

Aus dem Forschungslabor für medizinische Akustik und Audiologie der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

Leiter: Prof. Dr. Günter Esser

**Bedeutung digital programmierbarer Hörgeräte für die
Verbesserung des Sprachgehörs bei mittelgradiger bis an
Taubheit grenzender Schwerhörigkeit**

DISSERTATION

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Medizin
Der Medizinischen Fakultät der Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf

vorgelegt von

Victor Sack

2000

Als Inauguraldissertation gedruckt
mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Heinrich-Heine-Universität Düsseldorf.

gez.: Univ.-Prof. Dr. Häussinger
Dekan

Referent: Univ.-Prof. Dr. Esser
Koreferent: Univ.-Prof. Dr. Stüttgen

Für meine Eltern

Mein herzlichsten Dank gilt meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Esser für seine fachlich wie menschlich stets hervorragende Betreuung bei der Durchführung und Ausarbeitung meiner Dissertation und für seinen außergewöhnlichen persönlichen Einsatz.

Herrn Prof. Dr. Stüttgen danke ich für die Übernahme des Koreferates.

Alle Mitarbeiter des Forschungslabor für Medizinische Akustik und Audiologie, sowie des Audiologischen Zentrums der Kliniken der Stadt Düsseldorf trugen zum Gelingen durch ihr hilfsbereites Verhalten und freundschaftliches Betriebsklima. Bedanken möchte ich mich bei Herrn Dipl.-Ing. Th. Massing, der mir beim Erlernen der Arbeit mit der SFT-Anlage und bei der technischen Versuchsaufbau wertvolle Hilfe geleistet hat, sowie beim Herrn Dipl.-Ing. R. Schunicht für technische Unterstützung und seine beständige Hilfsbereitschaft. Herrn Dr. Wurm-Dinse und Herrn Dipl.-Päd. K. Lübcke danke ich für die zahlreiche praktische Ratschläge. Herrn K. Kapoor danke ich für seine tatkräftige Unterstützung bei der technischen Versuchsaufbau, seine unzählige Hilfeleistungen und seine Bereitschaft als „Versuchskaninchen“ zu dienen.

Mein besonderen Dank gilt Herrn Dipl.-Ing. O. Kohlweis von der IPT GmbH, der mehrmals sowohl Software als auch Hardware der SFT-Anlage verändert hat, um sie der Bedürfnissen meiner Arbeit anzupassen.

Inhaltsverzeichnis

- 1. Einleitung**
 - 1.1. Hörstörungen in der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland**

 - 2. Schwerhörigkeit**
 - 2.1. Schalleitungsstörung**
 - 2.2. Innenohrschwerhörigkeit**
 - 2.2.1. Rekrutment**
 - 2.2.2. Typische Tonschwellenverläufe**
 - 2.2.2.1. Hochtonschwerhörigkeit**
 - 2.2.2.2. Hochtonsenke**
 - 2.2.2.3. Mitteltonschwerhörigkeit**
 - 2.2.2.4. Pantonale Schwerhörigkeit**
 - 2.2.2.5. Tieftonschwerhörigkeit**
-
- 3. Hörgeräte**
 - 3.1. Technische Entwicklung der Hörgeräte**
 - 3.1.1. Entwicklung der Analog-Technik bis Ende der 80er Jahre**
 - 3.1.1.1. Begrenzungs- und Regelsysteme**
 - 3.1.1.1.1. Peak Clipping (PC)**
 - 3.1.1.1.2. Automatic Volume Control (AVC)**
 - 3.1.1.1.3. Automatic Gain Control (AGC)**
 - 3.1.1.1.4. Full dynamic range compression: Tieftonkompression**
 - 3.1.1.1.5. Full dynamic range compression: Hochtonkompression**
 - 3.1.2. Digital programmierbare Geräte**
 - 3.1.3. Geräte mit digitaler Signalverarbeitung**
 - 3.2. "Aufgabe" eines Hörgerätes**
 - 3.3. Anpassung von Hörgeräten an die Schwerhörigkeit der Patienten**
 - 3.3.1. Anpassung auf Grund "Statistischer Erfahrung" (Keller, Berger, POGO, NAL usw.)**
 - 3.3.2. Anpassung auf Grund individueller Daten mit Hilfe der Sprach-Farbbild-Transformation (SFT)**

- 4. Ziele der vorliegenden Arbeit**
 - 4.1. Welche Hörgeräte eignen sich für welchen Hörverlust**
 - 4.2. Grenzen der (noch) üblichen statistischen Verfahren bei der Anpassung moderner Geräte**

- 5. Experimenteller Ansatz**
 - 5.1. Problematik experimenteller Arbeiten zur Wirksamkeit von Hörgeräten mit Versuchspersonen und Patienten**
 - 5.2. Pragmatisches Vorgehen mit nur wenigen Patienten**
 - 5.2.1. Methode**
 - 5.2.1.1. Versuchsaufbau**
 - 5.2.1.2. Testmaterial**
 - 5.2.1.3. Auswertung**
 - 5.2.1.4. Bearbeitete Hörfelder**
 - 5.2.1.5. Verwendete Hörgeräte**
 - 5.2.1.6. Hörgeräteeinstellungen**

- 6. Ergebnisse**
 - 6.1. Entwicklung der Benotungsdiagramme**
 - 6.1.1. Hochtenschwerhörigkeit**
 - 6.1.2. Hochtosenke**
 - 6.1.3. Mitteltonschwerhörigkeit**
 - 6.1.4. Tieftonschwerhörigkeit**
 - 6.1.5. Pantonale Schwerhörigkeit**
 - 6.2. Vergleich SFT-basierter und herkömmlichen Anpaßmethoden des Hörgerätafrequenzganges**
 - 6.2.1. Bilder und Bewertungen**
 - 6.2.2. Methodenvergleich-Diagramme**
 - 6.2.3. Beurteilung**
 - 6.3. Subjektive Bewertung SFT-angepaßten Hörgeräte (Beispiele)**

- 7. Diskussion der Ergebnisse**

- 8. Fehlerquellen**

- 9. Anregungen zu weiterführenden wissenschaftlichen Arbeiten**

- 10. Zusammenfassung**

 - 11. Literaturverzeichnis**
 - 11.1. In der Arbeit zitierte Literatur**
 - 11.2. Weiterführende Literatur**

 - 12. Anhang: Sonstige Meßergebnisse**
-

1. Einleitung

Bekanntlich ist es nicht unproblematisch experimentelle Arbeiten über Wirkungen von Hörgeräten bei Patienten durchzuführen. Je exakter die Abstimmung der technischen Eigenschaften der Hörgeräte auf die individuellen Besonderheiten des pathologischen Gehörs und auf die sehr unterschiedliche Signale, die verarbeitet werden müssen (z.B. Sprache, Nebengeräusche, Musik, Warnsignale, usw.) ist, desto mehr Variablen müssen berücksichtigt werden, desto mehr Messungen sind erforderlich, desto aufwendiger und komplizierter wird das Anpaßverfahren.

Eigentlich sind umfangreiche Studien mit großen Patientenzahlen erforderlich. Leider hinken die Durchführung und Veröffentlichung solcher Studien der technischen Entwicklung meist Jahre hinterher. Es werden aber jetzt schon realistische – von Werbeelementen der Industrie freie – Informationen über die Möglichkeiten neuerer Entwicklungen benötigt.

Diese Arbeit stellt einen Versuch dar, pragmatisch mit Vereinfachungen (so haben wir mit nur drei Sprachpegeln gearbeitet, um die Ergebnisse einigermaßen überschaubar zu halten), Kompromissen (Messungen wurden in störerschallfreier Umgebung durchgeführt, und es wurde ein herkömmlicher 2-ccm Kuppler verwendet) und nicht immer streng wissenschaftlichen Methoden (Subjektivität bei der Benotung war leider unvermeidbar) einen vorläufigen Wegweiser für die Anwendung moderner Hörgeräte, insbesondere digital programmierbarer Hörgeräte, zu erstellen.

1.1. Hörstörungen in der Bevölkerung der Bundesrepublik Deutschland

Die Beherrschung moderner Informations- und Kommunikationsmöglichkeiten ist erforderlich, um sich in der heutigen Industriegesellschaft zurechtzufinden. Viele Techniken (z. B. Telephon, Rundfunk, Fernsehen) wurden insbesondere für die lautsprachliche Kommunikation entwickelt.

Eine Schwerhörigkeit und die damit einhergehende Einschränkung der auditiven Kommunikation stellen somit eine schwerwiegende Behinderung dar. Die Auswirkungen einer Schwerhörigkeit werden häufig unterschätzt. Dabei handelt es sich um ein Problem, das viele Menschen betrifft. Eine Studie des Deutschen Grünen Kreuzes zeigte bereits 1986, daß ca. 18% der Bundesbürger, das entspricht etwa 14 Millionen, unter erheblichen Hörstörungen leiden [Deutsches Grünes Kreuz 1986]. Eine spätere USA Studie zeigte in 1998, daß etwa 15% der USA Jugendlichen (Alter 6-19 Jahre) einen Hörverlust von mindestens 16 dB aufweisen [A. S. Niskar et al. 1998]. Legt man bei vorsichtiger Schätzung für das Auftreten von apparativ versorgungsbedürftigen Hörstörungen eine Häufigkeit von 12% an der Gesamtpopulation zugrunde, so bedeutet dies, daß allein in der Bundesrepublik Deutschland etwa 10 Millionen und weltweit sogar etwa 600 Millionen Menschen Hörgeräte benötigen. Zwangsläufig führen auch die steigende Lebenserwartung und das veränderte Freizeitverhalten (Diskotheken, portable Kassetten- und CD-Spieler, Motorisierung usw.) zu einem weiteren Ansteigen der Häufigkeit von Hörstörungen [Kießling, Kollmeier, Diller, 1997, Vorwort]. Ein nicht unerheblicher Anteil davon bilden hochgradige bis an Taubheit grenzende Hörstörungen.

Beachtliche medizinische Erfolge in der Therapie von Schwerhörigkeit wurden durch die Verbesserung der medikamentösen und mikrochirurgischen Behandlung hauptsächlich für Schalleitungsstörungen erzielt, so daß ihr Anteil unter den Hörstörungen deutlich zurückgegangen ist.

Heute dominieren die Schallperzeptionsstörungen, deren Hauptanteil die Innenohrstörungen bilden. Ihre Behandlung hat sich als außerordentlich schwierig erwiesen. Innenohrschwerhörigkeit (außer akuter Hörstürze, die schnell behandelt werden) ist bisher nicht heilbar.

Die Kompetenz des Ohrenarztes ist mit der Diagnose einer inkurablen Schwerhörigkeit nicht zu Ende. Schwerhörigkeit ist zwar keine Erkrankung als solche, wohl aber ein Krankheitssymptom. Krankhafte Zustände aber und ihre Auswirkungen gehören nach wie vor in ärztliche Hand. Auch die Rehabilitation fällt unter die Verantwortung des Arztes. Die Versorgung eines Schwerhörigen mit Hörhilfen erfolgt normalerweise in Zusammenarbeit von Ohrenarzt und Hörgeräte-Akustiker.

Für die meisten Patienten mit Schallempfindungsstörungen ist wegen des medizinisch nur sehr begrenzten Angebotes kausaler und symptomatischer Therapien die prothetische Versorgung mit Hörgeräten häufig der letzte Ausweg. Das gleiche gilt für Patienten mit nicht therapierbaren Schalleitungstörungen.

Eine Schwerhörigkeit bedeutet oft eine Einschränkung der sozialen Integration. Verbesserte Untersuchungsmethoden zur Abklärung einer Schwerhörigkeit und enorme Fortschritte bei der Entwicklung digitaler und programmierbarer Hörgeräte ermöglichen die soziale Integration auch von hochgradig Schwerhörigen, da neben den Lautheitsverlusten auch Rekrutmenteffekte und Klangveränderungen mit Hörgeräten ausgeglichen werden können. Der Vielfalt von Hörstörungen steht heute eine ebenso große Vielfalt von Hörgeräten gegenüber.

2. Schwerhörigkeit

Die Nomenklatur in der Bezeichnung von Hörstörungen, die heute verwendet wird, verursacht einige Verwirrung, da ältere Bezeichnungen an Bedeutung verlieren, während neue Erkenntnisse die Palette von Begriffen erweitern. Leider wird immer noch keine einheitliche Terminologie verwendet, die ein Durcheinander zwischen Bezeichnungen von Lokalisation und Funktionsstörungen vermeidet.

2.1. Schalleitungsstörung

Schalleitungsschwerhörigkeit ist eine Störung der Schallübertragung vom Außenohr in das Innenohr. Als mögliche Ursache kommt z. B. ein Verschluss des Gehörgangs mit Zerumen, durch Fremdkörper oder Tumoren in Frage. Auch Störungen der Mittelohrfunktion können eine Schalleitungsschwerhörigkeit verursachen (z. B. eine Beschädigung des Trommelfells, ein Erguß im Mittelohr, Tubenbelüftungsstörungen, eine Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette oder eine Fixation der Steigbügelplatte bei der Otosklerose). Die Schalleitungsschwerhörigkeit ist der HNO-ärztlichen Therapie gut zugänglich.

Die Auswirkung von Schalleitungsschwerhörigkeit läßt sich durch eine Abschwächung des in das Innenohr gelangenden Luftschalls charakterisieren, die unter Umständen eine gewisse Frequenzabhängigkeit aufweist. Dieser Abschwächungseffekt läßt sich durch einen frequenzabhängigen Verstärker relativ gut ausgleichen, so daß diese Form der Schwerhörigkeit auch durch Hörgeräte relativ gut kompensierbar ist.

2.2. Innenohrschwerhörigkeit

Schallempfindungsschwerhörigkeit kann u.a. die Folge von einer Beeinträchtigung der Innenohrfunktion sein, die verschiedene Ursachen haben kann (z.B. fortdauernde Knalltraumata oder Schallbelastung, altersbedingte Rückbildung der Sinneszellen, Stoffwechselstörungen, Beeinträchtigung des Elektrolythaushalts). Die von den Steigbügelbewegungen ausgelöste Wanderwelle pflanzt sich entlang der Basilarmembran bis zur Schneckenspitze fort. In der Basilarmembran sind als Auslenkungssensoren die inneren und äußeren Haarzellen angelegt. An ihrer Oberseite sind Stereozilien angeordnet, die bei seitlicher Auslenkung zu einer Entladung des Membranpotentials der Haarzelle führen. Während an den inneren Haarzellen eine große Zahl von afferenten Nervenfasern beginnen, enden an den äußeren Haarzellen vorwiegend efferente Nervenfasern. Unter Spannungseinfluß können sich die äußeren Haarzellen aktiv kontrahieren. Dies wird zur Verstärkung von Schwingungen bei niedrigen akustischen Eingangspegeln ausgenutzt, bei denen eine Art aktive Rückkopplung die Sensitivität und gleichzeitig die Frequenzspezifität der Basilarmembran erhöht. Obwohl die genauen Mechanismen dieser „aktiven Prozesse“ im Innenohr noch nicht völlig geklärt sind, kommt ihnen eine große Bedeutung für das normale Hören insbesondere bei niedrigen Pegeln zu [Kießling, Kollmeier, Diller, 1997, Kap 1]. Bei der Schallempfindungsschwerhörigkeit ist die Umwandlung des in die Cochlea gelangenden Schalls in neuronale Erregungsmuster gestört. Die Störung kann entweder im Innenohr lokalisiert sein (cochleäre oder sensorische Schwerhörigkeit) oder den Hörnerven und sich anschließende periphere Anteile der Hörbahn betreffen (neurale oder retrocochleäre Schwerhörigkeit). Da eine genaue Unterscheidung zwischen diesen beiden Komponenten oft nicht möglich ist, wird die Schallempfindungsschwerhörigkeit zumeist gleichgesetzt mit einer sensorineuralen Schwerhörigkeit. Zumeist ist die Funktion der inneren bzw. äußeren Haarzellen betroffen, die – beispielweise bei der Lärmschwerhörigkeit – teilweise zerstört sind. Da diesen durch ihre aktive Funktion in der Schallvorverarbeitung der Cochlea eine sehr wichtige Bedeutung zur Erhöhung der Sensitivität bei niedrigen Schallpegeln und zur Verbesserung der Frequenzselektivität zukommt, führt ihr Funktionsverlust zu einer deutlich verringerten Wahrnehmung im niedrigen Lautstärkebereich und zu einer verschlechterten Frequenzselektivität der Cochlea. Eine Funktionsminderung der inneren Haarzellen zieht ebenfalls eine Verringerung der Sensitivität nach sich [Maurer, 1999]. (s. Abb. 2.1).

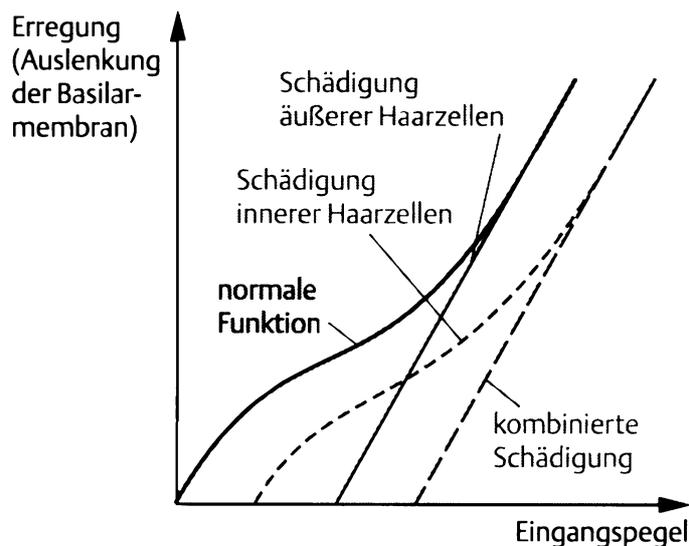


Abb. 2.1 (aus [Kießling, Kollmeier, Diller, 1997])
 Input-Output-Beziehung (d.h. Auslenkung der Basilarmembran für verschiedene Eingangssignalpegel) für verschiedene Formen von Haarzellschädigungen. Bei der Schädigung innerer Haarzellen verschiebt sich die normale Kurve nach rechts, ohne ihre Form zu ändern, während bei einer Schädigung äußerer Haarzellen die zusätzliche Verstärkung bei niedrigen Eingangspegeln entfällt.

