

Vergleich verschiedener digital realisierter Signalverarbeitungsstrategien für Dreikanal-Hörgeräte mit Dynamikkompression¹

Jens-E. Appell, Volker Hohmann, Birger Kollmeier

Zusammenfassung Zum Ausgleich des bei Innenohrschwerhörigen vorhandenen »Recruitment-Phänomens« (pathologischer Lautheitsanstieg) werden Dynamikkompressions-Hörgeräte eingesetzt, deren Grundlagen und prinzipielle Probleme zunächst vorgestellt werden. Um zu einer verbesserten Konstruktion und Anpassung derzeit realisierter 3-Kanal-Kompressions-Hörgeräte zu gelangen, wurde ein universeller Hörgeräte-Algorithmus auf einem digitalen Signalprozessor implementiert und anhand von Sprachverständlichkeitsmessungen und Qualitätseinschätzungen mit innenohrschwerhörigen Versuchspersonen bewertet. Dabei wurden drei verschiedene Einstellungen realisiert: Ein optimales lineares Hörgerät (Referenz-Algorithmus), ein Silbenkompressor (Zeitkonstanten zwischen 3 und 50 msec, niedriger Kompressionsfaktor; Einsatzpunkt bei ca. 20 dB HL) und ein Automatic Volume Control (AVC)-Algorithmus (Zeitkonstanten 200 msec, hoher Kompressionsfaktor; Einsatzpunkt bei ca. 20 dB HL).

Dabei traten nur kleine Unterschiede zwischen den verschiedenen digital realisierten Algorithmen auf, die nur durch die Verwendung einer einheitlichen Hardware und eines klaren Anpassungskonzeptes nachgewiesen werden konnten. Der Vorteil der Dynamikkompressions-Algorithmen zeigt sich besonders bei niedrigen und hohen Eingangspegeln. Insgesamt lieferte der AVC-Algorithmus die besten Resultate.

Schlüsselwörter: Lautstärkewahrnehmung;
Hörfeldskalierung;
Dynamikkompression;
Hörgeräte-Anpassung;
Hörgeräte

¹Die vorliegende Arbeit wurde gefördert aus Mitteln des Bundesministeriums für Forschung und Technik (BMFT), sowie der Forschungsgemeinschaft Deutscher Hörgeräte-Akustiker (FDHA).

Comparison of several digitally implemented signal processing strategies for three channel dynamic compression hearing aids

Summary *Dynamic compression hearing aids are used to compensate for sensorineural hearing loss, i. e. the so-called »Recruitment Phenomenon« (pathological increase of loudness). Their principles and basic problems will be discussed first. In order to attain improved design and fitting of current 3-channel compression hearing aids, a master hearing aid algorithm was implemented on a digital signal processor and speech intelligibility measurements and quality tests were performed with sensorineurally hearing impaired subjects. Three processing schemes were used: a linear hearing aid (reference algorithm), a syllable-compression algorithm (time constants between 3 and 50 msec, low compression ratio, compression threshold at about 20 dB HL) and an Automatic Volume Control (AVC) algorithm (time constants 200 msec, high compression ratio, compression threshold at about 20 dB HL).*

Only small differences were observed with the digitally implemented algorithms. These differences could only be detected because a uniform hardware and a clear concept for the fitting procedure was employed. Advantages of the dynamic compression algorithms were mainly observed at low and high input levels. In general the best results were found for the AVC Algorithm.

Keywords: *loudness perception;
loudness scaling;
dynamic compression;
hearing aid fitting;
hearing aids*

1. Einleitung und Überblick

Eine typische und häufige Beschwerde von Innenohrschwerhörigen besteht darin, daß sie bei niedrigen Pegeln Sprache nicht verstehen können, bei leichter Erhöhung des Sprachpegels jedoch schon eine unangenehm laute Empfindung der Sprache haben. Dieses als »Recruitment-Phänomen« oder »pathologischer Lautheitsanstieg« bezeichnete Symptom kann nach *Lautner* (1995) auf die bei Innenohrschwerhörigkeit gestörte aktive Entdämpfung des Innenohrs bei niedrigen Pegeln zurückgeführt werden (siehe Schema in Abb. 1).

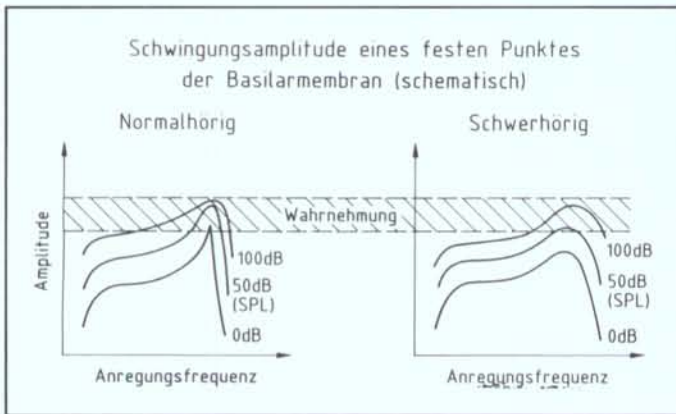


Abb. 1: Schematische Erklärung für das »Recruitment-Phänomen«

Fig. 1: Schematic explanation of the »Recruitment Phenomenon«

Schwingungsamplitude eines festen Punktes der Basilarmembran (schematisch)/Oscillation amplitude of a fixed point on the basilar membrane

Normalhörig/Normal hearing

Schwerhörig/Hard of hearing

Wahrnehmung/Perception

Anregungsfrequenz/Stimulation frequency

Bei Normalhörenden findet durch Mitwirkung der äußeren Haarzellen eine aktive, von der Sauerstoff- und Blutzufuhr abhängige Entdämpfung und Resonanzverschärfung der Schwingung auf der Basilarmembran statt (dargestellt ist schematisch die Amplitude eines festen Punktes auf der Basilarmembran als Funktion der Anregungsfrequenz), die mit zunehmendem Anregungspegel eine geringere Rolle spielt und zu einer breiteren, nicht überhöhten Resonanzkurve führt. Auf diese Weise wird der große Dynamikbereich akustischer Eingangssignale (ca. 120 dB) auf den wesentlich kleineren Dynamikbereich wahrnehmbarer Schwingungen der Basilarmembran abgebildet. Beim Schwerhörigen (Abb. 1 rechts) ist in den betroffenen Bereichen der Basilarmembran dagegen der aktive Entdämpfungs-Mechanismus ausgefallen, so daß über dem gesamten Eingangspegel-Bereich nur flache, passive Resonanzkurven auftreten. Der Bereich der wahrnehmbaren Basilarmembran-Schwingung wird daher nur durch mittlere bis sehr hohe Eingangspegel angeregt. Auf diese Weise werden kleine Eingangspegel nicht wahrgenommen, während sehr hohe Eingangspegel zu derselben Schwin-

gungsform und Lautheits-Wahrnehmung führen wie bei Normalhörenden.

