

Die Wunderwelt der Hörgeräte

Von Inga Holube, Stephan Albani und Birger Kollmeier



Durch Digitaltechnik und Miniaturisierung sind bei heutigen Hörgeräten Wunderwerke der Technik möglich geworden, deren Leistungen noch Anfang der 90er Jahre unvorstellbar schienen. Für die derzeit modernsten kommerziellen Hörgeräte wird ein Einblick in die Möglichkeiten und Grenzen der zugrundeliegenden Technologien und Signalverarbeitungsalgorithmen gegeben. Die daraus folgenden Forschungs- und Entwicklungsziele für das neue Kompetenzzentrum Hörgeräte-Systemtechnik ("HörTech") werden kurz vorgestellt.

Digital techniques and miniaturization made it possible to create today's hearing aids as technological miracles. Even at the beginning of the 1990ies their actual performance seemed unimaginable. An overview is given on the potentials and limitations of the underlying technology and signal processing algorithms used in today's most advanced hearing aids. The resulting aims for further research and development within the new center of competence "hearing aid system technology" (HörTech) are briefly outlined.

Für eine optimale Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten muss das gesamte System stimmen: Neben der Hörgerätektechnik ist die Hördiagnostik und die Anpassmethodik ebenso wichtig wie die Nachsorge und die kontinuierliche Betreuung der schwerhörigen Patienten.

In der Bundesrepublik gibt es bei 14 Mio. versorgungsbedürftigen Menschen nur etwa 2,5 Mio. Hörgeräteträger - allein diese Diskrepanz gibt Anlass genug, den Stand der Hörgeräte-Systemtechnologie (d.h. aller Komponenten, Verfahren und Dienstleistungen "rund um das Hörgerät") ständig zu hinterfragen. Doch bevor mögliche Verbesserungen und die dafür nötigen Forschungsansätze diskutiert werden, sollen zunächst die Eigenschaften moderner Hörgeräte vorgestellt werden.

Hörgeräte sind in verschiedenen Bauformen und mit unterschiedlicher Verstärkung verfügbar (s. Abb. 1). Neben den Hinter-dem-Ohr (HdO)-Geräten werden Im-Ohr (IdO)-Geräte verwendet. Je nach Verstärkungsbedarf und Gehörgangsgröße unterscheidet man bei den IdO-Geräten zwischen den kleinsten Completely-in-the-Canal (CIC)-Geräten, Canal-Geräten (ITC) und Concha-Geräten (ITE), die in der Ohrmuschel platziert werden. Bei CIC-Geräten reicht die maximale Verstärkung von 25 bis 40 dB. HdO-Geräte decken einen Bereich von 45 bis 80 dB als maximale Verstärkung ab.

Ein HdO-Hörgerät (s. Abb. 2) besteht aus einem Mikrofon, einem Lautstärksteller, einem OTM-Steller (zum Schalten zwischen aus [O], Telefonspulenbetrieb und Mikrofonbetrieb), einem Batteriefach, einem Hörer und einem Tragehaken. Die Signalverarbeitung, d.h. die Umwandlung des vom Mikrofon aufgenommenen Schalls in ein für den Schwerhörigen nutzbares Signal, findet im so genannten Integrated Circuit (IC), dem Hörgeräte-Chip, statt.

Die Vorteile der digitalen Signalverarbeitung

Bis Ende der 80er Jahre kamen nur analoge Hörgeräte zum Einsatz. Die Miniaturisierung der Computer-Chips ermöglichte 1996 die Einführung von digitalen Hörgeräten. Ähnlich wie beim Übergang vom (analogen) Schallplattenspieler zum (digitalen) CD-Spieler werden hier die akustischen Signale rein digital verarbeitet. Dabei weist die digitale Signalverarbeitung gegenüber analoger Signalver-



Abb. 1: Hörgeräte vom Completely-in-the-Canal (CIC, ganz links) über größere Varianten von Im-Ohr (IdO)-Geräten bis zu Hinter-dem-Ohr (HdO)-Geräten (zwei Beispiele rechts).

beitung unter anderem folgende Vorteile auf:

