem ein Kopfhörer angeschlossen wurde. Als Einhüllende wurde 1.) ein Trapez (stetig) und 2.) stetig und stetig differenzierbare Funktionen genutzt. Weiterhin wurde die Pulsdauer in 3.) auf 5 Perioden und in 4.) auf konstant 5 ms festgelegt. Die akustische Vermessung erfolgte über ein künstliches Ohr und einem Schallpegelmessinstrument.

Ergebnis:

Bis etwa 7 kHz gibt es gute Übereinstimmungen. Prüftöne oberhalb von 7 kHz wiesen ein nach links verschobenes Maximum im Spektrum auf. Stetig differenzierbare Funktionen als Einhüllende zeigen geringere Verzerrungen im Spektrum auf. Erhebliche Unterschiede wurden in der akustischen Halbwertsbandbreite beobachtet. Bei konstanter Periodendauer betrug diese Bandbreite etwa 400Hz gegenüber > 4.000 Hz bei hochfrequenten KurzzeitHörprüfsignalen.

Diskussion:

Stetig differenzierbare Funktionen als Einhüllende haben geringere Verzerrungen. Aus den Heisenberg'schen Unschärferelationen ist bekannt, dass das Produkt aus Zeit und Bandbreite konstant ist (=akustische Unschärfe). Mit dem 5P Prinzip wird mit zunehmender Frequenz folglich auch die Unschärfe vergrößert.

Zusammenfassung:

Die aus der akustischen Unschärfe resultierenden Gesetzmäßigkeiten sind für das Design der Stimuli zu beachten, insbesondere für Prüftöne > 4 kHz.

Interessenkonflikt:

Der Vortrag wurde über das BMBF Projekt 13GW0286B gefördert.

„Frei-Feld evozierte auditorische Hirnstammpotentiale in CI Patienten – eine objektive Methode zur Analyse von CI Laufzeiten“

Erik Schebsdat

Einleitung: Die Bedeutung der binauralen Informationsverarbeitung für die Durchführung auditiver Aufgaben, wie z. B. der Schalllokalisation, ist allgemein anerkannt. Bei der unilateralen Versorgung mit einem Cochlea Implantat (CI) wird das periphere auditorische System teilweise ersetzt, wodurch es zu zusätzlichen Verarbeitungsverzögerungen kommt, welche wichtige interaurale Zeitunterschiede verfälschen können. Diese Effekte und deren Auswirkungen sind jedoch noch wenig verstanden, so dass systematische binaurale Anpassungsstrategien mit Hinblick auf eine optimale binaurale Fusionierung bis heute fehlen. Ziel dieser Arbeit war es, eine neue und objektive Analysemethode von Laufzeiten in CIs zu entwickeln.

Methoden: Es wurden im Frei-Feld evozierte auditorische Hirnstammantworten (engl. ABRs) in 12 CI Patienten und 12 Normalhörenden bei zwei Stimuli (Chirps & Clicks) zu je vier Intensitäten gemessen und ausgewertet. Die ABRs wurden dabei zum einen anhand des erhaltenen Mittelwerts von je 2000 Antworten sowie der Phasensynchronisation der respektiven Einzelantworten ausgewertet.

Ergebnisse: Es konnten differenzierbare ABR Merkmale und Wachstumsfunktionen zu beiden Stimuli und allen Intensitäten ermittelt werden.

Fazit: Speziell die Phasensynchronisationsmaße über die respektiven Einzelantworten dienen als vielversprechender Marker zur generellen Identifikation von Frei-Feld evozierten ABRs in CI Patienten und könnten eine objektive und Hersteller unabhängige Auswertung der systematischen Latenzen ermöglichen.

Selective Attention Decoding and its Potential as an Objective Measure in Bimodal Cochlear Implant Users.

Authors: Hanna Dolhopiatenko, Waldo Nogueira

Medical School Hannover, Hannover, Germany

The growing group of cochlear implant (CI) users includes subjects with preserved acoustic hearing on the opposite side to the CI. The use of both listening sides results in improved speech perception in comparison to listening with one side alone. However, large variability in the measured benefit is observed. This variability is associated with integration between the electric and acoustic sides. However, there is a lack of established methods to assess this integration and consequently to adequately program the devices. For this reason, the main goal of this work is to investigate electrophysiological paradigm based on selective attention decoding and its potential as an objective measure of electric acoustic integration in bimodal CI users.

