

Bioinspiriertes Mikrofon – die MEMS-Cochlea

Ein bioinspirierter, smarter akustischer Sensor: frequenzselektiv nichtlinear, hochadaptiv und informationskodierend

Claudia Lenk, Daniel Beer, Andreas Männchen, Jan Küller, Kalpan Ved, Steve Durstewitz, Vishal Gubbi, Tzvetan Ivanov, Martin Ziegler

Dieser Artikel stellt ein neuartiges, bioinspiriertes Mikrofon mit integrierter Signalverarbeitung vor – die MEMS-Cochlea. Sie soll Aspekte des menschlichen Gehörs nachbilden und nutzt winzige, resonante Biegeschwinger mit piezoresistivem Wandlerprinzip als Schallempfänger. Die Sensor- und Verarbeitungseigenschaften können durch eine einfache Rückkopplungsschaltung in Echtzeit stark angepasst werden. Die einstellbare nichtlineare Amplitudenkennlinie des Sensors verbessert dabei die Erfassung von Signalen unter Störschall- und Rauscheinfluss, vergrößert den Dynamikbereich des Sensors und ermöglicht die Adaption an sich ändernde akustische Umgebungen. Elektroakustische Messungen und FEM-Simulationen zeigen die grundsätzlichen Sensoreigenschaften auf und bestätigen die Abhängigkeit des Sensorverhaltens von den einstellbaren Parametern. Die hier vorgestellten Eigenschaften der MEMS-Cochlea machen sie zu einem interessanten Kandidaten für die Schall-datengewinnung und -vorverarbeitung in KI-basierten Schallerkennungssystemen.

Motivation für die MEMS-Cochlea

Die akustische Überwachung von Maschinen und Prozessen ist bis heute auf Experten angewiesen, die anhand des abgestrahlten Schalls und ihrer langjährigen Hörerfahrungen beurteilen können, ob Fehler auftreten bzw. Qualitätskriterien, etwa in der End-of-Line-Kontrolle, erfüllt werden. Mit dem Wunsch einer zunehmenden automatischen Überwachung soll dieser Prozess technologisiert werden. In den vergangenen Jahren wurden zu diesem Zweck Lösungsansätze entwickelt, bei denen der abgestrahlte Schall einer Maschine mit Mikrofonen aufgenommen und anschließend mit Methoden des maschinellen Lernens analysiert wird [1]. Hierfür werden die Schallsignale in ihre Frequenzkomponenten zerlegt. Welche Frequenzen wie stark im Signal vertreten sind, kann wiederum zum Identifizieren der Geräusche genutzt werden. Nach einem notwendigen Trainingsprozess sind die Algorithmen in der Lage, selbstständig erlernte Zustände zu erkennen. Ein fehlerhafter Betriebszustand bei Maschinen kann so in gleicher Qualität wie

A bioinspired microphone – the MEMS cochlea

This article introduces a novel bioinspired microphone with integrated signal processing – the MEMS cochlea. It is designed to replicate aspects of human hearing and uses tiny, resonant flexural transducers with a piezoresistive transducer principle as sound receivers. Their sensing and processing characteristics can be greatly adjusted in real time by a simple feedback circuit. Dynamic switching between linear and nonlinear amplitude characteristics improves the detection of signals under noise influence, increases the dynamic range of the sensor, and allows adaptation to changing acoustic environments. Electroacoustic measurements and FEM simulations demonstrate the basic sensor characteristics and confirm the dependence of the sensor behavior on the adjustable parameters. The properties of the MEMS cochlea presented here make it an interesting candidate for sound data acquisition and preprocessing in AI-based sound detection systems.

von einem Experten detektiert werden. Ähnliches gilt für Systeme zur Spracherkennung beispielsweise für die Sprachsteuerung von Maschinen.

Obwohl die eingesetzten Mikrofone und die nachgeschalteten Signalverarbeitungselemente qualitativ hochwertig ausgeführt sind, stellen viele Schallsituationen eine große Herausforderung dar. Insbesondere schwierig sind Situationen, in denen das zu detektierende Geräusch gegenüber Umgebungsgeräuschen sehr leise ist (kleiner Signal-Rausch-Abstand, SNR von engl. signal-to-noise ratio) oder wenn die erlernte Schallsituation stark von der vorliegenden abweicht [2–4]. Letzteres tritt ein, wenn sich beispielsweise die Maschinenaufstellung ändert oder eine andere Produktionshalle (Transfer zu neuem Produktionsstandort) verwendet wird. Die damit einhergehende Veränderung der Raumakustik bringt für das Analysesystem bis dahin unbekannte Klangfärbungen (Schallreflexionen) und Geräusche mit, welche das Frequenzspektrum deutlich verändern, sodass die gelernte Erkennung nicht mehr funktioniert [5].

Mit Blick auf den Ausgangspunkt, nämlich den Experten mit langjähriger Hörerfahrung, scheint eine nähere Betrachtung der Schallwahrnehmung und -verarbeitung durch den Gehörsinn des Menschen lohnend, um daraus Optimierungsansätze für die Mikrofon- und die nachgeschaltete Signalverarbeitungstechnologie abzuleiten.

Das menschliche Gehör weist bemerkenswerte Wahrnehmungseigenschaften auf: einen Dynamikbereich von mehr als 120 dB Schalldruckpegel (SPL, von engl. sound pressure level), eine Frequenzauflösung von 0,1 %, eine Intensitätsunterscheidung von nur 1 dB und, am wichtigsten für die oben genannten Probleme, adaptives Hören [6–8]. Adaptives Hören beschreibt, dass die Eigenschaften der Schallaufnahme (wie Empfindlichkeit, Verstärkung etc.) und der Signalverarbeitung (z.B. Filterbandbreite) an die jeweilige Situation und die Erfordernisse angepasst werden, insbesondere bei kleinen Schalldruckpegeln und in lauten Umgebungen. Diese bemerkenswerten Eigenschaften werden durch drei Merkmale (Funktionsprinzipien) ermöglicht:

1. die Vorverarbeitung der Schalldaten auf der Sensorebene
2. die lokale frequenzselektive Rückkopplung auf der Sensorebene
3. die dynamische Adaption auf allen Systemebenen (ausgenommen Außenohr)

Die Vorverarbeitung der Schalldaten auf der Sensorebene meint die Frequenzfilterung, die frequenzselektive, nichtlineare Verstärkung des Signals und die Kodierung in eine definierte Anzahl an Spannungspulsen. Die Frequenzzerlegung (Analyse) wird realisiert, indem die Basilarmembran entlang ihrer Länge auf verschiedene Frequenzen jeweils mit einer lokal höchsten Empfindlichkeit (best frequency) reagiert (Abbildung 1), wobei an der betreffenden Stelle der Basilarmembran die Auslenkung maximal wird.

Die Kodierung in Spannungspulsfolgen (engl. spike patterns) bedeutet, dass die Amplitude des Sensorsignals (Spannung mit kontinuierlicher Amplitude und variablem Zeitverlauf) in eine binäre Antwort der Nervenfasern (Anzahl an Spannungspulsen mit fester Amplitude und Dauer) überführt wird (Abbildung 2). Die Spikerate, d.h. die Anzahl an Spannungspulsen pro Zeit, kodiert somit die Schallamplitude. Beide Funktionen (Frequenzfilterung und Kodierung) sind bereits auf der Sensorebene implementiert, die aus der Basilarmembran, den Haarzellen und der Synapse zum Hörnerv besteht [6, 7].

Die lokale frequenzselektive Rückkopplung auf der Sensorebene ermöglicht eine Veränderung der Verstärkung im Sensor um 40–60 dB [8] sowie nichtlineare (kompressive) Amplitudenkennlinien (Abbildung 3).

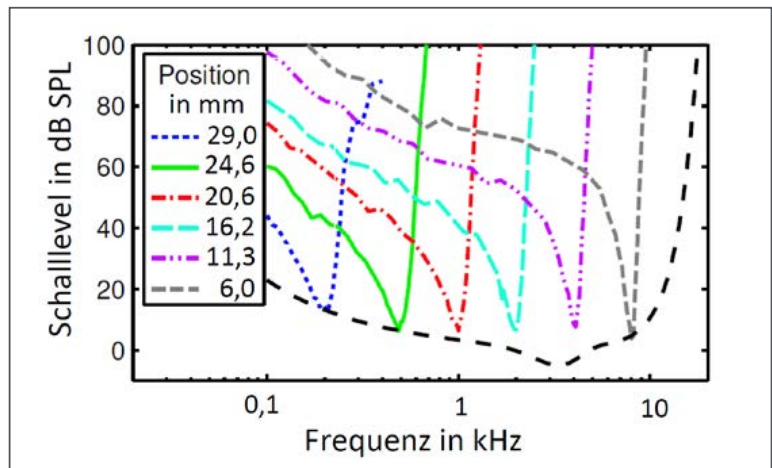


Abb. 1: Detektionsgrenzwerte der auditorischen Nerven an verschiedenen Positionen entlang der Basilarmembran des Innenohrs. Die Bandpass-ähnlichen Filtereigenschaften der Nervenzellen und die Resonanzeigenschaften der Basilarmembran führen zu einer Frequenzzerlegung des eintreffenden Schalls bei der Schallaufnahme. Adaptiert von [9].

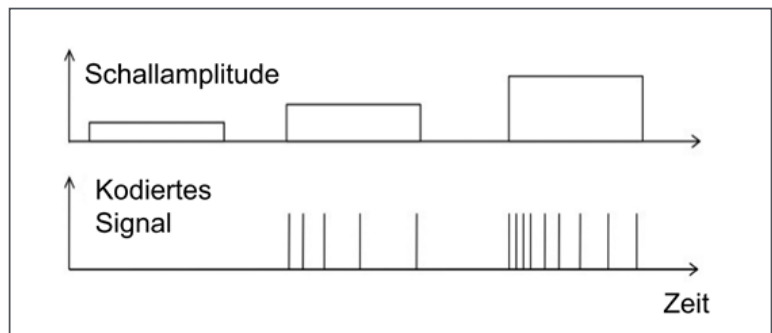


Abb. 2: Schematische Darstellung der Kodierung der Schallamplitude (oben) als Rate an Spannungspulsen (engl. spike pattern) (unten). Hierbei besitzt jeder Spannungspuls dieselbe Amplitude („alles-oder-nichts-Antwort“), ähnlich einer Kodierung in 0 (kein Puls) und 1 (Puls). Die Rate der Spannungspulse kennzeichnet zusätzlich das Maß der Signalveränderung, so dass eine Reduktion der Spannungspulsrate eintritt, wenn das Schallsignal mit der Zeit keine Änderungen aufweist.