2.2.1. Rekrutment

Fowler hat in 1937 erstmalig über ein Phänomen, das er als „Rekrutment“ bezeichnete, berichtet. Er beschrieb, daß Hörgeschädigte mit einseitigen sensorineuralen Hörstörungen trotz unterschiedlicher Hörschwelle überschwellige akustische Reize auf beiden Ohren gleich laut empfinden. Offenbar bewirkt bei diesen Patienten dieselbe Schallpegelerhöhung eine wesentlich größere Lautheitsänderung am Ohr mit der schlechteren Hörschwelle als an dem mit der normalen [Fowler, 1937].

Das für die meisten Innenohrschwerhörigen typische Phänomen des Rekrutments besagt, daß ein sogenannter Lautheitsausgleich vorliegt: leise Signale werden nicht gehört, auch wenn sie oberhalb der normalen Hörschwelle liegen, die Lautstärkeempfindung für große Lautstärken bleibt aber gleich. 90 dB HL beispielweise werden in dem Rekrutment-Ohr ebenso laut empfunden wie auf dem normalhörenden, obwohl das Rekrutment-Ohr einen Hörverlust von z.B. 60 dB aufweist [Lehnhardt, 1996, Kap. 5]. Direkt messen kann man Rekrutment bei einohrigen Schwerhörigkeit durch Vergleich der Lautheit zwischen beiden Ohren (Fowler-Test). Bei beiderseitiger Schwerhörigkeit dienen sogenannte Rekrutment-Äquivalente als Nachweis einer cochleären Funktionsstörung: Die Einengung der Dynamik, d.h. der Bereich zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsgrenze [Plath, 1991].

Zur Erklärung des Rekrutmentphänomen sind im Laufe der Zeit einige Theorien entstanden. Meyer zum Gottesberge hat die Duplizitätstheorie entwickelt, die besagt daß äußeren Haarzellen schon für leise akustische Signale empfänglich sind, die inneren dagegen erst auf Signale mittlerer Lautstärke reagieren. Fallen die äußeren Haarzellen aus, müssen die inneren Haarzellen ohne den cochleären Verstärker auskommen, funktionieren dann aber erst bei mittleren Schalldrucken [Meyer zum Gottesberge, 1948].

Pathophysiologisch versuchte man das Rekrutmentphänomen auch so zu erklären: Geschädigte Haarzellen benötigen zur Erregung im Gegensatz zu gesunden Haarzellen viel höhere Schalldrucke. Wird die pathologisch erhöhte Reizschwelle überschritten, wächst die Zahl der erregten Haarzellen infolge Ausbreitung der Erregung auf benachbarte Haarzellen mit ähnlicher Bestfrequenz (Summationsprinzip) [Becker, Naumann, Pfaltz, 1989, Kap. 1].

Heute erklärt man das Rekrutmentphänomen anders: Der normale Dynamikbereich des menschlichen Hörens beträgt etwa 100 dB. Der Dynamikbereich der cochleären Haarzellen beträgt aber nicht mehr als 60 dB. Eine gesunde Cochlea komprimiert die 100 dB des Eingangssignals in die 60 dB, die die Haarzellen verarbeiten können. Diese Wirkung wird als „dynamik range compression“ bezeichnet. Leise Signale werden höher verstärkt als laute Signale. Eine Beschädigung der Cochlea kann zum Verlust dieses nicht linearen Verhaltens führen. Leise Signale werden nicht mehr gehört. Oberhalb der pathologischen Hörschwelle werden Signale aber gehört und, weil die Lautstärkeempfindung für große Lautstärken sich gar nicht oder nur unwesentlich von der normalen unterscheidet, wächst sie relativ schneller [Allen, Neely, 1992].

2.2.2. Typische Tonschwellenverläufe

2.2.2.1. Hochtonschwerhörigkeit

Bei der Hochtonschwerhörigkeit nimmt der Hörverlust oberhalb einer bestimmten Grenzfrequenz unterschiedlich steil zu: Hochtonsteil- oder Hochtonschrägabfall – z.B. oberhalb 3000 Hz oder 1000 Hz (Abb. 2.2). Beim Hochttonabfall überwiegt der Hörverlust in den Frequenzen, die der basalen Schneckenwindung zugeordnet sind [Lehnhardt, 1996, Kap. 6].

Hochttonabfall findet sich beispielweise als Begleiterscheinung entzündlicher Mittelohrkrankheiten oder nach ototoxischer Medikation. Auch manche angeborene oder frühkindlich erworbene Schwerhörigkeit sowie spätere degenerative Formen gehen mit einem Hochttonabfall einher. Mit einem Hochttonabfall beginnt z.B. die „Altersschwerhörigkeit“ (Presbyakusis).

Ein charakteristisches Anfangsbild der Hochtonschwerhörigkeit ist die Hochtonsenke zumeist mit einem maximalen Hörverlust um 4000 Hz (s. Abb. 2.3).

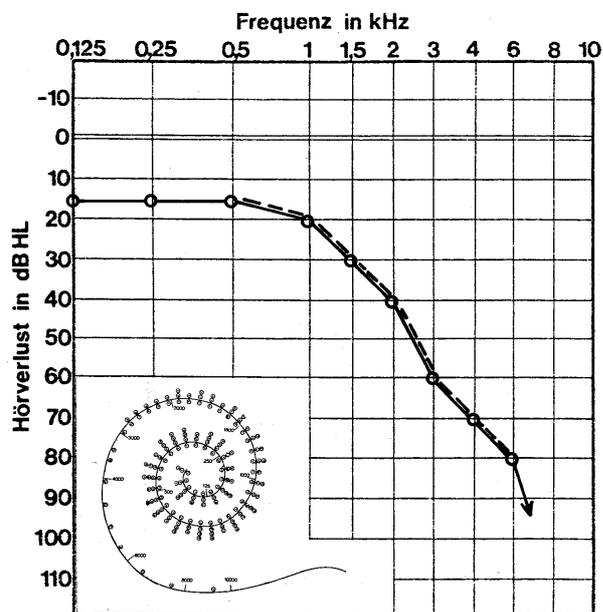


Abb. 2.2 (aus [Lehnhardt, 1996, Kap. 6])
 Innenohr-Hochtonschwerhörigkeit. Bezogen auf das Corti-Organ ist ein Ausfall der Haarzellen besonders in der Basalwindung anzunehmen (Schneckenschema in der unteren Bildhälfte).

2.2.2.2. Hochtensenke

Hochtensenke findet sich am häufigsten nach akuter oder chronischer Lärmexposition. Die Senke kann sehr schmal geformt sein oder unterschiedlich breit bis zum Übergang in eine Mulde; ihr Tiefpunkt variiert zwischen 3000 und 6000 Hz. Der Senkencharakter tritt am deutlichsten hervor, solange die Schwellenkurve im Höchsttonbereich annähernd bis zur Norm wieder ansteigt. Mit fortschreitender Schädigung flacht sich die Kurve oberhalb 4000 Hz zunehmend ab und bietet damit das Bild eines Hochttonabfalls [Lehnhardt, 1996, Kap 6]. Die C5-Senke (4000 Hz) ist charakteristisch für Lärmschwerhörigkeit.

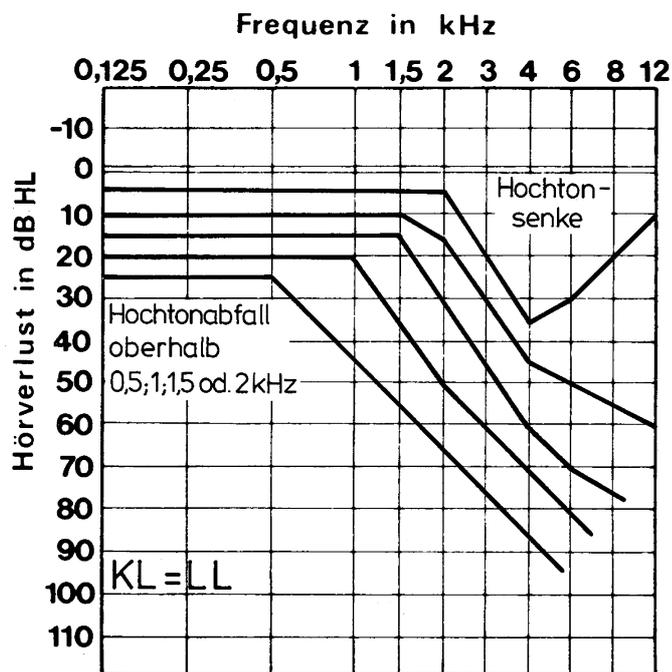


Abb. 2.3 aus [Lehnhardt, 1996, Kap. 6]
Verschiedene Formen von Hochtenschwerhörigkeit

2.2.2.3. Mitteltonschwerhörigkeit

Die Mitteltonmulden oder -senken sind charakterisiert durch einen konkaven Kurvenverlauf, d.h. die tiefen und hohen Tonlagen sind weniger beeinträchtigt als der mittlere Frequenzbereich. Die Schädigung ist also vor allem in der mittleren Schneckenwindung zu vermuten. Im allgemeinen dürfen sie als hereditär, also als anlagebedingt, gelten, jedenfalls soweit sie angeboren bzw. frühkindlich erworben sind [Lehnhardt, 1996, Kap. 6]. (s. Abb. 2.4)

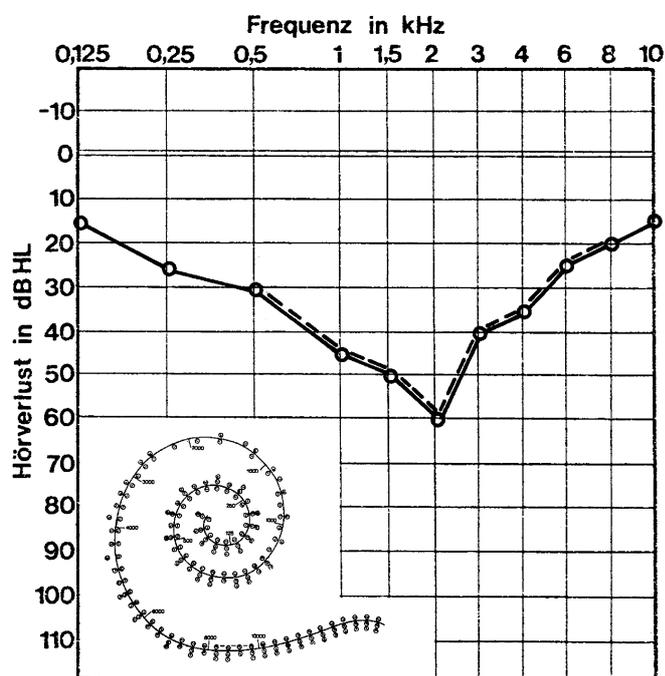


Abb. 2.4 aus [Lehnhardt, 1996, Kap. 6]
Innenohr-Mitteltonschwerhörigkeit: Auf der Basilarmembran ist eine Funktionsstörung der Haarzellen insbesondere in der mittleren Windung zu vermuten.

2.2.2.5. Tieftonschwerhörigkeit

Dieser apico-cochleärer Typ ist daran zu erkennen, daß die Schwellenkurve in den tiefen Frequenzen um beispielweise 40-50 dB verläuft, im Mitteltonbereich aber zu den hohen Frequenzen hin ansteigt. Tieftonschwerhörigkeit ist nicht so oft anzutreffen wie die andere Arten von Hörverlust. Typischerweise entsteht sie als Folge von Morbus Ménière oder akut von einem Hörsturz [Becker, Naumann, Pfaltz, Kap. 1]. (s. Abb. 2.5)

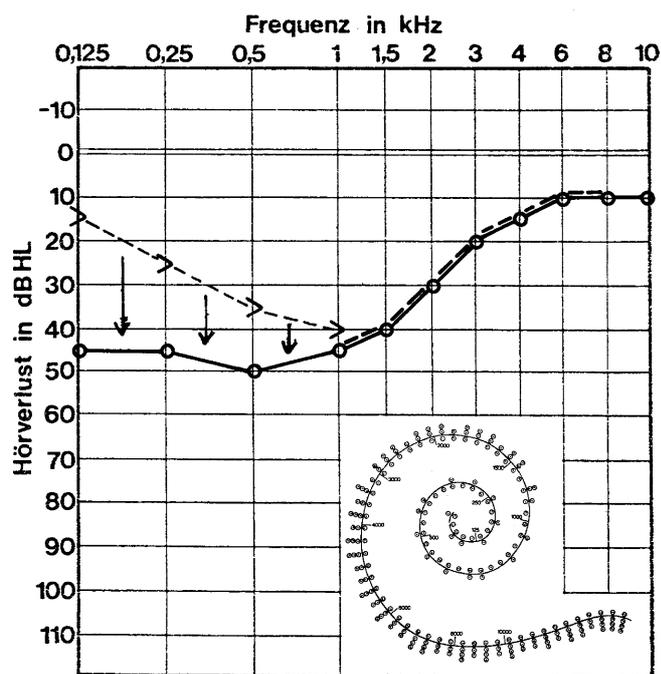


Abb. 2.5 aus [Lehnhardt, 1996, Kap. 6]

Innenohr-Tieftonschwerhörigkeit: Innerhalb des Corti-Organs sind hier vornehmlich die Haarzellen der Spitzenwindung betroffen. Im Tieftonbereich scheinbare Knochenleitungs-Luftleitungs-Differenz, vorgetäuscht durch Fühlen der Vibrationen des Knochenschallgebers. Die wahre Knochenleitung liegt wahrscheinlich an der Luftleitungsschwelle

2.2.2.4. Pantonale Schwerhörigkeit

Auch das ist ein apico-cochleärer Typ, der daran zu erkennen ist, daß die Schwellenkurve im ganzen Hörbereich annähernd horizontal verläuft [Lehnhardt, 1996, Kap. 6].

3. Hörgeräte

Schon seit der Antike war man bestrebt, den Schall für den Schwerhörigen zu verstärken. Die älteste Hörhilfe der Welt dürfte wohl die fächerförmig ans Ohr gehaltene Hand sein, die eine Verstärkungswirkung von 10-15 dB im Frequenzbereich unterhalb 2 kHz verschaffen kann [de Boer 1984]. Es ist auch wahrscheinlich, daß Menschen schon sehr früh Tierhörner als Hörtrichter verwendet haben.

3.1. Technische Entwicklung der Hörgeräte

Die technische Entwicklung der Hörgeräte begann mit dem künstlichen Hörtrichter. Dieser wurde auch in Möbelstücken, insbesondere in Lehnstühlen und Sesseln untergebracht, wurde aber auch in Hüte, Spazierstöcke und andere Gegenstände eingebaut.

3.1.1 Entwicklung der Analog-Technik

Die Entwicklung der Hörgeräte ist immer ein Spiegel der allgemeinen technischen Entwicklung gewesen. Der Beginn der Entwicklung moderner Hörgeräte ist eng verknüpft mit der Erfindung des Telephons. So wurden die ersten elektrisch verstärkenden Hörgeräte gegen Ende des 19. Jahrhunderts entwickelt. So baute Alexander Graham Bell ein elektrisches Hörgerät für seine schwerhörige Frau, welches mehrere Kilogramm wog. Seit Anfang des Jahrhunderts gibt es elektrische Hörgeräte, die mit einem Kohlemikrophon und mit einer Taschenlampenbatterie ausgestattet sind. In 1937 wurden die ersten Röhrengeräte eingeführt [Böhme, Welzl-Müller 1998, Kap. 1]. Diese wurden bis Anfang der 60er Jahre zu einer hervorragenden Regel (AVC-Geräte mit Pentodensteuerung)- und Klangqualität entwickelt, wie sie von den technisch sehr viel einfacheren und daher billig herzustellenden Transistorgeräten erst wieder 10-15 Jahre später erreicht wurden. Mit der Entdeckung des glühelektrischen Effekts (Edison-Effekt) und dem Bau der nach diesem Prinzip arbeitenden Vakuumröhre war auch für Hörgeräte der Anfang der Miniaturisierung in Sicht. Ein weiterer entscheidender Schritt wurde dann mit der Entdeckung des Transistors gemacht. Auch wurden die Schallwandler immer besser. Die Mikrophone zeichnen sich durch geringeres Eigenrauschen und die Hörer durch Frequenzgänge bis 10 kHz aus. Die Miniaturisierung ermöglichte den Übergang von den Taschen- oder Kästchen-Hörgeräten, in welchen der Hörer von den übrigen, in einem Gehäuse untergebrachten Bauteilen getrennt ist, zu den am Kopf zu tragenden Geräten, in welchen alle Bauelemente in einem Gehäuse untergebracht sind. Diese Miniaturisierung erlaubte auch das Unterbringen der Hörgeräte in Hörbrillen (1954), Haarspangen usw. In 1969 wurde ein Im-Ohr-Hörgerät mit Maßschale eingeführt. Neben der weiter fortschreitenden Miniaturisierung der Bauformen ermöglichten die neuen winzigen integrierten Schaltkreise (IC) mit mehreren hundert

Transistoren die Integration digitaler Einstellelemente des weiterhin analogen Verstärkers [Vonlanthen, 1995, Kap. 9].

Auch bei heute verfügbaren Hörgeräten, speziell solchen mit analoger Signalverarbeitung, steht nach wie vor die Verstärkerfunktion im Vordergrund, so daß man in jedem Gerät grundsätzlich die im Abb. 3.1 dargestellten Komponenten – Schallempfänger, Verstärker und Schallsender – vorfindet.

