



TIMOTHY D. TRINE



DIANNE VAN TASELL

## DIGITALE HÖRGERÄTE ENTWICKLUNG FAKTEN GEGEN PHANTASIE

### EINLEITUNG

Es wird in diesen Tagen oft gesagt und geschrieben, die digitale Technologie ermögliche, was in analogen Hörgeräten nicht möglich war. Dies ist wahr. Es ist auch wahr, daß wir – wie es immer sein wird – an einem Punkt sind, an dem das, was wir wünschen, was digitale Hörgeräte können sollten, weit über das hinaus geht, was sie tatsächlich realisieren können. Dies hat bei den Hörakustikern sowie bei den Hörgeräteträgern für einige Verwirrung gesorgt und einige sehr begründete Fragen aufkommen lassen: Was können digitale Hörgeräte wirklich leisten? Was können Sie nicht leisten? Wie wissen wir das?

In diesem Artikel betrachten wir genau, was digitale Hörgeräte leisten können und was zur Zeit nur Wunschdenken ist. Zuerst einige Definitionen:

Was digitale Hörgeräte können:

Dies schließt alle Hörgerätfunktionen ein, die sich durch die Forschung, die in der wissenschaftlichen Literatur der Welt publiziert wurde, als wirksam erwiesen haben. Ein gutes Beispiel für den Beweis der Wirksamkeit wäre umfangreiches Beweismaterial aus vielen wissenschaftlichen Artikeln, die Sprachverständlichkeit mit Hörgerät sei besser als ohne Hörgerät, vorausgesetzt, das Hörgerät stelle eine ausreichend große Übertragungsbandbreite zur Verfügung (vgl. Larson et al., 2000; Humes et al., 1997).

Wunschdenken:

In diese Kategorie fallen Hörgerätfunktionen, für die evtl. Werbung gemacht wird, für die aber das Beweismaterial über die Wirksamkeit im besten Fall ungenügend oder im schlimmsten Fall nicht vorhanden ist. Ein gutes Beispiel dafür ist die häufige Anspielung darauf, daß Hörgeräte ohne Richtwirkung den Pegel des Hintergrundgeräusches reduzieren können, ohne die Wahrnehmbarkeit oder Klarheit der Sprache zu beeinträchtigen. Dies war für einige Zeit der Heilige Gral der Signalverarbeitung in Hörgeräten: sehr wünschenswert, aber aus sehr verständlichen, wissenschaftlichen Gründen immer noch unerreichbar.

Dieser ist der erste Artikel einer Serie, in der es unser Ziel ist, den Lesern einige grundlegende wissenschaftliche Informationen zu liefern, damit sie 1) sich aufgrund von Informationen eine Meinung über die Wirksamkeit der Hörgerätfunktionen bilden können und 2) vermeiden, unrealistische Erwartungen in Ihren Kunden oder Patienten zu wecken. In einer Reihe zukünftiger Artikel möch-

ten wir vollständigere Beschreibungen des Wissensstandes in den drei Bereichen der Signalverarbeitung in Hörgeräten: Kompressionsarchitektur, Rückkopplungsunterdrückung und Geräuschmanagement liefern.

### KOMPRESSIONSARCHITEKTUR

WUNSCHDENKEN:

Das vermutlich am meisten um sich greifende Wunschdenken im Hinblick auf Kompressionshörgeräte ist, daß eine mehrkanalige Wide-Dynamic-Range-Compression (WDRC) die Funktion der äußeren Haarzellen (OHCs) in der Cochlea vollständig ersetzen kann. In der Forschung kam dieses in den letzten zwei Jahrzehnten auf; das OHC-System der Säugetiere hat sich als ein notwendiger Teil eines biologisch aktiven Prozesses in der Cochlea erwiesen, der in einer stark frequenzselektiven Art und nahezu ohne Zeitverzögerung den mechanischen Stimulus zu den inneren (sensorischen) Haarzellen verstärkt (Dallos, 1992; 1997). In der ersten Überlegung deutet dies darauf hin, daß die Signalverarbeitung in Hörgeräten vermutlich so gestaltet werden sollte, daß sie den Verlust der OHCs ausgleicht, indem sie das, was die OHCs zu tun scheinen, nachahmt: eine sehr schnelle Kompression mit einem sehr niedrigen Kniefpunkt in einer großen Anzahl von schmalen Frequenzkanälen. In der Tat gibt es verschiedene Hörgeräte auf dem Markt, die eine schnelle Kompression in vielen Kanälen vornehmen, aber sie scheinen nicht besser zu arbeiten als Hörgeräte mit langsamerer Kompression in weniger Kanälen. Was war dann falsch an dieser Logik?