- **Miniaturisierung:** In den letzten zehn Jahren hat sich die Strukturgröße der Chips (d.h. die Größe der auf den ICs befindlichen Bauelemente) von 3 μ auf 0,25 μ verkleinert, so dass die digitalen Chips die Umsetzung immer komplexerer Signalverarbeitungstechniken erlauben. Falls man die Leistung eines heutigen digitalen CIC mit analoger Technologie nachbilden wollte, wäre dazu mindestens die Größe eines Taschengerätes erforderlich. In den heutigen Hörgeräten steckt dagegen die Rechenleistung eines Pentium-Prozessors, der von einer kleinen 1,1 V-Knopfzelle mehrere Tage lang betrieben werden kann!
- **Geringer Stromverbrauch:** Die kleinere Chip-Strukturgröße führt zugleich zu einem sinkenden Batterieverbrauch (vgl. Wolfgang Nebel: "Recyclebares Mikrochip-Design", EINBLICKE Nr. 26, 1997). Durch immer kleinere Batterien können kosmetisch anspruchsvolle Hörgeräte entwickelt werden.
- **Geringes Eigenrauschen:** Bei analoger Technologie nimmt das interne Rauschen mit der Komplexität der Signalverarbeitung zu. Dies ist bei digitalen Geräten nicht der Fall, so dass das Eigenrauschen beschränkt bleibt.
- **Stabilität:** Digitale Signalverarbeitung ist von externen Einflüssen unabhängig, während analoge Bauteile z.B. temperaturabhängig sind.
- **Komplexität:** Mit Hilfe von digitaler Signalverarbeitung können auch sehr komplexe Algorithmen (Verarbeitungsverfahren) effizient implementiert werden, die mit analoger Technik praktisch nicht realisierbar sind.
- **Einstellbarkeit:** Digitale Algorithmen erlauben durch ihre vielen Parameter eine individuellere Anpassung an die Hörstörung des Trägers.

Wie funktionieren digitale Hörgeräte?

Mit analoger Technologie sind bei geringem Aufwand und niedrigen Kosten Schaltungen verfügbar, die jedoch nur

einen begrenzten Nutzen für die Schwerhörigen erreichen. Soll der Nutzen gesteigert werden, dann steigen auch die Komplexität und die Kosten stark an. Mit digitaler Technologie ist der Mindestaufwand für einfache Signalverarbeitungsalgorithmen bereits sehr hoch, jedoch steigt die Komplexität der Schaltungen nur wenig bei Erweiterung der Signalverarbeitung und bei Erhöhung des Kundennutzens.

In Abb. 3 ist ein Blockschaltbild für ein digitales Hörgerät nach dem derzeitigen Stand der Technik dargestellt (für zukünftige Hörgeräte s. den Beitrag von Volker Hohmann). Es hat zumeist zwei Mikrofone, die wahlweise zu einem Richtmikrofon kombiniert werden können. Die Eingangssignale werden mit Hilfe einer Filterbank in Frequenzbereiche aufgeteilt. In jedem Frequenzbereich werden die Signalanteile je nach Hörverlust des Patienten verstärkt. Zusätzlich können Störgeräusche reduziert und Nutzsingale angehoben werden. Auch eine Dynamikkompression wird durchgeführt. Auftretende Rückkopplungen können mit Hilfe eines geeigneten Algorithmus reduziert werden. Im Folgenden werden diese

Signalverarbeitungs-komponenten beschrieben.

Konventionelle Richtmikrofone weisen in der Regel zwei Schalleingänge und einen akustischen Dämpfer auf, der die Richtcharakteristik des Systems beeinflusst. Weil der Abstand zwischen den beiden Schalleingängen zur Verbesserung der Richtwirkung möglichst groß sein muss, sind die z.B. bei Rundfunk- und Fernsehaufnahmen verwendeten Richtmikrofone sehr lang - unpraktikabel für Hörgeräte! Als "Trick" zum Umgehen dieses Problems werden daher bei kommerziellen Hörgeräten zwei kleine ungerichtete (omnidirektionale) Mikrofone mit einem gewissen Abstand voneinander angeordnet. Ihre Ausgangssignale werden kombiniert, indem sie zeitlich verzögert und voneinander subtrahiert werden. Je nach Größe dieser internen Verzögerung im Vergleich zu der externen, durch den Mikrofonabstand gegebenen Verzögerung resultiert eine andere Richtwirkung des Systems. Theoretisch kann mit solchen Zwei-Mikrofon-Systemen durch das Zuschalten der Richtwirkung bei gleichbleibendem Nutzschall eine Abschwächung des (gleichmäßig im Raum verteilten) Störerschalls um maximal ca. 6 dB erreicht werden (dies entspricht ungefähr einer Reduktion der Lautstärke um ein Viertel). Durch den Einfluss des Kopfes, Ungleichheit zwischen den Mikrofonen und Nachhall in natürlichen räumlichen Umgebungen ist diese Abschwächung jedoch bei praktischer Anwendung geringer. Die neueste Entwicklung in diesem Bereich stellen adaptive Zwei-Mikrofon-Systeme dar. Hier wird die Richtcharakteristik in Abhängigkeit von der Einfallrichtung des Störgeräusches variiert (siehe Abb. 4). Für den Fall von mehreren