The experimental paradigm included behavioral and electrophysiological measures. The behavioral measure consisted of HSM test with a target and competing speakers were presented to the CI side only, to the acoustic side (AS) or to both listening sides (CI+AS). Electrophysiological measures included the measurement of cortical auditory evoked potentials (CAEPs) to a broadband clicks and selective attention paradigm. In selective attention decoding paradigm target and competing speech stream were presented using the three listening modes (CI only, AS only, (CI+AS)). The main finding of this work is the possibility to decode selective attention in CI users even if continuous artifact is present. Moreover, this work shows that selective attention decoding has a potential to be used as a measure of the integration between electric and acoustic stimulation.

Ein mathematisches Fundament für die Extrapolation von Schwellen

Sebastian Hoth, *Heidelberg*

Bekanntlich verschiebt sich im Verlauf der fortgesetzten Summation bzw. Mittelung von verrauschten Signalen das Mischungsverhältnis der zwei Signalkomponenten kontinuierlich zugunsten des Nutzsignals. Gemäß den allgemein bekannten Regeln ist die in Bezug auf den Signalnachweis erzielbare Genauigkeit durch die verfügbaren zeitlichen Ressourcen begrenzt, denn die Datenakquisition muss aus nachvollziehbaren Gründen irgendwann beendet werden. Dies hat zur Folge, dass sehr kleine Reizantworten sich dem Nachweis entziehen und somit der aus der Messreihe abgeleitete Schätzwert der Schwelle systematisch höher liegt als der „wahre“ Wert. Mit einigen wenigen Rechenschritten kann unter realistischen Annahmen gezeigt werden, dass die Differenz $L_1 - L_0$ aus Reizantwortschwelle L_1 und Nullstelle L_0 der Amplitudenwachstumsfunktion bei Verdoppelung der Mittelungszahl m näherungsweise um einen Faktor $\sqrt{2}$ abnimmt (Hoth 2022):

$$\frac{L_1(m) - L_0}{L_1(2m) - L_0} = \sqrt{2}.$$

Nach L_0 aufgelöst ergibt sich z.B. der Wert 5.9 dB, wenn die Reizantwortschwelle durch den Übergang von m auf $2m$ von 40 dB auf 30 dB sinkt.

Der Einwand liegt nahe, dass die Verdoppelung der Mittelungszahl mit der absolut unerwünschten Verdoppelung der Messzeit einhergeht. Seinen großen praktischen Wert bezieht der vorgeschlagene Ansatz jedoch daraus, dass das *Halbieren* der Gesamtzahl der Signalabschnitte zum selben Effekt führt wie die Verdoppelung. Dazu ist nur ein minimaler Eingriff in die Datenerfassungssoftware erforderlich: die Speicherung des bei der halben Zahl von Mittelungsschritten erreichten Zwischenergebnisses. Erfolgt die Datenerfassung nicht bis zu einer festen Mittelungszahl, sondern nach Maßgabe eines verlauffsensitiven Abbruchkriteriums, so besteht die beste Lösung darin, mehrere Zwischenstände zu speichern oder (optimal) alle Sweeps bis zum Ende aufzubewahren, um dann die Schwelle anhand des partiellen und des ganzen Datensatzes zu bestimmen. Dieses zuletzt genannte Vorgehen ermöglicht zugleich die Sortierung und nachfolgende Auswahl der Sweeps (sorted averaging nach Mühler und von Specht 1999).

Perspektivisch kann die manuelle durch eine automatische Schwellenbestimmung (Gärtner et al. 2021) ersetzt werden, so dass dem Untersucher zusätzliche Arbeit erspart bleibt.

Der vorgestellte Ansatz zeigt einen Weg auf, an Stelle pauschaler und in vielen Fällen nicht belastbarer Korrekturen eine mathematisch begründete Extrapolation von der geschätzten auf die wirkliche Schwelle anzuwenden. Die experimentelle Bestätigung seines Nutzens steht allerdings noch aus.