Die Antwort liegt in den mechanischen Abstimmungseigenschaften der Cochlea und in der unterschiedlichen Verarbeitung von Eingangssignalen hoher und niedriger Pegel. In Abbildung 1 (nach Johnstone et al., 1986) wird die mechanische Auslenkung der Basilarmembran eines Meerschweinchens an einem einzelnen Meßort (entsprechend der optimalen Frequenz von 18 kHz) für Sinussignale von niedrigen bis hohen Pegeln gezeigt. Aus praktischen Gründen wurden alle Antworten auf 10 kHz normiert. Bei einem Eingangspegel von 20 dB sind die Effekte der OHCs in der sehr schmalen Abstimmung dieses Ortes auf der Basilarmembran zu erkennen: er reagiert nur auf Frequenzen in der Nähe von 18 kHz. Wenn aber der Eingangspegel ansteigt, wird das OHC-System immer

weniger aktiv. Erreicht der Eingangspegel 80 dB, dann ist das OHC-System gesättigt und die Basilarmembran wird in einem viel breiteren Bereich angeregt. So gibt es zwei Gründe, weshalb ein Hörgerät die enge Abstimmung in einem geschädigten Ohr nicht wieder herstellen kann: 1) weil das OHC-System, welches für die Abstimmung verantwortlich ist, beeinträchtigt ist und 2) weil das Hörgerät den Eingangssignalen Verstärkung hinzufügen muß und somit die Cochlea bei mittleren und hohen Pegeln stimuliert, wo die Abstimmung selbst in einem normalen Ohr nicht mehr schmal ist. Das bedeutet, daß selbst das Kompressionssystem mit den schmalsten Bändern in einem geschädigten Ohr eine breitere Erregung als die normale Erregung produziert.

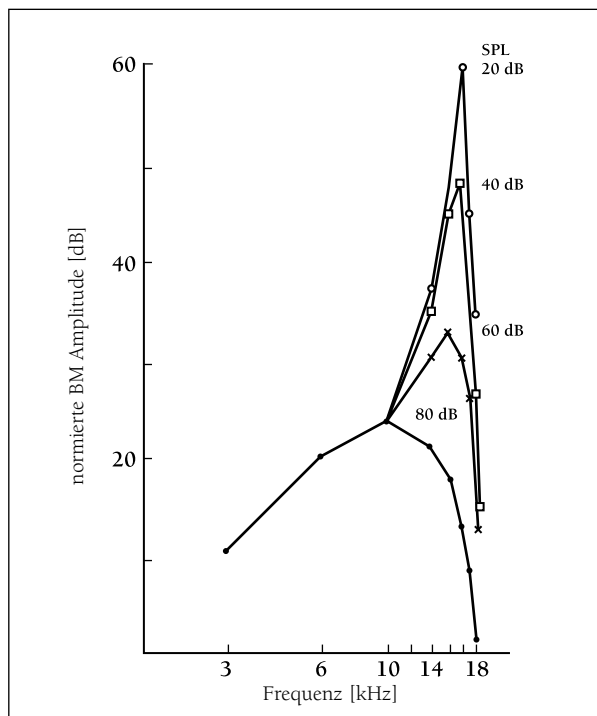


Abbildung 1. Amplitude der Basilmembranschwingung als Funktion der Stimulusfrequenz für Eingangspegel von 20 bis 80 dB SPL. Von Johnson et al., 1986, Abb. 4A.

Diese Tatsache hat einige Forscher dazu veranlaßt, Signalverarbeitungsmuster vorzuschlagen, die die spektralen Peaks im Eingangssignal verschärfen, um die breite Ausdehnung der Anregung in einem Ohr ohne OHCs auszugleichen. Noch einmal, diese Logik macht auf den ersten Blick Sinn, hält aber einer genaueren Untersuchung nicht Stand. Dies wird am besten illustriert durch Betrachten der Funktion eines Modells der Cochlea-Anregung, welches die Funktion der OHCs einschließt (Giguère & Smoorenburg, 1999). Abbildung 2 zeigt die Antwort der normalen Cochlea (Schwarze Kurven) und die Antwort einer Cochlea mit einem Verlust der OHCs von 50 % (rote Kurven) auf den Vokal /ä/ (dicke Kurven). Es wird auch die Antwort der normalen und geschädigten Cochlea auf denselben Vokal gezeigt, der mit einem Algorithmus der spektralen Verschärfung verarbeitet wurde (dünne Kurven). Beachten Sie, daß obwohl die spektrale Verschär-

fung im Ausgang der normalen Cochlea erhalten bleibt, im Ausgang der Cochlea mit einer Schädigung der OHCs das Spektrum geglättet wird, so daß im Prinzip kein Unterschied zwischen dem nicht verschärften und verschärften Signal besteht. Dies ist so, weil selbst das verschärfte Eingangssignal breitere Anregungsmuster in der Cochlea mit geschädigten OHCs produziert. Dies ist der Grund dafür, daß die berichteten Versuche, die Sprachverständlichkeit über die spektrale Verschärfung zu verbessern, ohne Ausnahme scheiterten (Stone & Moore, 1992; Musch & Pavlovic, 2001).