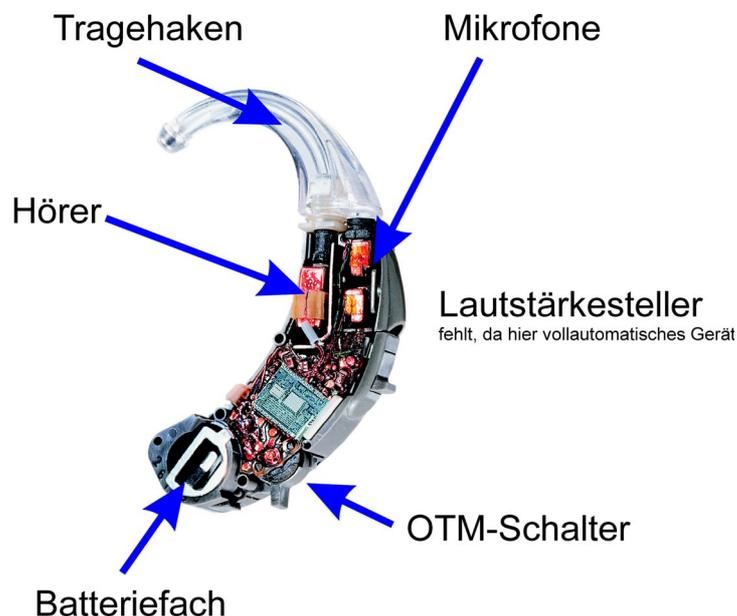


Abb. 2: Aufbau eines HdO- ("Hinter-dem-Ohr")Gerätes

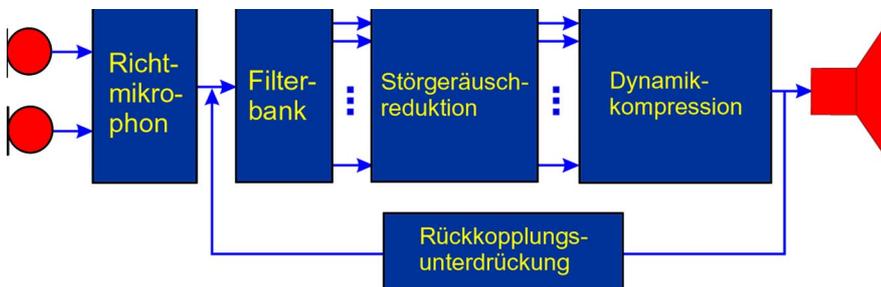


Abb. 3: Aufbau eines digitalen Hörgerätes.

Störschallquellen aus unterschiedlichen Einfallsrichtungen müssen dagegen andere Maßnahmen zur Störschallunterdrückung vorgenommen werden.

Störsignale von Nutzsignalen trennen

Zur Reduzierung von Störgeräuschen werden in digitalen Hörgeräten die Eingangssignale analysiert und das Nutzsignal (z.B. ein Gesprächspartner) vom umgebenden Störgeräusch (z.B. Cafeteria-Geklapper) unterschieden. Hierzu müssen Kenntnisse über die Eigenschaften von Sprache herangezogen werden. So werden z. B. Sprachpausen erkannt, in denen der Frequenzgehalt (das "Spektrum") des Störsignals ausgemessen werden kann. Wenn für jede Frequenz Anteil des Störsignals vom Eingangssignal subtrahiert wird, bleibt im Idealfall nur noch das Nutzsignal übrig. Da die Subtraktion im Frequenzbereich erfolgt, nennt man ein solches Verfahren spektrale Subtraktion.