Ein in den letzten Jahren vermehrt eingesetztes Verfahren zur Bestimmung des Recruitment-Phänomens und zur darauf abgestimmten Anpassung von Hörgeräten ist die Hörfeldskalierung (*Heller*, 1985; *Hellbrück* und *Moser*, 1985). Bei ihr werden der Versuchsperson kurze Segmente von Schmalbandrauschen mit einem zufällig ausgewählten Darbietungspegel angeboten. Die Aufgabe der Versuchsperson ist es, die wahrgenommene Lautstärke auf einer Skala von 0 (unhörbar) über 25 (mittellaut) bis 50 (zu laut) anzugeben. Für die klinische Praxis genügt jedoch eine 11-stufige Skala mit den Hauptkategorien »sehr leise«, »leise«, »mittellaut«, »laut«, »sehr laut«, den vier Zwischenstufen und den Grenzen »unhörbar« und »zu laut«. Diese Methode liefert relativ gut reproduzierbare Ergebnisse bei normal- und schwerhörenden Versuchspersonen und kann bei geeigneter Wahl der Untersuchungsparameter auch für klinische Routinemessungen eingesetzt werden (*Kollmeier* et al., 1993b). Das mittlere Resultat für normalhörende Ohren ist in Abb. 2 als gepunktete Linie dargestellt.

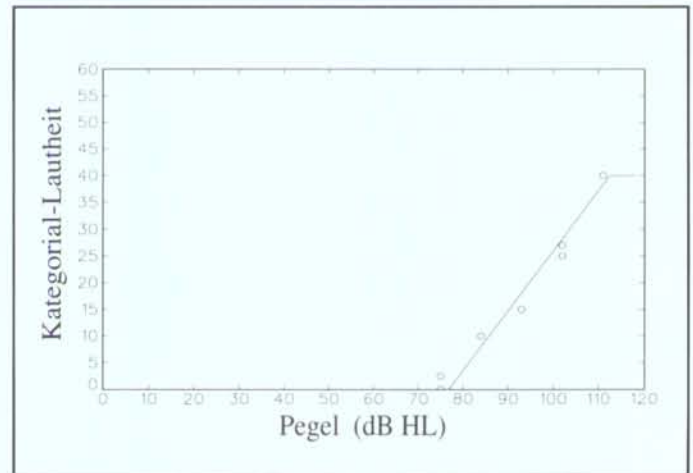


Abb. 2: Hörfeldskalierung für ein Schmalbandrauschen bei 1 kHz für Normalhörende (gepunktete Linie) und eine schwerhörige Versuchsperson (Kreise)

Fig. 2: Loudness scaling for a narrowband noise at 1 kHz for people with normal hearing (dotted) and a hearing-impaired test person (circles)

Kategorial-Lautheit/Category loudness
Pegel/Level

Während für Normalhörende ein kontinuierlicher, linearer Anstieg der empfundenen Lautstärke mit zunehmendem Eingangspegel zu verzeichnen ist, beginnt der Lautstärkeanstieg bei Schwerhörigen erst bei mittleren Pegeln und erreicht bei hohen Pegeln denselben Wert wie bei Normalhörenden. In Abb. 2 sind die Daten eines individuellen Hochton-Innenohr-Schwerhörigen für eine Mittenfrequenz von 1 kHz als Kreise dargestellt. Wenn man die Hörfeldskalierung bei mehreren Mittenfrequenzen des Schmalbandrauschens durchführt, erhält man die in Abb. 3 eingezeichneten Linien gleicher wahrgenommener Lautheits-Ka-

tegorie (gestrichelte Linien: Mittelwerte für Normalhörende, durchgezogene Linien: Ergebnisse für einen Schwerhörigen mit Recruitment), die zum Lautheitseindruck »sehr leise«, »mittellaut« und »sehr laut« gehören.

Das Prinzip, das den meisten Strategien und Anleitungen zum Anpassen von Hörgeräten zugrunde liegt, besteht nun darin, dem individuellen Schwerhörigen denselben Lautheitseindruck für möglichst jeden beliebigen Schall zu vermitteln wie dem durchschnittlichen normalhörenden Probanden. Daher ergibt sich die Anforderung an ein Hörgerät, durch geeignete, Eingangspegel- und frequenzabhängige Verstärkung die Kurven für Normalhörende auf die Kurven für den individuellen Schwerhörigen zu transformieren (angedeutet durch vertikale Pfeile). In dem vorliegenden Beispiel ist dabei eine Dynamikkompression bei Frequenzen oberhalb von ca. 1 kHz notwendig, da der nutzbare Dynamikbereich des Schwerhörigen dort stark eingeschränkt ist.

Im folgenden soll nun betrachtet werden, wie konventionelle, kommerziell erhältliche Hörgeräte und wie in der Entwicklung befindliche Hörgeräte-Algorithmen diesen Anforderungen gerecht werden. Ein konventionelles Hörgerät ist im Prinzip ein linearer Verstärker, dessen Frequenzgang durch das Hörgeräte-

Mikrophon, den eingebauten Verstärker mit Klangblende, den Hörer (ggf. mit Hörschlauch und Otoplastik) und die Ankopplung an den äußeren Gehörgang vorgegeben ist. Der Frequenzgang läßt sich durch Auswahl eines geeigneten Gerätes und durch vom Hörgeräte-Akustiker vorgenommene Klangeinstellungen und Änderungen im Ohrpaßstück (Otoplastik) variieren. Bei Geräten mit Dynamikkompression wird dies meist durch eine breitbandige Automatic Gain Control (AGC, d. h. Nachregelung der Verstärkung mit Zeitkonstanten von größenordnungsmäßig 0,1 s) und durch eine Peak-Clipping-Vorrichtung (PC) zur Begrenzung des maximalen Ausgangsschalldrucks realisiert (Working Group, 1991). Bei ihnen tritt der prinzipielle Nachteil auf, daß die Einstellmöglichkeiten der effektiven Übertragungsfunktion sich nicht in sehr weiten Grenzen variieren läßt und daß die Dynamikkompression sich an den Frequenzbereich mit der geringsten nutzbaren Restdynamik (im vorliegenden Beispiel bei ca. 2 kHz) orientiert, so daß unter Umständen eine zu starke Dynamikkompression für die verbleibenden Frequenzen eingestellt und nicht der gesamte Rest-Dynamikbereich ausgenutzt wird. Der letztgenannte Nachteil läßt sich durch Mehrkanal-Geräte vermeiden, bei denen die Dynamikkompression in zwei oder drei verschiedenen Frequenzbereichen durchgeführt wird, deren Übergangsfrequenzen zudem noch frei vorgebar sind (Bustamente und Braida, 1987a). Andererseits ist die Frequenzauflösung bei der Einstellung des Frequenzganges durch Verstärkungsregelung in zwei oder drei Kanälen zu gering, um beispielsweise Hörerresonanzen oder stark frequenzabhängige Hörverlust-Kurven mit genügender Genauigkeit auszugleichen, so daß selbst Drei-Kanal-Kompressions-Geräte nur eine Annäherung an das »ideale« Hörgerät darstellen, das zudem sehr stark von den Gegebenheiten des individuellen Patienten abhängt.