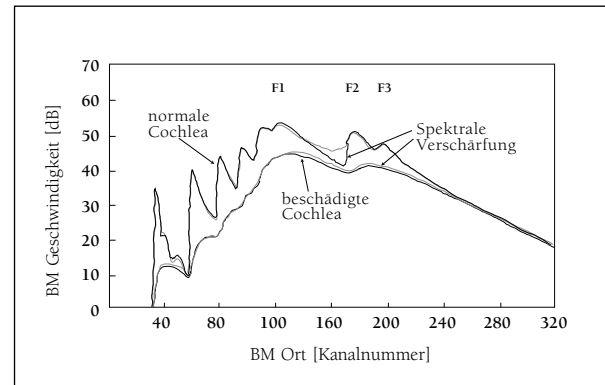


Abbildung 2. Modell der Anregungsmuster für den synthetischen Vokal /ä/ (dicke Kurven) und einer "vorverschärften" Version desselben Vokals (dünne Kurven) am Ausgang einer normalen Cochlea (schwarze Kurven) und einer Cochlea mit einem Verlust der OHCs von 50 % (rote Kurven). Von Smoorenberg (2000).

Der unvermeidliche Schluß ist, daß die Signalverarbeitung der Hörgeräte nicht als Ersatz für die komplexe Funktion der OHCs angesehen werden kann, ganz gleich wie attraktiv wissenschaftlich das Argument auf den ersten Blick zu sein scheint.

#### WAS DIGITALE HÖRGERÄTE KÖNNEN:

Wenn die WDRC nicht dazu vorgesehen ist, die OHCs zu ersetzen, was ist ihr Zweck? Wie jeder Hörakustiker weiß, ist der erste Zweck eines jeden Hörgerätes die Hörbarkeit von Sprache und anderen Signalen, die für hörgeschädigte Menschen von Interesse sind, zu verbessern. Diese grundlegende Wahrheit erklärt, warum die WDRC normalerweise die Wahl der Kompensationsstrategie für Menschen mit einem gering- bis mittelgradigen sensorineuralen Hörverlust ist, welcher durch eine Schädigung der OHCs in der Cochlea verursacht ist (Moore & Glasberg, 1988). Einfach gesagt, WDRC-Hörgeräte bieten mehr Hörbarkeit als andere Kompensationsstrategien, weil sie mehr Verstärkung für leise Signale liefern; das bedeutet, sie stellen die Hörbarkeit für leise Signale wieder her, obwohl sie die exquisite Frequenzselektivität der normalen Cochlea für diese Signale nicht wiederherstellen können. Außerdem sollten die Hauptaspekte der WDRC-Entwicklung – Anzahl der Kompressionskanäle und Zeitkonstanten der Kompression – auf Überlegungen zur Hörbarkeit der Signale und der Klangqualität basieren.

## ANZAHL DER KOMPRESSIONSKANÄLE

Die optimale Anzahl der Kompressionskanäle in einem Kompressionshörgerät steht nicht in Verbindung mit der cochleären Physiologie, sondern mit der Sprachverständlichkeit und Klangqualität. Zusätzlich ist wichtig, wie einfach ein Hörgerät Hörgeschädigten mit verschiedenen Hörverlustkonfigurationen angepaßt werden kann. Wie hoch ist die Anzahl der Kanäle für diese Zwecke?

Rickert und Kollegen (2000) von Starkey Laboratories gingen dieses Problem an, indem sie die Anzahl der unabhängigen Signalverarbeitungs Kanäle bestimmten, die erforderlich sind, um die Hörbarkeit für Sprache zu maximieren (quantifiziert durch den Artikulationsindex, ANSI S3.5, 1969) und die Zielwerte der nichtlinearen Anpaßformel aus Cambridge (Moore et al., 1999) für eine Vielzahl repräsentativer Audiogramme zu erreichen.

Abbildung 3 zeigt eine Zusammenfassung unserer Ergebnisse in Bezug auf die Wahrnehmbarkeit der Sprache. Beachten Sie, daß sich für jedes Audiogramm die Leistung von einem auf zwei Kanäle dramatisch verbessert, aber asymptotische Werte bei vier oder fünf Kanälen erreicht. Es ist klar, daß drei bis vier Kompressionskanäle eine ausreichende Flexibilität bieten, um die große Mehrzahl der audiometrischen Konfigurationen zu versorgen, die an einer Klinik anzutreffen sind, sogar ohne zusätzliche Beeinflussung des Frequenzganges in den Kanälen. Es sind sogar weniger Kanäle erforderlich, wenn der Frequenzgang unabhängig von der Kanalverstärkung eingestellt werden kann.