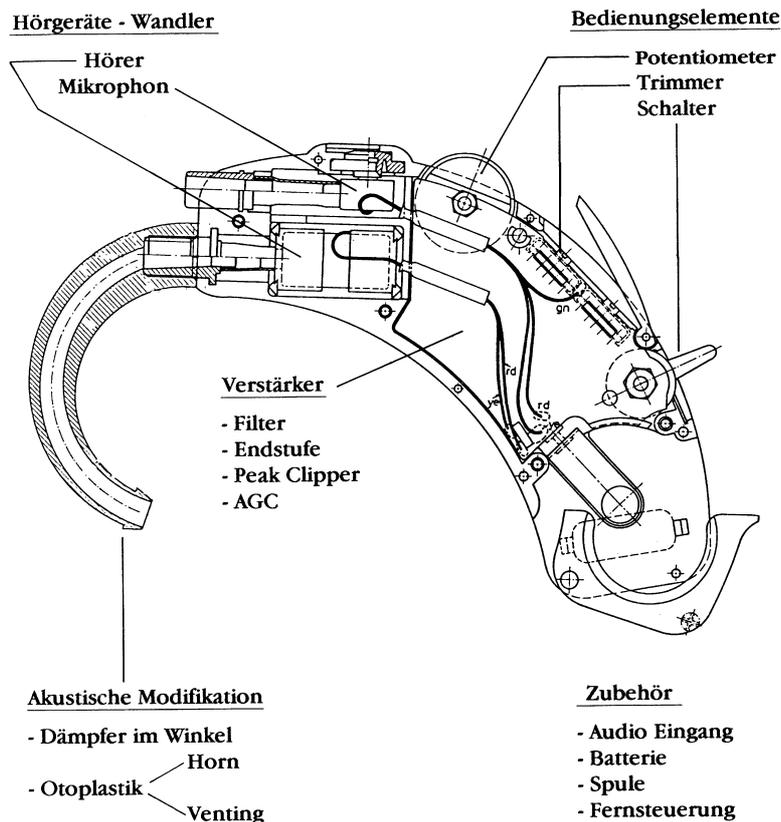


Abb. 3.1 (aus [Vonlanthen, 1995, Kap. 1])

Bei den klassischen Hörgeräten mit analoger Signalverarbeitung erfolgt die Anpassung der Hörgeräteeigenschaften an die jeweilige Hörstörung über mechanische Steller oder Potentiometer, die mit Hilfe eines Schraubendrehers eingestellt werden.

3.1.1.1. Begrenzungs- und Regelsysteme

Begrenzungs- und Regelsysteme ermöglichen eine Anpassung des Pegels am Hörgeräteausgang an die individuelle Restdynamik des Gehörs. Grundsätzlich sollen die Eingangssignale in den Bereich zwischen Hör- und Unbehaglichkeitsschwelle (also in die Restdynamik) transformiert werden.

3.1.1.1 Peak Clipping

Die einfachste solcher Begrenzungsschaltungen, Peak Clipping (PC), verhindert ein Überschreiten der Unbehaglichkeitsgrenze bei linearer Verstärkung des Sprachdynamikbereichs.

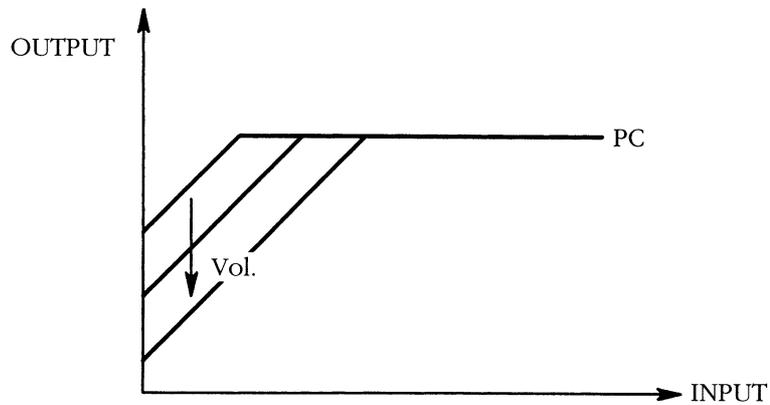


Abb. 3.2
Ein-/Ausgangsdiagramm bei PC-Begrenzung

Beispiel eines linear verstärkenden Hörgeräts:

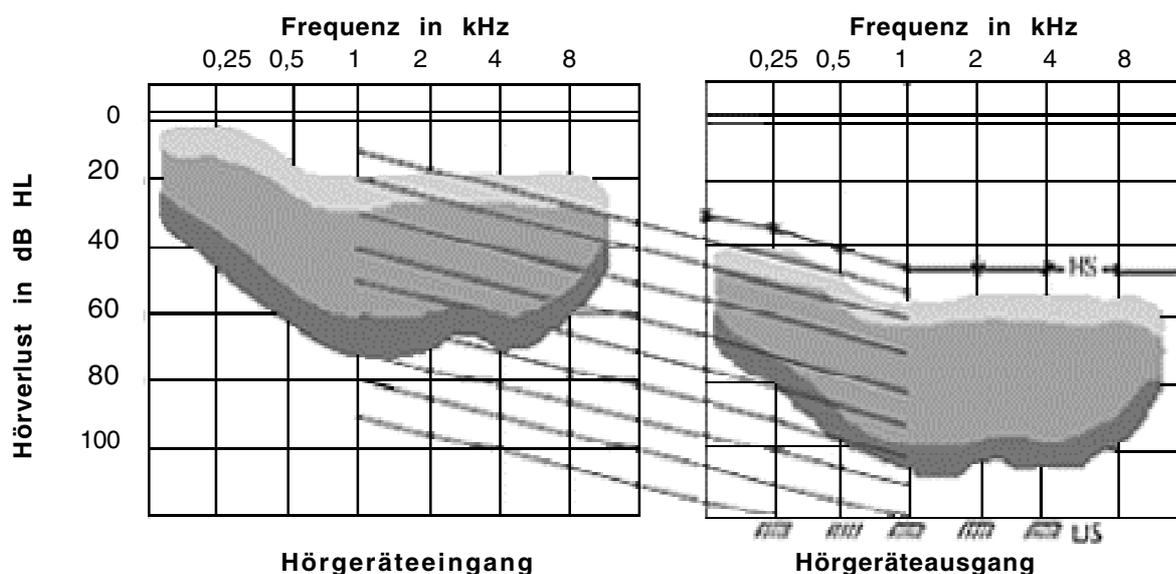


Abb. 3.3

Verstärkung des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (unverstärkt: Graubereich links; verstärkt: Graubereich rechts) durch ein linear verstärkendes Hörgerät im Koordinaten-System des Tonaudiogramms: Bis zum Einsetzen der Spitzenbeschneidung (PC: Peak Clipping) werden alle einfallenden Signale linear um 40 dB verstärkt. In diesem Bereich verlaufen die Projektionslinien, die das Verstärkungsverhalten bei 1000 Hz charakterisieren, parallel. Oberhalb dessen wird der Ausgangspegel in diesem Beispiel auf 120 dB begrenzt. HS: Hörschwelle. US: Unbehaglichkeitsschwelle.

- Sprachfläche: Normalsprecher, 1m Abstand
- Zusätzlicher Bereich für Leise Sprache (halbe Lautheit)
- Zusätzlicher Bereich für laute Sprache (doppelte Lautheit)

3.1.1.1.2. Automatic Volume Control (AVC)

Neben der Spitzenbeschneidung verwendet man in Hörgeräten Schaltungen zur automatischen Verstärkungsregelung (Automatic Volume Control, AVC), auch Dynamikkompression genannt. Diese soll unter Verwendung langer Regelzeiten langsame Veränderungen des mittleren Eingangspegels ausgleichen und damit dem Benutzer das häufige Nachregeln der Verstärkung am Potentiometer ersparen

3.1.1.1.3. Automatic Gain Control (AGC)

Die automatische Verstärkungsregelung (AVC) kann sowohl als AGCo (Automatic Gain Control output) wie auch als AGCi (Automatic Gain Control input) ausgeführt werden [Kießling in Lehnhardt, 1996, Kap. 14]. Anders als AVC-Geräte, arbeiten AGG-Geräte in aller Regel mit sehr

kurzen Einregelzeiten (unter 10 msec) und mit längeren Ausregelzeiten (20- ca. 500msec).

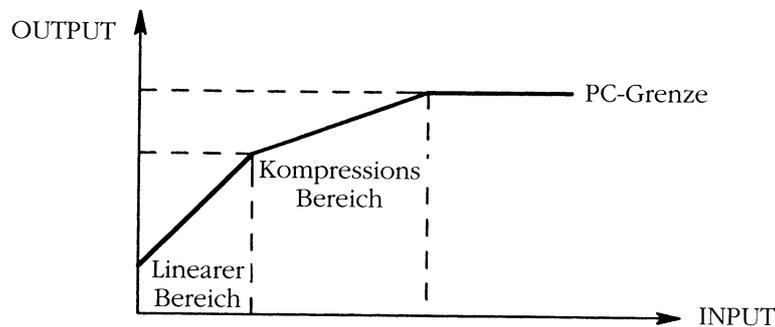


Abb. 3.4
Ein-/Ausgangsdiagramm einer AGC-Schaltung

Beispiel eines Hörgeräts mit Kompressionsbegrenzung:

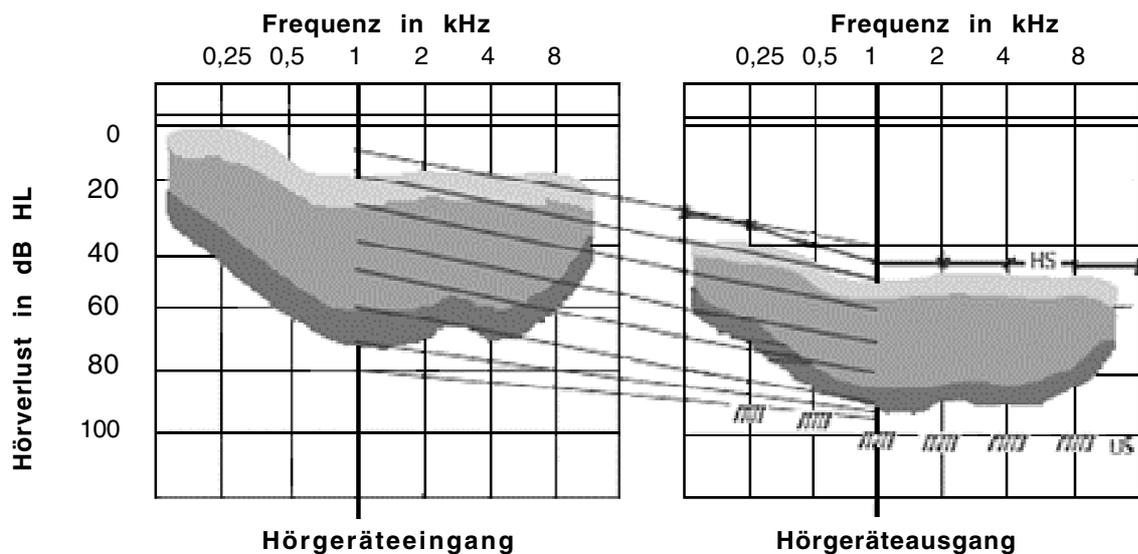


Abb. 3.5

Verstärkung des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (unverstärkt: Graubereich links; verstärkt: Graubereich rechts) durch ein Hörgerät mit Kompressionsbegrenzung im Bild des Tonaudiogramms: Bis zum Einsetzen der ausgangsgeregelten Kompression (90 dB Ausgangspegel) werden alle einfallenden Signale linear um 30 dB verstärkt. In diesem Bereich verlaufen die Projektionslinien, die das Verstärkungsverhalten bei 1000 Hz charakterisieren, parallel. Oberhalb dessen wird die Dynamik in diesem Beispiel mit einem Kompressionsverhältnis von 5:1 komprimiert.

Herkömmliche AGC/PC-Regelschaltungen begrenzen bei hohen Eingangspegeln den Ausgangspegel des Hörgeräts so, das die Unbehaglichkeitsgrenze nicht überschritten wird. Für AGCo/PC-

Schaltungen gilt, daß der Einsatzpunkt der Regelschaltung normalerweise oberhalb des normalen Sprachpegels von 60 dB SPL liegen sollte, damit die Sprachverständlichkeit nicht durch die Verzerrungen der AGC und/oder PC gestört wird. Bei modernen AGCi-Geräten liegt der mögliche Einsatzpunkt der Regelung bei 40 oder 50dB. Bei der Anwendung von Hörgeräten mit linearer Verstärkung bis zum Einsatzpunkt der Regelschaltung ergibt sich oft das Problem, daß Signale mit niedrigem Pegel zu gering verstärkt werden, da sich die eingestellte effektive Verstärkung am Verstärkungsbedarf im Pegelbereich normallauter Sprache orientiert, durch die Wirkung des Rekrutments ein Teil des Hörverlustes im Sprachpegelbereich aber kompensiert wurde. [Steffens, 1996] Einen Lösungsansatz dieses Problems bieten Hörgeräte mit einer nichtlinearen Verstärkung (Kompression) nahezu im gesamten Dynamikbereich ("full dynamic range compression").

3.1.1.1.4. Full dynamic range compression: Tieftonkompression

Das erste Konzept, die Tieftonkompression mit linearer Hochtonverstärkung, wurde 1991 von dem dänischen Hersteller Oticon mit der Serie „MultiFocus“ eingeführt. Die prinzipielle Funktionsweise ist in Abb. 3.4 wiedergegeben. Das Eingangssignal wird in 2 getrennte Verarbeitungskanäle aufgeteilt. Frequenzen ab 1600 Hz werden im Hochtonkanal linear verstärkt, Frequenzen unterhalb 1600 Hz gelangen zur Tieftonkompression und werden je nach Eingangslautstärke unterschiedlich stark verstärkt: je leiser desto stärker. Die automatische, frequenzselektive Verstärkungsregelung mit Hilfe der Tieftonkompression erübrigt in vielen Fällen einen manuellen Lautstärke- bzw. Verstärkungssteller. Somit ist sie eine beachtenswerte Alternative zum Einsatz einer Fernbedienung, um Patienten mit eingeschränkter manueller Fähigkeit der Bedienung der Geräte zum Angleich an unterschiedliche Hörsituationen zu ersparen. Konsequenterweise fehlt ein manueller Lautstärkesteller [Steffens, 1996].

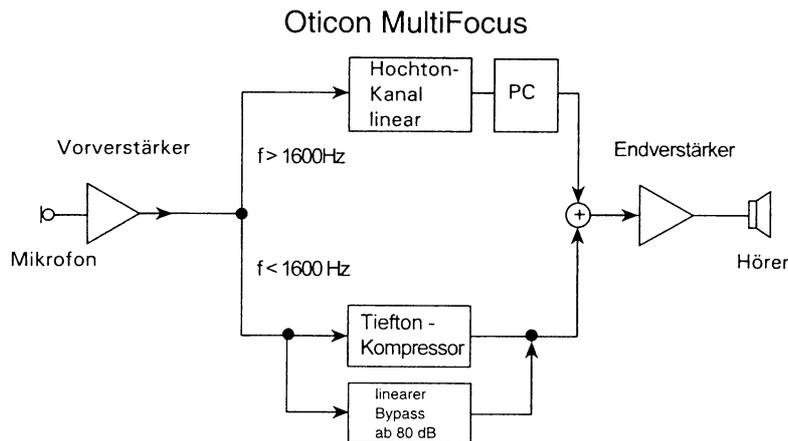


Abb. 3.6 [aus Steffens]

Prinzipielle Funktionsweise des Multi-Focus-Hörgeräts. Das Eingangssignal durchläuft den Vorverstärker und wird anschließend in einen Tieffrequenzbereich unterhalb 1600 Hz und einen Hochfrequenzbereich oberhalb 1600 Hz geteilt. Der Hochfrequenzbereich wird bis zum Einsatzpegel der PC linear verstärkt. Im Tieftonkanal bewirkt die Kompressionsschaltung ab einem Eingangssignal von 45 dB SPL eine Kompression von etwa 2.5:1. Ab 80 dB SPL Eingangsspegel geht der Hersteller von einem durch Rekrutment weitgehend kompensierten Dynamikverlust aus, so daß oberhalb dieses Eingangsspegel eine lineare Übertragung ohne Verstärkung, mittels einer Bypass-Schaltung, erfolgt. Beide Signalpfade werden anschließend zusammengeführt, im Endverstärker auf den endgültigen Schalldruckpegel angehoben und über den Hörer ausgegeben.

3.1.1.1.5. Full dynamic range compression: Hochtonkompression

Den Gedanken der Hochtonkompression zur Rekrutmentkompensation verfolgt eine Verstärkertechnologie mit dem Namen K-AMP. Dahinter verbirgt sich ein von Mead Killion entwickelter Hörgerätechip der mittlerweile von vielen Hörgeräteproduzenten eingesetzt wird. Die Kombination zweier Eigenschaften heben den K-AMP-Verstärker hervor: eine Kompression im Eingangsbereich zwischen 40 dB und 90 dB und eine lautstärkeabhängige Frequenzwiedergabe mit Anhebung des Hochfrequenzbereichs.

Die K-AMP-Schaltung ist einkanalig, wobei die Verstärkung des Hochtonbereichs in Abhängigkeit des Eingangspegels adaptiv geregelt wird. Sie entspricht eher einer automatischen Klangregelung. Wie aus Abb. 3.5 zu ersehen ist, wirkt sich die Verstärkungsreduktion (bei höheren Lautstärken) mit zunehmendem Eingangspegel zu immer tieferen Frequenzen aus.

