

Hörgeräte heute und in Zukunft: Signalverarbeitung mit neuen Verbindungen

Henning Puder^{1,2}

¹ *Sivantos GmbH, Erlangen, E-mail: henning.puder@sivantos.com*

² *Graduate School of Computational Engineering, TU Darmstadt, E-mail: pudер@gsc.tu-darmstadt.de*

Abstract

Die großen Fortschritte, die seit Einführung der digitalen Hörgeräte vor weniger als 20 Jahren gelungen sind, gehen inzwischen schon sehr weit: Schwerhörende mit Hörgeräten zeigen in bestimmten gestörten Umgebungen besseres Sprachverstehen als Normalhörende.

In dem Beitrag wird dargestellt, welche Technologien den Weg dahin geebnet haben, so z.B. Geräuschreduktion, Richtmikrofonie, Rückkopplungsunterdrückung, aber auch Steuerungsverfahren, die die Hörgeräte automatisch an die jeweilige Hörsituation anpassen. Rechte und linke Hörgeräte sind seit mehr als zehn Jahren drahtlos miteinander verbunden und tauschen inzwischen vollständige Audiosignale aus – ein Fortschritt, mit dem binaurale Richtmikrofonie und das erwähnte merklich verbesserte Sprachverstehen möglich wurden.

Erste Schritte zur Anbindung von Hörgeräten an externe Geräte wurden schon gegangen: Musik und auch Telefongespräche werden, drahtlos aus Smartphones gesendet, in Hörgeräten empfangen. Auch viele Hörgeräte-Einstellungen lassen sich nun bequem mit Smartphones vom Hörgeräteträger verändern.

In Zukunft werden die Verbindungen nach außen, sei es zu Smartphones oder auch zu anderen Geräten oder Sensoren vielfältiger werden und Hörgeräte in eine vernetzte Umwelt einbinden. Einige Möglichkeiten dazu werden in diesem Beitrag skizziert.

Einleitung

Die meisten Hörverluste beruhen auf einer Schädigung der Schallwahrnehmung im Innenohr durch Störung der akustischen Sensoren, der Haarzellen, auf der Basilarmembran. Diese komplexe Störung zu kompensieren, ist eine herausfordernde Aufgabe für Hörgeräte. Sie macht sich üblicherweise durch zwei Auswirkungen bemerkbar:

- Schwerhörende hören leise Töne nicht mehr so gut wie Normalhörende. Grund ist der Anstieg der akustischen Wahrnehmungsschwelle.
- Schwerhörende haben stärkere Verständnisprobleme in akustisch gestörten Umgebungen. Grund ist hierbei eine schlechtere Frequenzauflösung durch die gestörten Haarzellen auf der Basilarmembran.

Insbesondere der zweite Punkt wird von Schwerhörigen meist nicht mit einer Schwerhörigkeit in Zusammenhang gebracht. Aufgabe von Hörgeräten ist, bestmögliche Lösungen zur Verbesserung, v.a. dieser beiden Probleme, zur Verfügung zu stellen. Allgemein erreicht wird dies

durch zwei Arten von Maßnahmen:

- Die kompressive Verstärkung ermöglicht, dass insbesondere leise Signale so verstärkt werden, dass ihre Pegel über der Hörschwelle liegen und laute Signale nicht über der Unbehaglichkeitsschwelle. Damit wird der Dynamikbereich der Normalhörenden individuell in den Dynamikbereich des Schwerhörenden komprimiert.
- Verfahren zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit in akustisch gestörten Umgebungen, z.B. Richtmikrofone, und zur Verringerung der Höranstrengung, z.B. durch Geräuschreduktionsverfahren, ermöglichen, die Auswirkungen der schlechteren Frequenzauflösung zu verbessern.

Anforderungen an Hörgeräte

Die o.g. Maßnahmen müssen Hörgeräte unter Einhaltung von harten Randbedingungen erreichen. Signalverarbeitung sollte mit geringer Latenz, optimierter Komplexität und hoher Robustheit bzgl. aller akustischen Umgebungen realisiert werden.

Latenz entsteht insbesondere durch frequenzselektive Verarbeitung, die meist in Hörgeräten eingesetzt wird. Die notwendige Begrenzung der Latenz auf unter 10ms führt u.a. zu Begrenzungen der erreichbaren Frequenzselektivität.

Um die Laufzeit von Hörgeräte-Akkus oder -Batterien möglichst hoch zu halten, muss Signalverarbeitung effizient realisiert werden. Dies betrifft einerseits die algorithmische Realisierung, aber auch die Umsetzung in digitale Hardware, z.B. durch Realisierung von aufwändigen Berechnungen in ASICs (Application Specific Integrated Circuits).

Hohe Robustheit der Algorithmen in allen Umgebungen ist mit einer der schwierigsten Anforderungen an Hörgeräte. Spezifische Algorithmen, z.B. Richtmikrofonie, sollten nur in Situationen aktiviert werden, in denen sie Verbesserungen erreichen, und auch ihre Wirkstärke sollte kontinuierlich an die Hörumgebung angepasst werden. Robustheit betrifft auch absolute Artefaktfreiheit. Hierauf muss bei Verfahren zur Signalverbesserung klar geachtet werden. Verzeiht man z.B. Mobiltelefonen eine Geräuschreduktion mit typischen Verzerrungen auf Grund der begrenzten Dauer der Telefongespräche, wäre diese Art von unnatürlichen Störungen für Hörgeräteträger sehr unangenehm.