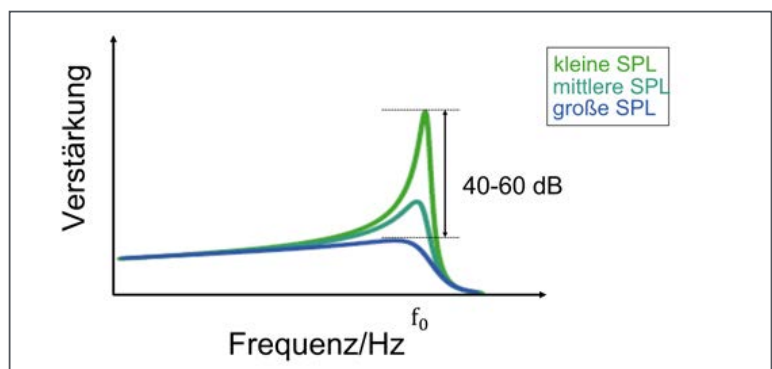


Abb. 3: Schematische Darstellung des Antwortverhaltens der Basilarmembran in der Cochlea auf verschiedene Frequenzen. Die nichtlineare Verstärkung um die Resonanzfrequenz f_0 kann bis zu 60 dB betragen. Aufgrund der amplitudenabhängigen Verstärkung werden leise Frequenzen nahe der Resonanzfrequenz mehr verstärkt als laute (kompressive Verstärkung). Modifiziert von [10].

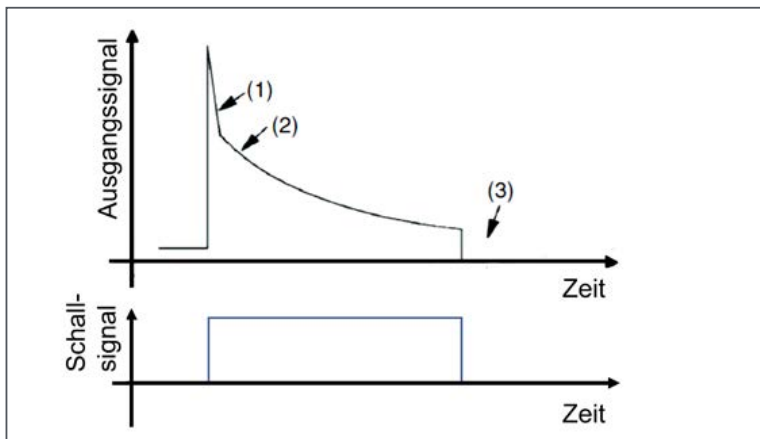


Abb. 4: Schematische Darstellung der Adaption der Sensorantwort bzw. Spikerate der Nervenfasern auf ein sprunghaft einsetzendes und endendes Schallsignal mit konstanter Amplitude. Hierbei zeigen die Kurvenabschnitte 1 und 2 die Onset-Adaption und Abschnitt 3 die Offset-Adaption. Modifiziert von [22].

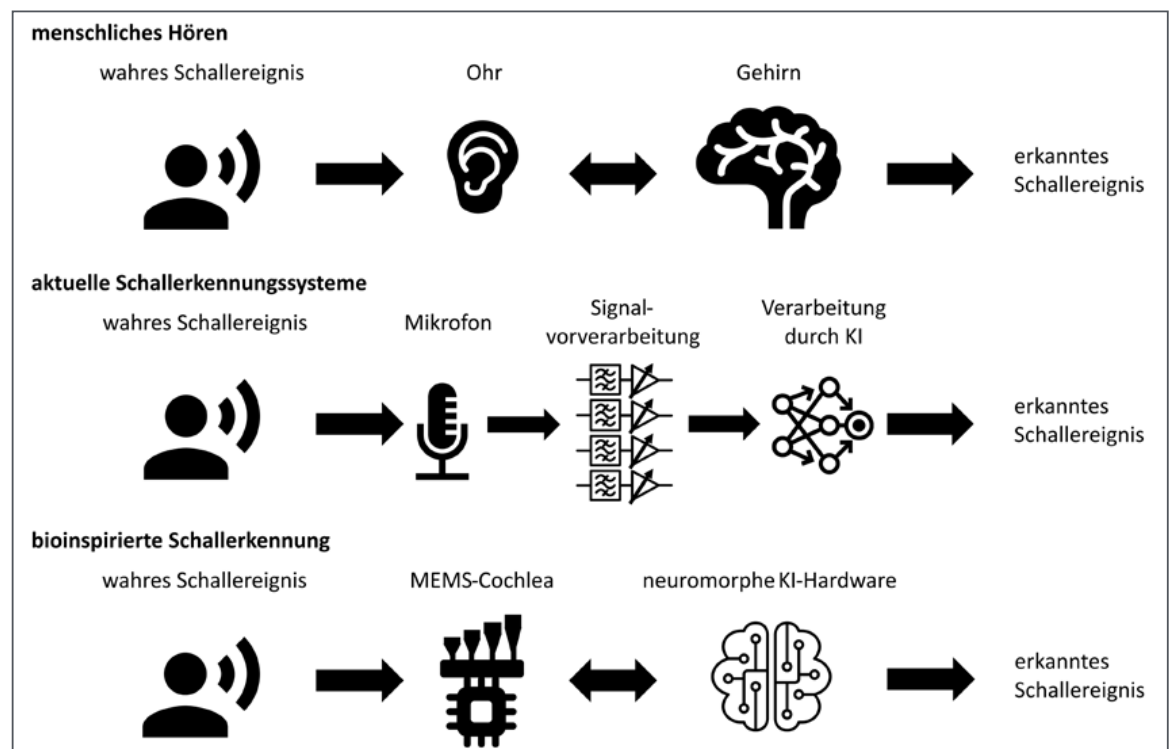
Diese Rückkopplung basiert hauptsächlich auf der Motilität der äußeren Haarzellen, welche die Bewegung der Basilarmembran und somit das Eingangssignal für die inneren Haarzellen verstärkt. Die inneren Haarzellen sind die eigentlichen Schallwandler. Durch die sich daraus ergebende nichtlineare Verstärkungskennlinie werden kleine SPL mehr verstärkt als laute. Dies bietet den Vorteil, dass der große Schalldynamikbereich (>120 dB SPL) in einen kleineren, welcher von den Sensoren und Nerven verarbeitet

werden kann, transformiert wird. Dies ermöglicht die Geräuscherkennung trotz hohem Systemgrundrauschen ($\text{SNR} \leq 0$ dB), zeitgleichen Störgeräuschen und Maskierungseffekten [11–13].

Die dynamische Adaption findet – mit Ausnahme des Außenohrs – auf allen Ebenen des auditiven Systems statt, einschließlich der Signalverarbeitung vor (Mittelohr-Übertragungsfunktion durch akustischen Reflex) und während der Wandlung (im Innenohr) sowie der nachfolgenden Verarbeitungsstufen. Im Innenohr wird beispielsweise die Rückkopplung situationsangepasst und frequenzselektiv reflexartig bzw. durch höhere Ebenen (Gehirn) angepasst [6, 14, 15]. Diese Anpassungsfähigkeit aller Komponenten ermöglicht verbesserte Wahrnehmungsbedingungen für unterschiedliche Hörumgebungen, insbesondere in Situationen mit niedrigem SNR [11, 16–18]. Weiterhin werden durch die Adaption auch spezifische Merkmale des Schallsignals hervorgehoben, was deren Analyse erleichtert (vgl. Abbildung 4). Beispielsweise ist das Hervorheben des Beginns eines Geräusches (Onset-Adaption) hilfreich bei der Schallquellenlokalisierung, da hierfür der Laufzeitunterschied zwischen zwei Messpunkten ausgewertet wird [19]. Auch wurde in [20, 21] gezeigt, dass die Offset-Adaption, d.h. das Hervorheben des Endes eines Geräusches, wichtig für die Spracherkennung ist.

Im Gegensatz zum menschlichen Gehörsinn ist bei aktuellen technischen Schallerkennungssystemen die

Abb. 5: Schematische Darstellung der Schallaufnahme und Signalverarbeitungskette in verschiedenen Systemen zur Schallereigniserkennung: menschlicher Hörsinn, aktuelle technologische Systeme, bioinspirierter Ansatz mit MEMS-Cochlea.



Frequenzfilterung und nichtlineare Amplitudenadaption meist nach dem Mikrofon integriert (vgl. Abbildung 5 (a), (b)). In den meisten Systemen fehlen die Adaption und die Rückkopplung zur Sensorik ganz. Simulationen haben gezeigt, dass Modelle für die KI-basierte Schallereigniserkennung bei kleinem SNR wesentlich besser sind, wenn sie die biologische Signalverarbeitung des Ohres berücksichtigen [23, 24]. Diese Modelle können aber nur bedingt in echtzeitfähige und energieeffiziente Systeme eingebaut werden. Daher wird in diesem Artikel ein bioinspiriertes Mikrofon – die MEMS-Cochlea – vorgestellt, welches sich am Wirkprinzip des menschlichen Gehörs orientiert [25]. In diesem Mikrofonansatz sind die drei beschriebenen Merkmale des menschlichen Gehörs – Frequenzfilterung und Signalkodierung, nichtlineare Verstärkung und Adaption – berücksichtigt. Dadurch passt sich das Mikrofon schnell an sich ändernde akustische Umgebungen an, reagiert frequenzselektiv auf unterschiedliche Spektralanteile des Schalls und kann die Signale in Spannungspulse kodieren [26]. Es eignet sich somit gut als „Universalmikrofon“, das seine Leistungsparameter in einem gegebenen Frequenzbereich automatisch an die jeweilige Schallsituation anpasst, sich also selbst kalibriert und parametrisiert. Es ist mit Hilfe von mikroelektromechanischen Sys-

temtechnologien (MEMS-Technologien) realisiert, sodass es preislich und bezüglich seiner Abmessungen sehr gut für die (quellnahe) Installation/Integration in Maschinen und an Produktionsstrecken geeignet ist. Durch die Informationskodierung und die Hervorhebung wichtiger Schallmerkmale kann mit der MEMS-Cochlea die Datenerfassung und -weiterleitung sowie die Schallereigniserkennung effizienter und schneller werden.