Eine verbesserte Anpassung der frequenz- und pegelabhängigen Hörgeräte-Verstärkung an den individuellen Hörschaden ist durch den Einsatz digitaler Signalverarbeitung möglich, der anhand von Laborexperimenten mit verschiedenen Ansätzen zum Teil erfolgreich erprobt wurde. Ein erster Schritt für eine bessere Frequenzauflösung bei der Anpassung konventioneller Drei-Kanal-Geräte wäre die Kombination mit einem (digital realisierten) »Equalizer«, der bereits ohne Dynamikkompression zu einer optimalen Übertragungsfunktion bei mittleren Eingangspegeln führt und dessen Frequenzgang relativ grob bei niedrigen bzw. hohen Eingangspegeln durch die Drei-Kanal-Kompression verändert werden kann (Festen et al., 1990). Eine andere Möglichkeit ist die Aufspaltung des gesamten zu übertragenden Frequenzbereichs in mehrere Kanäle, deren jeweilige Verstärkung sowohl eine lineare Frequenzgangs-Korrektur als auch die nichtlineare Komponente (Dynamikkompression) durchführt (Hohmann, 1993, Kollmeier et al., 1993a). Die Aufteilung in frequenzgruppenbreite Kanäle (z. B. 22 Kanäle) bietet zudem den Vorteil, daß spektrale Maskierungs- und Summationseffekte berücksichtigt und gegebenenfalls kompensiert werden können. Eine weitere Möglichkeit, den Eingangspegel- und frequenzabhängigen Verstärkungsgrad des Hörgerätes mit möglichst wenigen, überschaubaren Parametern einzustellen, stellt die »Principal Component Compression« dar, bei der die Pegelabhängigkeit des Frequenzganges in Hauptkomponenten zerlegt wird (Bustamente und Braida, 1987b). Die erste Komponente stellt dabei im wesentlichen die Pegelabhängigkeit der

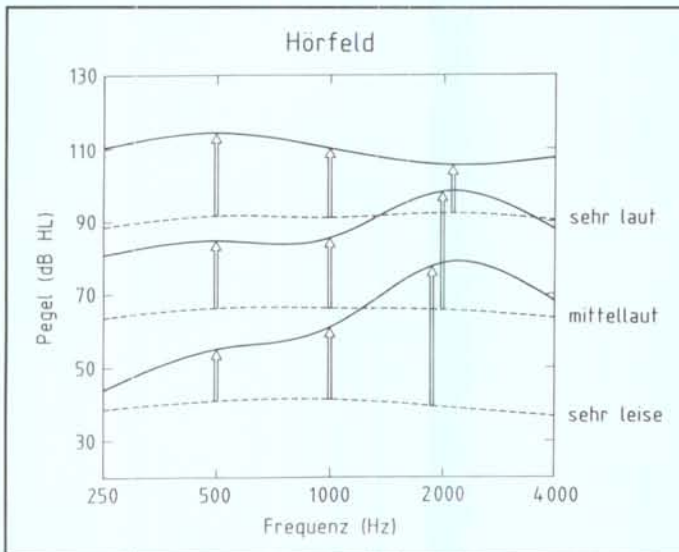


Abb. 3: Kurven gleicher Kategorial-Lautheit für Normalhörende (gestrichelt) und eine schwerhörige Versuchsperson (durchgezogen). Pfeile kennzeichnen die notwendige Verstärkung

Fig. 3: Equal loudness contours on a categorical scale for people with normal hearing (broken lines) and a hearing-impaired test person (lines). Arrows show the necessary amplification

Hörfeld/hearing field
Pegel/level
Frequenz/frequency
sehr laut/very loud
mittellaut/medium loud
sehr leise/very quiet

Gesamtverstärkung dar, die zweite die Pegelabhängigkeit der Steilheit (Unterschied zwischen tiefen und hohen Frequenzen) und die dritte Hauptkomponente die Pegelabhängigkeit der Krümmung des Frequenzgangs. Eine zusätzliche Alternative ist die pegelgesteuerte Kanalwahl, bei der je nach Eingangspegel ein anderer Übertragungsweg (»Kanal«) mit einer jeweils charakteristischen Übertragungsfunktion gewählt wird. Bei der in jüngster Zeit entwickelten Multiband-Dynamikkompression mit einem Lautheitsmodell (Hohmann, 1993) werden dagegen nur jene Signalkomponenten erfaßt und komprimiert, die auch für einen Normalhörenden relevant sind, während irrelevante Anteile abgeschwächt werden.

Obwohl sämtliche dieser in der Entwicklung befindlichen Kompressionsverfahren eine bessere und genauere Anpassung des jeweiligen Frequenzganges an den individuellen Hörverlust ermöglichen, ist ihr nachgewiesener Erfolg bei Schwerhörigen nur gering oder überhaupt nicht nachweisbar. Das liegt zum einen darin begründet, daß der Vorteil dieser Verfahren sich nur unter realistischen Situationen mit einem sehr großen Eingangspegel-Bereich nachweisen lassen würde, der sich im Labor und bei Off-Line-Experimenten nicht realisieren läßt. Außerdem ist eine gewisse Gewöhnungszeit des Patienten an einen neuen Hörgeräte-Algorithmus notwendig, da beispielsweise die starke Höhenanhebung und -kompression bei Hochtonschwerhörigkeit von den Probanden zunächst als subjektiv unangenehm eingestuft wird, für das Sprachverstehen in Ruhe und unter Störgeräusch jedoch einen signifikanten Vorteil bringt. Aus den genannten Gründen sind formale Tests, die bei schwerhörigen Versuchspersonen die durch den jeweiligen Algorithmus bewirkte Veränderung der Sprachverständlichkeit und Sprachqualität bewerten, sehr schwer durchzuführen und bewerten den tatsächlichen Nutzen des Algorithmus nicht im gewünschten Umfang.

Zum zweiten ist sämtlichen bisher aufgezählten Dynamikkompressions-Algorithmus gemein, daß sie zwar die statischen Pegelverhältnisse mehr oder weniger gut angleichen, daß ihr dynamisches Verhalten jedoch durchaus problematisch ist: Wenn die Regel-Zeitkonstanten einer Dynamikkompression zu lang sind, ist das Ausgangssignal zwar von hoher Qualität und weitgehend frei von kompressionsbedingten Artefakten, die Kompression ist jedoch wirkungslos bei plötzlichen Änderungen in der Eingangsdynamik (z. B. Türenschlagen, Geschirrklopfen, Eintreten von einem leisen in einen lauten Raum oder umgekehrt). Auch die Wahl asymmetrischer Zeitkonstanten (z. B. einer schnellen »Attack-Time« zur Reaktion auf Pegelanhebungen und einer längeren »Release-Time« zur Adaptation auf geringere Eingangspegel) führen zu keiner wesentlichen Verbesserung. Sind die Zeitkonstanten dagegen zu kurz, treten unnatürliche Verzerrungen auf, die von Schwerhörigen zwar weniger als von Normalhörenden wahrgenommen werden, die jedoch den zeitlichen (und im Fall der Multiband-Dynamikkompression auch den frequenzabhängigen) Kontrast der Eingangssignale verschmieren.

Hinzu kommt, daß die Zeitauflösung und die Wahrnehmung von dynamischen Pegeländerungen bei Schwerhörigen gestört ist, so daß die Interaktion dieser Störungen mit den durch schnelle Dynamikkompression hervorgerufenen Änderungen in der Zeitstruktur des Eingangssignales im Einzelfall schwer zu be-

urteilen ist und sogar zu deutlichen Verständlichkeits-Einbußen führen kann. Aus diesen Gründen ist es in einigen Fällen sogar günstiger, eine lineare Verstärkung mit Frequenzgangs-Korrektur durchzuführen, die bei einigen Schwerhörigen nach wie vor zu besseren Ergebnissen in der Verständlichkeit führt als die am weitesten entwickelten Dynamikkompressions-Algorithmen.