Für Richtmikrofone ist vor allem die kleine Ausführung

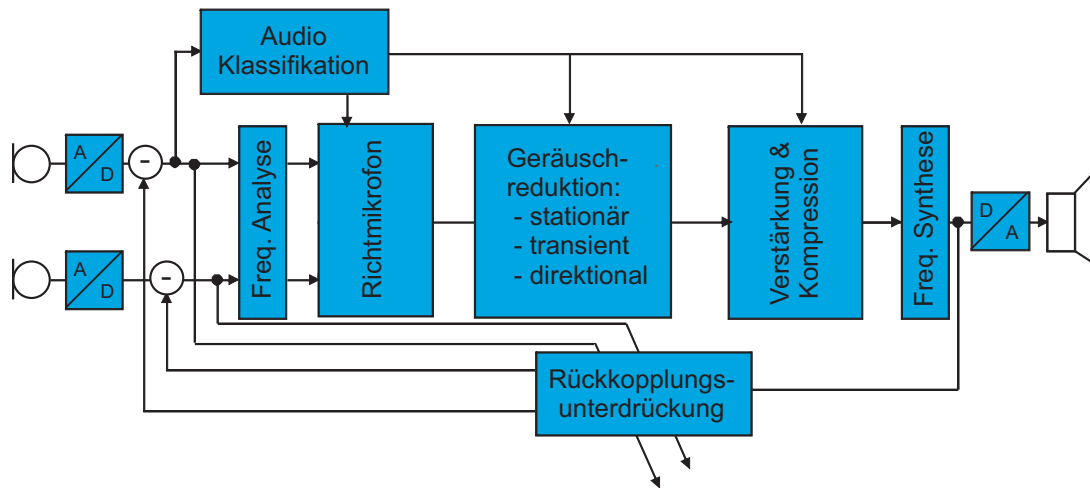


Abbildung 1: Blockschaltbild der üblichen Signalverarbeitung eines 2-Mikrofon-Hörgerätes.

von Hörgeräten durch den begrenzten Abstand von etwa 6-8 mm der zwei in einem Gerät untergebrachten Mikrofone herausfordernd. Die gemeinsame Verarbeitung der zwei Mikrofonensignale hat die Aufgabe, eine richtungsabhängige Verstärkung auf Grund der geringen Schalllaufzeitdifferenzen von wenigen Millisekunden zwischen den Mikrofonen zu erreichen. Darüber hinaus gestaltet sich die Realisierung der Richtmikrofonie auf Grund der Kopfabstimmung als schwierig.

Signalverarbeitung in Hörgeräten

In Abb. 1 ist das Blockschaltbild der Hauptkomponenten von Signalverarbeitung dargestellt, die üblicherweise in Hörgeräten realisiert wird.

Überblick

Zwischen Mikrofonen und Hörer, dem Lautsprecher der Hörgeräte, findet die Verarbeitung mit digitalen Signalen statt. Beide Mikrofonensignale werden in Frequenzbänder zerlegt und getrennt voneinander weiter verarbeitet. Nach kombinierter Filterung durch das Richtmikrofon, folgen Verfahren zur weiteren Unterdrückung von akustischen Störungen und zur Verbesserung der Signalqualität. Schließlich sorgt die kompressive Verstärkung für den individuellen Hörverlustausgleich. Durch die meist hohe Verstärkung neigen Hörgeräte zu Rückkopplungen mit verbundenem Pfeifen. Rückkopplungen entstehen, falls die Hörgeräte-Verstärkung größer als die akustische Dämpfung zwischen Hörer und Mikrofonen ist und damit eine geschlossene Schleifenverstärkung größer als 0 dB entsteht. An den Frequenzen, bei denen zusätzlich noch eine konstruktive Phasenbedingung erfüllt ist, entstehen tonale Artefakte, das Rückkopplungspfeifen. Um die Verstärkung nicht reduzieren zu müssen, wählt man einen Kompensationsansatz. Dazu wird das Rückkopplungssignal, das sich akustisch dem gewünschten Eingangssignal überlagert, mit adaptiven Filtern so modelliert, dass es von den Mikrofonensignalen subtrahiert werden kann. Die notwendige Schätzung der für jedes Mikrofon getrennt realisierten Filter

ist komplex und aufwändig. Insbesondere bei Musik oder anderen Arten von tonalen Signalen weisen diese Verfahren ein hohes Potential von Fehladaptationen auf, mit dem verbundenen Risiko von Signalverzerrungen. Um die verschiedenen Algorithmen optimal an die jeweilige akustische Umgebung anzupassen, werden akustische Klassifikationsverfahren benutzt. Diese aktivieren und parametrieren die Algorithmen so, dass sie jeweils optimal an die akustische Situation angepasst sind. Beispielhaft ist in einer Cocktail-Party-Situation die Aktivierung von Richtmikrofonen zur Erhöhung der Verständlichkeit hilfreich, jedoch nicht in einer Konzertumgebung zur Wahrnehmung des gesamten Raumklangs.