Konzept und Wirkprinzip

Die entwickelte MEMS-Cochlea dient der Schallaufnahme und Signalvorverarbeitung u. a. in Systemen zur Erkennung von spezifischen Schallereignissen, bspw. Maschinengeräusche oder Sprache. Durch ihre bioinspirierten Eigenschaften (Frequenzzzerlegung, frequenzselektive Rückkopplung und Adaption) führt sie eine Signalverarbeitung durch, welche die Ereigniserkennung gerade für stark wechselnde Situationen (z. B. Fabrikhalle A, Fabrikhalle B) einfacher und leistungsfähiger macht. Hierfür besteht die MEMS-Cochlea aus drei Teilen (vgl. Abbildungen 6–8):

1. einem Array aus Biegebalken,
 2. einer Rückkopplungsschleife pro Biegebalken,
 3. einer Regelung der Rückkopplung.
- Diese drei Hauptmerkmale werden nun beschrieben.

CRADLE TO CRADLE CERTIFIED® PRODUKTE DER ACOUSTICS DIVISION



akustik@regupol.de
www.regupol.com

PRODUKTE AUS FOLGENDEN RANGES SIND ZERTIFIZIERT:

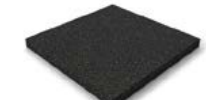
REGUPOL
sound



REGUPOL
sound and drain



REGUPOL
vibration



REGUPOL
comfort



REGUPOL

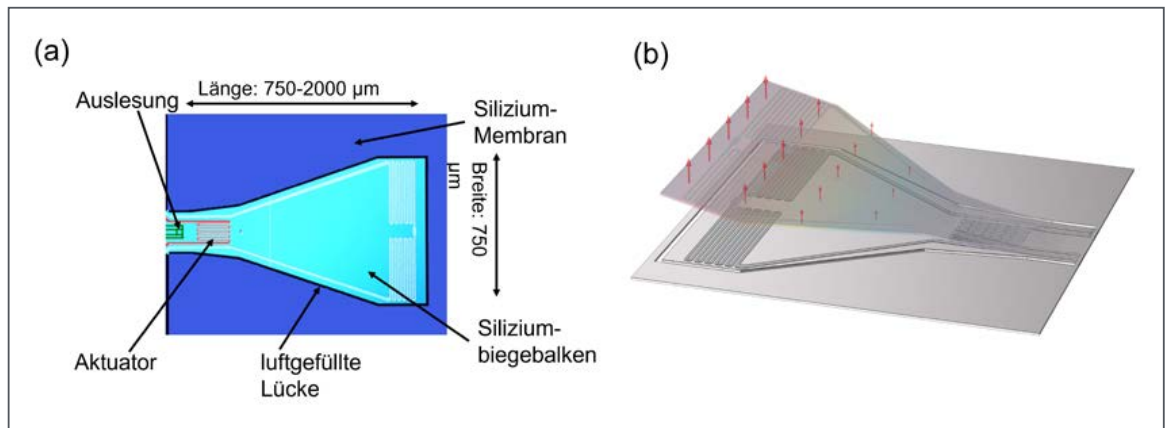


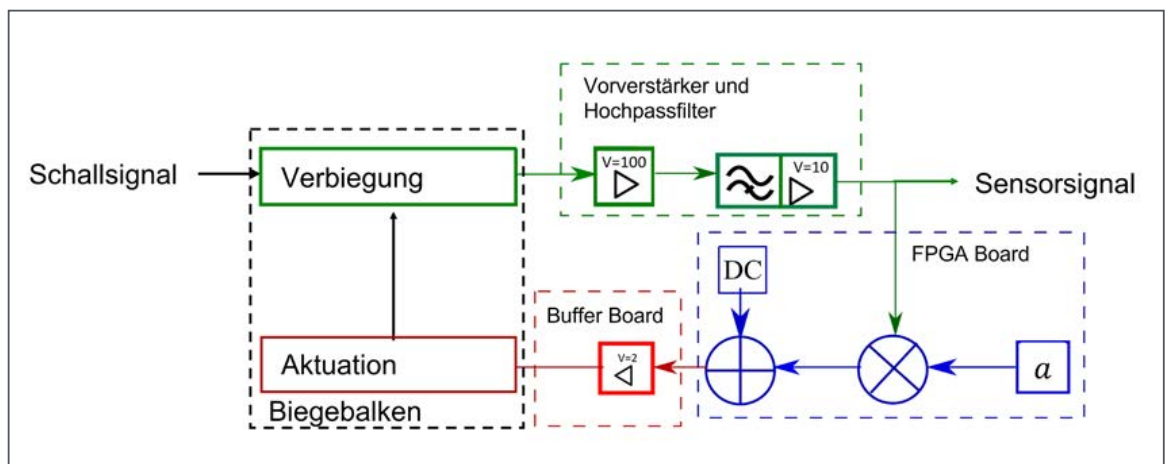
Abb. 6: Eingefärbtes Mikroskopbild eines Biegebalkens der MEMS-Cochlea mit einem integrierten thermomechanischen Aktuator (rot) und einer piezoresistiven Auslesesensorik (grün). Um die Empfindlichkeit zu erhöhen, ist eine Membran um den Biegebalken angebracht (a). Simulation der Auslenkung eines Biegebalkens durch Anregung seiner ersten Schwingungsmode durch eine ebene Schallwelle von unten (b).

Frequenzzerlegung durch ein Array aus Biegebalken

Die Schallaufnahme erfolgt durch ein Array aus Silizium-Biegebalken. Hierbei wird die durch den Schall entstehende mechanische Auslenkung des Balkens mit Hilfe integrierter piezoresistiver Elemente („Auslesung“ in Abbildung 6: (a), grün markiert) detektiert, welche in Wheatstone-Brückenkonfiguration angeordnet sind und die Auslenkung in ein Spannungssignal umwandeln [27, 28]. Im Gegensatz zu konventionellen Mikrofonen, deren Arbeitsbereich unterhalb der Resonanzfrequenz liegt, erstreckt sich der Arbeitsbereich des einzelnen Biegebalkens über einen schmalen Bereich um seine Resonanzfrequenz. Die Resonanz ermöglicht eine hohe sensorische Empfindlichkeit trotz kleiner Balkengröße und eine bandpassartige Filterfunktion (3 dB-Bandbreite je nach Design zwischen 30 Hz und 500 Hz). Typische Balkenlängen erstrecken sich von 750 µm bis

2 mm. Die Balkenbreite liegt bei 750 µm und -dicke bei 1 µm bis 10 µm. Die Resonanzfrequenz des Balkens ist von der Länge und der Dicke abhängig. Daher kann mit einem Array aus unterschiedlichen Balken eine Filterbank realisiert werden, welche das eintreffende Schallsignal in seine Frequenzkomponenten zerlegt. Um trotz der geringen Größe eine hohe Empfindlichkeit zu erreichen, ist der Biegebalken von einer Membran umgeben, welche an allen Seiten eingespannt ist. Zwischen Biegebalken und Membran gibt es eine definierte Lücke. Dadurch sind beide mechanisch entkoppelt. Gleichzeitig sind die Membran und der jeweilige Biegebalken aber akustisch gekoppelt aufgrund thermoviskoser Grenzschichteffekte, wenn die Lücke schmaler als 30 µm ist. Dadurch wird der Druckgradient zwischen Vorder- und Rückseite des Biegebalkens erhöht und somit die auf ihn bei gleichem Schalldruck einwirkende Kraft, die

Abb. 7: Schematische Darstellung der Rückkopplungseinheit für einen Biegeschwinger. Die Verbiegung des Balkens durch den Schall wird piezoresistiv ausgelesen, verstärkt und hochpassgefiltert und anschließend als Sensorsignal ausgegeben. Für die Rückkopplung wird das Sensorsignal um den Faktor a verstärkt und ein DC-Anteil hinzugefügt und anschließend damit der thermische Aktor des Biegebalkens betrieben.



sensorische Empfindlichkeit nimmt also zu [29, 30]. Die Biegebalken werden mittels MEMS-Technologie fabriziert, d. h. den (CMOS-)Fabrikations-, Design- und Funktionsprinzipien von MEMS [27, 28]. Die Biegebalken können im Wafermaßstab produziert werden, wobei ein 4-Zoll-Wafer ca. 200–500 Biegebalken enthält.

Anpassbare Verstärkung und Bandbreite durch die Rückkopplungsschleife

Die Rückkopplungsschleife beeinflusst das Schwingverhalten des Biegebalkens und ermöglicht so die elektronische Regelung seiner Bandbreite und seines Amplitudenverlaufes (Abbildung 7) [25, 31]. Hierfür wird zunächst das piezoresistiv gemessene Spannungssignal verstärkt, dann ein konstanter DC-Anteil hinzugefügt, und anschließend mit diesem Signal der thermische Aktor des Biegebalkens betrieben. Der Aktor besteht aus einer Aluminiumschicht/-schleife, welche auf dem Siliziumbiegebalken aufgebracht ist. Die Anregung basiert hierbei auf dem Bimorph-Effekt, d. h. eine angelegte Spannung führt zur Erwärmung des Balkens, woraufhin dieser sich verbiegt, da Silizium und Aluminium unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizienten haben [28, 29]. Durch Veränderung des Verstärkungsfaktors oder des DC-Anteils der Rückkopplungsschleife kann die Empfindlichkeit und Bandbreite der Biegebalken verändert werden, entsprechend einer Verringerung bzw. Erhöhung der Dämpfung. Damit lässt sich die Linearität der Amplitudenkennlinie steuern [25] und die amplitudenabhängige Empfindlichkeit des menschlichen Hörens nachbilden.