Aus dieser Problematik, die zusätzlich zu den sehr starken individuellen Unterschieden der Hörstörung jeder einzelnen Person kommt, ist ersichtlich, daß auf dem Gebiet der apparativen Kompensation des Recruitment-Phänomens noch einiges an Grundlagenforschung und Entwicklung »intelligenter«, an die Bedürfnisse der Hörgeschädigten angepaßter Verfahren zu leisten ist. In der vorliegenden Arbeit wurde daher das Teilproblem betrachtet, eine möglichst gute Dynamikkompression für zukünftige Hörgeräte zu erarbeiten, die nur einen begrenzten Implementierungsaufwand beinhalten und prinzipiell mit der heute verfügbaren Technologie realisierbar sind.

Hierfür wurden drei Hörgeräte-Algorithmen auf einem digitalen Master Hearing Aid realisiert und präskriptiv auf der Basis einer Lautheitsskalierung individuell angepaßt. Die Algorithmen wurden in bezug auf Verarbeitungsqualität und Verständlichkeit mit sieben sensorineural Schwerhörigen getestet. Um den Erfolg der Kompression sicher beurteilen zu können, wurden Signale verwendet, die den gesamten im Alltag relevanten Pegelbereich (ca. 45 bis 85 dB SPL) abdecken.

2. Verwendete Algorithmen

Das digitale Master Hearing Aid wurde stereophon in Echtzeit auf einem AT&T-DSP32C-Signalprozessor (Fließkomma, 25 MFLOP) implementiert (Abb. 4). Dieses simulierte Hörgerät bietet eine Dynamikkompression und lineare Verstärkung der Eingangssignale in drei Frequenzkanälen. Das Eingangssignal wird zunächst in drei Frequenzkanäle mit einstellbaren Grenzfrequenzen zerlegt. Der Pegel in jedem Kanal wird durch Zweiweg-Gleichrichtung und anschließende Tiefpaßfilterung durch ein exponentielles Zeitfenster bestimmt. Diese Größe dient als Regelgröße für die folgende pegelabhängige Verstärkung (Automatic Gain Control, AGC). Einsatzpunkt und Kompressionsfaktor der AGC-Kennlinie, sowie die Zeitkonstanten der Pegelmessung lassen sich frei wählen. Die anschließende lineare Verstärkung kompensiert den Hörverlust des Schwerhörenden bei mittellauten Eingangspegeln.

Die Anpassung der Hörgeräte-Algorithmen erfolgt rein präskriptiv auf Basis einer Lautheitsskalierung bei den Frequenzen 250 Hz, 500 Hz, 1 000 Hz, 1 500 Hz, 2 kHz, 3 kHz, 4 kHz und 6 kHz. Die einzelnen Einstellparameter wurden durch Vergleich der Isolautstärkekonturen des Schwerhörigen mit den gemittelten Kurven von Normalhörenden gewonnen. Die Grenzfrequenzen und die lineare Verstärkung in den drei Filterkanälen wurden so gewählt, daß die »mittellaut«-Kontur Normalhörender durch die lineare Frequenzgangskorrektur in den drei Kanälen möglichst gut auf die »mittellaut«-Kontur des Schwerhörigen abgebildet wird. Der Einsatzpunkt der AGC wurde bei allen Algorithmen auf etwa 20 dB HL eingestellt, so daß die Kompression über den gesamten perzeptiv relevanten Pegelbereich

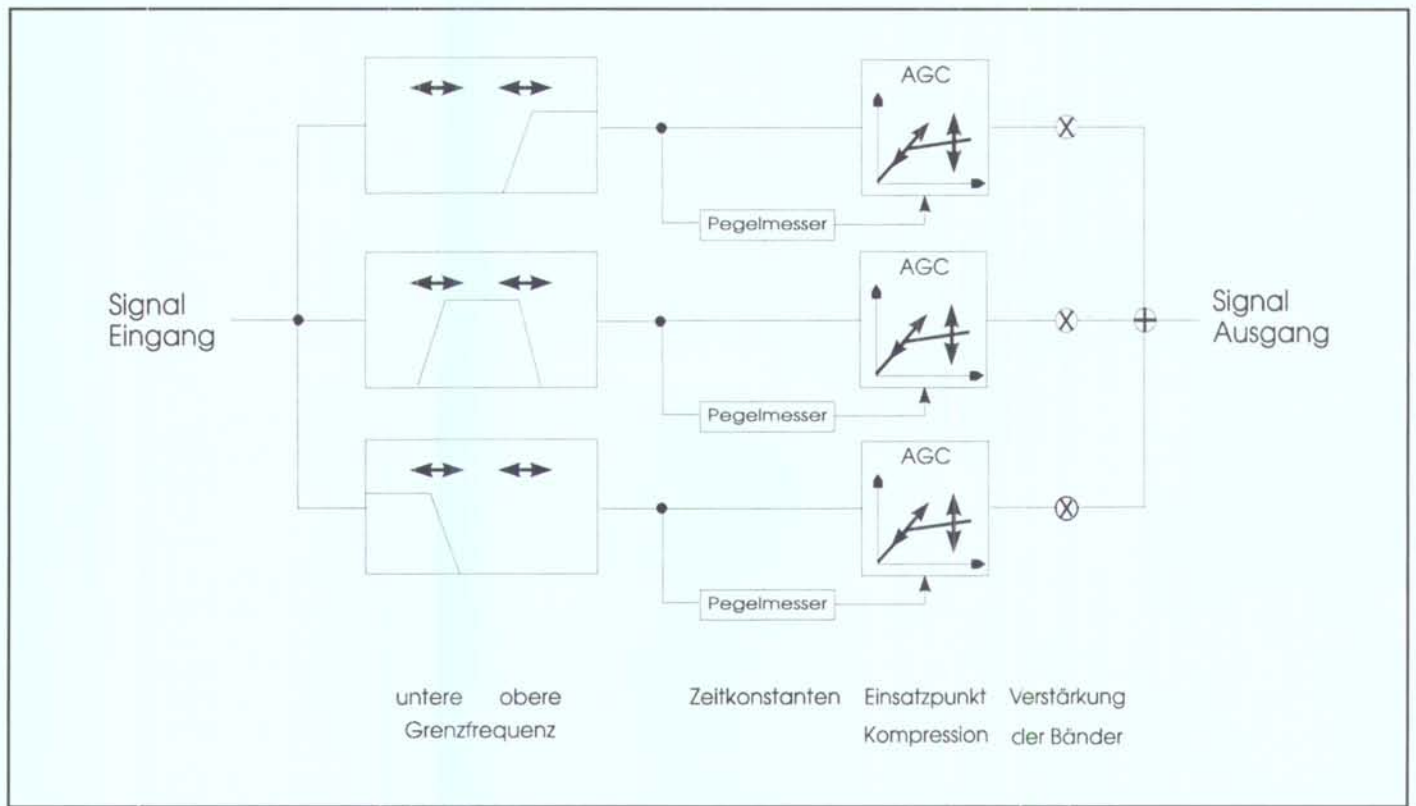


Abb 4: Blockdiagramm des Master Hearing Aid

Fig. 4: Block diagram of the Master Hearing Aid. The input signal is divided up into three frequency channels, passed to the compression »circuits« and is summed up after linear amplification. The lower and upper cut-off frequencies, attack and release times of the level meter, the compression ratio and threshold as well as linear amplification are independently adjustable in each frequency channel

Eingang/Signal input
 Ausgang/Signal output
 Pegelmesser/Level meter
 untere Grenzfrequenz/Lower frequency limit
 obere Grenzfrequenz/Upper frequency limit
 Zeitkonstanten/Time constants
 Einsatzpunkt/Starting point
 Kompression/Compression
 Verstärkung der Bänder/Band amplification

aktiv ist. Insgesamt wurden in den Messungen drei Hörgeräte-Algorithmen miteinander verglichen, die sich allein in den Parametern Kompressionsfaktor und Pegelmesser-Zeitkonstanten unterscheiden.