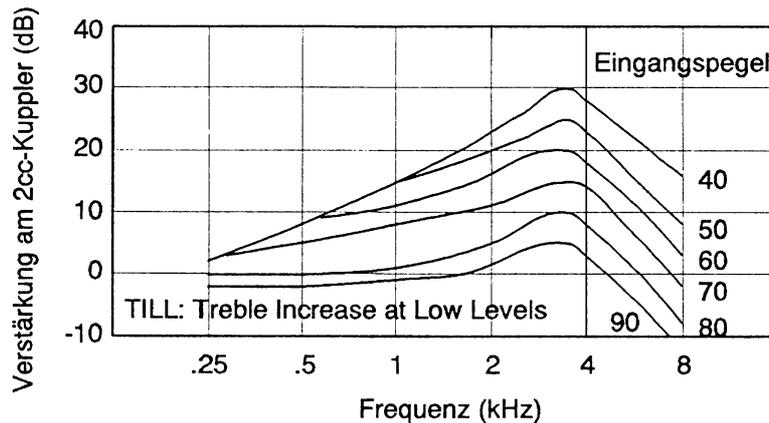


Abb.3.7 [aus Steffens]

Verlauf der Verstärkung in Abhängigkeit von der Frequenz und des Eingangspegels. Die Frequenzwiedergabe des K-AMP ist abhängig von der Lautstärke des Eingangssignals. Leise Töne werden im höherfrequenten Bereich mehr verstärkt als laute, was einer automatischer Höhenanhebung entspricht

Eine exakte Trennlinie dieses Regelmechanismus im Frequenzbereich, wie sie etwa bei der Tieftonkompression im MultiFocus mit 1600 Hz angegeben werden kann und was als charakteristisches Kennzeichen eines mehrkanaliges Verstärkers zu erkennen wäre, ist hier nicht zu finden. Im Gegensatz zur Tieftonkompression des MultiFocus ist die Frequenzabhängigkeit des K-AMP-Verstärkers bevorzugt bei mittleren und hohen Frequenzen festzustellen, Abb. 3.8 zeigt aber auch, daß zumindest noch eine geringe Regelung im Tieftonbereich festzustellen ist. Es wird der Verstärkungsverlauf in Abhängigkeit des Eingangspegels bei verschiedenen Frequenzen dargestellt. Die Kennlinien ergeben sich aus einem vertikalen Schnitt bei den angegebenen Frequenzen durch die Kennlinienschar der Abb. 3.7. In dieser Darstellungsweise bedeutet eine horizontal verlaufende Kennlinie eine bei jedem Pegel konstante Verstärkung eines linearen Verstärkers (hier zum Vergleich ein linearen Verstärker mit 15 dB Verstärkung). Eine abfallende Kennlinie beschreibt eine Kompression. Demnach zeigt der K-AMP-Verstärker tatsächlich eine Kompression im gesamten Dynamikbereich oberhalb 40 dB SPL Eingangsspegel bei hohen Frequenzen. Im Tieftonbereich erkennt man das klassische Bild einer linearen Verstärkung mit Begrenzung oberhalb 60-70 dB SPL. Ähnlich wie beim MultiFocus kann auch bei K-AMP-Geräten das Kompressionsverhältnis nicht individuell eingestellt werden, was ebenfalls als Nachteil dieser Schaltung gewertet werden kann. Eine Besonderheit stellt die adaptive Ausschwingzeit der K-AMP-Kompression dar. Die Ausschwingzeit ist kurz (ca. 10-20 ms) bei Schalldruckspitzen von wenigen Millisekunden (1-10 ms) Dauer und wird immer länger (bis zu 600 ms) bei größeren Signaldauern (100 ms - > 1 s). Die Einschwingzeit beträgt < 20 ms. Diese Signaldauer-geregelte Ausschwingzeit bewirkt eine adaptive Verstärkungsregelung, die z. B. für einen leisen Konsonanten nach einem kurzen lauten Vokal eine Verstärkungserhöhung von etwa 5-6 dB gegenüber langsamer regelnden Kompressoren bewirkt. Gleichzeitig

wirkt bei langanhaltenden hohen Eingangspegeln die lange Ausregelzeit wie eine automatische Lautstärkerregelung (AVC). Mit der adaptiven Regelung der Ausschwingzeit ist sowohl der Ansatz einer Silbenkompression, als auch eine AVC möglich [Steffens, 1996].

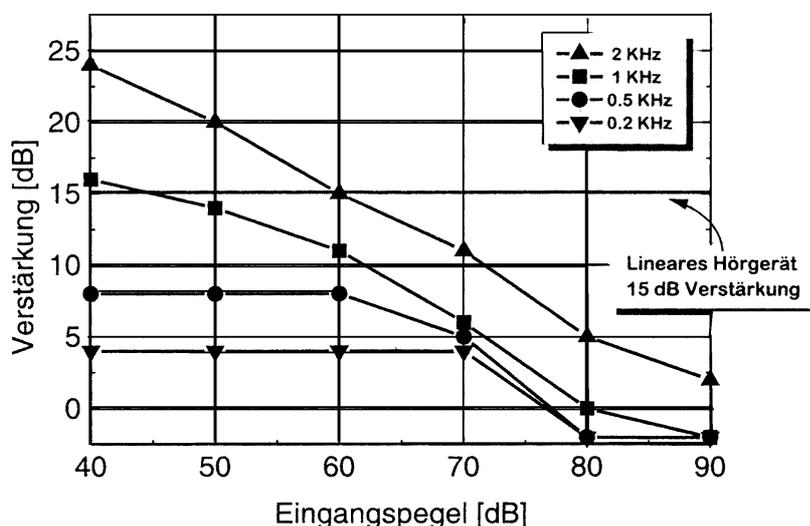


Abb. 3.8 aus [Steffens, 1996].

Die K-Amp-Verstärkungskennlinien zeigen bei höheren Frequenzen (1 KHz und 2 KHz) eine kontinuierliche Abnahme der Verstärkung in Abhängigkeit zum Eingangspegel, was einer Kompression entspricht. Zum Vergleich ist die Verstärkungskurve eines konventionellen linearen Hörgerätes mit 15 dB Verstärkung angegeben. So ist auch zu erkennen, daß die Verstärkungsregelung im Tieftonbereich (500 Hz und 200 Hz) erst bei hohen Schallpegeln einsetzt. Der Tieftonbereich verhält sich wie ein klassischer linearer Verstärker mit Begrenzung.

3.1.2. Digital programmierbare Hörgeräte

Ein weiterer großer Schritt in der Hörgerätetechnik war die Einführung des digital programmierbaren Hörgerätes. Digital programmierbare Hörgeräte sind Geräte, welche mittels eines Computers oder spezieller Programmiergeräte über ein Kabel eingestellt werden. Über diese Verbindung verändert der Akustiker von der Programmierereinheit aus die verschiedenen Parameter des Hörgerätes. Die Anpaßparameter werden in einem Speicher im Hörgerät abgelegt und definieren dessen Wiedergabeeigenschaften. Auf diese Weise ergibt sich gegenüber herkömmlichen Hörgeräten ein weitaus breiterer Anpaßbereich bei höherer Reproduzierbarkeit der gewünschten Einstellung [Kießling in Lehnhardt, 1996, Kap. 14]. Beim digital programmierbaren Hörgerät werden nur die Einstellungen digital verändert und abgespeichert. Das analoge Signal wird weiterhin analog verarbeitet. Erst durch die elektronische Veränderung der verschiedenen Anpaßparameter war es überhaupt möglich, extrem flexible Hörgeräte herzustellen.

Digital programmierbare Hörgeräte wurden auch bald mit mehreren umschaltbaren Programmspeichern ausgestattet (Multiprogrammhörgeräte).

Die Fortschritte in der Entwicklung von digital einstellbaren elektronischen Filtern ermöglichten die Integration mehrerer frequenzgetrennter Signalkanäle auf einem Mikrochip. Realisiert wurden bis heute 2- oder 3-Kanal Hörgeräte (es gab allerdings auch Versuche 7- und sogar 13-Kanal Geräte einzuführen), mit mehr Kanälen ist in Zukunft zu rechnen. Der Vorteil von Mehrkanalgeräten gegenüber einkanaligen Geräten liegt im Equalizereffekt bezüglich der Konturen gleicher Lautheit, d. h. in der flexibleren Frequenzgangangleichung bei ungleichförmig verlaufenden Audiogrammen mit Senken und Schwellenanhebungen. Alle Kanäle sind meistens mit Regel- oder Begrenzungsschaltungen (AGC, PC) ausgestattet. Die Wünsche nach einer individuellen Klangharmonisierung und frequenzbezogener AGC/PC-Einsatzschwelle können besser erfüllt werden, als mit Einkanalhörgeräten [Steffens, 1996].

Beispiel einer kanalspezifischen AGC-Kompression:

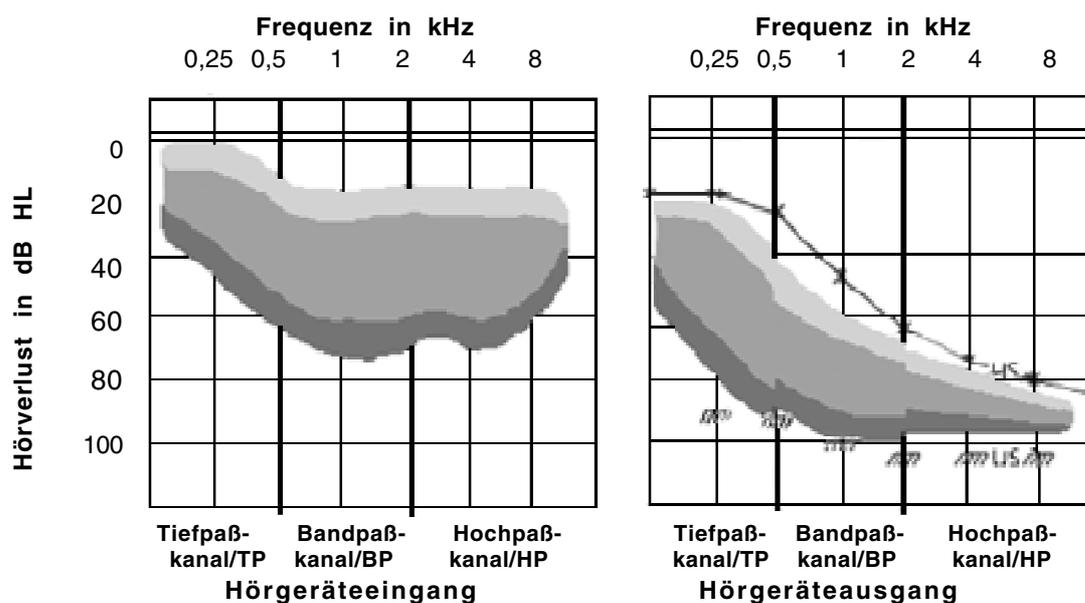


Abb. 3.9

Verstärkung des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (unverstärkt: Graubereich links; verstärkt: Graubereich rechts) durch ein Dreikanalhörgerät mit kanalspezifischer AGC. Durch geeignete Einstellung der Verstärkung und der AGC-Wirkung in den drei Frequenzbändern (Tief-, Band- und Hochpaß) kann das Sprachspektrum lautheitgerecht in den individuellen Restdynamikbereich zwischen Hörschwelle und Unbehaglichkeitsschwelle abgebildet werden.

Beispiel einer Gesamtdynamikkompression:

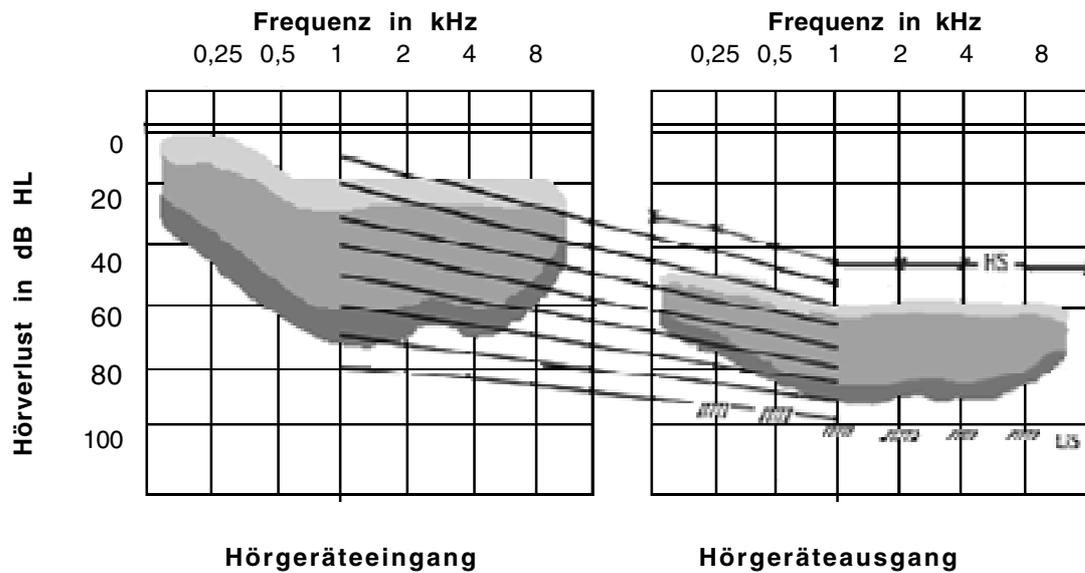


Abb. 3.10

Verstärkung des mittleren Langzeit-Sprachspektrums (unverstärkt: Graubereich links; verstärkt: Graubereich rechts) durch ein Hörgerät mit (Gesamt-)Dynamikkompression im Koordinaten-System des Tonaudiogramms: Alle einfallenden Signale werden in diesem Beispiel mit einem Kompressionsverhältnis von 1,7:1 komprimiert. Anders als in den Beispielen der Abb.3.2 und Abb. 3.3 existiert kein linearer Verstärkungsbereich, so daß kein fester Grundverstärkungswert angegeben werden kann. Die Projektionslinien, die das Verstärkungsverhalten bei 1000 Hz charakterisieren, verlaufen im gesamten Dynamikbereich fächerförmig.

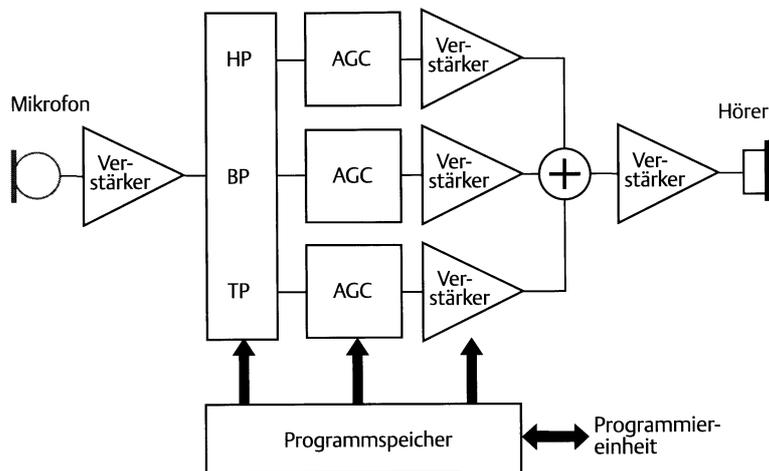


Abb. 3.11

Blockdiagramm eines dreikanaligen Hörgeräts als Beispiel für ein Hörgerät mit analoger Signalverarbeitung und digitaler Programmierung der Anpaßparameter. Das vom Mikrofon aufgenommene Eingangssignal wird in drei Frequenzbänder (TP: Tiefpaß; BP: Bandpaß; HP: Hochpaß) zerlegt, kanalspezifisch komprimiert (AGC: Automatic Gain Control) und verstärkt, bevor die Signalkomponenten wieder zusammengefügt und über den Hörer dargeboten werden (aus [Kießling, Kollmeier, Diller, 1997, Kap. 2]).

Die schweizerische Firma Phonak hat digital programmierbare Hörgeräte mit dem flexiblen System zur Dynamikregelung (MML-Multi Mode Limiting) auf den Markt gebracht. MML bietet unterschiedliche Kompressionsstrategien, die sowohl eine Programmierung der statischen wie auch der dynamischen Parameter erlauben.

Man kann auf folgende Parameter zugreifen und diese programmieren:

- Automatische Lautstärke-Einstellung (AVC), automatische Verstärkungseinstellung (AGC), Spitzenwertbegrenzung (PC) oder eine Kombination von AVC + AGC oder AVC + PC
- Zeitkonstanten der AVC und der AGC
- Kompressionsschwellen der AVC und der AGC
- Frequenzabhängige Kompressionsschwelle der AVC und der AGC mit Hilfe eines Rückkopplungsfilters.

Hier handelt es sich um eine AGCo-Regelschaltung.

3.1.3. Geräte mit digitaler Signalverarbeitung

Die Zukunft gehört aber wahrscheinlich den volldigitalen Hörgeräten mit digitaler Signalverarbeitung. In 1991 wurde ein Anfang gemacht mit der Einführung des Danavox Genius DFX. Es handelt sich um ein High-Power-Gerät mit einer digital geregelten adaptiven Rückkopplungsunterdrückung aber mit einer einkanaligen linearen Signalverarbeitung und einer PC-Begrenzungsschaltung. Seit 1996 werden auch mehrkanalige, volldigitale Hörgeräte mit Programmieroptionen für Kompressions- und Störgeräuschunterdrückungsverfahren angeboten. Diese Hörgeräte sind jedoch noch nicht ausgereift und haben sich daher noch nicht behaupten können.

3.2. „Aufgabe“ eines Hörgerätes

Das ideale Hörgerät sollte die Parameter des pathologischen Gehörs in allen Punkten individuell kompensieren. In diesem Sinne sollte idealerweise durch Hintereinanderschaltung von Hörhilfe und krankhaftem Gehör ein normaler Zustand erreicht werden können. Ein derartiges, ideales Hörgerät ist noch nicht realisierbar.