Richtmikrofone

Zur Realisierung von Richtmikrofonen weisen differentielle Verfahren bei kleinen Abständen gute Eigenschaften auf, v.a. können damit Richtwirkungen bis zu tiefen Frequenzen erreicht werden. Allerdings muss man mit guten Steuerungsverfahren hörbare Verstärkungen des Mikrofonrauschens verhindern. Diese entstehen durch den Tiefpass, mit dem der Frequenzgang des Nutzsignals entzerrt wird. Prinzip des Verfahrens ist, das Signal des hinteren vom vorderen Mikrofon nach angepasster Verzögerung zu subtrahieren. Wählt man beispielhaft die Verzögerung entsprechend der Schalllaufzeit zwischen den Mikrofonen, erhält man die Auslöschung der Signale, die aus der hinteren Richtung auf die Hörgeräte eintreffen. Es entsteht eine sog. Cardioid-Charakteristik, wie im Richtdiagramm in Abb. 2, rechts, dargestellt. Spiegelt man die differentielle Stufe und gewichtet diesen Anteil mit einem Parameter, erhält man die in Abb. 3 dargestellte Verarbeitungsstruktur nach [1] Man kann mit der Wahl des Parameters β zwischen den Werten 0 und 1 eine beliebige Einstellung der Richtwirkung zwischen einer Cardioid- und eine Acht-Charakteristik (s. Abb 2) erreichen. Mit adaptiven Verfahren lässt sich der Gewichtungswert automatisch an die Umgebungsstörung anpassen.

In realen Umgebungen und insbesondere durch die Kopf-

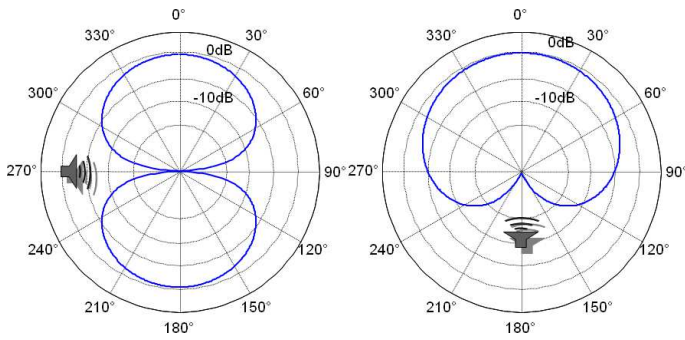


Abbildung 2: Zwei verschiedene Richtdiagramme (Acht: links, Cardioid: rechts) eines differentiellen Richtmikrofons.

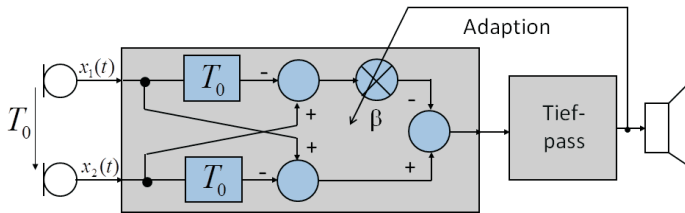


Abbildung 3: Differentielle Richtmikrofon mit über den Gewichtungsfaktor β einstellbarer Richtcharakteristik.

abschattung am Ohr des Hörgeräte-Trägers sind die Richtcharakteristiken nicht ideal ausgeprägt, sondern weisen frequenzabhängige Eigenschaften auf. Bei unabhängiger Realisierung der differentiellen Verfahren jeweils in einzelnen Frequenzbändern kann man trotzdem eine gute und an die jeweilige Störung angepasste Richtwirkung erreichen. Mit SRT (Speech Reception Threshold) Messungen [2] kann man die Verbesserung der Sprachverständlichkeit durch Richtmikrofone objektiv nachweisen. Das genutzte Mess-Setup ist in Abb. 4 dargestellt. Neben der Nutzquelle von vorne, sind drei Störsprecher bei gleichem Pegel aktiv und zwar von 90° , 180° und 225° . Im Vergleich zur omni-direktionalen Einstellung erhält man eine Verbesserung von, im Median, knapp 6 dB.

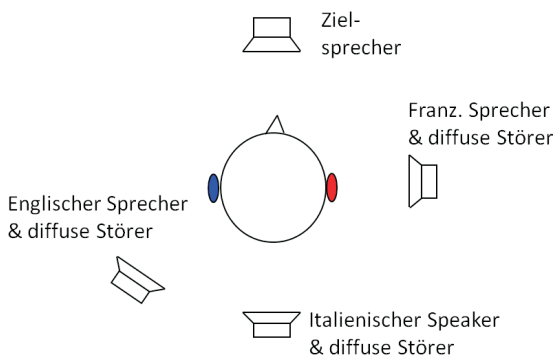


Abbildung 4: Genutzte Anordnung zur Messung der Verbesserung der Sprachverständlichkeit von monauralen differentiellen Richtmikrofonen.

Geräuschreduktion

Geräuschreduktionsverfahren haben das Ziel, akustische Störungen weiter zu unterdrücken, z.B. auch

Störungen aus Richtung der Nutzschallquelle, die von Richtmikrofon nicht adressiert werden können. Mit Geräuschreduktionsverfahren, die nur ein gestörtes Signal zur Verfügung haben, kann keine weitere objektiv messbare Verbesserung der Sprachverständlichkeit erreicht werden, allerdings eine Verringerung der Höranstrengung und eine subjektiv wahrgenommene Verbesserung der Sprachqualität [3]. Durch verschiedene Arten von Störunterdrückungsverfahren erreicht man eine große Bandbreite von Störungen. Kriterien zur Unterscheidung von gewünschten Signalen sind einerseits Stationaritätseigenschaften, d.h. Signale die stationärer oder transienter als Sprache sind, und andererseits auch Richtungsinformationen. Stationäre Störungen werden typischerweise mit Methoden der Wiener-Filterung [4] adressiert. Dazu wird das Signal blockweise (Blocklängen von etwa 20-30 ms) in einzelne Frequenzkomponenten zerlegt und diese nach dem individuellen SNR gewichtet. Aufgabe hierbei ist, die als Geräuschteppich im Spektrogramm erkennbaren stationären Störungen zu reduzieren.