Bei einem anderen Algorithmus werden die Schwankungen der Einhüllenden der Schallsignale berechnet. Die Änderungsgeschwindigkeit der Einhüllenden wird als Modulationsfrequenz bezeichnet, die für Sprache im Bereich von 2 bis 8 Hz liegt und sowohl vom Klang der Stimme als auch von der Sprache unabhängig ist. Störgeräusche dagegen beinhalten andere Modulationsfrequenzen. Wenn nun die typischen Modulationsfrequenzen von Sprache im Signal nicht vorhanden sind, wird die Verstärkung in dem entsprechenden Frequenzbereich reduziert und damit das Störgeräusch verringert.

Obwohl die genannten Techniken bereits eine deutliche Verbesserung der von Schwerhörigen besonders beklagten Störwirkung von Nebengeräuschen bringen, ist ihr Einsatzbereich auf akustisch "einfache" Situationen beschränkt. Für akustisch "schwierige" Situationen, die leider oft bei der sozialen Kommunikation anzutreffen sind (z.B. mehrere Sprecher als Störquelle, kleine räumliche Trennung zwischen Nutzsprecher und Störschall, Nachhall) müssen noch bessere Techniken ent-

wickelt werden (vgl. den Beitrag von Volker Hohmann).

Leise und laute Signale unterschiedlich verstärken

Patienten mit einer Innenohrschwerhörigkeit nehmen typischerweise leise Signale überhaupt nicht und laute Signale als genauso laut wie Normalhörende wahr. Bei einer Versorgung mit konventionellen, linearen Hörgeräten (die im Prinzip nur eine Verstärkung des Signals vornehmen) werden daher leise Signale als zu leise und laute Signale als zu laut wahrgenommen. Eine Dynamikkompression kann dieses Problem lösen, indem leise und laute Signale unterschiedlich stark verstärkt werden. Findet diese Dynamikkompression unabhängig in verschiedenen Frequenzbereichen statt, dann spricht man von Multikanal-Dynamikkompression. Diese Multikanal-Kompression ist zurzeit Standard in High-end-Hörgeräten. Die Produkte unterscheiden sich z.B. durch die Anzahl der verwendeten Kompressionskanäle, die von 2 bis 20 variiert, und in der Geschwindigkeit, mit der die Verstärkung eingeregelt wird. Eine optimale Lösung, die für alle Schwerhörigen die gestörte Lautstärkenwahrnehmung wiederherstellt, ist aber noch nicht gefunden worden, so dass hier weitere Arbeiten notwendig sind (vgl. den Beitrag von Volker Hohmann).

Feedbackreduktion

Eines der wichtigsten Qualitätsmerkmale von Hörgeräten ist die Unterdrückung der akustischen Rückkopplungen (Feedback), des lästigen Pfeifens der Geräte. Es wird meist durch eine Reduzierung der Verstärkung bei der Anpassung des Hörgerätes vermieden. Eine andere Möglichkeit sind schmalbandige Lückenfilter (Notch-Filter), die bei den kritischen Feedbackfrequenzen positioniert werden und die Verstärkung bei der betreffenden Frequenz selektiv reduzieren. Solche statischen Anpassungen sind jedoch wirkungslos, falls die Rückkopplungen als Reaktion auf veränderte äußere akustische Bedingungen plötzlich bei einer anderen Frequenz

(HörTech-)Projekte zur Verbesserung der Hörgeräte-Systemtechnik

Projekt I: "Hardware": Hardware-bezogene Ansätze zur Optimierung der Übertragungsqualität von Hörgeräten u.a. durch die Verbesserung der Bandbreite, des Frequenzgangs, der Verzerrungen, der Feedbackreduktion sowie durch Integration einer aktiven Ausgangssignalkontrolle und der Weiterentwicklung kritischer Systemkomponenten (u.a. Schallkanal, Hörer, Mikrophon, Verstärker, Otoplastik).

Projekt II: "Models": Entwicklung geeigneter Modelle zur Vorhersage des Sprachverstehens ohne und mit Hörgeräten durch Optimierung audiologischer Messmethoden, deren Implementation und Validierung dann als Grundlage für ein Modell für das normale und pathologische Gehör dienen.

Projekt III: "Algorithms": Entwicklung geeigneter Algorithmen für digitale Hörgeräte u.a. zur Dynamikkompression, Störgeräuschreduktion, Unterstützung des binauralen Hörens und der situationsabhängigen Signalverarbeitung.