Was darf man also von heutigen Hörgeräten tatsächlich erwarten? Für eine optimale Hörgeräteanpassung muß primär das schwelennahe Verhalten des Gehörs berücksichtigt werden. Dies bedeutet eine möglichst gute frequenzspezifische Korrektur des Hörverlustes nach dem Hörschwellenaudiogramm. Wichtig ist jedoch auch, die überschwelligen Eigenschaften des kranken Ohres heranzuziehen. Hier spielt insbesondere das Rekrutment-Phänomen eine große Rolle, für welches eine zu niedrigen Pegeln verschobene Unbehaglichkeitsgrenze typisch ist.

Wichtige Aufgaben des Hörgerätes sind demnach, eine optimale Verstärkung bei niedrigen Eingangspegeln und eine Schallprotektion bei hohen Eingangspegeln zu erreichen, d.h. den Gesamtdynamikbereich in den individuell übrig gebliebenen Restdynamikbereich des geschädigten Ohres zu projizieren. Da in den meisten Fällen Sprache als das Nutzsignal angenommen werden darf, soll entsprechend der Abb. 3.10 primär das mittlere Langzeit-Sprachspektrum hörbar gemacht und in den Pegelbereich angenehmen Hörens (most comfortable level, MCL) verlagert werden.

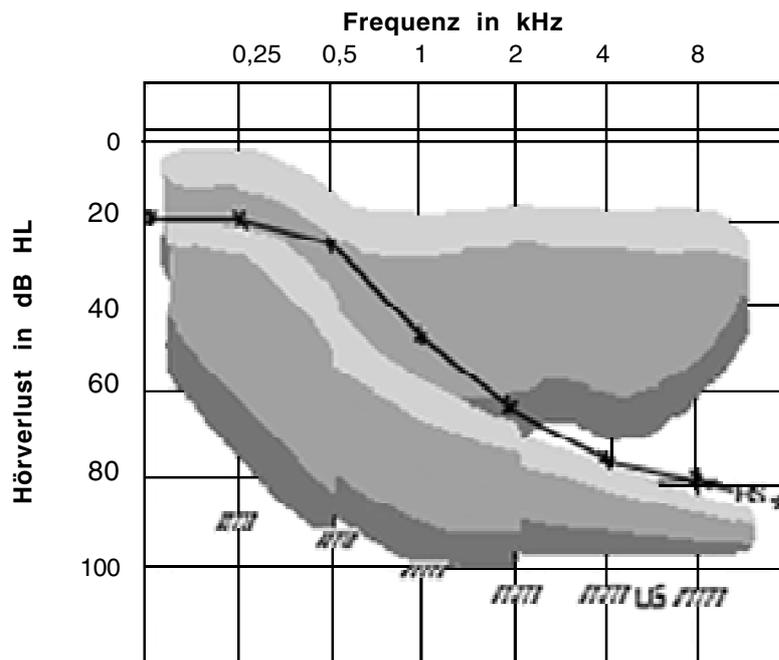


Abb. 3.12

Primäre Aufgabe eines Hörgerätes dargestellt im Bild des Tonaudiogramms: Verlagerung des mittleren Langzeitspektrums (Graubereich oben) in den individuellen Restdynamikbereich zwischen Hörschwelle(HS)und Unbehaglichkeitsschwelle (US) durch geeignete Verstärkung und Dynamikregelung. Das verstärkte und im Hochtonbereich komprimierte Sprachspektrum ist als unterer Graubereich dargestellt.

Die Hörschwelle muß also überschritten, die Unbehaglichkeitsgrenze darf jedoch nicht erreicht werden, um unbehagliche Hörempfindungen oder gar schalltraumatische Hörstörungen zu vermeiden. Hörschwelle und Unbehaglichkeitsgrenze sind für jeden Patienten und für jede Frequenz verschieden. Man sollte daher annehmen, daß der Verstärkungsbedarf für jeden Patienten entsprechend des Resthörfeldes individuell dosiert werden muß.

3.3. Anpassung von Hörgeräten an die Schwerhörigkeit des Patienten

Eine Hörgeräte-Anpaßmethode ist definiert als der Vorgang, das beste Gerät mit der besten Einstellung für einen bestimmten Hörverlust auszuwählen.

Die elementaren Verfahren zur Bestimmung des frequenzbezogenen Verstärkungsbedarfs gehen von einem funktionalen Zusammenhang zwischen der Hörschwelle (HS) und dem Bereich angenehmen Hörens (MCL) sowie der Unbehaglichkeitsschwelle (US) aus. Diesbezügliche Untersuchungen von Pascoe (1988) wie auch von anderen Autoren zeigen, daß diese Annahme im statistischen Mittel durchaus zutreffend ist, jedoch die interindividuelle Varianz der MCL-Werte ganz erheblich ist: diese können bei vorgegebenem Hörverlust einen Bereich von 30-40 dB überstreichen. Eine ähnlich starke interindividuelle Streuung weist die Unbehaglichkeitsschwelle auf, die für die Einstellung von Begrenzungs- und Regelschaltungen von Bedeutung ist [Kießling, Kollmeier, Diller, 1997, Kap. 2].

3.3.1. Anpassung auf Grund „Statistischer Erfahrung“ (Berger, POGO, NAL, Keller, usw.)

Ausgehend von obigen Zusammenhängen wurden von mehreren Autoren Formeln zur Bestimmung der benötigten Verstärkung und des Frequenzgangs auf der Grundlage der Hörschwelle entwickelt und publiziert. Die bekanntesten Repräsentanten sind die Formeln:

- nach Berger u. Mitarb. (1988, sowie in früheren Auflagen des Buches),
- POGO (prescription of gain and output) nach McCandless u. Lyregaard (1983),
- NAL (National Acoustics Laboratories) nach Byrne u. Dillon (1986).
- nach Keller (1973)

Berger und POGO gehen von der Hörschwelle aus, wobei POGO die Hörverlust-Halbe-Regel anwendet mit einer Korrektur bei 250 und 500 Hz. Berger teilt die Hörverlustwerte je nach Frequenz durch 1.5 bis 2, wobei für verschiedene Bauarten von Hörgeräten unterschiedliche Korrekturen angebracht werden. Die Werte beider Verfahren beziehen sich auf den 2-ccm-Kuppler [Schwall, Sesterhenn, 1988].

NAL berechnet nach einer bestimmten Formelmatrix den benötigten etymotischen Verstärkungsbedarf ebenfalls aus den Hörverlusten. Das Verfahren benötigt einen Rechner.

Keller berücksichtigt in seinem Isophonen-Differenzmaß Hörschwelle und Unbehaglichkeitsgrenze. Die Dynamik zwischen beiden Werten wird im Verhältnis 2 : 1 geteilt und als Arbeitspunkt bzw. Frequenzgang definiert [Schwall, Sesterhenn, 1988].

Noch differenzierter können die individuellen überschwelligen Höreigenschaften durch Lautheitsskalierung im gesamten Restdynamikbereich berücksichtigt werden. (von mehreren Autoren vorgeschlagen) [Kießling, Kollmeier, Diller, 1997, Kap. 2].

Die Dynamik der Sprache zwischen lauten Vokalen und leisen Konsonanten wird mit etwa 40 dB, bei flacher Sprechweise mit 30 dB angenommen. Grundsätzlich geht man bei der Dynamik-Feinanpassung davon aus, daß die beste Spracherkennung dann erzielt wird, wenn die Hörschwelle überschritten ist, die Schmerzschwelle nicht erreicht wird und die Sprachdynamik in die Zone der angenehmen Lautheit fällt. Die Feinanpassung beruht auf der Auswahl des Regelsystems (AVC, AGCi oder AGCo), der Festlegung des Einsatzpunktes und des Kompressionsfaktors sowie des maximalen Ausgangsschallpegels (PC). Einheitliche Richtlinien über Einsatz und Einstellung einer entsprechenden ein- oder mehrkanaligen Regelschaltung gibt es nicht [Schorn, Brügel, 1994].

Einige moderne Anpassungsverfahren, wie z.B. das Oasis-System von Bernafon, bieten die wichtige Möglichkeit eine In-Situ-Messung in das Anpassungsvorgehen zu integrieren. Dadurch wird es ermöglicht, im Gehörgang des Patienten die Schallverhältnisse vor dem Trommelfell über einen Referenzmeßschlauch zu erfassen. Damit kann man die Außenohrverstärkung, das vorhandene Restvolumen des Gehörganges sowie alle frequenzbeeinflussenden Maßnahmen (Bohrungen, Schallführungen und Dämpfer in Hörwinkeln) berücksichtigen.

Die Formeln, die zur Bestimmung der benötigten Verstärkung und des Frequenzgangs verwendet werden, ermittelt man aus Mittelwerten, welche für viele individuelle Einzelfälle berechnet werden. Unsere Erfahrungen zeigen jedoch, daß individuelle Abweichungen von diesen Durchschnittswerten in der Regel sehr groß sind und machen es nötig, die Anpassung durch Rücksprache mit dem Patienten vorzunehmen.

3.3.2. Anpassung auf Grund individueller Daten mit Hilfe der Sprach-Farbbild-Transformation (SFT)

Die Digitaltechnik gibt uns bessere Möglichkeiten, komplexe Schallsignale - wie Sprache, Musik oder die Mischung von Sprache und Störgeräusch - besser an das Restgehör des Patienten anzupassen. Es wurde ein Verfahren entwickelt, das es ermöglicht, direkt die Verarbeitung dieser komplexen Signale durch das Hörgerät zu beobachten. Nur so können Geräte und Einstellungen gefunden werden, die dem Patienten ein Maximum an Information aus dem Originalsignal vermittelt [Esser, Massing, Schunicht, 1990].

Das Verfahren, die Sprach-Farbbild-Transformation (SFT), ist eine Technik zur visuellen Darstellung von Sprache. Sie beruht auf einer dreikanaligen Frequenzanalyse. Jeder akustischen Frequenz eines über Mikrofon gesprochenen Wortes wird durch den SFT-Rechner durch eine speziell entwickelte Filterung ein dreidimensionaler Farbvektor mit den Komponenten Rot, Grün und Blau zugeordnet. (s. Abb. 3.13).

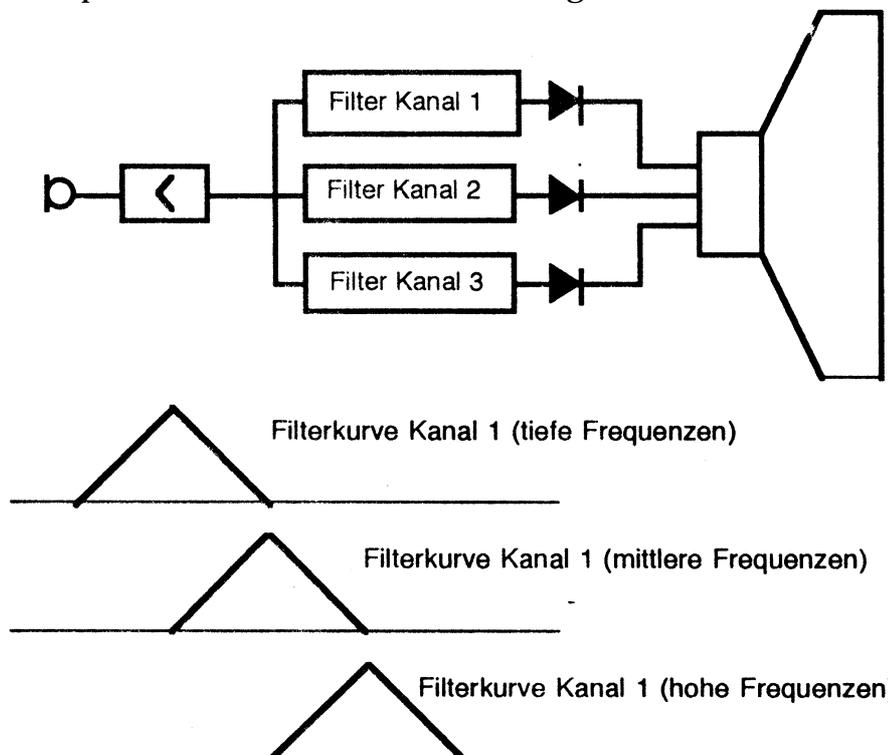


Abb. 3.13 Technik der Frequenzfilterung bei der Sprach-Farbbild-Transformation (SFT) [aus Esser, Lebeck, Lübcke, Menzel, Nolte, Printzen, Schroer, Tönnissen, Wurm-Dinse, 1993]

Tiefe Schallfrequenzen erhalten einen roten Farbton, mittlere einen grünen und hohe einen blauen. Aus diesen drei Grundfarben können, wie bei unserem Farbfernsehsystem, alle andern Farben gemischt werden, so daß jeder Laut in einer bestimmten Kombination mit anderen Lauten seine charakteristische farbige Form erhält. Jedes ankommende akustische Signal wird so gleichzeitig mit dem Sprechen sichtbar gemacht.

Dabei entspricht die x-Achse der zeitlichen Abfolge und die y-Achse drückt die dem momentanen Schalldruckpegel entsprechende Amplitude aus. Daraus ergibt sich die Hüllkurve (Einhüllende). Gleichzeitig kann jedes gesprochene Wort auf der Festplatte des Rechners oder auf Diskette gespeichert und jederzeit aufgerufen werden. Außerdem kann man das auf dem Monitor erschienene Bild und die dazugehörigen einzelnen absoluten Farbanteile durch einen Drucker dokumentieren.

Der Bildschirm, auf dem die Farbbilder erscheinen, ist horizontal geteilt in zwei weitgehend identische Eingangskanäle. Beide können gleichzeitig, oder getrennt besprochen werden. Die Bilder können auf dem Monitor beliebig lange „eingefroren“ werden. Die abgespeicherten Bilder können

abgerufen und miteinander verglichen werden. Dadurch sind direkte Form- und Farbvergleiche möglich.

Durch diese Art der Sprachanalyse wird ein Teil der Information unterdrückt. Dadurch entstehen klare und übersichtliche Bilder, die jedoch die wesentlichen Sprachmerkmale enthalten [Esser, Massing, Schunicht, 1990].

Die Sprach -Farbbild-Transformation, die ursprünglich für die Sprachtherapie entwickelt wurde, wurde so erweitert, daß die Hörschwelle des Patienten in das SFT-Bild hineingerechnet werden kann. Auch die Unbehaglichkeitsgrenze des Patienten kann in das SFT-Bild hineingerechnet werden und das Überschreiten dieser Grenze angezeigt werden. Technisch wurde diese Aufgabe so gelöst, daß im SFT-Bild die Signalanteile, die die Unbehaglichkeitsgrenze überschreiten, rhythmisch blinken, indem ihre charakteristische Spektralfarbe mit der Farbe wechselt, die dem Frequenzbereich entspricht, in dem die Unbehaglichkeitsgrenze überschritten ist. Wird also die Unbehaglichkeitsgrenze im tiefen Frequenzbereich überschritten, so blinkt der betroffene Signalanteil abwechselnd in seiner typischen Spektralfarbe und in der entsprechenden roten Farbe, bei Überschreiten der Unbehaglichkeitsgrenze im mittleren Frequenzbereich in der entsprechenden grünen Farbe und bei Überschreitung im hohen Frequenzbereich in der entsprechenden blauen Farbe. Überschreitungen in mehreren Frequenzbereichen zugleich führen zu entsprechenden Mischfarben bis hin zu weiß [Esser, Martin-Herrera, Schunicht, Seifert-Kraft, 1987].

Statt der Hörschwelle sind auch andere Kriterien denkbar, beispielsweise die Ergebnisse einer Lautheitsskalierung. Statt der Unbehaglichkeitsgrenze kann man auch die Stapediusreflexschwellen verwenden, oder, beispielsweise beim Kleinkind eine fest vorgegebene Grenze, die man aus Sicherheitsgründen nicht überschreiten will.

Nun müssen dem SFT-Gerät als weitere Parameter die akustischen Daten des Hörgerätes vermittelt werden. Diese Aufgabe läßt sich sehr leicht lösen, indem man den Originalschall über das Hörgerät dem Rechner zuführt und so das Hörgerät sozusagen als akustischen Analogrechner benutzt.

Jeder der drei Parameter, nämlich Erfassen 1. der Hörschwelle, 2. der Unbehaglichkeitsgrenze und 3. der akustischen Daten des Hörgerätes, vermittelt schon für sich wichtige Informationen im Hinblick auf die Hörgeräteanpassung. Im SFT-Rechner können die so eingegebenen Parameter jedoch miteinander verknüpft und damit zugleich für eine Hörgeräteanpassung genutzt werden [Esser, Martin-Herrera, Schunicht, Seifert-Kraft, 1987].

Ein wesentlicher Vorteil der Methode liegt nun darin, daß man nicht nur erkennt, daß die Anpassung schlecht ist, sondern daß man auch direkte Hinweise bekommt, in welcher Weise die Parameter geändert werden müssen. Die Hörgeräte-Vorauswahl - und Anpassung kann ohne Patienten an einem geeigneten Kuppler (z. B. 2-ccm-Kuppler) erfolgen, so genannt, weil er die „akustische Last“ des realen Ohres durch einen zylinderförmigen Hohlraum von 2 ccm nachzubilden versucht. Am Ende des Hohlraumes befindet sich ein schallhartes Kondensatormikrophon, welches den Schall in elektrische Signale umwandelt und den Meßgeräten zuführt.

Der Vorteil des Verfahrens liegt darin, daß die Anpassung mit den Original-Signalen erfolgen kann, wie z.B. Sprache - auch Live-Sprache - mit entsprechendem Hintergrundgeräusch, Musik usw. Die Verarbeitung dieser Signale durch das Hörgerät wird direkt sichtbar.

4. Ziele der vorliegenden Arbeit

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Möglichkeiten zur Verbesserung des Sprachgehörs bei mittelgradigen bis an Taubheit grenzenden Hörstörungen auszuloten, die sich aus dem Einsatz von moderner Hörgerätektechnik und insbesondere digital programmierbarer Hörgeräte ergeben.