Transiente Störungen, z.B. Geschirrklappern, Zeitungsrascheln, o.ä. werden von Schwerhörenden als sehr unangenehm wahrgenommen, insbesondere durch die sehr harten und lauten Onsets. Diese zu verringern ist Aufgabe der transienten Störunterdrückung. Deren Prinzip ist, die Signaleinhüllende zu bestimmen und im Fall eines sehr starken Anstiegs, Dämpfungen zu applizieren. Wie in Abb. 5 dargestellt, kann man dadurch diese Störungen dämpfen, ohne Sprache zu beeinflussen, eine entscheidende Voraussetzung, um keine Verringerung der Sprachverständlichkeit zu riskieren. Dies kann durch Studien [5] gezeigt werden, die die gewünschte Präferenz des Verfahrens im Fall transienter Störungen aufweisen.

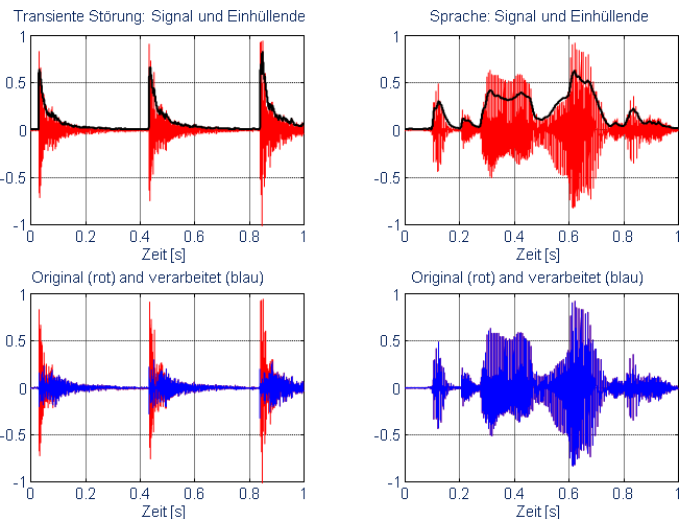


Abbildung 5: Darstellung des Prinzips der transienten Störunterdrückung: Auf Basis der Einhüllenden der Signale (oben, schwarz) werden Dämpfungen berechnet. Nach Anwendung wird deutlich, dass transiente Störer unterdrückt werden, Sprache aber unbeeinflusst bleibt.

Um auch Störer zu unterdrücken, deren Stationaritätseigenschaften ähnlich zu Sprache sind, kann kein Verfahren genutzt werden, das auf Unterschiede der

Stationarität zwischen Störung und Nutzsprecher zielt. Ein mögliches Kriterium ist hierzu die Einfallsrichtung der Signale. Das Verfahren zur richtungsabhängigen Geräuschreduktion nutzt dazu parallel zum Richtmikrofon im Signalpfad eine zweite Realisierung eines Richtmikrofons, das Signale aus der Richtung des Nutzsignals auslöscht. Die Spektren der Ausgänge dieser beiden Richtmikrofone können nachfolgend zur Berechnung von Leistungsdichtespektren verwendet werden, aus denen dann nachfolgend ein Wiener-Filter realisiert wird. Dieses dämpft alle Signalkomponenten, die nicht aus der Nutzsignalrichtung eintreffen. Damit können auch interferierende Störsprecher gedämpft werden.

Akustische Klassifikation

Allgemein ist es wichtig, die Hörereinstellungen optimal an die jeweilige akustische Umgebung anzupassen. Dazu werden u.a. Verfahren der Klassifikation der akustischen Umgebung genutzt. Diese unterscheiden z.B. Sprache, gestörte Sprache, Störungen, Musik, Wind, Ruhe, etc. Damit können dann die verschiedenen Verfahren, z.B. Richtmikrofone und Geräuschreduktion passend aktiviert und parametrisiert werden. In einem Konzert sollten diese Verfahren für einen vollen und räumlichen Eindruck am besten deaktiviert und in Cocktail-Party Umgebungen hingegen aktiviert werden. Zur synchronen Steuerung der Hörgeräte ist es notwendig, die Erkennung beider Hörgeräte abzugleichen, um zu einer gemeinsamen Entscheidung zu gelangen. Die Klassifikationsverfahren nutzen verschiedene Merkmale, deren Werte sich für die verschiedenen Umgebungen unterscheiden, z.B. die Stärke der 4-Hz-Modulation der Signaleinwickelnden, die charakteristisch für Sprache ist. Auf Basis von Trainingsdaten ermittelter bzw. geschätzter Wahrscheinlichkeitsdichtefunktionen, kann so für jede Klasse eine Wahrscheinlichkeit mit jedem Merkmal ermittelt werden. Nimmt man die Merkmale als statistisch unabhängig an, können die Wahrscheinlichkeiten der Klassen für jedes Merkmal multipliziert werden und damit eine Klassenentscheidung getroffen werden. Mit einer Kombinationsmatrix wird aus den getrennten Detektionen beider Hörgeräte eine gemeinsame Entscheidung ermittelt. Falls z.B. ein Hörgerät "Sprache" und eines "Störung" detektiert, wird die Entscheidung "gestörte Sprache" getroffen.