Literatur:

Gärtner L, Spitzer P, Lauss K, Takanen M, Lenarz T, Hoth S (2021) Optimized SNR-based ECAP threshold determination is comparable to the judgement of human evaluators. PLoS One 2021 Nov 1;16(11):e0259347. doi: 10.1371/journal.pone.0259347.
<https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/34723991/>

Hoth S (2022) Leistungsoptimierte Signalverarbeitung in der objektiven Audiometrie: Digitale Werkzeuge für die effiziente Messung und Nutzung von AEP und OAE. GMS Z Audiol (Audiol Acoust) 4: Doc06, DOI: 10.3205/zaud000024

Mühler R, von Specht H (1999) Sorted averaging – principle and application to auditory brainstem responses. Scand Audiol 28: 145-149

„Aus Klinik und Praxis“: Präoperative E-BERA

Izet Baljić

Helios Klinikum Erfurt, Klinik für HNO-Heilkunde, Audiologisches Zentrum

Um die Indikation eines Cochlea-Implantats vollkommen zu klären, ist es – insbesondere bei fehlenden Hörresten – notwendig, die elektrische Stimulierbarkeit des Hörnervs zu prüfen. Präoperativ kann bei Erwachsenen dazu der subjektive Promontoriumstest eingesetzt werden. Allerdings ist der Bedarf an einer derartigen Untersuchung eher bei Kleinkindern gegeben, weil in dieser Patientengruppe die Innenohr-Fehlbildungen (bei einem unklaren Hörnervenstatus) für etwa 20 % [1] und die auditorische Neuropathie für bis zu etwa 8 % [2] aller angeborenen Hörverluste ursächlich sind. Kleinkinder sind aber nicht in der Lage, adäquate Aussagen über den Höreindruck zu tätigen, sodass sie mit diesem Verfahren nicht untersucht werden können [3]. Darüber hinaus muss bei etwa jedem fünften Patienten mit einer falsch negativen Einschätzung gerechnet werden [4], weshalb die Ergebnisse des subjektiven Promontoriumstests nicht ausreichend zuverlässig sind.

Unter diesen Voraussetzungen scheint ein elektrophysiologisches Messverfahren notwendig zu sein, welches eine objektive Aussage über den Status des Hörnervs erlaubt. In den letzten Jahren gewinnt daher die präoperative Ableitung elektrisch evozierter Hirnstammpotenziale (E-BERA, EABR, PromBERA, Prom-EABR, TT-EABR) zunehmend an Bedeutung.

In dem Vortrag werden einige Beispiele gezeigt, die zunächst für die kritische Auseinandersetzung mit allen indikationsrelevanten Aspekten herangezogen werden. Des Weiteren wird auf die Messtechnik eingegangen, wobei die in der Erfurter Klinik bevorzugte Vorgehensweise näher vorgestellt wird. Darüber hinaus werden noch einige Hinweise zum Umgang mit dem Reizartefakt gegeben und abschließen der Stellenwert und Aussagekraft der präoperativen E-BERA erläutert.

Literatur

1. Sennaroğlu L, Bajin MD. Classification and Current Management of Inner Ear Malformations. *Balkan Med J* 2017; 34(5):397–411.
2. Shearer AE, Hansen MR. Auditory synaptopathy, auditory neuropathy, and cochlear implantation. *Laryngoscope Investig Otolaryngol* 2019; 4(4):429–40.
3. Ernst A, Battmer R-D, Todt I. *Cochlear Implant heute*. Heidelberg: Springer-Verlag; 2009.
4. Brusckke S, Wu P-P, Baumann U. ISIS Neurostimulator: Erste Erfahrungen bei bi- und triphasischer elektrischer Stimulation mittels Gehörgangselektrode; 15.7.2019.

Intraoperative EBERA über das Testelektrodensystem ANTS

Daniel Polterauer, M.Sc.

Klinikum der Universität München

Die Messung der durch elektrische Stimulation evozierten auditorischen Hirnstammpotentiale (EBERA) kann auf verschiedene Arten durchgeführt werden. Die häufigste und bekannteste Variante stellt diejenige dar, bei der über ein Cochleaimplantat stimuliert wird, die CI-EBERA. Diese kann intraoperativ und postoperativ erfolgen.