4.1. Welche Hörgeräte eignen sich für welchen Hörverlust

Wir wollten auch herausfinden welche Hörgeräte sich für welchen Hörverlust eignen. Hörgeräte-Anpassung bei geringradiger oder mittelgradiger Schwerhörigkeit sind in der Regel unkritisch, so daß eine Vielzahl von Hörgeräten und sogar deren Einstellungen in Frage kommen können. Bei hochgradigen bis an Taubheit grenzenden Schwerhörigkeiten kommt es dagegen auf eine optimale Hörgeräteauswahl und Anpassung an.

4.2. Grenzen der (noch) üblichen statistischen Verfahren bei der Anpassung moderner Geräte

Ferner wollten wir prüfen, ob die heute in der Praxis fast ausschließlich verwendeten statistischen Anpaß-Verfahren (Berger, POGO, NAL, Keller, usw.) in der Lage sind, die Möglichkeiten der modernen Hörgerätektechnik zu nutzen. Es galt zu prüfen, ob die Formeln, die aus Mittelwerten ermittelt werden, für die individuelle Höranpassung mit modernen Hörgeräten noch gute Ergebnisse bringen.

5. Experimenteller Ansatz

5.1. Problematik experimenteller Arbeiten zur Wirksamkeit von Hörgeräten mit Versuchspersonen und Patienten

Experimentelle Arbeiten über Wirkungen von Hörgeräten bei Patienten durchzuführen ist nicht unproblematisch. Je exakter die Abstimmung der technischen Eigenschaften der Hörgeräte auf die individuellen Besonderheiten des pathologischen Gehörs und auf die sehr unterschiedlichen Signale, die verarbeitet werden müssen (z.B. Sprache, Nebengeräusche, Musik, Warnsignale, usw.) sind, desto mehr Variablen müssen berücksichtigt werden, desto mehr Messungen sind erforderlich, desto aufwendiger und komplizierter wird das Anpaßverfahren.

Eigentlich sind umfangreiche Studien mit großen Patientenzahlen erforderlich.

5.2. Pragmatisches Vorgehen mit nur wenigen Patienten

Diese Arbeit stellt einen Versuch dar, pragmatisch mit audiologischen Daten (Audiogrammen) von 2 realen und 3 fiktiven Patienten, die in ihren Hörverlusten den Bereich der mittelgradigen bis an Taubheit grenzenden Schwerhörigkeiten darstellen, zu arbeiten. Dabei haben wir auch Vereinfachungen und Kompromisse im Kauf genommen (so haben wir mit nur drei Sprachpegeln gearbeitet, um die Ergebnisse einigermaßen überschaubar zu halten; Messungen wurden in störschallfreier Umgebung durchgeführt und es wurde ein herkömmlicher 2-ccm Kuppler verwendet). Auch haben wir nicht immer streng wissenschaftliche Methoden verwendet (Subjektivität bei der Benotung war leider unvermeidbar).

5.2.1. Methode

Eine auf der DAT-Kassette aufgenommene Wortreihe aus der Möhringscher Lauttreppe wurde über ein hochwertiger Lautsprecher gleichzeitig auf ein Meßmikrophon und ein Hörgerät übertragen und jeweils einem der zwei Kanäle des SFT-Rechners zugeführt. Die verwendete Hörgeräte wurden auf den jeweiligen Hörverlust eingestellt. Jedes Wort wurde bei drei verschiedenen Lautstärken einzeln aufgenommen, gespeichert und ausgewertet. Daraus wurden für jedes Wort und jede Lautstärke Durchschnittsnoten errechnet, aus denen sich wiederum Durchschnittsnoten sowohl für die ganze Wortreihe bei jeder der Lautstärken, als auch die Gesamtdurchschnittsnote für jedes Hörgerät bei jeweiligem Hörverlust ergaben. Außerdem wurden die Wörter auch von den zwei realen Patienten subjektiv bewertet, d.h. sie wurden auf ihre

Verständlichkeit und auf die Qualität einzelner Laute überprüft und mit den SFT-Ergebnissen verglichen.

5.2.1.1. Versuchsaufbau

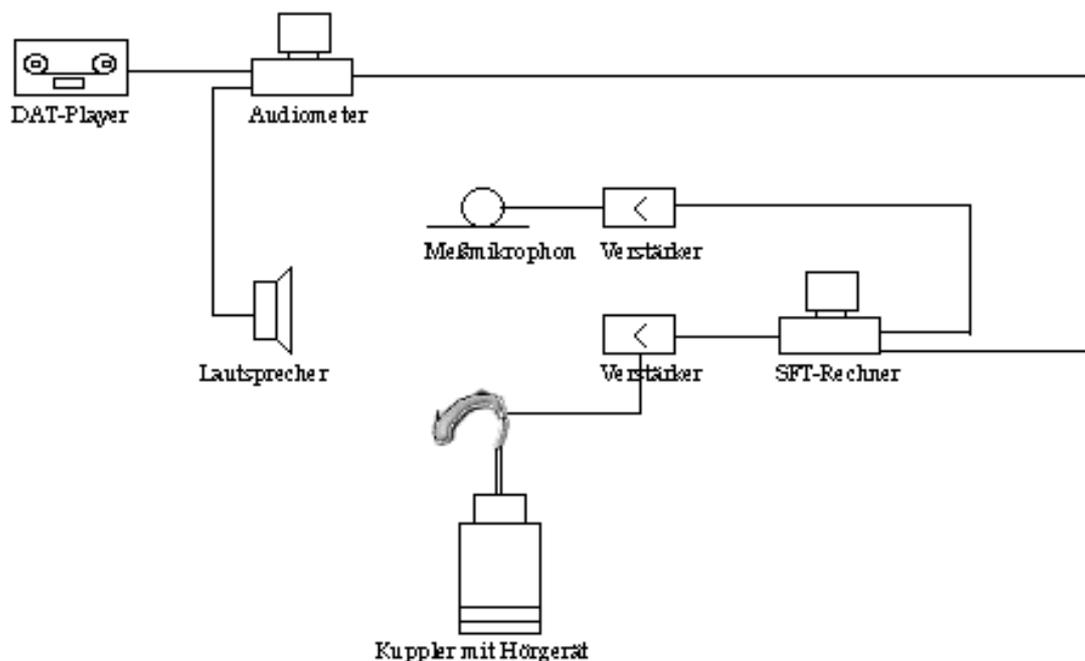


Abb. 5.6

Abb. 5.6 zeigt die Gesamtanlage: Die Sprachsignale, deren Lautstärke auf dem Audiometer eingestellt werden, werden mittels eines Lautsprechers auf das Meßmikrofon und auf das Hörgerät, das auf einen Kuppler gesetzt wird, übertragen. Die vom Meßmikrofon und Hörgerät aufgenommenen Signale werden dem SFT-Rechner zugeführt und auf jeweils einem Kanal des Rechners als zeitlicher Verlauf des Hearing- bzw. Sensation Level aufgezeichnet, wobei Hearing Level (im jeweils oberen Bild) darstellt, wie das gesunde Ohr das Testwort aufnimmt und Sensation Level (im unteren Bild) zeigt, was das Ohr des schwerhörigen Patienten davon erfassen kann.

5.2.1.2. Testmaterial

Die Untersuchungen wurden im freien Schallfeld an sechs Hörgeräten unterschiedlicher technischer Konzeption, die das Angebot der für diese Patientengruppe geeigneten Hörgeräte gut repräsentieren, vorgenommen. Als Nutzsignal wurden 15 Wörter aus der Möhringschen Lauttreppe ausgewählt, die alle 36 Phoneme (20 Konsonanten und 16 Vokale) der

deutschen Sprache enthalten (Dach, Dose, geben, Jäger, Küche, Löffel, Löwe, Mutter, Nase, Piep, Post, Ring, schmecken, Tüte, Uhu). Die Wörter wurden von einer Sprecherin, die sprachlich nicht besonders auffällig war, auf einer DAT-Cassette aufgezeichnet. Jedes Hörgerät wurde bei drei Pegelstufen (60 dB, 75 dB und 85 dB) ausgemessen. Jedes Wort wurde gleichzeitig mit dem Meßmikrophon und dem zu vermessenden Hörgerät aufgenommen und auf dem SFT-Rechner in Echtzeit angezeigt und abgespeichert.

5.2.1.3. Auswertung

Ausgewertet wurde nach folgenden Kriterien (jeweils im Vergleich zum Meßmikrophon):

- Einzelphoneme
- ganze Wörter
- evtl. Überschreitung der Unbehaglichkeitsgrenze.

Das Vorhandensein jedes Einzelphonems wurde mit (+), das Fehlen mit (-) bewertet. Ganze Wörter wurden nach dem Gesamtaussehen (Farbe, Form, Differenzierung zwischen verschiedenen Lauten), wobei auch auf hochfrequente intensitätsschwache Konsonanten und Transitionen (schnelle Lautübergänge) geachtet wurde. Für die Bewertung wurde eine Notenskala von 1- 5 benutzt, wobei

- 1 - sehr gute Übereinstimmung
- 2 - gute “
- 3 - mittlere “
- 4 - schlechte “
- 5 - sehr schlechte Übereinstimmung bedeutete.

Für jede Pegelstufe wurde aus Einzelnoten eine Durchschnittsnote errechnet.

Da die Unbehaglichkeitsgrenze nicht sehr präzise gemessen werden kann, wurde deren Überschreitung in einigen wenigen Wörtern und nur für sehr kurze Zeit toleriert. Andernfalls, wurde zu lange und zu häufige Überschreitung zu der Beurteilung geführt, daß das betroffene Hörgerät für eine bestimmte Schwerhörigkeitsart und Grad ungeeignet ist.

5.2.1.4 Bearbeitete Hörfelder

Verwendet wurden 5 Tonaudiogramme, die charakteristische sensorineurale mittel- bis hochgradige bis an Taubheit grenzende Hörverlustformen widerspiegeln: Hochtenschwerhörigkeit, Hochtosenke, Tieftenschwerhörigkeit, muldenförmige Mitteltons schwerhörigkeit und pantonaler, gleichmäßig über alle

Frequenzen verteilter Hörverlust. Die Gradeinteilung wird bei der Begutachtung der Schwerhörigkeit aus dem prozentualen Hörverlust ermittelt, der sich wiederum aus dem Tonaudiogramm ablesen läßt. Hierzu können Tabellen herangezogen werden, z. B. die nach Röser [Feldmann 1997, Kap. 7].

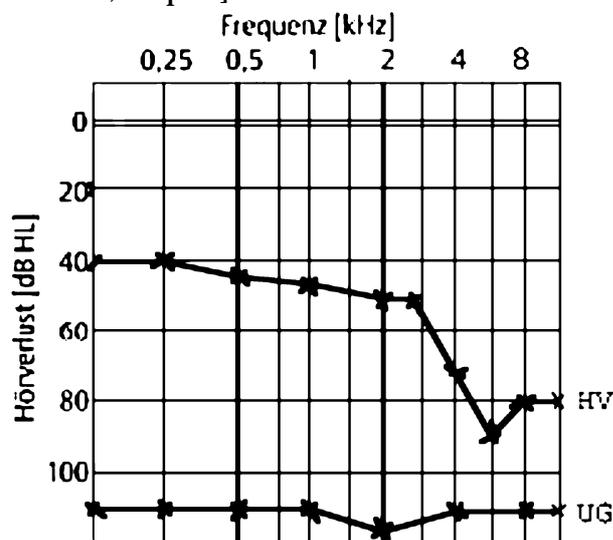


Abb. 5.1 Hochtonschwerhörigkeit

Hier handelt es sich um einen typischen Hochton-Hörverlust (s. 2.2.2.1). Diese Art von Schwerhörigkeit ist wahrscheinlich die am weitesten verbreitete. Die noch verfügbare Restdynamik beträgt 60-65 dB im Tief- bis Mitteltonbereich, fällt aber auf 20-35 dB zwischen 4 und 6 kHz. Dieser Höverlust ist als hochgradig zu bewerten.

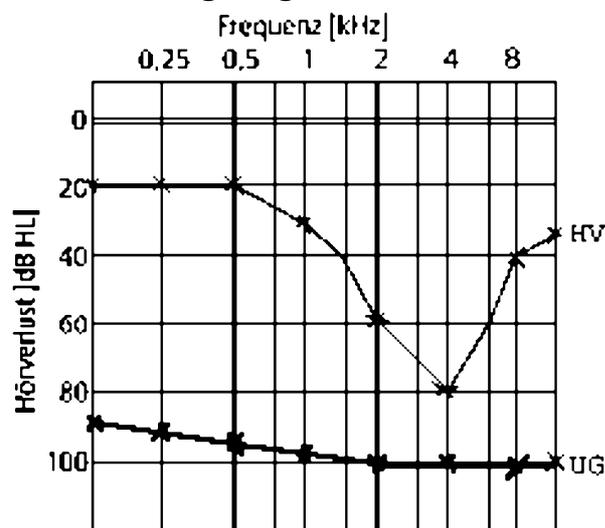


Abb. 5.2 Hochtonsenke

Diese Art von Hörverlust ist charakteristisch für Lärmschwerhörigkeit (vgl. 2.2.2.2). Hier beträgt die Restdynamik noch 70 dB im Tief- bis Mitteltonbereich, fällt dann auf 20 dB bei 4 kHz und steigt wieder auf 60 dB bei 8 kHz. Diese Schwerhörigkeit ist als mittelgradig zu deuten.

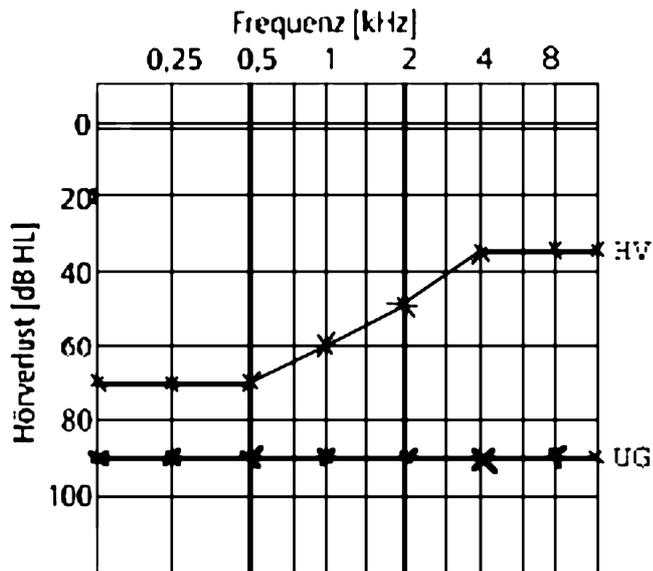


Abb. 5.3 Tieftonschwerhörigkeit

Tieftonschwerhörigkeit ist relativ selten. In unserem Beispiel beträgt die Restdynamik im Tieftonbereich 20 dB, im Mitteltonbereich steigt sie auf 30-40 dB und im Hochtonbereich sogar auf 55 dB. Dieser Hörverlust ist als hochgradig zu bezeichnen.

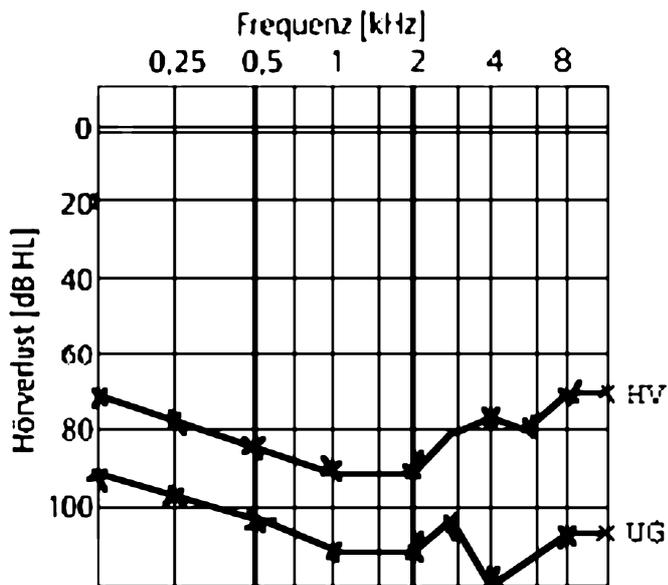


Abb. 5.4 Mitteltonschwerhörigkeit

Dieser Hörverlust mit der konkaven Kurvenverlauf ist als an Taubheit grenzend zu werten. Die Restdynamik beträgt 20 dB im Tief- und Mitteltonbereich; im Hochtonbereich steigt sie auf 30-40 dB.

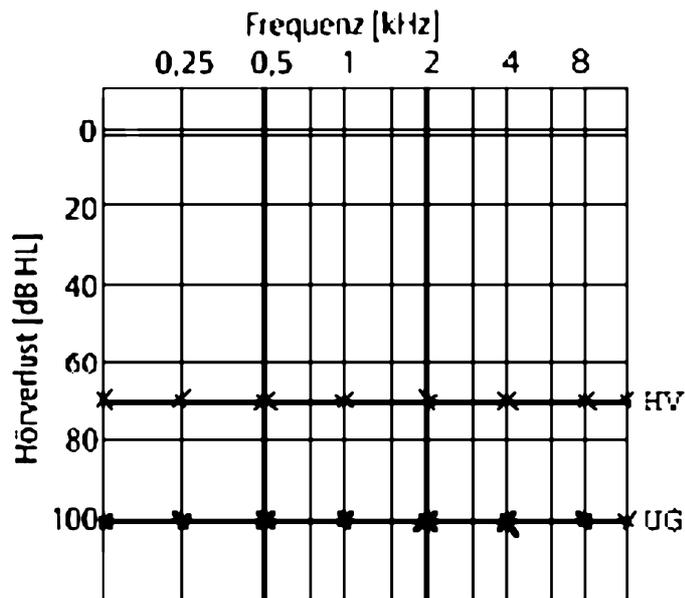


Abb. 5.5 pantonaler Hörverlust

Auch dieser Hörverlust ist als an Taubheit grenzend zu bezeichnen. Die Restdynamik beträgt durchweg 30 dB.