Datenaustausch zwischen Hörgeräten: Connectivity 1.0 + 2.0

Der Abgleich der o.g. Klassifikationsentscheidung zwischen den Hörgeräten kann mit wenigen Daten, ausgetauscht zwischen den Hörgeräten, realisiert werden. Vor über zehn Jahren wurde der erste Datenaustausch zwischen Hörgeräten umgesetzt, hierfür reichten die Verbindungen mit etwa 100 Bit/s. Neben dem Abgleich der Klassifikation wurden dabei auch schon Lautstärkeänderungen und Hörprogrammänderungen zwischen den Hörgeräten synchronisiert. Realisiert wird die Übertragung von Daten zwischen Hörgeräten

üblicherweise mit einer magnetischen Übertragung. Zum Senden und Empfangen bei Trägerfrequenzen von etwa 3 MHz werden Spulen als Antennen genutzt. In diesen Frequenzbereichen wirkt der Kopf kaum dämpfend. In diesem Beitrag bezeichne ich diese erste drahtlose Datenverbindung mit "Connectivity 1.0".

Mit dem Austausch von Audiodaten wurde vor etwa drei Jahren eine neue Entwicklungsstufe der binauralen Übertragung realisiert. Hierzu sind Übertragungsraten von etwa 56 kBit/s nötig. Als Übertragungsprinzip werden weiterhin Spulen genutzt, insbesondere wegen der geringen Dämpfung der Signale durch den Kopf. Durch die bidirektionale Verbindung zwischen den Hörgeräten stehen dann in beiden Hörgeräten Audiodaten von allen vier Mikrofonen der beiden Hörgeräte zur Verfügung. Damit kann ein binaurales Richtmikrofon realisiert werden, mit dem die Sprachverständlichkeit in stark gestörten Umgebungen zusätzlich signifikant verbessert werden kann.

Binaurale Richtmikrofone

Ziel der binauralen Richtmikrofone ist die Sprachverständlichkeit durch einen stärkeren räumlichen Fokus auf den Zielsprecher zu verbessern, d.h. eine engere Richtkeule zu realisieren. Binaurale Verfahren können so umgesetzt werden, dass zunächst in jedem Hörgerät getrennt voneinander ein monaurales Richtmikrofon berechnet wird und diese Signale dann zwischen den Hörgeräten zur nachfolgenden binauralen Verarbeitung ausgetauscht werden.

Eine Möglichkeit, das binaurale Richtmikrofon zu realisieren, ist durch Subtraktion der beiden ausgetauschten Signale eine Auslöschung des Zielsprechers und damit eine Referenz für die Störung zu erreichen (s. Fig 6). Durch die Subtraktion der binauralen Signale wird ein enges räumliche Kerbfilter in Richtung der Nutzquelle erreicht.

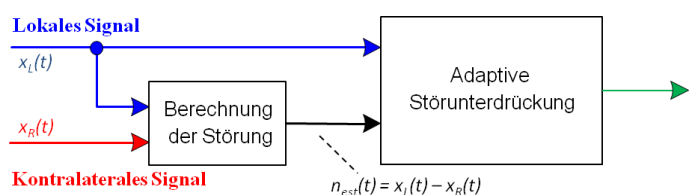


Abbildung 6: Prinzip einer möglichen binauralen Richtmikrofonverarbeitung: Die monaural vorverarbeiteten Signale werden nach binauralem Austausch voneinander subtrahiert, um eine gute Referenz aller Störer, d.h. von Signalen außerhalb der Blickrichtung des Höreräteträgers zu erhalten. Mit dieser Referenz können nachfolgend adaptive Verfahren genutzt werden, um die Störung aus dem Nutzsignal zu entfernen.

Damit werden in der Störreferenz Signale aus Winkelbereichen enger neben der Blickrichtung, als bei monauraler Verarbeitung, erfasst, die nachfolgend ausgelöscht werden können. In jedem der beiden Hörgeräte wird das Ausgangssignal des monauralen Richtmikrofons und die Störreferenz mit einem adaptiven Störunterdrückungsverfahren verrechnet. Das Verfahren

kann sich z.B. an GSC (generalized side lobe canceller) [6] oder LCMV (linear constrained minimum variance) [7] Richtmikrofonverfahren orientieren. Ergebnisse sind in Abb. 7 dargestellt.

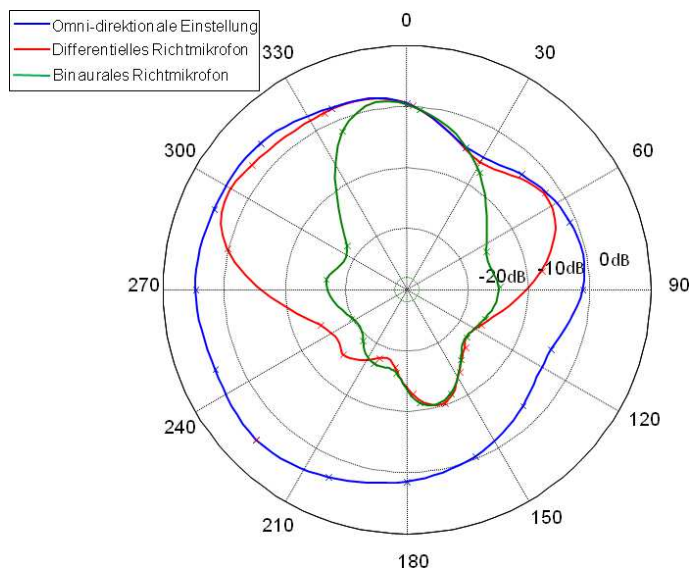


Abbildung 7: Maximal erreichbare Dämpfung durch Richtmikrofone bei aktiver Sprachquelle von vorne, nach [8] für ein linkes Hörgerät bei 1 kHz. Man erkennt für den omni-direktionalen Setup die Kopfabschattung von rechts. Die Richtkeule im monauralen Setup ist mit $\pm 70^\circ$ sehr breit. Durch die enge Richtwirkung können beim binauralen Richtmikrofon auch seitliche Störer, z.B. aus $\pm 45^\circ$ unterdrückt werden.