Adaption durch die Regelschleife

Die Regelschleife verändert die Rückkopplungsparameter und passt somit die Eigenschaften des Systems (Empfindlichkeit, Bandbreite) automatisch an das ermittelte Sensorsignal an [25, 32]. Damit wird es möglich, dass die MEMS-Cochlea die Schallsignale mit den dafür am besten geeigneten Sensoreinstellungen (Empfindlichkeit, Frequenzauflösung u. Ä.) aufnimmt und verarbeitet. Die nachgeschaltete Ereigniserkennung kann somit auf eine bessere Datengrundlage zurückgreifen. Ein fortwährendes Wechseln der Mikrofone oder Mikrofoneinstellung bei stark unterschiedlichen Schallsituationen ist – im Gegensatz zu den bisherigen Erkennersystemen – nicht mehr erforderlich. Weiterhin bietet die Umwandlung des kontinuierlichen Signals in Spannungspulse durch Schalten der Rückkopplungsparameter eine vorteilhafte Ausgangsbasis für die anschließende Digitalisierung, da deutlich geringere Abtastraten als für die Abbildung der Wellenform des Schallsignals notwendig sind. Gleichzeitig ermöglicht dies, nur Daten zu erzeugen

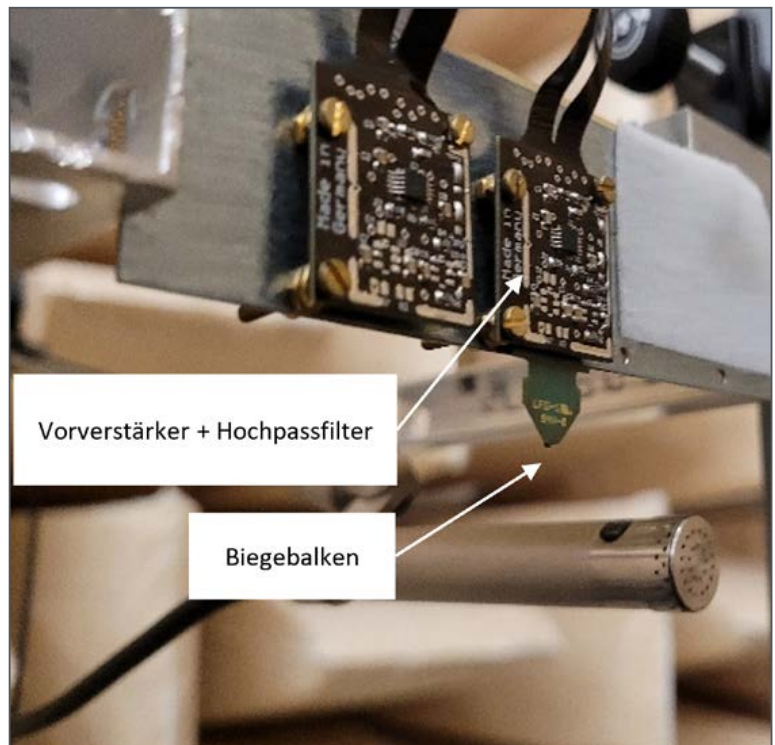


Abb. 8: Messaufbau im reflexionsarmen Raum des Fraunhofer IDMT mit Biegebalken samt Elektronik und Referenzmessmikrofon.

und zu senden, wenn eine Änderung des Schallsignales auftritt (ereignisbasierte Aufnahme). Die Adaption der Rückkopplungsschleife hebt zudem bestimmte Schallanteile hervor, z. B. den Beginn des Geräusches, was mit den bereits genannten Vorteilen einhergeht. Die Rückkopplungsschleife und die Regelung wurden für das bioinspirierte Mikrofon sowohl auf einer Embedded-Plattform (STEMlab 125-14 von RedPitaya) als auch in analogen Schaltkreisen (mit diskreten Bauelementen) umgesetzt [25, 32]. Für die spätere Industrialisierung sollen beide als ASIC (application-specific integrated circuit) implementiert werden.

Evaluation der MEMS-Cochlea

Die MEMS-Cochlea wurde hinsichtlich der Nachbildung ausgewählter Eigenschaften des menschlichen Gehörs messtechnisch und simulativ evaluiert [29, 30]. Hierfür fanden Messungen einzelner Biegebalken mit Rückkopplungsschleife im reflexionsarmen Raum des Fraunhofer IDMT statt. Parallel kamen FEM-Simulationen zur Evaluation des Biegebalkendesigns in COMSOL Multiphysics zum Einsatz. Der Messaufbau ist in Abbildung 8 dargestellt. Er umfasste neben dem jeweiligen Biegebalken mit Elektronik noch ein nur wenige Zentimeter entfernt platziertes Messmikrofon (Kapsel Microtech Gefell MK221). Dieses zeichnete den mit einem Lautsprecher (Neumann KH 310 A) generierten Anregungsschall zu Referenzzwecken auf. Die Entfernung des Biegebalkens sowie des Referenzmikrofons zum Lautsprecher betrug für die

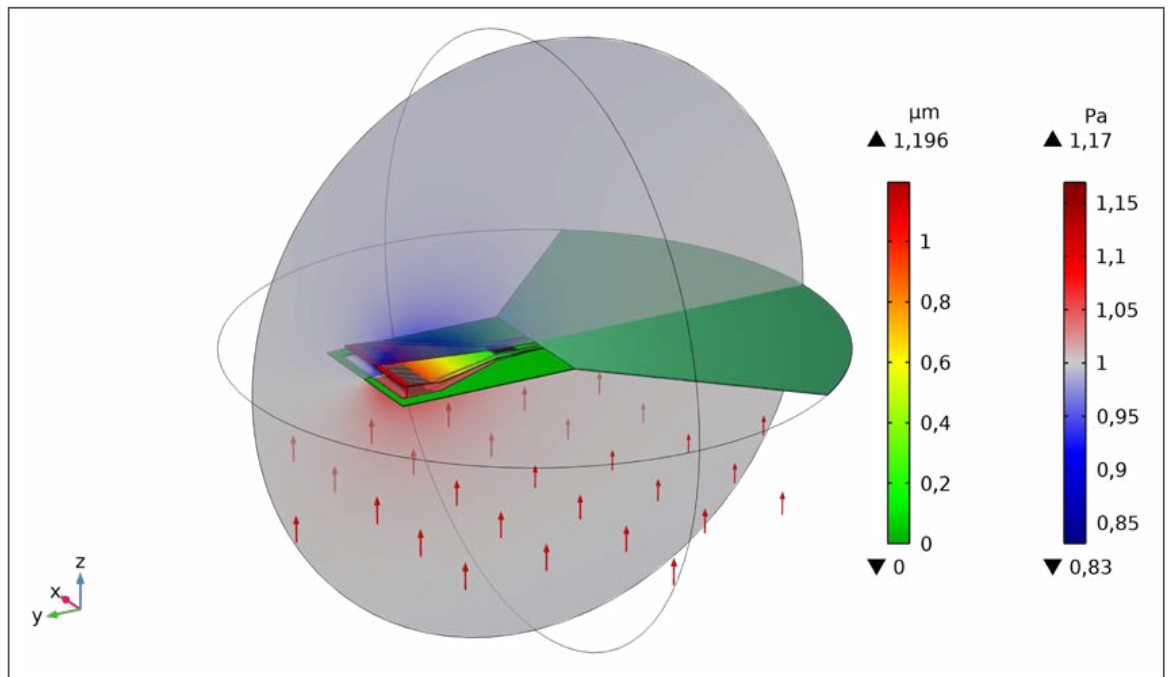
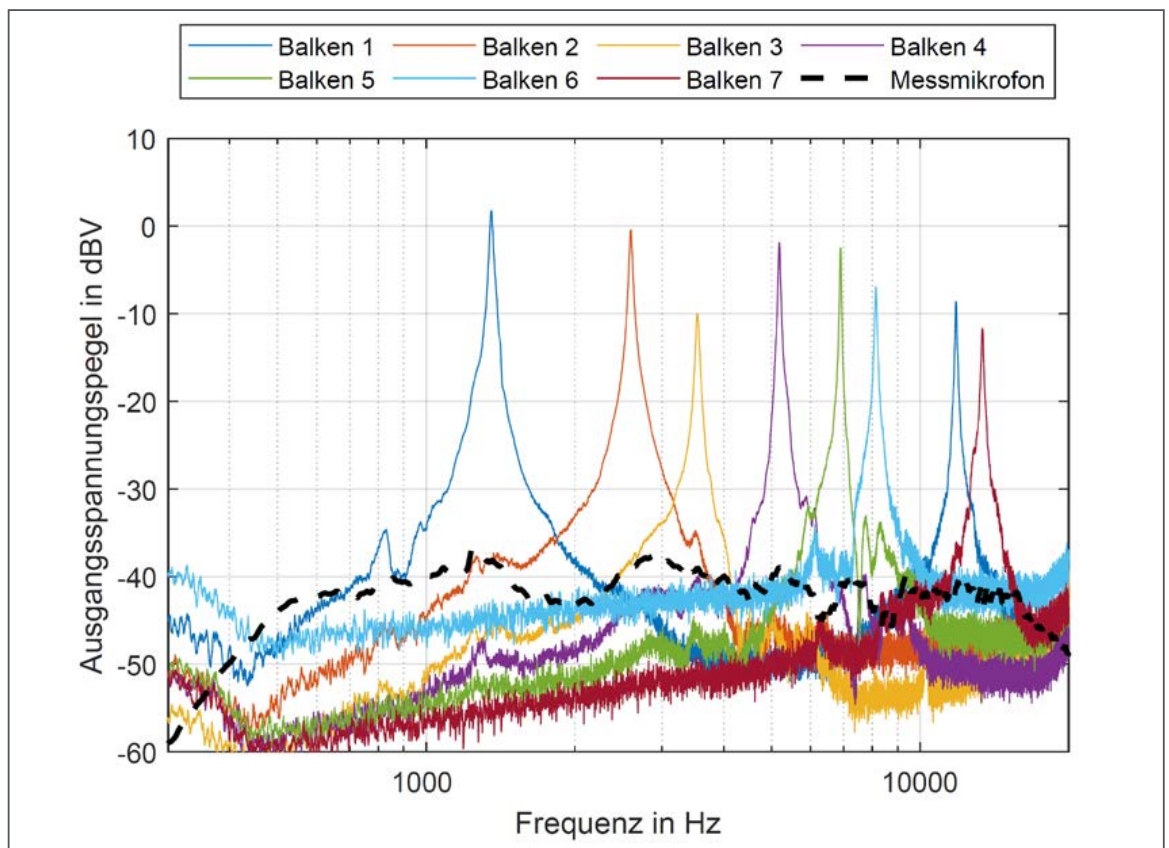


Abb. 9: FEM-Simulationsmodell eines Biegebalkens, welcher von einer Membran umgeben ist. Die Pfeile deuten die eingehende ebene Schallwelle mit 1 Pa Amplitude bei der Resonanzfrequenz an. Die linke Skala zeigt die mechanische Auslenkung und die rechte Skala den Schalldruck, der sich vor und hinter dem Biegebalken unterscheidet.