Referenz-Algorithmus: ein lineares, nicht komprimierendes Hörgerät, welches nur die lineare Frequenzgangkorrektur durchführt.

Silbenkompressor: Zeitkonstanten zwischen 3 und 50 msec (5fache Periodenlänge der unteren Grenzfrequenz in den Kanälen) und eine statische Kompressionscharakteristik, die den Dynamikbereich Normalhörender in den Restdynamikbereich des einzelnen Schwerhörigen transformiert.

AVC-Algorithmus (Automatic-Volume-Control): Zeitkonstanten von 200 msec in allen drei Kanälen und eine statische Kompressionscharakteristik, die den Dynamikbereich Normalhörender in ein Drittel des Restdynamikbereichs des einzelnen Schwerhörigen abbildet.

Die Verstärkung der Kompressions-Algorithmen wurde so korrigiert, daß bei Anliegen eines statischen sprachsimulierenden Rauschens mit einem Pegel von 65 dB SPL in jedem Filterkanal die gleiche Verstärkung hervorgerufen wird wie mit dem Referenz-Algorithmus. Da die Intensitätsverteilung von Sprache zu hohen Frequenzen stark abnimmt, wurde damit die durch die Kompression in mehreren Kanälen bedingte Verstärkung mittlerer und hoher Frequenzen reduziert. Zugleich bietet die Anpassung der Algorithmen auf Basis der Hörfeldskalierung verbunden mit dieser Verstärkungskorrektur den Vorteil, daß sich die Algorithmen bei mittleren Pegeln nur hinsichtlich ihrer Kompressionsparameter unterscheiden, wodurch eine Beurteilung der eventuell auftretenden kompressionsbedingten Verarbeitungsartefakte möglich wird. Stationäre, wie auch dynamische Signale sollten durch den Silbenkompressor beim Schwerhörigen zu etwa der gleichen Lautheitswahrnehmung führen wie das unverarbeitete Signal bei Normalhörenden. Der AVC-Algorithmus verringert die Modulationstiefe dynamischer Signale deutlich weniger als der Silbenkompressor. Die stärkere Kompression führt jedoch dazu, daß dennoch ein größerer

Eingangsbereich in den Hörbereich des Schwerhörigen fällt.

3. Vergleich der Sprachverständlichkeit im Störgeräusch

Mit den drei Hörgeräte-Algorithmen wurden subjektive Sprachverständlichkeits-Einschätzungen in sprachsimuliertem Rauschen (45, 65 und 80 dB SPL) durchgeführt. Die Aufgabe der Versuchspersonen bestand darin, den Signal-Rausch-Abstand (S/N) zwischen einem Satz des Göttinger Satztests (Wesselkamp et. al., 1992) und dem Rauschen auf 50 % Sprachverständlichkeit einzuregulieren. Die Messungen wurden, mit jedem Algorithmus auf beiden Ohren getrennt, mit jeweils zwei Sätzen zweimal durchgeführt. Insgesamt ergeben sich 72 Einpegelungen je Versuchsperson (Dauer ca. 40 Minuten). Abb. 5 zeigt die über alle Versuchspersonen gemittelten Ergebnisse in Abhängigkeit vom Störgeräuschpegel. Dargestellt sind die ermittelten S/N-Differenzen zwischen den Kompressions-Algorithmen und dem Referenz-Algorithmus. Negative Differenzen entsprechen einer Verbesserung der Sprachverständlichkeit durch Zuschalten der Kompression.

Während bei einem Störgeräuschpegel von 65 und 80 dB SPL die Sprachverständlichkeit durch Zuschalten der Kompression leicht verschlechtert wird, wird sie bei einem Störgeräuschpegel von 45 dB SPL durch die Verarbeitung mit dem AVC-Algorithmus (helle Balken) deutlich (3,7 dB S/N-Verbesserung) und durch den Silbenkompressor (dunkle Balken) etwas (1,2 dB S/N-Verbesserung) verbessert. Trotz der bei der verwendeten

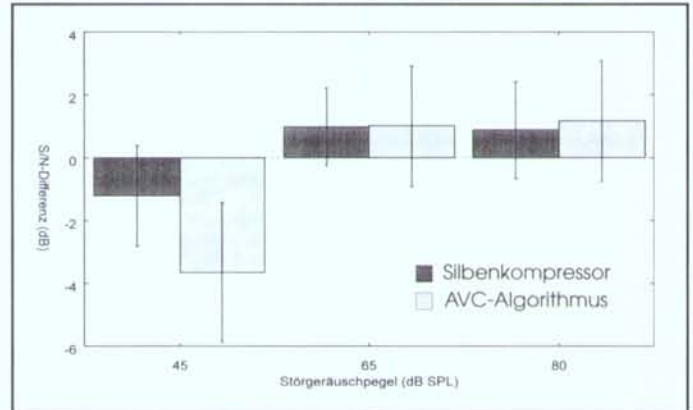


Abb. 5: Ergebnisse der subjektiven Sprachverständlichkeits-einschätzung. Dargestellt sind die Mittelwerte über alle Versuchspersonen mit Standardabweichung. Negative Signal-Rausch-Abstände (S/N-Differenzen) bedeuten eine Verbesserung gegenüber dem Referenz-Algorithmus

Fig. 5: Results of subjective speech intelligibility estimates relative to the reference algorithm. The bars and error bars denote average difference in S/N values and interindividual standard deviations. Negative signal-to-noise ratios (S/N differences) reflect an improvement compared to the reference algorithm