Auch präoperative EBERAs sind möglich. Hier ist die Verwendung einer temporär zu positionierenden Testelektrode von Nöten. Eine solche präoperative EBERA stellt die PromBERA (engl. LA-TT-EABR) dar. Dabei wird die Testelektrode, eine s.g. Golfelektrode, in lokaler Betäubung im Mittelohr verwendet. Ein großer Vorteil einer solchen präoperativen EBERA ist, dass deren Besprechung und Analyse präoperativ vor der Entscheidung für oder gegen eine CI-OP erfolgen kann.

Wird über das hier thematisierte „Auditory Nerve Test System“ (= ANTS) eine EBERA durchgeführt (ANTS-EBERA), wird eine Vollnarkose benötigt. Hier wird, im Gegensatz zur PromBERA, eine Testelektrode innerhalb der Hörschnecke platziert, die einem CI-Elektrodenträger gleicht. Vorteil ist damit, dass eine ANTS-EBERA in puncto Stimulation nahe an die CI-EBERA herankommt. Durch mehrere Stimulationselektroden auf dem Elektrodenarray kann an verschiedenen Orten innerhalb der Cochlea stimuliert werden.

Die ANTS-EBERA benötigt einen spezifischen Messaufbau, der sich aus intraoperativen Gegebenheiten und technischen Notwendigkeiten ergibt. Dazu können intraoperativ Störungen durch elektrische Geräte wie sonstige Messgeräte entstehen, die die ANTS-EBERA teils stark beeinflussen.

In der Präsentation werden die Voraussetzungen und Maßnahmen vorgestellt, die es erfordert, eine ANTS-EBERA durchführen zu können. Es werden die Einsatzzwecke der ANTS-EBERA auch im Vergleich zur PromBERA und dazu die eigenen Erfahrungen mit der ANTS-BERA aus dem klinischen Alltag aufgezeigt.

Verwendung der Transimpedanzmatrix zur intraoperativen Schätzung der Elektrodenposition und zum postoperativen Monitoring von Lageveränderungen

Florian Schmidt, Lichun Zhang, Karsten Ehrt, Sebastian Schraven, Robert Mlynski

Universitätsmedizin Rostock

Bei Cochlea Implantationen hat sich gezeigt, dass die Transimpedanzmatrix (TIM) sehr effizient Fehllagen des Elektrodenträgers nachweisen kann (Klabbers et al. 2021, Hoppe et al. 2022). Ferner hat sich gezeigt, dass die Insertionstiefe des Elektrodenträgers prinzipiell aus der TIM abgeleitet werden kann (Aebischer et al. 2021). Basierend hierauf haben Schraivogel et al. (2022) mithilfe eines multiparametrischen Mixed Model unlängst postoperative Lageverschiebungen vermutet.

In der folgenden Studie wird dem methodischen Ansätzen von Hoppe et al. (2022) gefolgt, bei dem nicht direkt die Transimpedanzen, sondern die Phasen der Gradienten untersucht werden. Es sollte dabei geprüft werden, wie genau auf diesem Wege die Insertionstiefe geschätzt werden kann und ob allein aus dem Vergleich der intraoperativen und postoperativen Messungen der TIM postoperative Lageverschiebungen beobachtet werden können.

Für 27 Patienten wurden TIM gemessen und bei 19 davon wurden neben intraoperative auch postoperative TIMs (mind. 3 Monate) gesammelt. Alle diese Patienten wurden mit einem CI622 der Firma Cochlear Ltd. Implantiert. Postoperativ erfolgte eine Röntgenaufnahme nach Stenvers und Bestimmung der Insertionstiefe.

Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass durch den Mittelwert der Gradientenphasen die Insertionstiefe präzise geschätzt werden kann ($27^\circ \pm 35^\circ$). Es zeigte sich zudem, dass die geschätzte Insertionstiefe des Elektrodenträgers postoperativ signifikant im Mittel um $-24^\circ \pm 10^\circ$ abnahm. Dies deutet an, dass die Elektrodenlage postoperativ Veränderungen erfährt. Neben der Möglichkeit eines negativen Driftes, könnte es sich hierbei z.B. auch um eine Expansion zur lateralen Wand handeln.