5.2.1.5 Verwendete Hörgeräte

1. Danavox Genius II DFX

Es handelt sich um ein High-Power-Gerät mit einer volldigitaler adaptiven Rückkopplungsunterdrückung aber mit einer einkanaligen linearen Signalverarbeitung und einer PC-Begrenzungsschaltung.

2. Siemens 584.

Das ist ein einkanaliges Hörgerät mit eingangsgesteuerter AGCi (automatic gain control input)-Regelung.

3. Siemens Triton 3004

Dieses digital programmierbare Hörgerät ist eingangsgesteuert (AGCi), wobei das Eingangssignal in mehrere Frequenzbänder mit bandspezifischer Verstärkungs- und Kompressionseinstellung zerlegt wird. (Es wird eine Aufteilung des eingehenden Signals in drei einstellbare Frequenzbänder (Hochpaß, Bandpaß, Tiefpaß) mit kanalbezogener Dynamikregelung und Dämpfung vorgenommen).

4. Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS)

Es handelt sich um ein digital programmierbares einkanaliges Multiprogrammhörgerät mit dem flexiblen System zur Dynamikregelung (MML-Multi Mode Limiting). Man kann auf folgende Parameter zugreifen und diese programmieren:

- Automatische Lautstärke-Einstellung (AVC), automatische Verstärkungseinstellung (AGC), Spitzenwertbegrenzung (PC) oder eine Kombination von AVC + AGC oder AVC + PC
- Zeitkonstanten der AVC und der AGC
- Kompressionsschwellen der AVC und der AGC
- Frequenzabhängige Kompressionsschwelle der AVC und der AGC mit Hilfe eines Rückkopplungsfilters.

5. Bernafon AC3 FFR

Es handelt sich um ein einkanaliges Hörgerät mit der K-Amp-Schaltung und mit der FFR (Fixed Frequency Response) Option.

6. Oticon MultiFocus Power

Das ist ein 2-kanaliges Hörgerät mit Tieftonkompression und linearen Hochtonverstärkung ohne manuellen Lautstärkesteller.

5.2.1.6 Hörgeräteeinstellungen

Hochtonschwerhörigkeit:

Siemens 584: L: max, H: SW, PC: 0, AGCi: NW, LS: max

Bernafon AC3 FFR: TC: Lmax, TK: 60, LS: ca. 3,7

Danavox Genius II DFX: P: 13, H: 15, L: 0, MT: 0, LS: ca. 2,5

Oticon MultiFocus Power: Tief: 75, Hoch: 85, Begr.: 90

Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS): sc+aRT, 23/32, L: 6, M: 3, H: 7, LS: 62

Siemens Triton 3004: F1: 1200 Hz, F2: 2300 Hz, G1: 52 dB, G2: 67 dB,

G3: 67 dB, AGCi-1: 65 dB, AGCi-2: 65 dB, AGCi-3: 65 dB

Hochtonsenke:

Siemens 584: L: max, H: SW, PC: 0, AGCi: NW, LS: max

Bernafon AC3 FFR: TC: Lmax, TK: 40, LS: ca. 3,7

Danavox Genius II DFX: P: 13, H: 16, L: 0, MT: 0, LS: ca. 2,3

Oticon MultiFocus Power: Tief: 70, Hoch: 90, Begr.: 90

Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS): sc+aRT, 17/32, L: 6, M: 2, H: 7, LS: 48

Siemens Triton 3004: F1: 700 Hz, F2: 2000 Hz, G1: 37dB, G2: 46 dB,

G3: 66 dB, AGCi-1: 75 dB, AGCi-2: 80 dB, AGCi-3: 65 dB

Tieftonschwerhörigkeit:

Siemens 584: L: max, H: min, PC: 0, AGCi: 60 dB

Bernafon AC3 FFR: TC: Lmax, TK: 60, LS: ca. 3,7

Danavox Genius II DFX: P: 15, H: 0, L: 8, MT: 0, LS: ca. 2,5

Oticon MultiFocus Power: Tief: 80, Hoch: 65, Begr.: 80

Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS): sc+aRT, 17/32, L: 8, M: 1, H: 1, LS: 50

Siemens Triton 3004: F1: 700 Hz, F2: 2000 Hz, G1: 52dB, G2: 54 dB,

G3: 48 dB, AGCi-1: aus, AGCi-2: 70 dB, AGCi-3: 70 dB

Mitteltonschwerhörigkeit:

Siemens 584: L: NW, H: S, AGCi: 60 dB, LS: ca. 3,7

Bernafon AC3 FFR: TC: Lmax, TK: 60, LS: ca. 2,7

Danavox Genius II DFX: P: 15, H: 8, L: 4, MT: 0, LS: ca. 2,5

Oticon MultiFocus Power: Max-all

Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS): sc+aRT, 23/32, L: 8, M: 1, H: 7, LS: 60

Siemens Triton 3004: F1: 700 Hz, F2: 2000 Hz, G1: 52dB, G2: 54 dB,

G3: 48 dB, AGCi-1: aus, AGCi-2: 70 dB, AGCi-3: 70 dB

Pantonale Schwerhörigkeit:

Siemens 584: L: max, H: min, AGCi: NW, LS: max

Bernafon AC3 FFR: TC: mittel, TK: mittel, LS: ca. 3,7

Danavox Genius II DFX: P: 10, H: 8, L: 2, MT: 0, LS: ca. 2,7

Oticon MultiFocus Power: Tief: 80, Hoch: 80, Begr.: 90

Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS): sc+aRT, 19/32, L: 8, M: 1, H: 7, LS: 52

Siemens Triton 3004: F1: 700 Hz, F2: 2000 Hz, G1: 52 dB, G2: 58 dB,

G3: 66 dB, AGCi-1: 75 dB, AGCi-2: 75 dB, AGCi-3: 75 dB

6. Ergebnisse

S. auch 12. Anhang: Sonstige Meßergebnisse.

6.1. Entwicklung der Benotungsdiagramme

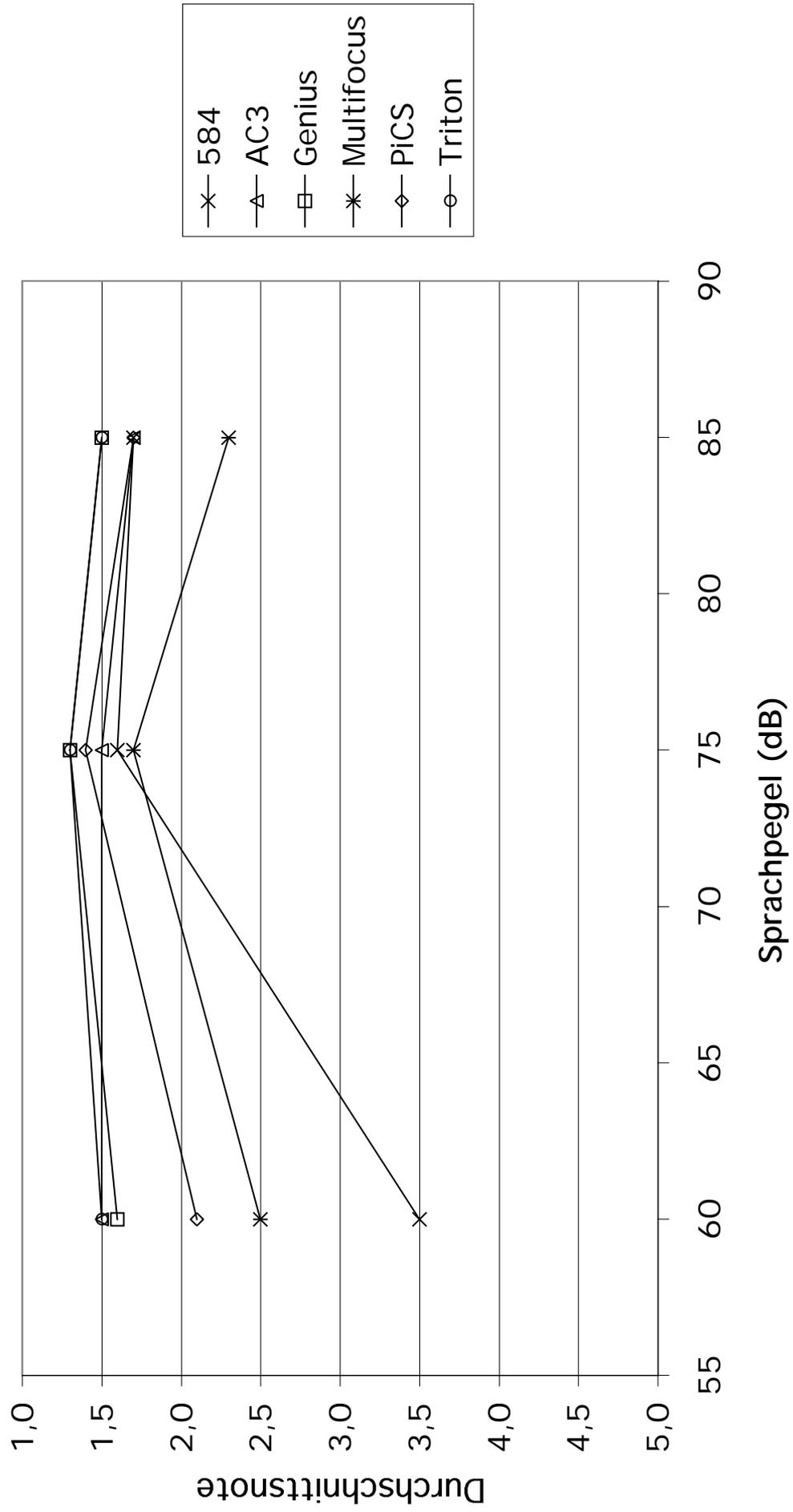
Jedes Wort wurde bei drei verschiedenen Lautstärken einzeln aufgenommen, gespeichert und ausgewertet. Daraus wurden für jedes Wort und jede Lautstärke Durchschnittsnoten errechnet, aus denen wiederum Durchschnittsnoten sowohl für die ganze Wortreihe bei jeder der Lautstärken, als auch die Gesamtdurchschnittsnote für jedes Hörgerät bei jeweiligem Hörverlust.

6.1.1. Hochtonschwerhörigkeit

[s. Abb. 6.1]

Bei der Hochtonschwerhörigkeit zeigen sich alle verwendeten Hörgeräte als geeignet. Bei Pegelstufen von 85 dB und 75 dB liegen die Noten ziemlich nah beieinander; bei 60 dB gibt es nur einen wirklichen „Ausreißer“, nämlich Siemens 584, das eine unterdurchschnittliche Note bekommt. Insgesamt zeigen sich Siemens Triton 3004, Danavox Genius II DFX und Bernafon AC3 K-Amp FFR als weitgehend gleichwertig; Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) liegt knapp dahinter. Das Oticon MultiFocus Power nimmt insgesamt den letzten Platz ein.

Abb. 6.1 Benotungsdiagramm Hochtton HV

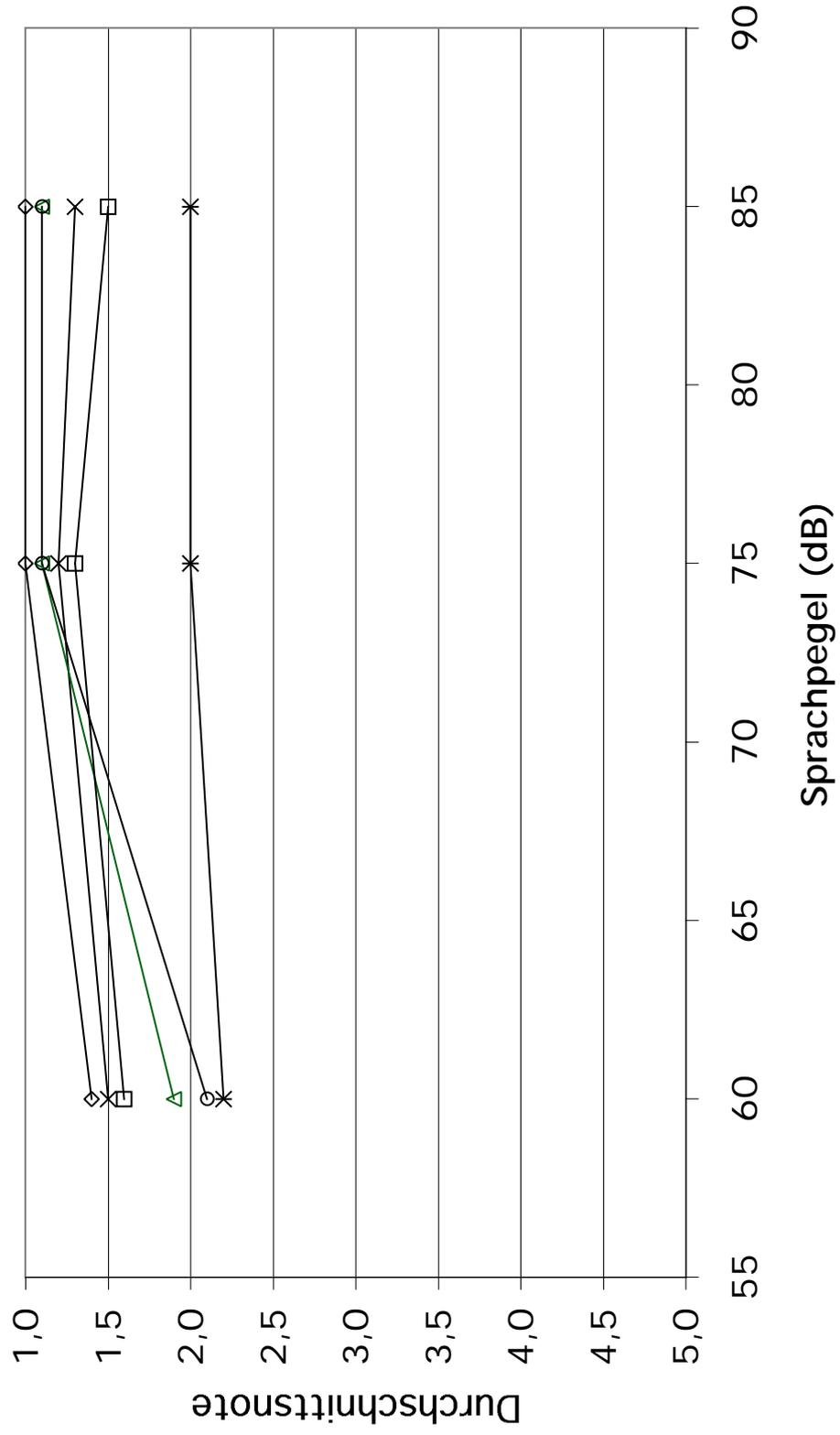


6.1.2 Hochtosenke

[s. Abb. 6.2]

Wie nicht anders zu erwarten, zeigt sich bei der Hochtosenke ein ähnliches Bild: alle Hörgeräte sind geeignet und die Ergebnisse liegen nah beieinander. Im Gegensatz zur Hochtenschwerhörigkeit gibt es diesmal keinen „Ausreißer“ bei 60 dB. Als bestes Hörgerät zeigt sich hier das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Es folgen Bernafon AC3 K-Amp FFR und Siemens Triton 3004; knapp dahinter folgt Siemens 584 und Danavox Genius II DFX. Das Oticon MultiFocus Power zeigt sich wieder als relativ schlechter geeignetes Gerät.

Abb. 6.2 Benotungsdiagramm Hochtonsenke

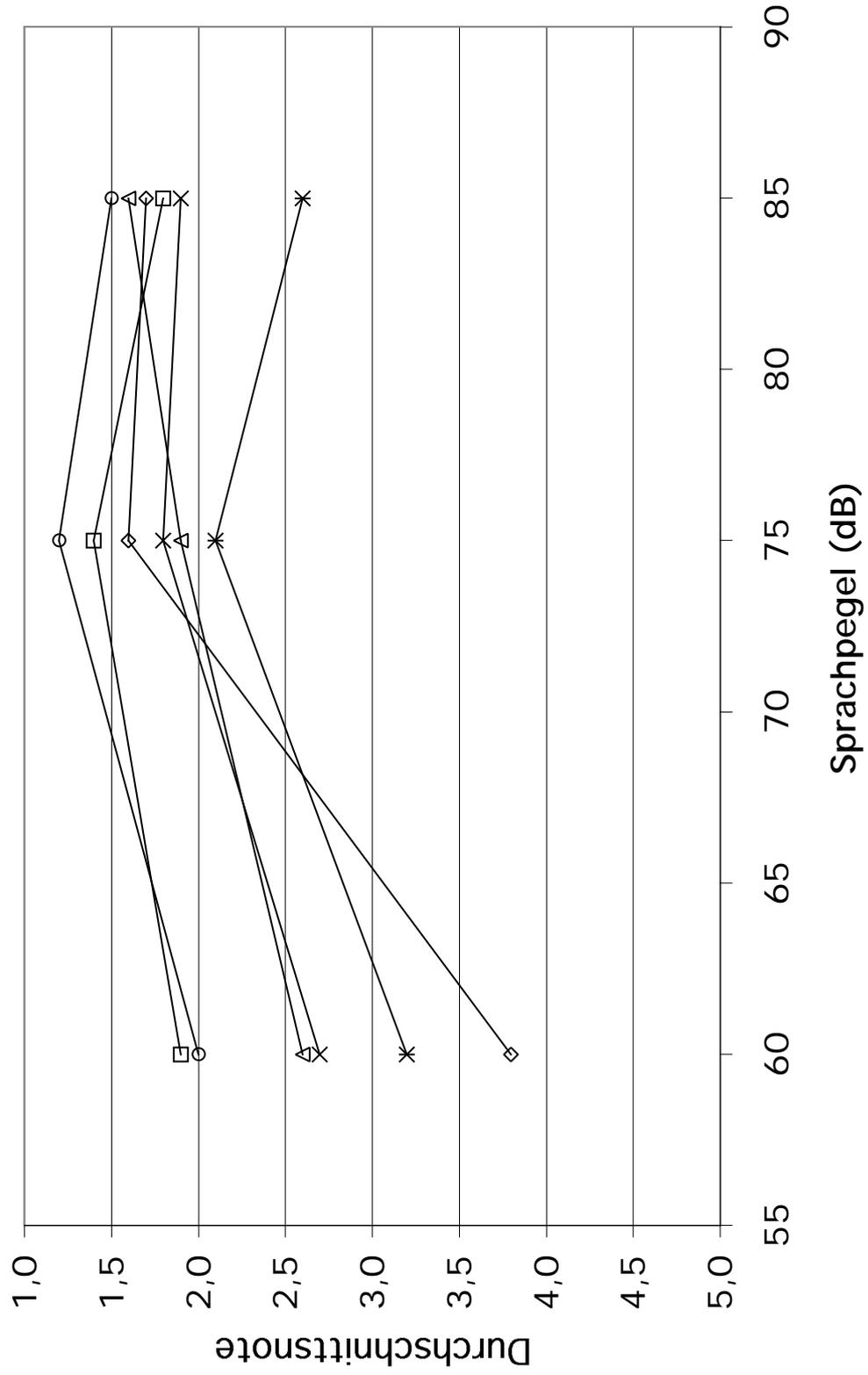


6.1.3 Mitteltonschwerhörigkeit

[s. Abb. 6.3]

Bei Mitteltonschwerhörigkeit erweist sich das Siemens Triton 3004 wieder als das am besten geeignete Hörgerät, gefolgt vom Danavox Genius II DFX. Den letzten Platz nimmt das Oticon MultiFocus Power ein. Auffällig ist hier wieder, daß das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) gute Noten bei 85 dB und bei 75 dB bekommt, aber bei 60 dB das schlechteste Ergebnis von allen zeigt.