S/N-Differenz/S/N difference

Silbenkompressor/Syllable compressor

Störgeräuschpegel (db SPL)/Background noise level

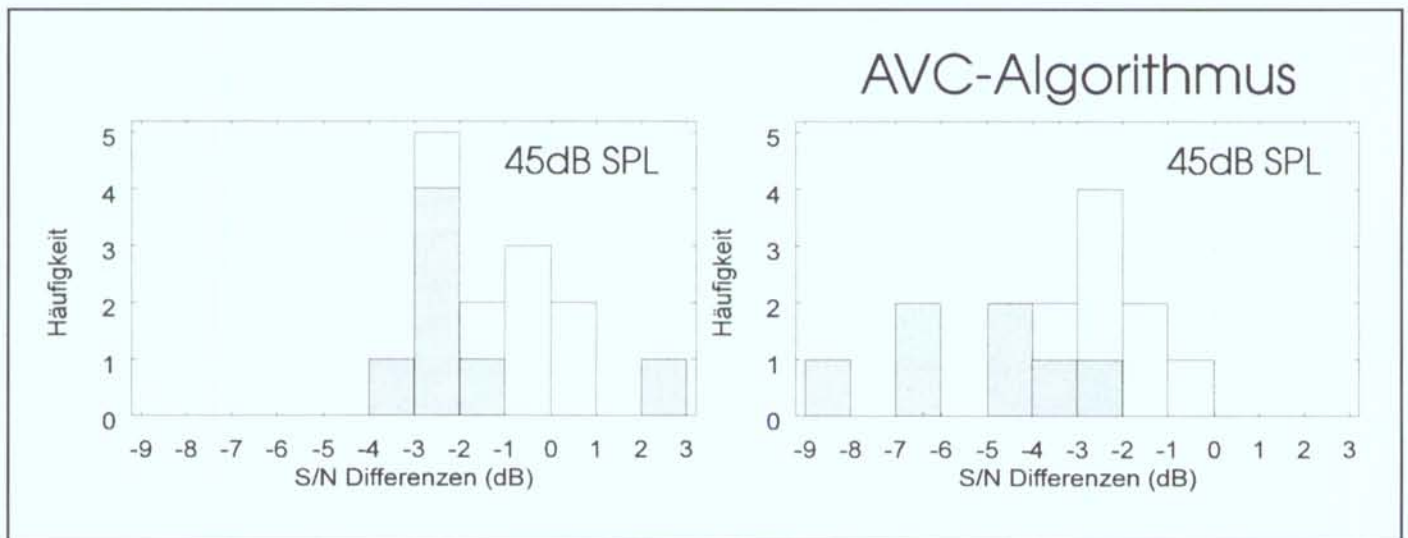


Abb. 6: Häufigkeit der auftretenden S/N-Differenzen zwischen den Kompressionsalgorithmen und dem Referenz-Algorithmus (Gesamthöhe der Balken) und Häufigkeit der auftretenden S/N-Differenzen für die Schwerhörenden mit einer Restdynamik bei 500 Hz kleiner gleich 60 dB (schattierte Balken). Negative S/N-Differenzen bedeuten eine Verbesserung gegenüber dem Referenz-Algorithmus

Fig. 6: Frequency distribution of S/N differences between the compression algorithms and the reference algorithm (total height) and frequency distribution of S/N differences for subjects with a residual dynamic range at 500 Hz of less than 60 dB (shaded bars). Negative S/N differences show an improvement compared to the reference algorithm

Häufigkeit/frequency

S/N-Differenzen/S/N differences

Meßmethode zu erwartenden hohen interindividuellen Streuung ergab eine Analyse der Varianzen bei einem Rauschpegel von 45 dB SPL einen hoch signifikanten (Irrtumswahrscheinlichkeit < 0,1 %), bei 65 dB SPL einen wenig signifikanten (Irrtumswahrscheinlichkeit < 5 %) und bei 80 dB SPL einen signifikanten (Irrtumswahrscheinlichkeit < 1 %) Einfluß des Parameters »Algorithmus«, während der Parameter »Versuchsperson« – wie zu erwarten – in allen Situationen als hoch signifikant eingestuft wurde.

Abb. 6 zeigt die Häufigkeit der auftretenden S/N-Differenzen zwischen den Kompressions-Algorithmen und dem Referenz-Algorithmus bei einem Rauschpegel von 45 dB SPL. Die Häufigkeit auftretender S/N-Differenzen für Schwerhörige mit einer Restdynamik bei 500 Hz von 60 dB oder weniger sind schraffiert dargestellt. Wie die Abbildung zeigt, profitieren insbesondere diese Probanden mit geringer Restdynamik von den Kompressions-Algorithmen.

Tab. 1: Ergebnisse der Sprachverständlichkeitsmessungen mit dem Göttinger Satztest bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB SPL. Angegeben sind die über alle Versuchspersonen gemittelten S/N-Differenzen relativ zu dem Referenz-Algorithmus sowie deren Standardabweichung

Table 1: Results of the intelligibility measurements using a sentence test and a 65 dB SPL noise. Mean differences in signal-to-noise ratio across all subjects and their standard deviation are given relative to the reference algorithm, as well as the standard deviations

	S/N-Differenzen S/N differences
Silbenkompressor/Syllable compressor	0,7 (1,3) dB
AVC-Algorithmus/AVC algorithm	0,7 (2,3) dB

Zur Kontrolle der mit dem subjektiven Verfahren erzielten Ergebnisse wurden Sprachverständlichkeitsmessungen mit dem Göttinger Satztest (Wesselkamp et. al. 1992) bei einem Störgeräuschpegel von 65 dB SPL durchgeführt. Der Test besitzt ein offenes Antwortformat, d. h., die Versuchsperson hat die Aufgabe, den durch den jeweiligen Algorithmus verarbeiteten Satz ohne Vorgabe von Antwortalternativen vollständig oder in Teilen zu wiederholen. In jeder Testsituation werden der Versuchsperson 10 Sätze bei einem festen S/N vorgespielt und der Prozentsatz richtig verstandener Wörter ermittelt. Die Ergebnisse aus mindestens zwei Testsituationen bei verschiedenen Signal-Rausch-Abständen ergeben durch lineare Regression den S/N, der zu einer Sprachverständlichkeit von 50 % führt (zwei Testsituationen je Algorithmus, Dauer jeweils ca. 15 Minuten). Tab. 1 zeigt die S/N-Differenzen relativ zu dem Referenz-Algorithmus. Die Ergebnisse stimmen weitgehend mit den in Abb. 5 bei 65 dB SPL dargestellten Ergebnissen für die subjektive Sprachverständlichkeits-Einschätzung überein, so daß im Rahmen der Meßgenauigkeit beide Meßmethoden die gleichen Ergebnisse liefern.

4. Vergleich der Verarbeitungsqualität

Zusätzlich zu den Sprachverständlichkeitsmessungen wurden Qualitätstests für Musik- und Sprachsignale durchgeführt. Die dargebotenen Pegel reichten von 45 bis 85 dB SPL. Tab. 2 zeigt eine Übersicht über die dargebotenen Testsignale.

Tab. 2: Übersicht über die dargebotenen Testsignale

Table 2: Summary of the acoustic test materials and presentation levels used

Stimulus	Pegel in dB SPL Level in dB SPL	Beschreibung Description
Sprache Speech	45, 65, 80	Sprachsignal ohne Störgeräusch Speech signal without background noise
Musik music	45, 80	deutsche Unterhaltungsmusik German popular music
Klavier piano	85	melodiefrei und dynamisch No melody and dynamic

Die Aufgabe der Versuchspersonen bestand darin, die Verarbeitungsqualität der Algorithmen gegeneinander zu vergleichen und auf einer 5stufigen Punkteskala (CCITT, 1980) zu beurteilen, die von »schlecht« bis »ausgezeichnet« reichte (6 Testsituationen je Ohr, Dauer ca. 30 Minuten).