Intraoperative Überprüfung der Ankopplungsqualität aktiver Mittelohrimplantate durch Messungen frequenzspezifischer auditorisch evozierter Potentiale

Carolina Köstler, Mario Cebulla, David Herrmann, Rudolf Hagen, Kristen Rak

Klinik und Poliklinik für Hals-, Nasen und Ohrenkrankheiten, plastische und ästhetische Operationen, Universitätsklinikum Würzburg

Einleitung

Die Vibrant Soundbridge (VSB) ist ein aktives Mittelohrimplantat, das zur Behandlung von Erwachsenen und Kindern mit Schallempfindungs-, Schalleitungs- und kombinierten Hörverlusten eingesetzt wird. Die Qualität der Kopplung hat hierbei einen großen Einfluss auf den späteren Hörerfolg. In den letzten Jahren wurde eine auf auditorisch evozierten Potentialen (AEP) basierende Methode entwickelt, die sich gut für die intraoperative Messung von Hörschwellen zur Überprüfung der Kopplungseffizienz eignet. Diese Methode basiert auf breitbandige Stimuli. Inzwischen können auch frequenzspezifische Stimuli unverzerrt an die VSB übertragen werden. Dadurch sind auch intraoperative frequenzspezifische Messungen möglich. Erste Ergebnisse sollen in diesem Beitrag vorgestellt werden.

Methode

Die AEPs werden intraoperativ über die VSB gemessen. Zu diesem Zweck wird ein Standard-ABR-System (Eclipse, Interacoustics) verwendet, um den an die Mittelohrstrukturen angekoppelten Aktuator des Implantats zu stimulieren und gleichzeitig AEP über Kopfhautelektroden zu registrieren. Die Übertragung der Stimuli erfolgt über einen kabelgebundenen Adapter (AcoustiAP, MED-EL). Die frequenzspezifischen Schwellen wurden simultan bei 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz und 4000 Hz mit stufenweise abnehmenden Stimulationsintensitäten ermittelt.

Ergebnisse

Intraoperative Messungen wurden bei 24 Patienten durchgeführt. Frequenzspezifische Hörschwellen konnten bei allen Patienten mit dieser Methode intraoperativ bestimmt werden. Es zeigte sich eine hohe Korrelation zwischen intraoperativ ermittelten AEP-Schwellen und präoperativen Knochenleitungsschwellen bei 1000 Hz ($r = .506, p < .01$) und sehr hohe Korrelationen der Schwellen bei 2000 Hz ($r = .879, p < .01$) und 4000 Hz ($r = .843, p < .01$).