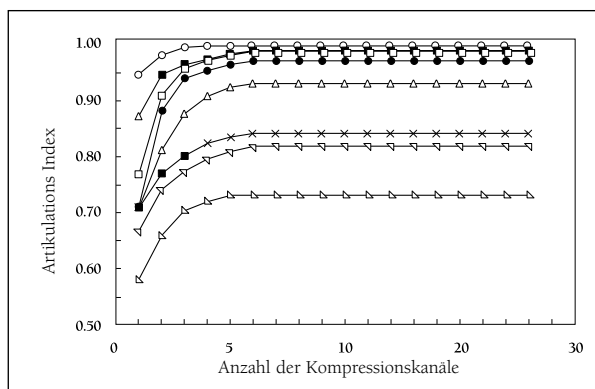


Abbildung 3. Hörbarkeit, quantifiziert durch den Artikulationsindex als Funktion von der Anzahl der Verstärkungs- und Kompressionskanäle. Jede Kurve repräsentiert die Daten individueller Audiogramme.

## ZEITKONSTANTEN DER KOMPRESSION

Wir haben bereits bewiesen, daß die Zeitkonstanten der Kompression nicht zur Nachahmung der Funktion des OHC-Systems entwickelt werden müssen. Aber wie sollten sie sein, um die Hörbarkeit und Klangqualität zu maximieren?

Beide, die schnellen und langsamen Zeitkonstanten haben gezeigt, daß sie in einem großen Bereich von Eingangspe-

geln eine gute Wahrnehmbarkeit für Sprache liefern (siehe Stone et al., 1999, für einen Überblick). Es ist der Bereich der Klangqualität, in dem Zeitkonstanten am wichtigsten zu sein scheinen.

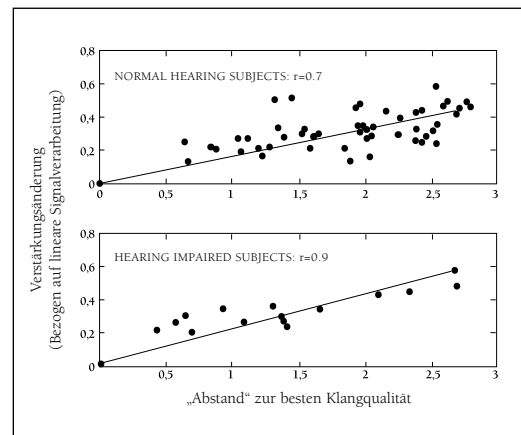


Abbildung 4 (übernommen von Woods et al., 1999) zeigt die Resultate einer statistischen Analyse der Ergebnisse einer umfangreichen Labor- und Feldstudie, die bei Starkey durchgeführt wurde, um die Vorlieben normalhörender und schwerhöriger Zuhörer für verschiedene mehrkanalige Kompressionsprogramme zu ermitteln. In diesem Experiment wurde die Hörbarkeit des Sprachsignals im Hintergrundgeräusch bei allen Verarbeitungsbedingungen konstant gehalten. Die Zuhörer wurden gebeten einzuschätzen, wie sehr sie die Klangqualität einer großen Anzahl verschiedener Zeitkonstanten und Kompressionsverhältnisse der mehrkanaligen Kompression bevorzugten. Die x-Achse jedes Diagramms zeigt den "bevorzugten Abstand" zu linearen Bedingungen; je weiter rechts auf dieser Achse diese Werte liegen, desto weniger gefiel den Zuhörern die Klangqualität. Auf der y-Achse ist die Verstärkungsvarianz der Signalverarbeitung aufgetragen; dieser Wert gibt an, wie oft und um wie viel sich die Verstärkung ändert. Für schnelle Kompressionskonstanten und hohe Kompressionsverhältnisse wäre die Verstärkungsvarianz am größten. Für langsame Zeitkonstanten und geringe Kompressionsverhältnisse wäre die Verstärkungsvarianz am geringsten. Für beide Zuhörergruppen stand die Präferenz klar in Bezug zur Verstärkungsvarianz. Je mehr sich die Verstärkung änderte, desto weniger gefiel den Zuhörern die Klangqualität. Die Anzeichen deuten klar darauf hin, daß langsame Zeitkonstanten der WDRC über einen Bereich von Kompressionsverhältnissen das beste Ergebnis für die Klangqualität ergeben.