In Abb. 7 sind die Punktedifferenzen relativ zu den mit dem Referenz-Algorithmus erzielten Ergebnissen, getrennt für alle Versuchspersonen und gemittelt über alle Testsituationen, abgebildet. Die Punktedifferenzen, getrennt für alle Testsituationen und gemittelt über alle Versuchspersonen, sind in Abb. 8 dargestellt. Eine positive Punktedifferenz entspricht einer gegenüber dem Referenz-Algorithmus verbesserten Verarbeitungsqualität. Von fast allen Versuchspersonen wurde die Verarbeitungsqualität der Kompressions-Algorithmen besser beurteilt als die Verarbeitung durch den Referenz-Algorithmus (Abb. 7). Trotz der großen Streuung ergab eine Analyse der Varianzen für die Situationen bei 45 dB SPL einen hoch signifikanten und bei 65 und 85 einen signifikanten Einfluß des Parameters »Algorithmus«, während in den 80 dB SPL-Situationen keine Signifikanz für den Parameter »Algorithmus« festgestellt wurde. Daß insbesondere bei niedrigen (45 dB SPL) Eingangspegeln eine Verbesserung erzielt wurde, während bei mittleren Eingangspegeln zwischen 60 und 80 dB SPL unabhängig vom Stimulus kaum Unterschiede in den Urteilen auftraten, verdeutlicht Abb. 8. Bei einer weiteren Erhöhung des Pegels auf 85 dB SPL wirkt die Kompression als Schutz vor unangenehm lauten Sensationen. Die große Streuung zeigt jedoch, daß die Unbehaglichkeitsschwelle nicht bei allen Probanden erreicht wurde. Insgesamt wurde, wie bei den Sprachverständlichkeits-Einschät-

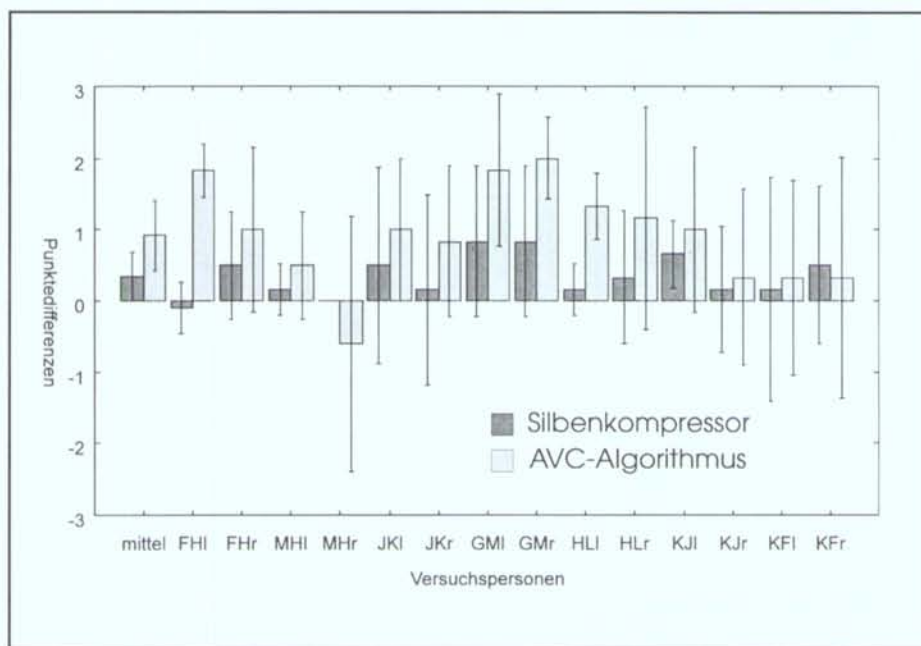


Abb. 7: Bewertung der Verarbeitungsqualität. Dargestellt sind die Mittelwerte über alle Testsituationen mit Standardabweichung. Positive Punktendifferenzen entsprechen einer Verbesserung der Verarbeitungsqualität durch die Kompressions-Algorithmen verglichen mit dem Referenz-Algorithmus

Fig. 7: Evaluations of processing quality relative to the reference algorithm. Mean values and standard deviations of the score differences averaged across all tested situations are plotted. Positive differences show an improvement in quality for the compression algorithms compared with the reference algorithm

Punktendifferenzen/Point differences
Silbenkompressor/Syllable compressor
Versuchspersonen/Test persons

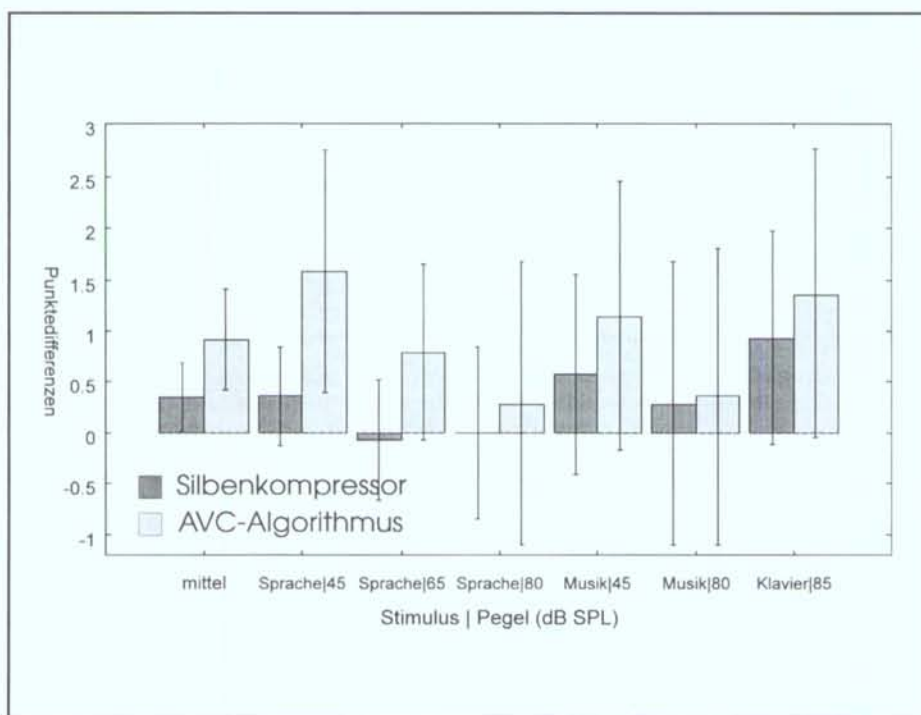


Abb. 8: Bewertung der Verarbeitungsqualität. Dargestellt sind die Mittelwerte über alle Schwerhörigen mit Standardabweichung. Positive Punktendifferenzen entsprechen einer Verbesserung der Verarbeitungsqualität durch die Kompressions-Algorithmen verglichen mit dem Referenz-Algorithmus

Fig. 8: Evaluations of processing quality relative to the reference algorithm. Mean values and standard deviations of the score differences averaged across all hearing impaired subjects are plotted. Positive differences show an improvement in quality for the compression algorithms compared with the reference algorithm

Punktendifferenzen/Point differences
Silbenkompressor/Syllable compressor
AVC-Algorithmus/AVC algorithm
mittel/medium, Sprache/Speech
Musik/Music, Klavier/Piano

zungen, der AVC-Algorithmus (helle Balken) besser beurteilt als der Silbenkompressor (dunkle Balken).

5. Diskussion

Bei dem Vergleich der drei Hörgeräte-Algorithmen hinsichtlich der mit ihnen erzielbaren Sprachverständlichkeit und Verarbeitungsqualität treten bei mittleren Signalpegeln kaum Unterschiede auf. Da sich die Algorithmen in diesem Pegelbereich

nur hinsichtlich ihrer Kompressionsparameter unterscheiden (vgl. Abschnitt »Verwendete Algorithmen«), zeigt dies, daß die untersuchten Kompressions-Algorithmen keine perzeptiv relevanten Verarbeitungsartefakte hervorrufen. Der Vorteil des Anpassverfahrens besteht für die klinische Praxis darin, daß es die notwendige Verstärkung in den oberen Frequenzkanälen präskriptiv gut vorhersagen kann. Während Moore et al. (1992) bei einer allein auf der Hörfeldskalierung beruhenden Anpassung eines zweikanaligen Hörgerätes im Hochpaßkanal eine Verstärkungskorrektur von im Mittel -1,7 dB vornehmen muß-

ten, berücksichtigt das vorgestellte Anpaßverfahren bereits eine solche Verstärkungskorrektur.