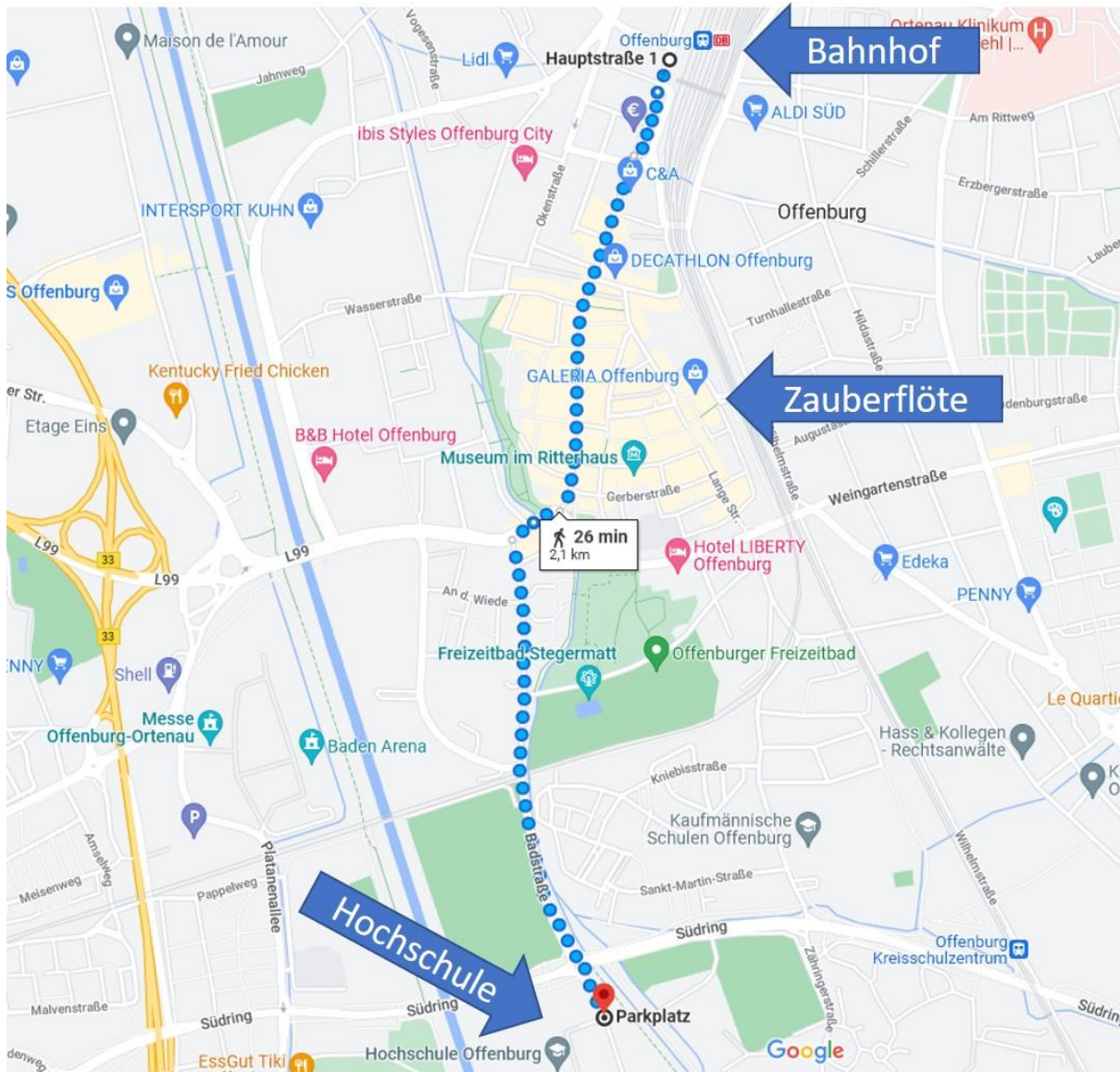
Diskussion

Die vorgestellte Methode erlaubt eine sichere Durchführung von frequenzspezifischen intraoperativen AEP-Messungen und damit die Bestimmung von objektiven Hörschwellen bei Patienten, die mit einer VSB implantiert werden. Dies ermöglicht bereits während der Operation eine zuverlässige Abschätzung der Kopplungseffizienz zwischen dem Aktuator des Implantats und der Mittelohrstruktur und somit erste Informationen über den Hörgewinn.

Wegbeschreibungen

Anreise mit der Bahn:

Wir empfehlen die Wege in Offenburg zwischen Bahnhof, Hochschule und Abendveranstaltung in der Zauberflöte zu Fuß zurückzulegen.



Alternativ sind Bahnhof und Hochschule über die Buslinie S8 verbunden, Fahrplan siehe <https://www.ortenaulinie.de>

Anreise mit dem PKW:

Offenburg ist gut über die A5 bzw. die B33 erreichbar. Die Hochschule besitzt einen großen kostenlosen Campus-Parkplatz, Badstraße 24, 77652 Offenburg.

Campus-Lageplan: https://cms5.hs-offenburg.de/fileadmin/Einrichtungen/zentrale_Seiten/Standorte/Lageplan_Campus_OG_190604.pdf

Abendsymposium: Restaurant Zauberflöte gegenüber von GALERIA Kaufhof, Lindenplatz 12.

Sponsoren



- Advanced Bionics GmbH – 1000 €
- Cochlear Deutschland GmbH & Co. KG – 1650 €
- Diatec Diagnostics GmbH – 750 €
- INNOFORCE Est. – 200 €
- inomed Medizintechnik GmbH – 400 €
- Mack Medizintechnik GmbH – 400 €
- MED-EL Deutschland GmbH – 1650 €
- Merz Medizintechnik GmbH – 500 €
- Oticon Medical, Oticon GmbH – 500 €
- PATH Medical GmbH – 500 €
- Zeisberg GmbH – 1000 €