Projekt IV: "Efficiency": Entwicklung von Methoden zur Bestimmung der Kosten/Nutzen-Relation von Hörgeräte-Komponenten sowie darauf aufbauende Implementation eines Expertensystems zur Entwicklungsplanung.

Projekt V: "Fitting": Weiterentwicklung und Optimierung von audiologischen Testverfahren als Komponenten für Anpassungs- und Verifikationsprozeduren sowie Untersuchung von Einflussfaktoren wie z. B. auditorisches Training, Akklimatisation (Gewöhnung).

Projekt VI: "Services": Untersuchung der Elemente einer Hörgeräte-Anpassung, Ableitung eines Maßes für die Qualität einer Versorgung sowie Erarbeitung flexibler Strategien für verschiedene Formen und Grade der Schwerhörigkeit zum optimalen Einsatz der begrenzten Ressourcen im Gesundheitswesen.

aufzutreten. Dieses Problem können adaptive Algorithmen lösen. Sie analysieren laufend das Eingangssignal. Bei Rückkopplungen eliminiert ein Notch-Filter den Feedbackanteil im Signal und wird ständig an die aktuellen Bedingungen angepasst. Auf-

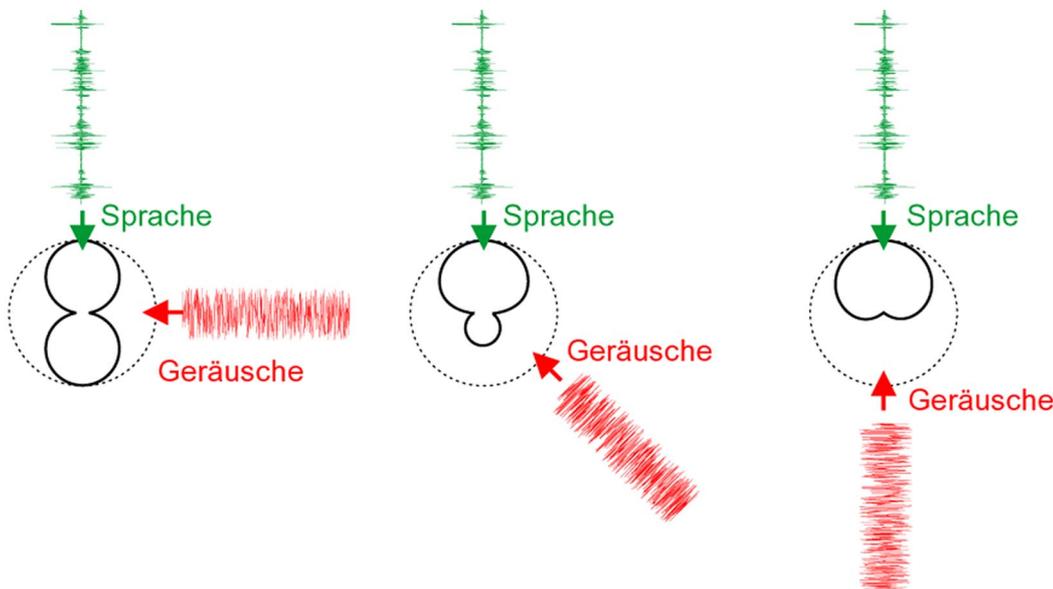


Abb. 4: Adaptives Richtmikrofonsystem. Die Richtcharakteristik wird je nach Einfallsrichtung des Störgeräusches variiert.

grund der Wichtigkeit der Rückkopplungs-Unterdrückung für den subjektiven Tragekomfort des Hörgeräts sind auch in diesem Bereich für die Zukunft noch weitere Verbesserungen anzustreben.

Was muss wie verbessert werden?

Während früher die analoge Technik wesentliches Hemmnis bei der Verbesserung der Hörgeräte war, ist heute mittels Digitaltechnik sehr viel mehr möglich, zumal wir erst am Anfang dieser technologischen Revolution bei Hörgeräten stehen. Durch die zunehmende Miniaturisierung wird eine erhebliche Rechenleistung für kommerzielle Im-Ohr-Hörgeräte verfügbar, die Software (Algorithmen) zum optimalen Einsatz dieser Ressourcen ist jedoch eben so wenig entwickelt wie die Anpassung an den individuellen Patienten und die Beurteilung, inwiefern der Patient durch innovative Hörtechnologie profitiert. Nun muss die audilogische Forschung ihrerseits die Vorgaben präzisieren, in welcher Form Schwerhörigkeit bestmöglich kompensiert werden kann.