## EINE VERNÜNFTIGE ENTWICKLUNG DER KOMPRESSIONSARCHITEKTUR IN MODERNEN DIGITALEN HÖRGERÄTEN:

Die Starkey Forschungs- und Entwicklungsteams entwickelten unser kürzlich herausgebrachtes, führendes digitales Hörgerät – Axent – welches die bewiesenen Ergebnisse wissenschaftlicher Untersuchungen über den Schall im Bereich der Psychoakustik und Signalverarbeitung verkörpert. Wo ein solcher Beweis nicht existierte,

fürten wir die notwendigen Experimente, wie oben berichtet, durch. Deshalb sind die Charakteristika der Kompressionsarchitektur diejenigen, für die aktuelle Beweise zeigen, daß sie die beste Wahl für die Optimierung der Sprachverständlichkeit und Klangqualität sind:

- WDRC-Kompression
- 4 einstellbare Kompressionskanäle mit der Möglichkeit der zusätzlichen Einstellung des Frequenzgangs in den Kanälen
- langsame Zeitkonstanten der Kompression für die höchste Zufriedenheit des Benutzers
- Expansion bei geringen Pegeln zur Minimierung des Mikrofonrauschens und leiser Umgebungsgeräusche

### RÜCKKOPPLUNGSUNTERDRÜCKUNG WUNSCHDENKEN:

Die adaptive Rückkopplungsunterdrückung ist eines der aufregendsten und nützlichsten Features der Signalverarbeitung, das in einigen der besten heutigen digitalen Hörgeräte verfügbar ist.

Das Wunschdenken bezüglich der Rückkopplungsunterdrückung konzentriert sich auf den Glauben, daß diese DSP-Algorithmen sämtliche Rückkopplungen eliminieren, so daß eine gut angepaßte Otoplastik oder IdO-Schale nicht erforderlich ist und sie sogar den Verschlusseffekt vermeiden, da sie große Vents bei allen Anpassungen ermöglichen. Obwohl wir uns auf ständige Verbesserungen der adaptiven Rückkopplungsunterdrückung freuen können, so sind wir doch noch nicht so weit.

### WAS DIGITALE HÖRGERÄTE KÖNNEN:

Die adaptive Rückkopplungsunterdrückung arbeitet mit Algorithmen, die das Rückkopplungssignal abschätzen und die Rückkopplung vom Eingangssignal des Hörgerätes subtrahieren, ohne die Verstärkung zu beeinflussen.

Diese werden manchmal als "Search and Destroy" Algorithmen bezeichnet, weil sie kontinuierlich die Charakteristika des digitalen Rückkopplungsbewertungsfilters anpassen, um Änderungen in den Charakteristika der Rückkopplung Rechnung zu tragen. Sie unterscheiden sich stark von sogenannten Rückkopplungs-"Management"-Routinen oder Notch-Filtern, die im Bereich der Rückkopplung entweder die verfügbare Verstärkung reduzieren oder begrenzen.

Welche sind realistische Erwartungen für adaptive Rückkopplungsunterdrückung in heutigen digitalen Hörgeräten? Abbildung 5 zeigt eine typische maximale Real Ear Aided Gain, bevor eine Rückkopplung auftritt, mit und ohne aktivierter Rückkopplungsunterdrückung im digitalen Hörgerät Axent von Starkey. Beachten Sie, daß sich die maximale Verstärkung um ca. 10-15 dB erhöht, ohne daß Rückkopplung einsetzt.

Dieser erhöhte Verstärkungsspielraum ist typisch für das, was mit den zur Zeit bekannten Methoden der adaptiven Rückkopplungsunterdrückung erreicht werden kann (Maxwell & Zurek, 1995; Kates, 1999). Das bedeutet, die Rückkopplungsunterdrückung kann rückkopplungsfrei eine Erhöhung der verfügbaren Verstärkung von 10 – 15 dB liefern, es gibt aber einen Punkt (besonders bei hochverstärkenden Hörgeräten und/oder bei zu Rückkopplung neigenden Ohren), bei dem selbst ein Hörgerät mit einer adaptiven Rückkopplungsunterdrückung beginnt, eine hörbare schwingende Rückkopplung zu produzieren.

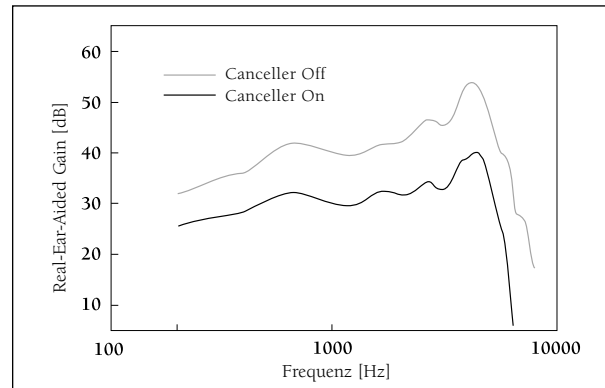


Abbildung 5. Die maximale rückkopplungsfreie Real Ear Aided Gain einer Testperson mit dem Hörgerät Axent, mit adaptiver Rückkopplungsunterdrückung aktiviert (graue Kurve) und deaktiviert (schwarze Kurve).