Im Vergleich zur Richtungsabhängigkeit eines Mikrofons im Hörgerät am Kopf bei 1 kHz sind hier die maximalen Dämpfungen dargestellt, die mit monauralen und binauralen Richtmikrofonen bei aktivem Zielsprecher erreichbar sind. Man erkennt zunächst im omni-direktionalen Setup die Abschattung als leichte Dämpfung von rechts für das genutzte linke Hörgerät am Kopf (blau). Monaurale Richtmikrofone erreichen gute Dämpfungen für Signale aus dem hinteren Bereich und von der Seite. Allerdings ist die Richtkeule im Bereich von etwa $\pm 70^\circ$ recht breit (rot). Mit dem binauralen Richtmikrofon werden durch die engere Richtkeule auch seitliche Sprecher, z.B. aus $\pm 45^\circ$ gut unterdrückt (grün). In Sprachverständlichkeitstest können die Verbesserungen durch SRT-Messungen gezeigt werden. In diesem Fall wurde eine spezielle Hypothese getestet. Diese besteht darin festzustellen, ob es möglich ist, dass Schwerhörnde mit Hörgeräten und binauraler Verarbeitung in gestörter Umgebung ein besseres Sprachverstehen erreichen, als Normalhörende ohne Hörgeräte. Die für die Tests genutzte Anordnung bestand aus acht Quellen im gleichen Winkelabstand von je 45° , davon eine Nutzquelle aus der Blickrichtung des Hörgeräteträgers. Aus allen sieben Störrichtungen wurden Störsprecher ohne Pause und zusätzlich auch "speech babble" mit einem SNR von 15 dB wiedergegeben. Mit dieser Anordnung wurden dann in zwei Standorten unabhängig voneinander SRT Messungen durchgeführt [9]. Beide Test, der OLSA [10] der

am Hörzentrum in Oldenburg und der HINT [11], der an der University of Northern Colorado durchgeführt wurde, zeigen mit im Mittel 2 bis 2.5 dB SRT bessere Ergebnisse für versorgte Schwerhörnde mit der binauralen Verarbeitung im Vergleich zu Normalhörenden ohne Hörgeräte.

Mit der binauralen Verarbeitung sind weitere Anwendungen zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit möglich. Eine davon ist, die Richtkeule in andere Richtungen als die Blickrichtung der Hörgeräteträgers auszurichten. Aktuell werden hier z.B. vier Richtungen realisiert, neben der Blickrichtung auch nach hinten und zu beiden Seiten. Letztere erfordern den binauralen Austausch der Audiosignale. Diese Anwendungen sind interessant für Fälle, in denen der Hörgeräteträger den Blick dem Gesprächspartner nicht zuwenden kann, z.B. als Fahrer im Auto. Der Fokus wird automatisch in die Richtung gelenkt, aus der die Signale mit den stärksten Sprachanteilen eintreffen.

Auch Windgeräuschreduktionsverfahren können von der binauralen Signalübertragung profitieren. In Situationen, in denen der Wind nicht direkt von vorne oder hinten eintrifft, sind Windgeräusche auf einer Seite klar stärker als auf der anderen. Detektiert man die Leistung der Windgeräusche selektiv in den einzelnen Frequenzbändern, kann man gezielt die stärker gestörten durch die äquivalenten Frequenzbänder des Hörgerätesignals der anderen Seite ersetzen. Zum Erhalt des räumlichen Eindrucks ist gerade das selektive Ersetzen entscheidend.

Bei diesen binauralen Verfahren ist eine automatische Aktivierung und Steuerung der Algorithmen entscheidend für die Akzeptanz. Die Unterstützung der Verständlichkeit in gestörten Umgebungen sollten durch Zuschalten der binauralen Verarbeitung graduell mit stärkerer Störung und unmerklich erhöht werden. Als Steuerungsgrößen können dazu, neben der akustischen Klassifikation, z.B. auch Eingangspegel, Störpegel und Signal-Stör-Verhältnisse genutzt werden. In ruhigen Umgebungen kann die binaurale Verarbeitung auch komplett deaktiviert werden, um die Batterielaufzeit zu verlängern. Effiziente Systeme benötigen für die binaurale Audiodatenübertragung etwa 10-15 % des gesamten Leistungsverbrauchs.

Neue drahtlose Datenkommunikation: Connectivity 3.0

Auf Basis von Connectivity 2.0 können Audio- und Steuerungsdaten zwischen den Hörgeräten und einer Steuerungseinheit beliebig ausgetauscht werden. Diese dient auch als Relay-Station zur Anbindung an andere Geräte durch Integration einer Bluetooth-Schnittstelle. Damit können Telefongespräche und andere Bluetooth (BT) Audiodaten über die Relay-Station zu den Hörgeräten übertragen werden. Aktuell werden in vielen Hörgeräten auf Basis von Bluetooth LE (low-energy) neben der magnetischen Übertragungstechnologie zusätzlich "Radio Frequency" (RF) Technologien realisiert. Damit ist dann die direkte Anbindung von Bluetooth Endgeräten

an Hörgeräte möglich (s. Abb 8).



Abbildung 8: Connectivity 3.0: Magnetische Übertragungstechnologie zwischen den Hörgeräten kombiniert mit Bluetooth Technologie, die zur Anbindung an externe Geräte, z.B. Smartphones, in Hörgeräte integriert ist.