Beispielsweise sind die elektroakustischen Wandler (Lautsprecher) eine Schwachstelle bei heutigen Hörgeräten, die deshalb in Bezug auf Klangqualität weit von einem geforderten "HiFi-Hörgerät" entfernt sind. So können die Lautsprecher heutiger Hörgeräte eine nutzbare Verstärkung nur bis zu einer höchsten Frequenz von maximal 5 bis 7kHz an das Ohr der Schwerhörigen bringen - d.h. geringfügig besser als Telefonqualität! Ebenso problematisch ist die Beinrächigung der Geräte durch Cerumen (Ohrenschmalz), das die Geräte zerstört.

Ein weiteres Entwicklungsdefizit besteht bei optimierten Störgeräuschunterdrückungs-Algorithmen, die sich "intelligent" an verändernde akustische Rahmenbedingungen anpassen. Letztendlich ist aber auch Grundlagenforschung über die Auswirkung von Innenohr-Schwerhörigkeit auf die Wahrnehmung notwendig, auf deren Basis eine verbesserte Funktionalität der Hörgeräte erreicht werden soll, sowie eine optimierte Anpassung und eine bessere Kosten/Nutzen-Relation für das gesamte System der Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten.

Zur Lösung dieser Probleme wurde 2001 in Oldenburg das Kompetenzzentrum HörTech eingerichtet. Hier arbeiten Universitäten, Kliniken, Industrieunternehmen und Forschungseinrichtungen zusammen, um die Defizite der verfügbaren Geräte zu überwinden. Zwar gibt es schon heute im Rahmen bilateraler Kooperationen zahlreiche Entwicklungsprojekte, jedoch findet eine suffiziente Rückkopplung vom betroffenen Schwerhörigen bis zum Systementwickler von Hörtechnologie aufgrund struktureller und methodischer Defizite nicht statt. Zur Lösung dieser Innovationsblockade ist nur eine konzertierte Kooperation aller am Prozess beteiligter Institutionen von der Grundlagenforschung über die Produktion bis hin zur Anpassung von Hörgeräten erfolgsversprechend. Hierzu werden sechs Projekte bearbeitet, die sich mit allen Bereichen von Hard- und Software der Hörgeräte sowie der Methoden und Strukturen der Versorgung mit Hörgeräten beschäftigen (s. Kasten). Es ist zu hoffen, dass bereits innerhalb der fünfjährigen Ansbuch-Phase von HörTech wesentliche Impulse zur Verbesserung der Hörgeräte-

Systemtechnologie zum Wohle des Patienten gesetzt werden können.

Die Autoren



Dr. Inga Holube, Leiterin der Abteilung Audiologische Grundlagen und Systemtechnik der Siemens Audiologische Technik in Erlangen. Ab 1984 Studium der Physik an der Universität Göttingen. Diplom 1989, Promotion 1993 über Psychoakustik bei Schwerhörigen. 1993-95 wiss. Mitarbeiterin an der Universität Oldenburg, Forschungsaufenthalte in den Niederlanden, USA und in England. Seit 1995 ist Holube bei der Siemens Audiologischen Technik in Erlangen tätig. Sie leitet den Arbeitsbereich "Hörgeräte-Technik" des Kompetenzzentrums HörTech. Ab Wintersemester 2001 ist die Wissenschaftlerin Professorin an der FH Oldenburg/Ostfriesland/Wilhelmshaven im Studiengang Hörtechnik und Audiologie.



Stephan Albani, Diplom-Physiker, Geschäftsführer des Hörzentrums Oldenburg (An-Institut der Universität Oldenburg und des Evangelischen Krankenhauses Oldenburg). Physikstudium 1988-94 in Göttingen und Oldenburg. Arbeiten im Bereich der Hörgeräte-Algorithmen, insbesondere binaurale Signalverarbeitungsmodelle. Seit 1996 Mitbegründer des Hörzentrums Oldenburg und u.a. mit dem Aufbau des Kompetenzzentrums HörTech betraut. (Prof. Dr. Dr. Birger Kollmeier s. S. 8)