Wo liegen die Gründe für diese Einschränkungen? Sie sind nicht, wie Sie vielleicht denken mögen, komplett der begrenzten Verarbeitungsfähigkeit zuzuschreiben, die in heutigen digitalen Hörgeräten zur Verfügung steht. Eine signifikante Einschränkung scheint vielmehr in der Natur des Rückkopplungssignals selbst zu bestehen. Da akustische Reflexionen im Raum immer mit dem Rückkopplungssignal interagieren und es verkomplizieren, ist die Fähigkeit, die Rückkopplung genau nachzubilden und zu subtrahieren, selbst bei einem komplexen Bewertungsfiler der adaptiven Rückkopplungsunterdrückung, begrenzt (Kates, 1999). Aus diesem Grund müssen signifikante Erhöhungen des verfügbaren Verstärkungsspielraums im täglichen Betrieb über 10-15 dB hinaus auf weitere Fortschritte in der Signalverarbeitung warten.

### VERNÜNFTIGE HANDHABUNG DER RÜCKKOPPLUNG IN MODERNEN DIGITALEN HÖRGERÄTEN:

Die Kunden sollten eine adaptive Rückkopplungsunterdrückung in den heutigen voll ausgestatteten digitalen Hörgeräten erwarten, nicht nur ein Rückkopplungs-Managementsystem. Sie sollten einen zusätzlichen Verstärkungsspielraum von ca. 10-15 dB erwarten, bevor eine Rückkopplung auftritt und sie sollten eine gute Klangqualität erwarten, während der Rückkopplungsunterdrücker in Betrieb ist. Sie sollten aber nicht erwarten, daß sie sich niemals mehr, ganz gleich unter welchen Bedingungen, mit Rückkopplungen befassen müssen.

## STÖRSCHALLMANAGEMENT

### WUNSCHDENKEN:

Störschallunterdrückung oder Störschallmanagement repräsentiert das einzige Feature der Signalverarbeitung, das die größte Verwirrung unter Hörakustikern sowie Höreräteträgern verursacht. Das anhaltende Wunschdenken, das über die Jahre kommt und geht ist, daß ein omnidirektionales Hörgerät irgendwie ein Geräusch erkennen und von Sprache trennen kann. Dies war eins der begehrtesten Ziele in verschiedenen Jahrzehnten der Erforschung der Signalverarbeitung, die von Wissenschaftlern in vielen Feldern durchgeführt wurde. Wie hunderte von Patenten in diesem Bereich bestätigen, wurde eine erstaunliche Anzahl von Techniken entwickelt und getestet. Aber bis jetzt hat sich keine von ihnen bei der selektiven Reduzierung der Art der Umgebungsgeräusche, die Höreräteträger gern loswürden, als effektiv erwiesen, wobei die Lautheit und Klarheit der Sprache erhalten bleiben sollten.

Es gibt zwei allgemeine Signalverarbeitungsstrategien mit Einzelmikrofonen, die dazu verwendet werden können, Geräusche zu reduzieren. Wenn die Charakteristika eines Geräusches 1) unterschiedlich zur Sprache und 2) dem Signalprozessor bekannt sind. Dann kann das Geräuschspektrum einfach vom Spektrum bestehend aus Sprache und Geräusch subtrahiert werden, und ein weniger gestörtes Sprachsignal übrig lassen (Boll, 1979). Dies ist im Allgemeinen die Art, wie Headsets zur Geräuschreduzierung in Flugzeugen arbeiten: der Fluglärm ist konstant, unveränderlich, sehr unterschiedlich zur Sprache, leicht zu charakterisieren und ist somit einfach zu unterdrücken. Aber diese Technik arbeitet nicht gut mit veränderlichen Hintergrundgeräuschen, wie sie für die täglichen Hörumgebungen von Höreräteträgern typisch sind (vgl. Elberling et al., 1993). Aus diesem Grund wird eine zweite Strategie des Geräuschmanagements in Hörgeräten eingesetzt: in geräuschvollen Umgebungen wird einfach die Verstärkung des Hörgerätes reduziert, wenn der bewertete Signal-Rauschabstand zu gering wird. Da diese Technik die Verstärkung für die Sprache UND das Geräusch herunterregelt, kann sie nicht zu einer Verbesserung des Signal-Rauschabstandes (SNR) führen, obwohl dies genau das ist, worauf das gesamte Wunschdenken ausgerichtet ist.

Wir beziehen uns auf Einzelmikrofone, um diese Algorithmen von den direktionalen Signalverarbeitungsstrategien zu unterscheiden, die den SNR signifikant verbessern können und es auch tun. Obwohl es hier nicht erwähnt wird, ist es unsere Ansicht, daß die Signalverarbeitung mit Richtwirkung eine Standardoption bei allen modernen digitalen Hörgeräten sein sollte.