Als Folge davon werden in Hörgeräten zwei Übertragungsverfahren gleichzeitig betrieben. Grund ist, dass die RF Technologie nicht zur hochratigen Datenübertragung zwischen Hörgeräten geeignet ist, da der Kopf die Signale in diesen hohen Frequenzbereichen (Größenordnung 900 MHz) stark dämpft. Mit der Integration des BT Standards in Hörgeräte eröffnen sich neben der Audio-Übertragung auch die bidirektionalen Datenanbindungen an Smartphones und damit die vielen Möglichkeiten der Anbindung von Hörgeräten an Smartphone Apps.

Sinnvolle Eingriffe für Hörgeräteträger sind z.B. Einstellungen der Wirkstärke von Geräuschreduktionsverfahren oder Richtmikrofonie oder auch die Wahl der Breite von dessen Richtkeule. Auch bieten Apps aktuell schon die Möglichkeit, dass sich der Hörgeräteträger mit seinem Akustiker in Verbindung setzt und dieser über eine Internet-Verbindung mit dem Smartphone als Relay-Station Änderungen an den Hörgeräte-Einstellungen durchführt. Insbesondere für sensible Einstellungen, z.B. zur Kompensation des Hörverlustes ist dies sinnvoll, da diese von einem Fachmann vorgenommen werden sollten. Neben dem Komfort für den Nutzer, nicht den Weg zum Akustiker auf sich nehmen zu müssen, ist ein weiterer Vorteil, dass der Hörgeräteträger die geänderten Einstellungen direkt in seiner gewohnten Umgebung testen und so gut beurteilen kann.

Anbindung an erweiterte Sensorik: Connectivity 4.0

Mit der BT-Verbindung zwischen Smartphones und Hörgeräten werden in Zukunft viele neue Anwendungen umsetzbar sein. Zwei Möglichkeiten dazu werden hier kurz exemplarisch beschrieben.

Die erste erläutert gemeinsame Audiosignalverarbeitung von Mikrofonsignalen der Hörgeräte und des Smartphones zur weiteren Verbesserung des Sprachverstehens in akustisch gestörter Umgebung. Beispielhaft sei hier die

Ausnutzung der Körperabschattung von Störungen genannt, falls das Smartphone vor dem eigenen Körper gehalten wird. Im Fall von 1-Mikrofon-Hörgeräten, d.h. zumeist kleinen Im-Ohr (IdO) Hörgeräten, ist die gemeinsame Verarbeitung der Hörgerätesignale und des Smartphone-Signals – selbst bei binauraler Kopplung der Hörgeräte – die einzige Möglichkeit, Störungen von hinten zu unterdrücken [12]. Weitere Möglichkeiten ergeben sich durch die Nutzung von Sensordaten-Information der Smartphones auch in Hörgeräten. Hier stehen z.B. GPS-Daten, Bewegungsdaten, etc. zur Verfügung.

Beispielhaft kann mit den GPS-Daten die Klassifikation verbessert werden und auch mit einer automatischen Steuerung verbunden werden. Situationen können somit leichter wiedererkannt werden. Vom Hörgeräte-Nutzer am gleichen Ort zuvor durchgeführt Einstellungsänderungen können automatisch wieder hergestellt werden.

Auch eine Veränderung der Ortes des Hörgeräteträgers kann über GPS erkannt werden. Da diese Ortsänderung üblicherweise mit einer Änderung der Hörsituation verbunden ist, könnte damit die Klassifikationserkennung geändert, z.B. zurückgesetzt werden.

Ebenfalls können Sensoren direkt in Hörgeräte integriert werden. Diese könnten für medizinische Anwendungen genutzt werden, z.B. zur Erfassung von Vitalparametern wie Körpertemperatur, Blutdruck, Puls, Sauerstoffsättigung des Bluts.

In diesem Beitrag möchte ich auf ein weiterreichendes Zukunftsthema eingehen, zu dem eine EEG-Datenerfassung in Hörgeräte integriert wird. Die Zielsetzung, die mit dieser Integration verbunden ist, besteht in der Erfassung der Richtung, auf die sich der Hörgeräteträgers fokussiert. Nachfolgendes Ziel ist dann, den Fokus der Richtmikrofonverfahren in diese Richtung automatisiert zu steuern. Aktuell realisierte automatische Verfahren zur Steuerung der Richtkeule erfassen die Umgebung, können die stärkste Sprachquelle erkennen, aber nicht die Wunschrichtung des Hörgeräteträgers. Ein mögliches Prinzip, die Wunschrichtung mit EEG-Signalen zu erfassen, wurde in [13] vorgeschlagen. Annahme dabei ist, dass die Einhüllende des EEG Signals eine höhere Korrelation mit der Einhüllenden des akustischen Signals aufweist, auf das sich ein Zuhörer konzentriert, als mit einer weiteren Signalquelle. In [14] wurde dies praxisrelevanter erweitert. Statt mit Kopfhörern wurden die Signale über Lautsprecher wiedergegeben. Mit lediglich fünf Elektroden konnten Korrelationen mit dem Signal, auf das sich der Hörer fokussierte, festgestellt werden. Zur Steuerung von Richtkeulen in Hörgeräten könnte dieses Prinzip so eingesetzt werden wie in Abb. 9 dargestellt.