Der mit Hilfe subjektiver Sprachverständlichkeits-Einschätzungen ermittelte und mit Hilfe eines Satztests bestätigte geringe Einfluß der Kompression auf das Sprachverstehen bei mittleren Pegeln stimmt mit den Ergebnissen von *Moore et al.* (1992) und *Dreschler* (1992) überein, deren Studien mit Zwei- und Dreikanal-Kompressionshörgeräten durchgeführt wurden. Beispiele, die eine Verschlechterung der Sprachverständlichkeit bei mittleren Pegeln zeigen, finden sich dagegen in Arbeiten, bei denen Vielkanal-Systeme mit sechs oder mehr unabhängig voneinander arbeitenden Frequenzkanälen verwendet wurden (*de Genaro et al.*, 1986; *Lippmann et al.*, 1981; *Walker und Byrne*, 1984). Dieser Effekt kann möglicherweise auf die solchen Systemen eigene Verringerung spektraler Kontraste zurückgeführt werden. Erst durch Einbeziehung eines Lautheitsmodells kann dieser bei Vielkanal-Systemen entstehende Nachteil kompensiert werden, wofür jedoch ein hoher Rechenaufwand notwendig ist (*Hohmann*, 1993; *Fröhlich*, 1993).

Entscheidende Unterschiede in der Beurteilung der Algorithmen ergeben sich für niedrige bzw. hohe Darbietungspegel. Gerade diese Pegel spielen jedoch in den Alltagssituationen eines

Schwerhörigen eine wichtige Rolle, da Sprache bei niedrigem Pegel häufig schlecht verstanden wird, während laute Signale schnell als unangenehm empfunden werden. Die Ergebnisse zeigen, daß in diesen Situationen die Verarbeitung mit hohen Kompressionsfaktoren und langen Zeitkonstanten (AVC-Algorithmus) die besten Resultate liefert, da sie bei leisen Darbietungspegeln Sprachsignale so verstärkt, daß sie in den Hörbereich des Schwerhörigen fallen. Auf der anderen Seite werden die Schwerhörigen vor zu lauten Signalen geschützt. Aus der hohen Bewertung für die Verarbeitungsqualität des AVC-Algorithmus kann zudem gefolgert werden, daß die Akzeptanz für ein solches Kompressionshörgerät bei Schwerhörigen höher ist als für ein lineares Hörgerät oder einen Silbenkompressor.

Die vorliegende Arbeit zeigt, daß aufgrund der deutlichen Verbesserung der Sprachverständlichkeit bei niedrigen Eingangspegeln und der positiven Beurteilung der Verarbeitungsqualität in zukünftigen Dreikanal-Dynamikkompressions-Hörgeräten Kompressionsfaktoren zwischen 3 und 6 und Zeitkonstanten von etwa 200 msec verwendet werden sollten. Es muß jedoch auch betont werden, daß nur kleine Unterschiede zwischen den AGC-Algorithmen bestehen, die nur durch die Verwendung einer einheitlichen Hardware und eines klaren Anpassungskonzeptes nachgewiesen werden konnten.

Literatur/References

- Bustamente, D. K., Braidà, L. D.* (1987a). »Multiband compression limiting for hearing-impaired listeners«. *J. Rehab. Res. Dev.* 24, 149–160.
- Bustamente, D. K., Braidà, L. D.* (1987b). »Principal-Component Amplitude Compression for the hearing impaired«. *J. Acoust. Soc. Am.* 82 (4)
- CCITT – Comité Consultatif International Télégraphique et Téléphonique (1980). VII. Vollversammlung Genf (Gelbbuch), Band V, Supplément No. 2 zu Empfehlung P. 74; Annexa A.
- Dreschler, W.* (1992). »Fitting Multichannel-Compression Hearing Aids«. *Audiol.* 31, 121–131.
- Festen, J. M., van Dijkhuizen, J. N., Plomp, R.* (1990). »Considerations on adaptive gain and frequency response in hearing aids«. *Acta Otolaryngol. Suppl.* 469, 196–201.
- Fröhlich, T.* (1993). »Digitale Signalverarbeitung für Hörgeräte: Mehrkanalige Lautheitskorrektur im Frequenzbereich«. Dissertation, ETH Zürich.
- Genaro, S. d., Braidà, L. D., Durlach, N. I.* (1986). »Multichannel compression for several listeners«. *J. Reh. Res. Dev.* 23/1.
- Hellbrück, J., Moser, L. M.* (1985). »Hörgeräte-Audiometrie: Ein computerunterstütztes psychologisches Verfahren zur Hörgeräteanpassung«. *Psycholog. Beiträge* 27, 494–508.
- Heller, O.* (1985). »Hörfeldaudiometrie mit dem Verfahren der Kategorienunterteilung (KU)«. *Psycholog. Beiträge* 27, 478–493.
- Hohmann, V.* (1993). »Dynamikkompression für Hörgeräte – Psychoakustische Grundlagen und Algorithmen«. (VDI-Verlag, Düsseldorf, ISBN 3-18-149317-1).
- Kollmeier, B., Feissig, J., Hohmann, V.* (1993a). »Real-time multiband dynamic compression and noise reduction for binaural hearing aids«. *J. Rehab. Res. Dev.* 30, 82–94.
- Kollmeier, B., Döring, W. H., Kießling, J., Müller-Deile, J., v. Wedel, H., Berg, M.* (1993b). »Erprobung und Validisierung von sprachaudiometrischen und anderen computergesteuerten Meßverfahren für die klinische Audiometrie«. BMFT-Bericht.
- Launer, S.* (1995). »Loudness Perception in Listeners with Sensorineural Hearing Impairment«. Dissertation, Universität Oldenburg.
- Lippmann, R., Braidà, L. D., Durlach, N. I.* (1981). »Study of multichannel amplitude compression and linear amplification for persons with sensorineural hearing loss«. *J. Acoust. Soc. Am.* 69, 524–534.
- Moore, B. C. J., Johnson, J. S., Clark, T. S., Pluinage, V.* (1992). »Evaluation of a dual-channel full dynamic range compression system for people with sensorineural hearing loss«. *Ear and Hearing* 13, 349–370.
- Walker, G., Byrne, D.* (1984). »The effect of multichannel compression/expansion amplification on the intelligibility of nonsense syllables in noise«. *J. Acoust. Soc. Am.* 76 (3), 746.
- Wesselkamp, M., Kliem, K., Kollmeier, B.* (1992). »Erstellung eines Satztests in deutscher Sprache«. In *Kollmeier, B.* (Hrsg.): »Moderne Verfahren der Sprachaudiometrie«. Buchreihe Audiologische Akustik (Median-Verlag, Heidelberg, ISBN 3-922766-15-3).
- Working Group on Communication Aids for the Hearing-Impaired* (1991). »Speech-perception aids for hearing-impaired people: Current status and needed research«. *J. Acoust. Soc. Am.* 90, 637–685.