Abb. 10: Darstellung einer exemplarischen Filterbankcharakteristik bei Verwendung des Ausgangspegels von sieben Biegebalken (blaue, orangefarbene, gelbe, violette, grüne, hellblaue und dunkelrote Linien) und des Ausgangspegels des Referenzmikrofons (schwarz gestrichelte Linie). Man beachte: Die blau gefärbte Spitze mit der insgesamt zweit-höchsten Frequenz der acht sichtbaren Bandpassfilter resultiert aus einer höheren Schwingungsmode von Balken 1. Je nach Balkendesign, -anzahl und Parametrisierung der Rückkopplungsschleife ist eine breite Varianz an Filterbankcharakteristiken erzielbar.



allgemeine Charakterisierung der Übertragungseigenschaften 1,6 m und für die Bestimmung des Verhaltens bei hohen Eingangspegeln 6,9 cm. Der kleine Abstand war für das Erzielen hoher SPL bis zu 130 dB notwendig, lässt aber signifikante Nahfeldeffekte erwarten. Als Anregungssignal diente stets ein exponentielles Chirp-Signal von 500 Hz bis 16 kHz. Die AD/DA-Wandlung erfolgte durch die Hilo-Schnittstelle der Firma Lynx mit einer Abtastrate von 96 kHz.

Mit Hilfe von FEM-Simulationsmodellen konnte die akustomechanische Reaktion des Biegebalkens auf eine einfallende ebene Schallwelle mit 1 Pa Amplitude bei verschiedenen Frequenzen bestimmt werden (Abbildung 9). Verglichen wurden unterschiedliche Designs hinsichtlich [29, 30]:

- der maximalen mechanischen Auslenkung,
- der mechanischen Spannung,
- der Schalldruckdifferenz zwischen Vorder- und Rückseite,
- der Resonanzfrequenz und
- der Richtcharakteristik des Biegebalkens.

Da der Schall von beiden Seiten auf die Biegebalken in den Simulationen und in den Messungen traf, weist die MEMS-Cochlea die Charakteristik eines Druckgradientenempfängers und damit eine Achterrichtcharakteristik auf. Durch kleine Veränderungen

des Designs kann auch eine Druckempfängercharakteristik erreicht werden.

Frequenzerlegung

Die Filterbankcharakteristik für die Zerlegung des Schallsignals in verschiedene Frequenzkomponenten wurde durch die Aufnahme der Antwortspektren von sieben Biegebalken ohne Rückkopplungsbetrieb experimentell untersucht. Wie aus Abbildung 10 hervorgeht, ergibt sich durch die unterschiedlichen Resonanzfrequenzen der Balken zwischen 1,35 kHz und 13,4 kHz eine Abfolge von meist überlappenden Bandpasscharakteristika. Durch eine geschickte Abstimmung der Resonanzfrequenzen und die Auswahl einer ausreichenden Zahl an Biegebalken lässt sich so eine Frequenzerlegung über das gesamte Audiospektrum direkt in der MEMS-Cochlea erreichen. Dabei können die Resonanzfrequenz (best frequency) und die Bandbreite eines jeden Biegebalkens durch die Rückkopplung während des Betriebs angepasst werden, was die Anzahl der benötigten Biegebalken reduzieren kann. Hierbei besitzen die Biegebalken im passiven Betrieb ohne Rückkopplungen Gütefaktoren zwischen 30 und 150 (Bandpassfilter im Ohr ca. 1–10), welche durch die Rückkopplung erhöht bzw. vermindert werden können.



**KEINE
KOMPROMISSE MEHR:
ALLES IN EINER LÖSUNG!**

Hohe EMV-Abschirmung mit akustischer Wirksamkeit

Unsere vorgefertigten Räume bieten Ihnen alles, was Sie für genaue und zuverlässige Messungen benötigen.

ÜBER UNS

Mit über 50 Jahren in Deutschland und als Vorreiter in der Entwicklung, Fertigung und Montage von akustischen Messräumen, sind wir zu einem der weltweit führenden Anbieter von hochwirksamen Schallschutzprodukten geworden. Unser guter Ruf basiert auf unserem Engagement für qualitativ hochwertige Produkte und einem ausgeprägten Verständnis für die tatsächlichen Bedürfnisse und Wünsche unserer Kunden.



Sohlweg 17, 41372 Niederkrüchten
T: +49 2163 9991 0
E: deutschland@iac-gmbh.de
www.linkedin.com/company/iac-germany



www.iac-gmbh.de

UMFOTEC

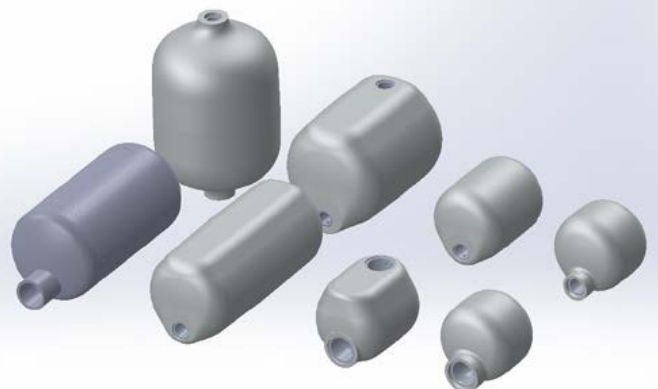
ACOUSTIC SOLUTIONS

• Weltmarktführer von *Resonatoren* für Turbolader

- Edelstahl, Aluminium, technische Kunststoffe
- Maximale Dämmung, minimaler Druckverlust
- Robust auch mit kontaminierten Medien

• *NEU: Resonatoren* für Kältekreisläufe

- „Best-in-Class“ akustische Wirkung pro benötigtem Bauraum
- Für konventionelle und CO₂ KFZ-Klimaanlagen
- In Edelstahl und Aluminium verfügbar
- Für Saugseite und Druckseite (9mm bis 22mm Anschlüsse)



info@umfotec.de; UMFOTEC Acoustic Solutions GmbH Northeim; Tel.: 05551/9868-0

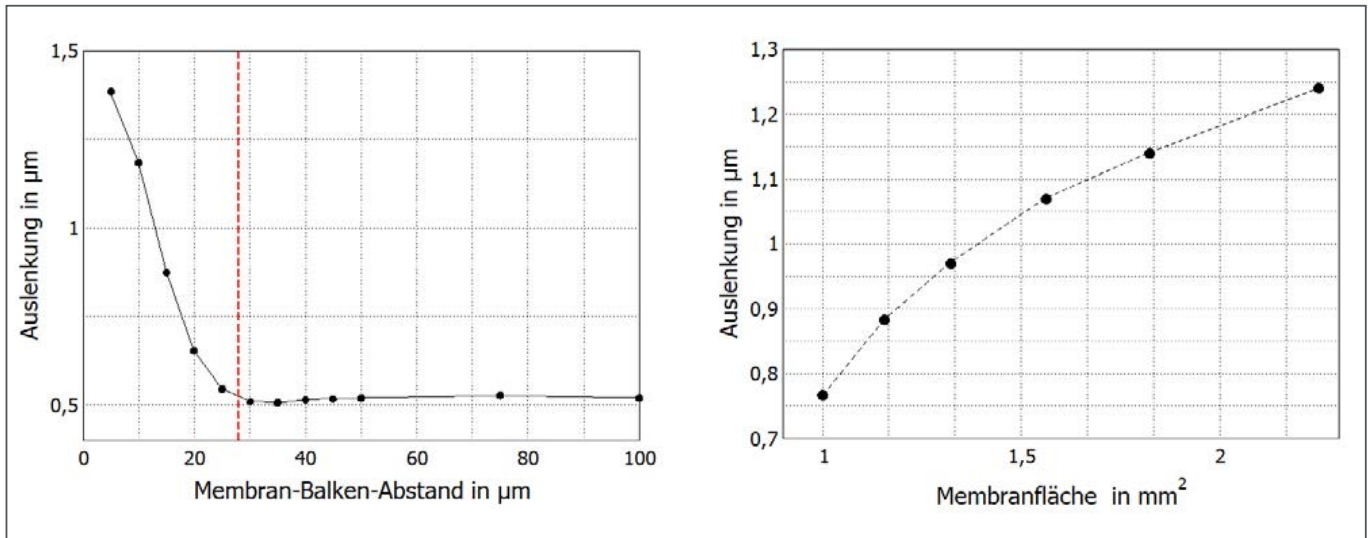


Abb. 11: Maximale Auslenkung des Balkens, als Maß für die Empfindlichkeit, in Abhängigkeit vom Abstand zwischen Membran und Balken (links) und von der Membranfläche (rechts). Hierbei repräsentiert die rote gestrichelte Linie (links) die Breite der viskosen Grenzschicht. Für größere Abstände sind Membran und Balken akustisch entkoppelt. Eine Vergrößerung der Membranfläche (für einen Abstand von 15 μm) erhöht die Empfindlichkeit des Balkens, da die Druckdifferenz zwischen Vorder- und Rückseite größer wird [30].

Einstellung der Empfindlichkeit durch das Design

Das Design des Balkens beeinflusst nicht nur die Resonanzfrequenz (Bandpasscharakteristik) des Sensors, sondern auch dessen Empfindlichkeit. Eine Möglichkeit diese Abhängigkeit der Empfindlichkeit von der Balkengeometrie auszugleichen ist es, die Geometrie der umgebenden Membran und ihren Abstand vom Biegebalken zu verändern. Um dies zu untersuchen wurde in Simulationen die maximale Auslenkung des Balkens an seinem freien Ende als Maß für die Empfindlichkeit verwendet. Wie die Si-

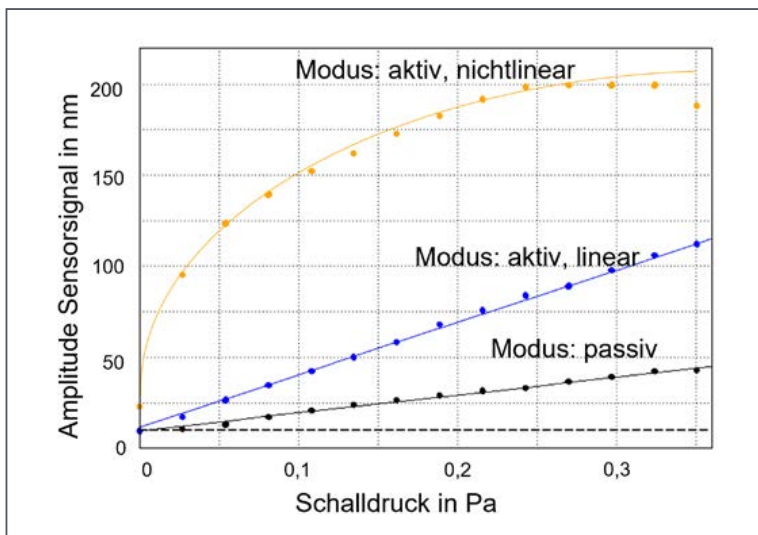
mulationsergebnisse in Abbildung 11 (links) zeigen, sinkt die Empfindlichkeit deutlich mit zunehmendem Abstand der Membran vom Balken bis schließlich eine konstante Empfindlichkeit erreicht wird [30]. Dies ist auf die Verringerung der akustischen Kopplung zurückzuführen, welche durch (thermo-)viskose Grenzschichteffekte in schmalen Durchgängen auftritt. Für die verwendete Frequenz beträgt die Breite der viskosen Grenzschicht, oberhalb derer keine akustische Kopplung mehr vorhanden sein sollte, ca. 28 μm . Wie in Abbildung 11 ersichtlich, sind Membran und Balken für Spaltbreiten $>30 \mu\text{m}$ akustisch entkoppelt, sodass die Empfindlichkeit unabhängig vom Abstand zwischen Membran und Balken wird.