In der wissenschaftlichen Literatur finden sich reichlich Beispiele dafür, daß das Geräuschmanagement nicht zu einer Verbesserung der Spracherkennung im Geräusch führt (vgl. Van Tasell, Larsen, & Fabry, 1988; Fabry and

Van Tasell, 1990; Walden et al., 2000). Bis jetzt war die einzige Publikation, in der über eine Verbesserung der Spracherkennung im Geräusch mit Hörgeräten mit einem Geräuschmanagementalgorithmus berichtet wurde, ein Papier, das 1984 publiziert wurde (Stein & Dempsy-Hart, 1984). Der in diesem Papier beschriebene Algorithmus stand schließlich als "Zeta Noise Blocker" in tragbaren Hörgeräten zur Verfügung. Die berichtete Verbesserung der Spracherkennung war aber auf die Methodik der Experimente zurückzuführen: den Zuhörern wurde gestattet, den Lautstärkesteller in jeder Versuchsbedingung nachzustellen. Folglich erhöhten die Zuhörer einfach in der Bedingung "Geräuschmanagement" die Lautstärke und verbesserten so die Hörbarkeit der Sprache im Vergleich zu der Bedingung "kein Geräuschmanagement".

Kürzlich gab es einen anderen Bericht über eine verbesserte Spracherkennung im Geräusch für ein omnidirektionales Hörgerät (Bray & Valente, 2001). Diese an mehreren Orten durchgeführte Untersuchung zeigte eine Verbesserung des S/N um 1,5 dB beim Hearing in Noise Test (HINT, Nilsson et al., 1994) zwischen den Geräuschunterdrückungsbedingungen "ein" und "aus" in Messungen, die beim Hersteller durchgeführt wurden. Sie zeigte aber keine zufriedenstellende signifikante Verbesserung an der unabhängigen Klinik. Obwohl die Quelle der Diskrepanz zwischen den beiden Stellen nicht klar ist, stimmen die Ergebnisse der unabhängigen Klinik mehr mit der zu diesem Thema vorhandenen publizierten Literatur überein.

### WAS DIGITALE HÖRGERÄTE KÖNNEN:

Wenn wir in der Lage sind unser Wunschdenken darüber, was Störschallunterdrückungsalgorithmen bei Einzelmikrofonen tun können, aufzugeben, dann verstehen wir besser die beträchtlichen Vorteile, die sie den Höreräteträgern bieten. Viele dieser Algorithmen arbeiten mit fortschrittlichen Techniken, um den Sprach-Rauschabstand in der Hörumgebung des Benutzers abzuschätzen und die Verstärkung nur in den Frequenzbereichen zu reduzieren, in denen der Störlärm am intensivsten ist. Die Reduzierung der Lautstärke bei geräuschvollen Signalen kann vom Benutzer als willkommene Erleichterung empfunden werden; in der Tat: Jeder, der zu Hause mit einem Hörgerät mit einem dieser Algorithmen gehört hat, weiß, daß sie leicht die Illusion liefern können, daß Sprache plötzlich klarer wird, wenn die geräuschvollen Kanäle reduziert werden. Die Störschallunterdrückung ist ein Feature, das Höreräteträger für nützlich halten. Abbildung 6 zeigt die Daten aus einem Feldversuch mit einer Störschallunterdrückung, durchgeführt bei Starkey, mit Benutzern der neuen digitalen Hörgeräte Axent. Bei allen der drei getesteten Zeitkonstanten des Geräuschmanagements bevorzugte die Mehrheit der Teilnehmer die Störschallunterdrückung (im Vergleich zu keiner Störschallunterdrückung).

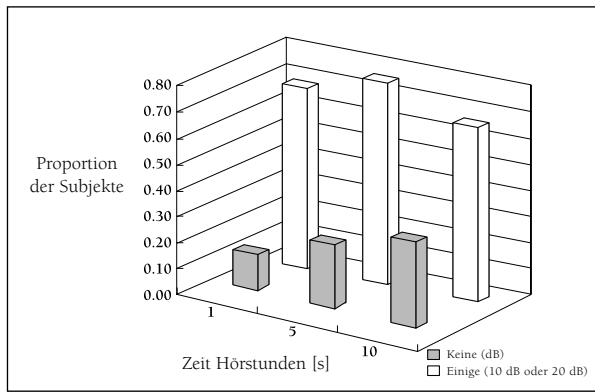


Abbildung 6. Anteil der Axent-Hörgeräteträger, die minimale oder maximale Störschallunterdrückung (weiß) gegenüber keiner Störschallunterdrückung (grau) bei jeder der drei getesteten Zeitkonstanten bevorzugten.