Durch eine binaurale Signalverarbeitung werden dominante Sprachquellen erfasst und auf diese jeweils Richtkeulen ausgerichtet. Die Ausgangssignale der Richtkeulen können dann mit der Einhüllenden des EEG Signals korreliert werden. Auf die so erkannte Wunschquelle kann dann der Fokus ausgerichtet werden. Die Erfassung der EEG-Daten wird sicher nicht mit der üblicherweise ver-

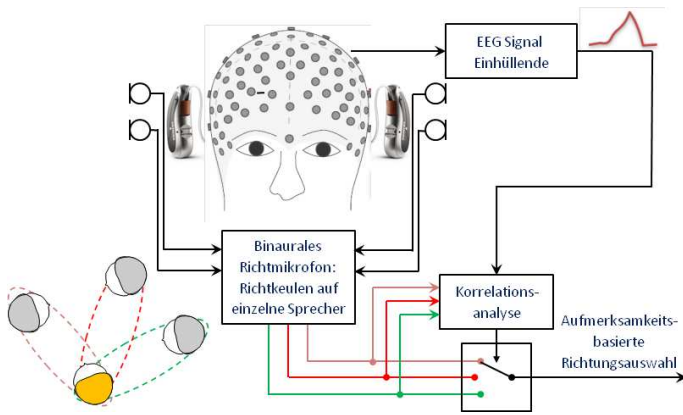


Abbildung 9: Prinzip einer möglichen Steuerung von Hörgeräten durch EEG Sensoren am Ohr oder in Hörgeräten: Auswahl der Richtkeule deren Ausgangssignal die höchste Korrelation mit dem EEG Signal aufweist.

wendeten EEG-Kappe möglich sein. Es gibt aber schon erste Untersuchungen, die in die Richtung der Integration von EEG Sensorik in Hörgeräte gehen. So werden von Debener [15] Elektroden entwickelt, die um das Ohr platziert werden und von Looney [16] Elektroden, die in Otoplastiken der Hörgeräte integriert werden. In diesem spannenden Umfeld werden sicherlich noch einige Entwicklungen zu erwarten sein.

Zusammenfassung

In diesem Beitrag wurde ein Überblick über aktuell in Hörgeräten üblicherweise genutzte Technologie zur Kompensation von Innenohrschwerhörigkeiten gegeben. Ein Schwerpunkt wurde auf das Thema "Connectivity" gesetzt. Hierbei wurden die verschiedenen Entwicklungsschritte, angefangen vom Status-Datenaustausch zwischen Hörgeräten, über die Audiodatenübertragung hin zur Integration von Bluetooth-Schnittstellen in Hörgeräten betrachtet. Zukünftige Möglichkeiten durch Anbindung der Hörgeräte an Smartphones oder weitere Sensoren, z.B. EEG-Sensoren, wurden zum Abschluss des Beitrags vorgestellt.

Literatur

- [1] G.W. Elko and A.N. Pong, "A steerable and variable first-order differential microphone array," *IEEE International Conference on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, Munich, 1997, pp. 223-226 vol.1.
- [2] R. Plomp and A.M. Mimpen, "Improving the reliability of testing the speech reception threshold for sentences," *Audiology* 18.1 (1979): 43-52. APA
- [3] T.A. Ricketts and B.W.Y. Hornsby: "Sound Quality Measures for Speech in Noise through a Commercial Hearing Aid Implementing "Digital Noise Reduction" in *Journal American Academic Audiology*, 16:270-277 (2005).
- [4] E. Hänsler and G. Schmidt: *Acoustic Echo and Noise Control: A Practical Approach*, Wiley, 2004.
- [5] A.R. Hernandez, J. Chalupper, and T.A. Powers: "An assessment of everyday noises and their annoyance", *The Hearing Review*, 2006, 13(7), 16-20.
- [6] W. Herboldt and W. Kellermann: "Frequency-domain integration of acoustic echo cancellation and a generalized sidelobe canceller with improved robustness." *European Transactions on Telecommunications* 13.2 (2002): 123-132.
- [7] H. Cox, R.M. Zeskind, and M.M. Owen: "Robust adaptive beamforming". *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, and Signal Processing*, 35(10):1365-1376, October 1987.
- [8] M. Aubreville and S. Petrusch: "Directionality assessment of adaptive binaural beamforming with noise suppression in hearing aids." *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2015 IEEE International Conference on. IEEE, 2015.
- [9] T.A. Powers and M. Fröhlich: "Clinical Results with a New Wireless Binaural Directional Hearing System." *Hearing Review*, 21(11), 32-34 (2014).
- [10] B. Kollmeier and M. Wesselkamp: "Development and evaluation of a German sentence test for objective and subjective speech intelligibility assessment." *J. Acoust. Soc. Am.*, 102(4), 2412-21 (1997).
- [11] M. Nilsson, S.D. Sol, and J.A. Sullivan. "Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and noise." *J. Acoust. Soc. Am.*, 95(2), 1085-1099 (1994).
- [12] D. Yee et al. "A speech enhancement system using binaural hearing aids and an external microphone." *Acoustics, Speech and Signal Processing (ICASSP)*, 2016 IEEE International Conference on. IEEE, 2016.
- [13] J.A. O'Sullivan et al.: "Attentional Selection in a Cocktail Party Environment Can Be Decoded from Single-Trial EEG". *Cerebral Cortex*, 25(7), 1697-1706 (2015).
- [14] S. Handrick: "Dekodierung der selektiven auditorischen Aufmerksamkeit aus EEG-Messungen." DGA-Tagung 2017, Aalen.
- [15] S. Debener et al. "Unobtrusive ambulatory EEG using a smartphone and flexible printed electrodes around the ear." *Scientific reports* 5 (2015): 16743.
- [16] D. Looney et al. "Ear-EEG: Continuous Brain Monitoring." *Brain-Computer Interface Research*. Springer International Publishing, 2014. 63-71.