Vergrößert man im akustisch gekoppelten Fall, d. h. für eine Spaltbreite von 15 μm , die Membranfläche, so zeigen die Simulationen (Abbildung 11 (rechts)), dass sich die maximale Auslenkung erhöht [30]. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die vergrößerte Membranfläche zu einem höheren Druckgradienten zwischen Vorder- und Rückseite des Balkens führt, wodurch die Kraftwirkung auf diesen größer wird. Somit kann durch Veränderung der Membranfläche und der Breite des Spalts zwischen Biegebalken und umgebender Membran die Empfindlichkeit des Sensors angepasst werden.

Anpassbare Verstärkung und Bandbreite

Aus Abbildung 12 geht hervor, dass die Biegebalken nicht nur passiv, sondern durch die Rückkopplung des jeweiligen Sensorsignals auch aktiv betrieben werden können. Die Stärke der Rückkopplung lässt sich dabei über den Faktor a einstellen. Neben dem

Abb. 12: Übertragungscharakteristik des Biegebalkens bei unterschiedlichen Betriebsmodi (unterschiedlicher Verstärkungsfaktor a : $a = 0$ (schwarz), $a = 0,5$ (blau), $a = 0,73$ (orange)). Die Linien stellen Näherungen dar und sind als Orientierungshilfe eingefügt. Die gestrichelte schwarze Linie visualisiert das Grundrauschen des Systems, hauptsächlich verursacht durch die Elektronik. Modifiziert von [33].



passiven Modus ($a=0$) können im aktiven Modus ($a>0$) drei verschiedene Arten von Ansprechcharakteristiken beobachtet werden:

1. ein lineares Ansprechverhalten (Abbildung 12, blau),
2. ein nichtlineares Ansprechverhalten (Abbildung 12, orange),
3. ein von der Schallamplitude unabhängiges, selbstoszillierendes Ansprechverhalten (nicht in Abbildung 12 gezeigt).

Das selbstoszillierende Verhalten ist ein Effekt der nichtlinearen Dynamik des Systems und wird hierbei durch eine Hopf-Bifurkation des Systems in Abhängigkeit vom Verstärkungsfaktor a ausgelöst.

Zusätzlich zeigt sich für einen gleichbleibenden SPL, dass – gegenüber dem passiven Betrieb – negative a -Werte zu einer Dämpfung und positive zu einer Verstärkung und einem zunehmend nichtlinearen Verhältnis von Eingangsschalldruck- und Ausgangsspannungspegel führen (Abbildung 13). Im nichtlinearen Bereich reagiert der Sensor auf geringe Schalldrücke empfindlicher als auf große, was der kompressiven Verstärkung ähnelt, die im menschlichen Hörsystem bei der Wahrnehmung von Lautheit, d. h. auf der Verarbeitungsstufe [34], und bei den Haarzellen im Innenohr, d. h. auf der Wandlerstufe, beobachtet wird [26, 35, 36]. Eine nichtlineare Amplitudenkennlinie (Abbildung 12, orange) ist u. a. auch vorteilhaft, um leise und sehr laute Signale bei begrenztem Ausgangsdynamikbereich (signalverarbeitende Elektronik mit begrenztem Dynamikbereich) verarbeiten zu können. Durch eine Kombination aus Verstärkung und Dämpfung, wie in Abbildung 13 sichtbar, folgt ein nutzbarer Spielraum für die Sensorempfindlichkeit von mehr als 25 dB. Durch die Auswahl hoher Verstärkungen für geringe SPL-Werte und hoher Dämpfung für hohe SPL-Werte können die entsprechenden Eigenschaften des menschlichen Gehörs angenähert werden. Schließlich bieten ausgewählte Biegebalkendesigns einen möglichen Anpassungsbereich der Verstärkung von bis zu 44 dB, was mit der zusätzlichen Verstärkung von 40–60 dB durch die Aktivität der äußeren Haarzellen in der Cochlea von Säugetieren vergleichbar ist [25].

Die Adaptabilität der Sensorempfindlichkeit erlaubt gleichzeitig die relative Reduktion des Sensoreigenrauschens und damit ein Herabsetzen des Ersatzgeräuschpegels, also des vom System gerade noch erfassbaren Schalldruckpegels. Der Ersatzgeräuschpegel beträgt bei ausgewählten Sensordesigns im passiven Modus 26–28 dB SPL. Dies ist vergleichbar mit Standard-MEMS-Mikrofonen [37]. Durch den aktiven nichtlinearen Modus kann das Eigenrauschen auf bis zu 18 dB SPL gesenkt werden, was fast dem Niveau der verwendeten Messmikrofone (ca.

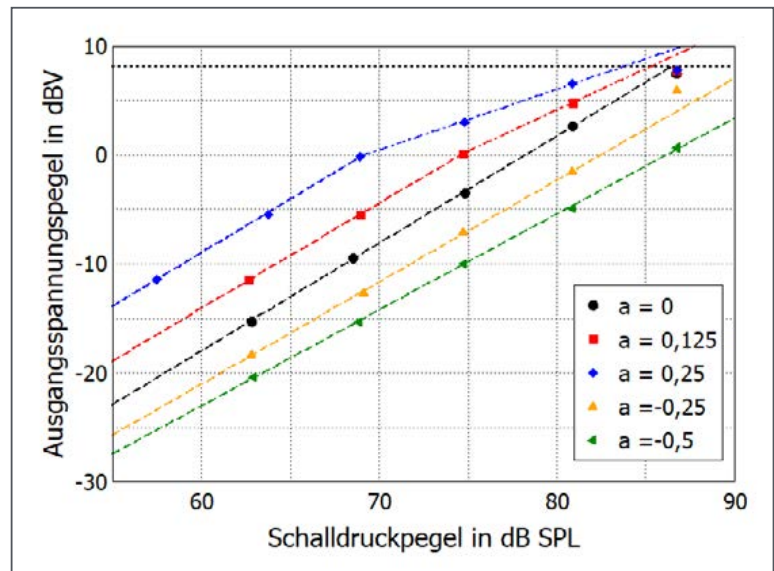
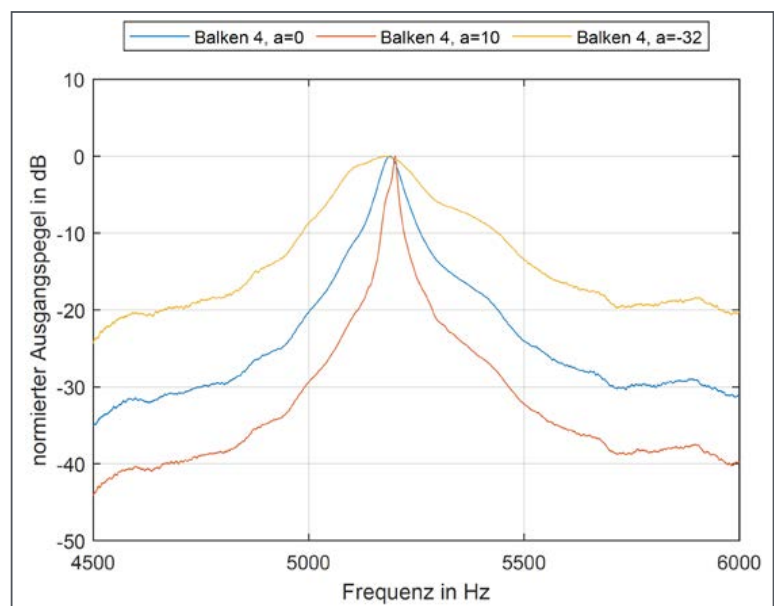


Abb. 13: Veränderung der Amplitudenkennlinie eines Biegebalkens in Abhängigkeit vom Verstärkungsfaktor a . Die gepunktete schwarze Linie kennzeichnet die Clipping-Grenze der aktuellen Elektronik. Hierbei sind die gestrichelten Linien lineare Fits der Daten in dB (Symbole). Während der Anstieg für fast alle Verstärkungsfaktoren nahezu linear ist (Anstieg ca. 0,93 bis 0,98), ist die nichtlineare Charakteristik bei großen Schalldruckpegeln für $a = 0,125$ und $a = 0,25$ deutlich erkennbar (Anstieg ca. 0,76 bzw. 0,56). Für negative Verstärkungsfaktoren sind die Kennlinien leicht nichtlinear (Anstieg 0,88 für $a = -0,5$).

15 dB SPL) entspricht.

Die Veränderung des Verstärkungsfaktors a erlaubt außerdem die Anpassung der Bandbreite des Biegebalkens. Abbildung 14 zeigt anhand des auf 0 dB normierten Ausgangspegels, dass positive Verstärkungsfaktoren zu einer höheren Güte und negative zu einer geringeren Güte und damit erhöhten Bandbreite der

Abb. 14: Die Veränderung der Resonanzbandbreite eines Biegebalkens in Abhängigkeit vom eingestellten Verstärkungsfaktor a im aktiven Betriebsmodus.