#### EIN VERNÜNFTIGES GERÄUSCHMANAGEMENT IN MODERNEN DIGITALEN HÖRGERÄTEN MIT EINZELMIKROFONEN:

Die Benutzer sollten nicht erwarten, daß die Störschallunterdrückung in ihrem Hörgerät bewirkt, daß Sprache aus dem Hintergrundgeräusch "herauspringt" oder daß sie das Hintergrundgeräusch ganz unterdrücken kann, während das Sprachsignal erhalten bleibt. Benutzer sollten erwarten, daß das Geräuschmanagement in digitalen High-End-Hörgeräten genau den Sprach-Rauschabstand in der Umgebung einschätzt, die Verstärkung in Situationen mit geringen SNR unauffällig reduziert und die Verstärkung wiederherstellt, wenn der SNR günstiger wird. Um zu demonstrieren, was in Bezug auf die Genauigkeit der SNR-Schätzung möglich ist, haben wir in Abbildung 7 die interne Statistik ausgedrückt, mit der im Axent, dem neuen digitalen Starkey Hörgerät, der SNR berechnet wird, in Bezug zu der bekannten SNR einer großen Anzahl von Beispielen für Sprache im Störlärm, die den Signalverarbeitungsalgorithmus im Axent durchlaufen haben. Es ist sichtbar, daß die berechnete Statistik dem bekannten SNR direkt folgt und so eine genaue Verstärkungseinstellung über einen Bereich des Eingangs-SNRs von 30 dB ermöglicht.

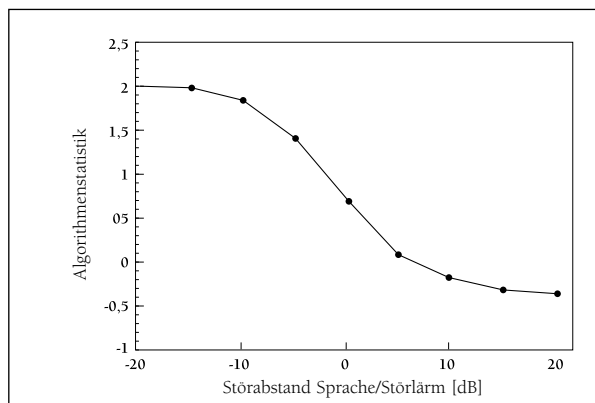


Abbildung 7. SNR-Schätzstatistik im Axent als Funktion des tatsächlichen SNR eines großen Satzes kombinierter Sprach- und Geräuschstimuli.

Schließlich, wie bereits in Abbildung 6 klar wurde, paßt eine Größe nicht für alles, wenn Störschallunterdrückung und möglicherweise andere moderne Features digitaler Hörgeräte betrachtet werden. Der Hörakustiker sollte vom Hersteller moderner digitaler Hörgeräte erwarten können, daß er einen einfachen Weg für die Anpassung des Geräuschmanagements liefert. Das bedeutet, daß dem Benutzer geholfen wird zu bestimmen, ob dieses das Feature ist, das er oder sie für nützlich hält.

#### ZUSAMMENFASSUNG UND SCHLUSSFOLGERUNG

Es ist immer noch Wunschdenken, daß die heutigen digitalen Hörgeräte einen Hörschaden komplett kompensieren können, Rückkopplungen zu einem Problem der Vergangenheit machen oder die Klarheit der Sprache im Geräusch mit einem omnidirektionalen Mikrofon erhöhen. Auf der anderen Seite denken Sie einmal für einen Moment darüber nach, wie viele Fortschritte in allen drei Bereichen nur im letzten Jahrzehnt gemacht wurden:

- 1) Die Vorteile der WDRC bei der Wiederherstellung der leisen Signale wurden definiert und verstanden;
- 2) die ersten adaptiven Rückkopplungsunterdrückungen stehen jetzt in digitalen Hörgeräten zur Verfügung und
- 3) genaue flexible Störschallunterdrückungsalgorithmen machen das Tragen eines Hörgerätes komfortabler als je zuvor. Das nächste Jahrzehnt wird weitere Fortschritte an diesen oder anderen Fronten bringen.

Während die Forschung der Industrie auf diesen Gebieten arbeitet, sollten die Hörakustiker von den Herstellern erwarten:

1. Eine Hörgeräteausführung, die auf wissenschaftlichen Beweisen der Effektivität basiert,
2. eine genaue und ehrliche Darstellung der Vorteile einer neuen Technologie und
3. flexible Anpasssysteme, die die potentiellen Unterschiede zwischen den Benutzern in ihrem Wunsch nach fortschrittlichen Features berücksichtigen und die dem Hörakustiker dabei assistieren, die bestmögliche Anpassung der anspruchsvollen Produkte für seine Kunden zu erreichen.