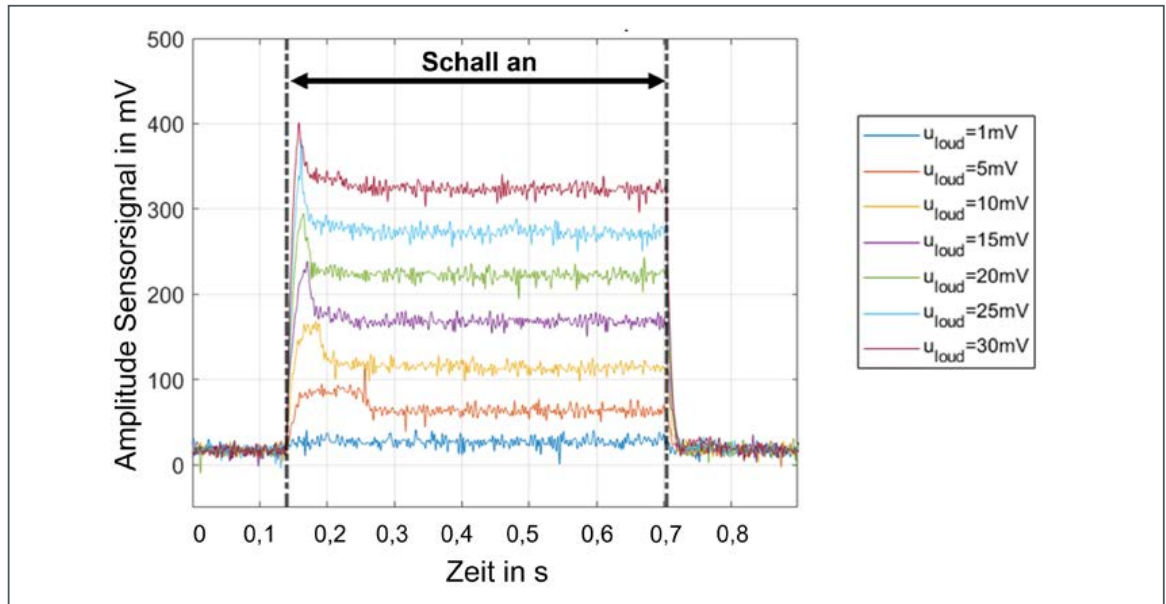


Abb. 15: Adaption des Sensorsignals eines Biegebalkens für Schallanregung mit unterschiedlicher Amplitude (gegeben durch die Spannung des Signalgenerators für den Lautsprecher u_{load}), aber konstantem Verlauf. Die Adaption wird durch eingangssignalabhängige Änderung des Verstärkungsfaktors a erreicht. In jeder Konstellation wird der Anfang des Schallsignals im generierten Sensorsignal hervorgehoben. Die Hervorhebung variiert aber mit der Schalldruckamplitude. Abbildung von [32].

Sensorcharakteristik gegenüber dem passiven Betrieb führen.

Adaption

Die MEMS-Cochlea setzt die Adaption durch eine automatische Anpassung des Rückkopplungsparameters a in Abhängigkeit von der Amplitude des Schallsignals um. Abbildung 15 zeigt die Ergebnisse von Messungen der Adaption. Hierbei wurde das Verhalten eines rückgekoppelten Biegebalkens bei unterschiedlichen Schallamplituden, deren Verlauf über den Anregungszeitraum konstant blieb, betrachtet. Die Ergebnisse verdeutlichen, dass:

- der Anfang des gemessenen Schallsignals im Sensorsignal hervorgehoben wird, was z. B. für Lokalisationsaufgaben hilfreich ist,
- der dynamische Bereich des Sensors vergrößert wird.

Die Dynamikvergrößerung wird dadurch erreicht, dass der Sensor grundsätzlich in einem empfindlichen Bereich betrieben wird (aktiver Betriebsmodus mit $a = 0,6$), um auch geringe Schalldruckpegel und damit den Beginn eines Schallereignisses erfassen zu können. Das Umschalten auf eine niedrigere Empfindlichkeit (passiver Betriebsmodus mit $a = 0,2$) nach der ersten Reaktion führt zu einer angepassten Dynamik bei höheren Schalldruckpegeln. Das Umschaltensignal kann verwendet werden, um entweder eine Datenübertragungseinheit auszulösen, die die Erfassungssignale an ein Verarbeitungssystem sendet oder um eine Verarbeitungseinheit einzuschalten. So wird nur dann,

wenn Schallsignale erkannt werden, die Datenübertragung oder die Klangverarbeitung eingeleitet, was den Stromverbrauch und die Streaming-Anforderungen für Aufgaben wie die Maschinenüberwachung oder Systeme wie Hörgeräte stark reduziert.

Zusammenfassung

Im Rahmen dieses Artikels wurde ein neuartiger bioinspirierter, smarter akustischer Sensor – die MEMS-Cochlea – vorgestellt. Diese bietet weitgehend abstimmbare und adaptive Sensoreigenschaften (Empfindlichkeit, Bandbreite, lineare/nichtlineare Übertragungscharakteristik) und integriert typische, sonst auf Signalverarbeitungssysteme ausgelagerte Schritte wie eine Frequenzzerlegung (durch Nutzung eines multifrequenten Resonator-Arrays aus rückgekoppelten Biegebalken) und eine nichtlineare, kompressive Verstärkung direkt auf Sensorebene. Die Stärke der integrierten Rückkopplung des Sensorsignals steuert die Linearität der Übertragungseigenschaften sowie die Empfindlichkeit und die Filtereigenschaften durch Veränderung des Gütefaktors und Ausnutzung der nichtlinearen Dynamik des Systems. Diese Eigenschaften können adaptiv gesteuert werden, um einerseits den Dynamikbereich optimal an Schallsituationen anzupassen und andererseits eine ereignisbasierte Schallerfassung sowie die Puls-basierte Kodierung von Schalleigenschaften zu implementieren.

Im Vergleich zu bekannten bioinspirierten akustischen Sensorsystemen wie bioinspirierten akusti-

schen Sensoren mit integrierter Signalverarbeitung und Adaptionseigenschaften [38–41] oder Silizium- und FPGA-Cochlea [42–52] bietet die MEMS-Cochlea folgende vier Hauptvorteile:

- Variation der Empfindlichkeit (bis zu 44 dB) durch aktiven Betrieb,
- schnelle (wenige μ s) und effiziente Rückkopplungs- und Adaptionsmechanismen (wenige Bauelemente notwendig),
- Sensorherstellung auf der Grundlage von Standard-CMOS-Prozessen und
- eine hohe Robustheit gegenüber Bauteiltoleranzen aufgrund der großen Betriebsbereiche für die Rückkopplungsparameter.

Darüber hinaus ist die adaptive Schallerfassung des hier vorgestellten Systems besonders hilfreich unter verrauschten Bedingungen und/oder Situationen mit mehreren Schallquellen, die für aktuelle technische Schallverarbeitungssysteme, basierend auf herkömmlicher Mikrofontechnik, immer noch eine Herausforderung darstellen. Die adaptiven Eigenschaften der MEMS-Cochlea erlauben es, umfangreiche Algorithmen zur Rauschunterdrückung und ereignisbasierten Schallaufnahme zu vermeiden. Bei ungünstigen Signal-Rausch-Verhältnissen kann die Empfindlichkeit eines jeden Biegebalkens jeweils mit Hilfe des aktiven Betriebsmodus erhöht werden, während bei hohen Schalldruckpegeln die Empfindlichkeit (mit Hilfe des linearen oder auch aktiv dämpfenden Modus) reduzierbar ist, um ein Übersteuern des Sensorsignals zu vermeiden. Durch die einzeln abstimmbaren Eigenschaften eines jeden Balkens lassen sich auch unterschiedliche Frequenzbereiche zur gleichen Zeit optimal erfassen. Zudem wird der Eingangsdynamikbereich direkt auf Sensorebene komprimiert, wodurch mögliche Einschränkungen des Dynamikbereichs der Folgeelektronik umgangen werden. Beide Aspekte sind in der herkömmlichen Mikrofontechnik kaum möglich.

Die oben beschriebenen Eigenschaften machen die MEMS-Cochlea zu einer vielversprechenden Alternative zur aktuell noch vorherrschenden Kombination der herkömmlichen Mikrofonaufnahme mit anschließender Signalverarbeitung als Eingangsstufe für Schallverarbeitungssysteme.

Danksagung

Das Autorenteam dankt:

- Frau Evelin Baumer und Herrn Prof. Detlef Krahé/Redaktion des Akustik-Journals der DEGA für die hervorragende Zusammenarbeit

Diese Arbeiten wurden durch die Deutsche Forschungsgemeinschaft (DFG) – Projektnummer 434434223 – SFB 1461, die Carl-Zeiss-Stiftung Projekt „Memristive Materials for Neuromorphic En-

gineering (MemWerk)‘ und das Leistungszentrum InSignA im Rahmen des iHub ElevatorPitch 2022 gefördert.

Literatur

- [1] Saichand, G.; Grollmisch, S.; Abeßer, J.; Liebetrau, J.: Potentials and Challenges of AI-Based Audio Analysis in Industrial Sound Analysis. Fortschritte der Akustik – DAGA 2022, 48. Jahrestagung für Akustik, pp. 94–97, 2022.
- [2] Schafer, P. B.; Jin, D. Z.: Noise-robust speech recognition through auditory feature detection and spike sequence decoding. *Neural Comput.* 26, pp. 523–556, 2014.
- [3] Barker, J.; Vincent, E.; Ma, N.; Christensen, H.; Green, P.: The pascal chime speech separation and recognition challenge. *Computer Speech & Language* 27, pp. 621–633, 2013.
- [4] Zai, A. T.; Bhargava, S.; Mesgarani, N.; Liu, S.-C.: Reconstruction of audio waveforms from spike trains of artificial cochlea models. *Front. Neurosci.* 9, p. 347, 2015.
- [5] Johnson, D.S.; Grollmisch, S.: Techniques Improving the Robustness of Deep Learning Models for Industrial Sound Analysis. 2020 28th European Signal Processing Conference (EUSIPCO), pp. 81–85, 2020.
- [6] Hudspeth, A. J.: Integrating the active process of hair cells with cochlear function. *Nat. Rev. Neurosci.* 15, pp. 600–614, 2014.
- [7] Kandel, E. R.; Schwartz, J. H.; Jessell, T. M. (eds.): *Principles of Neural Science* (Elsevier, New York, 2000), fourth edn.
- [8] Robles, L.; Ruggero, M. A.: Mechanics of the mammalian cochlea. *Physiol. Rev.* 81, pp. 1305–1352, 2001.
- [9] Holmberg, M.; Hemmert, W.: An auditory model for coding speech into nerve-action potentials. *Proc Joint Congr CFA DAGA* 4, pp. 773–774, 2004.
- [10] Reichenbach, T.; Hudspeth, A. J.: The physics of hearing: fluid mechanics and the active process of the inner ear. *Rep. Prog. Phys.* 77, 076601, 2014.
- [11] Guinan Jr, J. J.: Olivocochlear efferents: Their action, effects, measurement and uses, and the impact of the new conception of cochlear mechanical responses. *Hear. Res.* 362, pp. 38–47, 2018.
- [12] Sivian, L. J.; White, S. D.: On minimum audible sound fields. *J. Acoust. Soc. Am.* 4, pp. 288–321, 1933.
- [13] Sasmal, A.; Grosh, K.: The competition between the noise and shear motion sensitivity of cochlear inner hair cell stereocilia. *Biophysical Journal* 114, pp. 474–483, 2018.
- [14] Ashmore, J. et al.: The remarkable cochlear amplifier. *Hear. Res.* 266, pp. 1–17, 2010. Special Issue: Annual Reviews 2010.
- [15] Peng, A. W.; Ricci, A. J.: Somatic motility and hair bundle mechanics, are both necessary for cochlear amplification? *Hear. Res.* 273, pp. 109–122, 2011.
- [16] Schafer, P. B.; Jin, D. Z.: A novel concept for dynamic adjustment of auditory space. *Sci. Rep.* 8, 8335, 2018.
- [17] Milewski, A. R.; Ó Maoiléidigh, D.; Salvi, J. D.; Hudspeth, A. J.: Homeostatic enhancement of sensory transduction. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 114, E6794–E6803, 2017.
- [18] Fettiplace, R.: Hair Cell Transduction, Tuning, and Synaptic Transmission in the Mammalian Cochlea. *Compr. Physiol.* 7(4), pp. 1197–1227, 2017.
- [19] Knudsen, E. I.; Konishi, M.: Mechanisms of sound localization in the barn owl (*tyto alba*). *J. Comp. Physiol.* 133, pp. 13–21, 1979.
- [20] Wang, H.; Gelbart, D.; Hirsch, H.-G.; Hemmert, W.: The Value of Auditory Offset Adaptation and Appropriate Acoustic Modeling. 9th Annual Conference of the International Speech Communication Association (Interspeech 2008), pp. 902–905, 2008.
- [21] Hemmert, W.; Wang, H.: Offset adaptation in the inner hair cell synapses is important for speech coding. *Front. Syst.*

Dr. Claudia Lenk
Technische Universität
Ilmenau

Dr.-Ing. Daniel Beer
Fraunhofer Institute for
Digital Media Techno-
logy IDMT, Ilmenau

**M. Sc. Andreas
Männchen**
Fraunhofer Institute for
Digital Media Techno-
logy IDMT, Ilmenau

B. Sc. Jan Küller
Fraunhofer Institute for
Digital Media Techno-
logy IDMT, Ilmenau

M. Sc. Kalpan Ved
Technische Universität
Ilmenau

**M. Sc. Steve
Durstewitz**
Technische Universität
Ilmenau

M. Sc. Vishal Gubbi
Technische Universität
Ilmenau

Dr. Tzvetan Ivanov
Technische Universität
Ilmenau

**Prof. Dr. Martin
Ziegler**
Technische Universität
Ilmenau

- Neurosci. Conference Abstract: Computational and systems neuroscience 2009.
- [22] Rudnicki, M.; Schoppe, O.; Isik, M. et al: Modeling auditory coding: from sound to spikes. *Cell Tissue Res* 361, pp. 159–175, 2015.
 - [23] Araujo, F. A. et al.: Role of non-linear data processing on speech recognition task in the framework of reservoir computing. *Sci. Rep.* 10, pp. 1–11, 2020.
 - [24] Baby, D.; Verhulst, S.: Biologically-inspired features improve the generalizability of neural network-based speech enhancement systems. 19th Annual Conference of the International-Speech-Communication-Association (Inter-speech 2018), pp. 3 264–3 268, 2018.
 - [25] Lenk, C.; Hövel, P.; Ved, K. et al.: Neuromorphic acoustic sensing using an adaptive microelectromechanical cochlea with integrated feedback. *Nat. Electron.*, 2023.
 - [26] Smith, L. S.: Toward a neuromorphic microphone. *Front. Neurosci.* 9, p. 398, 2015.
 - [27] Rangelow, I. W. et al.: Review article: Active scanning probes: A versatile toolkit for fast imaging and emerging nanofabrication. *J. Vac. Sci. Technol. B* 35, 06G101, 2017.
 - [28] Ivanov, T.: Piezoresistive cantilevers with an integrated bi-morph actuator. Thesis urn:nbn:de:hebis:34-1153, 2003.
 - [29] Lenk, C. et al.: Bio-inspired, nonlinear and adaptive acoustic sensing – Study of sensor design. *Fortschritte der Akustik – DAGA 2022*, 48. Jahrestagung für Akustik, pp. 393–396, 2022.
 - [30] Khan, E. et al.: Influence of sensor design on bio-inspired, adaptive acoustic sensing. *Fortschritte der Akustik – DAGA 2023*, 49. Jahrestagung für Akustik, pp. 415–418, 2023.
 - [31] Lenk, C.; Seeber, L.; Ziegler, M.; Hövel, P.; Gutschmidt, S.: Enabling adaptive and enhanced acoustic sensing using nonlinear dynamics. In 2020 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), 1–4 (IEEE, 2020).
 - [32] Durstewitz, S.; Lenk, C.; Ziegler, M.: Bio-inspired acoustic sensor with gain adaptation enhancing dynamic range and onset detection. In 2022 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), 10, 2022.
 - [33] Lenk, C. et al.: Dynamically adaptable acoustic sensor with nonlinear filtering functionality. In *MNE2021 – 47th international conference on Micro and Nano Engineering*. 2021.
 - [34] Jesteadt, W.; Wier, C. C.; Green, D. M.: Intensity discrimination as a function of frequency and sensation level. *J. Acoust. Soc. Am.* 61, pp. 169–177, 1976.
 - [35] Hudspeth, A. J.: Making an effort to listen: mechanical amplification in the ear. *Neuron* 59, pp. 530–545, 2008.
 - [36] Hudspeth, A. J.; Choe, Y.; Mehta, A. D.; Martin, P.: Putting ion channels to work: Mechano-electrical transduction, adaptation, and amplification by hair cells. *Proc. Natl. Acad. Sci. U.S.A.* 97, pp. 11 765–11 772, 2000.
 - [37] Zawawi, S. A.; Hamzah, A. A.; Majlis, B. Y.; Mohd-Yasin, F.: A review of MEMS capacitive microphones. *Micromachines* 11, p. 484, 2020.
 - [38] Koickal, T. J. et al: Design of a spike event coded rgt microphone for neuromorphic auditory systems. In 2011 IEEE International Symposium of Circuits and Systems (ISCAS), pp. 2 465–2 468 (IEEE, 2011).
 - [39] Tsuji, T.; Nakayama, A.; Yamazaki, H.; Kawano, S.: Artificial cochlear sensory epithelium with functions of outer hair cells mimicked using feedback electrical stimuli. *Micromachines* 9, p. 273, 2018.
 - [40] Yamazaki, H.; Yamanaka, D.; Kawano, S.: A preliminary prototype high-speed feedback control of an artificial cochlear sensory epithelium mimicking function of outer hair cells. *Micromachines* 11, p. 644, 2020.
 - [41] Guerreiro, J. et al.: Enhancing Acoustic Sensory Responsiveness by Exploiting Bio-inspired Feedback Computation. In *ICASSP (2019)*.
 - [42] Wang, S.; Koickal, T. J.; Hamilton, A.; Cheung, R.; Smith, L. S.: A bio-realistic analog CMOS cochlea filter with high tunability and ultra-steep roll-off. *IEEE Trans. on Biomed. Circ. and Syst.* 9, pp. 297–311, 2015.
 - [43] van Schaik, A.; Liu, S.-C.: AER EAR: a matched silicon cochlea pair with address event representation interface. In 2005 IEEE International Symposium on Circuits and Systems 5, pp. 4 213–4 216, 2005.
 - [44] J-Fernandez, A. et al.: A binaural neuromorphic auditory sensor for FPGA: A spike signal processing approach. *IEEE Trans. Neural Netw. Learn. Syst.* 28, pp. 804–818, 2017.
 - [45] Liu, S.-C.; van Schaik, A.; Minch, B. A.; Delbruck, T.: Asynchronous binaural spatial audition sensor with 2x64x4 channel output. *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* 8, pp. 453–464, 2013.
 - [46] Yang, M.; Chien, C.-H.; Delbruck, T.; Liu, S.-C.: A 0.5 V 55 μ W 64x2-channel binaural silicon cochlea for event-driven stereo-audio sensing. In 2016 IEEE International Solid-State Circuits Conference (ISSCC), pp. 388–389, 2016.
 - [47] Hamilton, T. J.; Tapson, J.; Jin, C.; Van Schaik, A.: Analogue VLSI implementations of two dimensional, nonlinear, active cochlea models. In 2008 IEEE Biomedical Circuits and Systems Conference, pp. 153–156 (IEEE, 2008).
 - [48] Thakur, C. S.; Hamilton, T. J.; Tapson, J.; van Schaik, A.; Lyon, R. F.: FPGA implementation of the CAR model of the cochlea. In 2014 IEEE International Symposium on Circuits and Systems (ISCAS), pp. 1 853–1 856, 2014.
 - [49] Thakur, C. S. et al.: Sound stream segregation: a neuromorphic approach to solve the „cocktail party problem“ in real-time. *Front. Neurosci.* 9, p. 309, 2015.
 - [50] Xu, Y. et al: A FPGA implementation of the CAR-FAC cochlear model. *Front. Neurosci.* 12, 2018.
 - [51] Singh, R. K. et al.: CAR-Lite: A multi-rate cochlear model on FPGA for spike-based sound encoding. *IEEE Trans. Circuits Syst. I: Regul. Pap.* 66, pp. 1 805–1 817, 2019.
 - [52] Nouri, M. et al.: A Hopf resonator for 2-D artificial cochlea: Piecewise linear model and digital implementation. *IEEE Trans. Circuits Syst. I: Regul. Pap.* 62, pp. 1 117–1 125, 2015. ■