Abb. 6.3 Benotungsdiagramm Mittelton HV



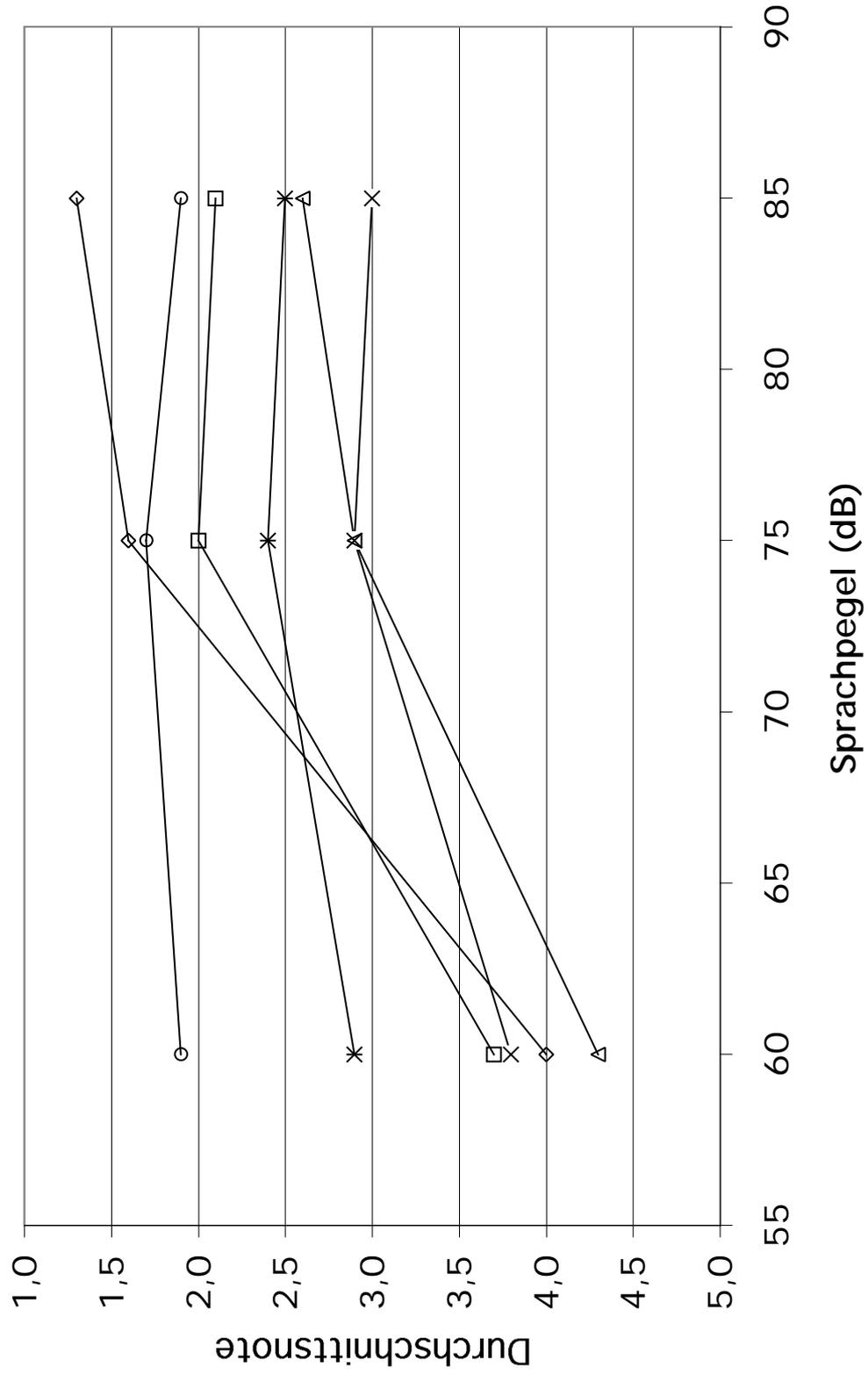
6.1.4 Tieftonschwerhörigkeit

[s. Abb. 6.4]

Erwartungsgemäß erweist sich die Anpassung an Tieftonschwerhörigkeit als problematisch bei vielen Hörgeräten. Diese Art von Hörverlust ist relativ selten und die Hörgeräteentwickler ziehen es offenbar vor, Geräte für häufiger anzutreffende Hörverlustarten, wie z. B.

Hochtonschwerhörigkeit zu entwickeln. Hier zeigt sich wieder das Siemens Triton 3004 als das insgesamt besser geeignete Gerät. Das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) Hörgerät bekommt zwar wieder beste Noten bei 85 dB und bei 75 dB, aber bei 60 dB kommt das zweitschlechteste Ergebnis heraus. Das Oticon MultiFocus Power erweist sich hier als völlig ungeeignet: die Unbehaglichkeitsgrenze wird massiv bei allen Wörtern und Pegelstufen überschritten. Außer dem Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) kann hier allenfalls das Danavox Genius II DFX noch empfohlen werden - es bekommt durchschnittliche Noten bei 85 dB und 75 dB und noch das zweitbeste, aber unterdurchschnittliche Ergebnis bei 60 dB.

Abb. 6.4 Benotungsdiagramm Tieferton HV

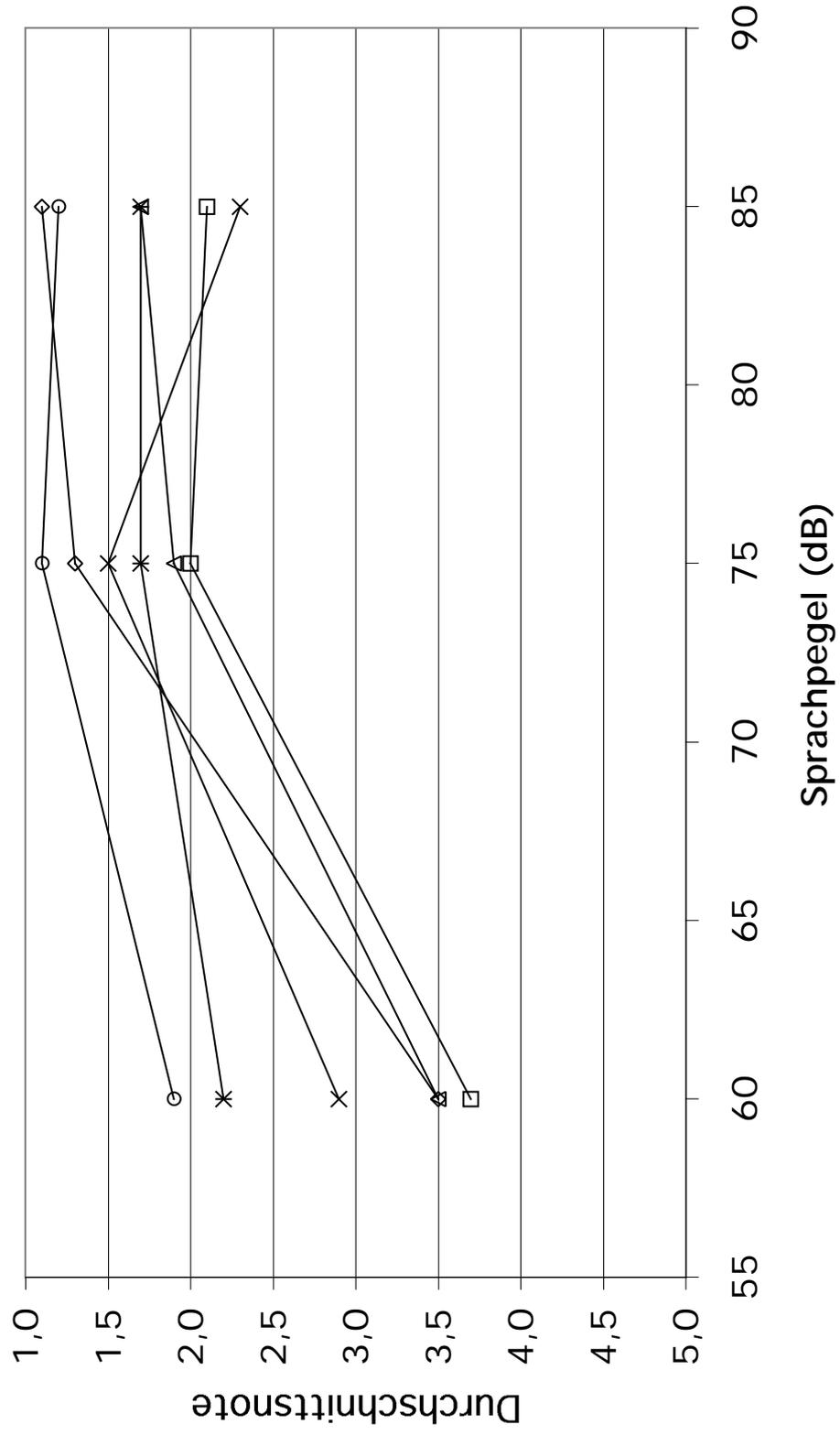


6.1.5 Pantonale Schwerhörigkeit

[s. Abb. 6.5]

Bei pantonalem Hörverlust gibt es einen eindeutigen Sieger - das Siemens Triton 3004, gefolgt vom Oticon MultiFocus Power. Alle anderen Hörgeräte weisen zwar teilweise gute Noten bei 85 dB und bei 75 dB auf, bei 60 dB sind aber deren Noten alle unterdurchschnittlich. Auffällig ist hier, daß das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) die beste Note bei 85 dB und die zweitbeste bei 75 dB zeigt, bei 60 dB aber eine schlechte Note bekommt.

Abb. 6.5 Benotungsdiagramm pantonaler HV



6.2. Vergleich SFT-basierter und herkömmlichen Anpaßmethoden des Hörerätefrequenzganges

Es wurde eine Reihe Messungen durchgeführt, die einen objektiven Vergleich zwischen SFT-basierter und herkömmlichen, auf Formeln, die aus Mittelwerten ermittelt wurden, basierten Anpaßmethoden erlaubt.

Im folgenden werden SFT-Bilder abgebildet, in denen die Sprachübertragung des Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) bzw. Siemens Triton 3004, jeweils angepaßt an die Mittelton-, bzw. pantonale Schwerhörigkeit, dargestellt wird. Es wurden NAL, POGO II, Berger und Keller Anpassungsformeln verwendet und mit der SFT-Anpassungsergebnissen verglichen. Worte wurden mit 75 dB aufgenommen. Bemerkung 1: Die NAL und POGO II Einstellungen am Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) sind bei der zu messenden Mitteltonschwerhörigkeit identisch. Bemerkung 2: Das von uns verwendete Anpassungsmodul der Fa. Siemens bietet keine Möglichkeit eine Anpassung nach Keller vorzunehmen.

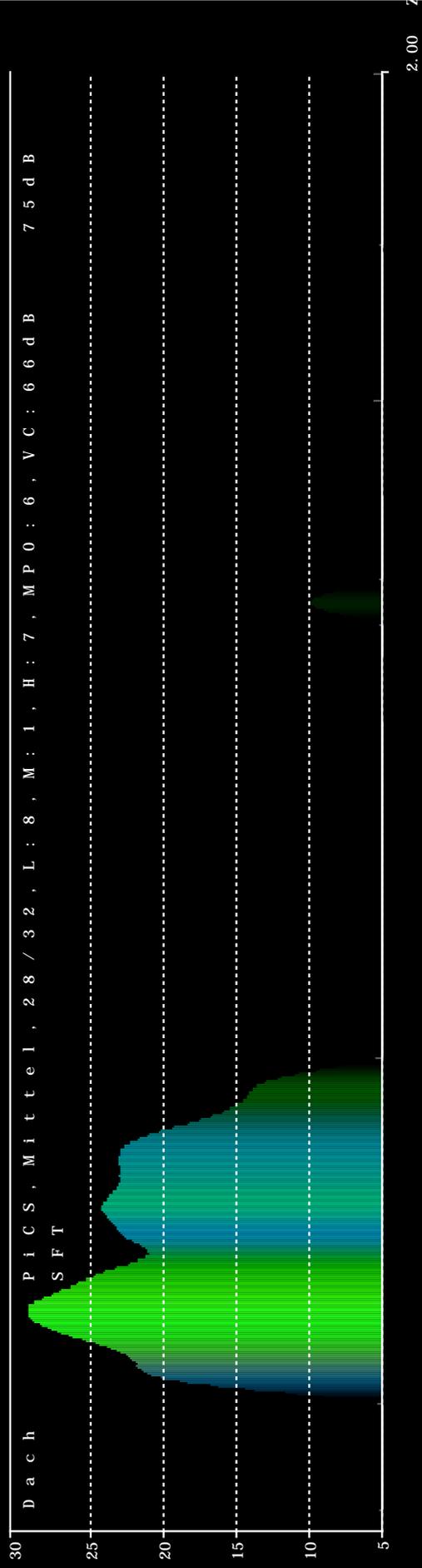
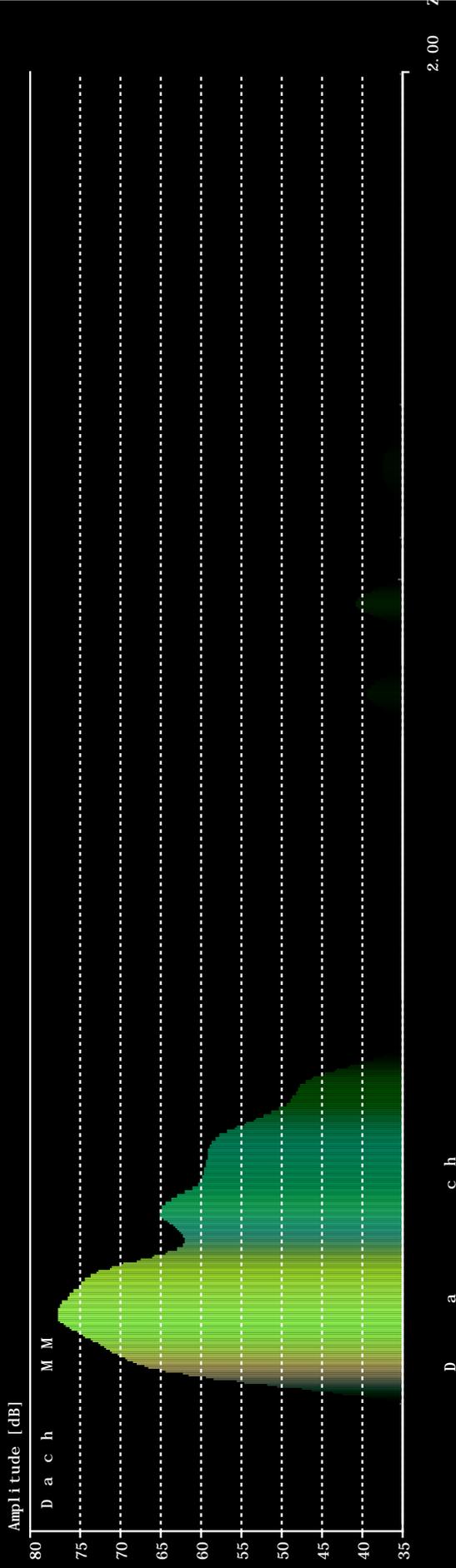


Abb. 6.6 Wort „Dach“. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: SFT. Die Abb. zeigt das Wort „Dach“, übertragen vom Meßmikrophon auf der oberen Spur und vom PiCS Sono-Forte auf der unteren Spur.

Die verschiedenen Laute sind klar voneinander abgesetzt. Die Form des Wortes bleibt erhalten. Der stimmhafte Laut [d] wird mit zuviel hochfrequenten Anteilen übertragen. Der Vokal [a] wird standardgerecht übertragen. Der Laut [ch] enthält etwas zuviel hochfrequente Anteile, weicht aber nicht zu stark vom Standard ab. Insgesamt eine sehr gute Darstellung. Note 1.

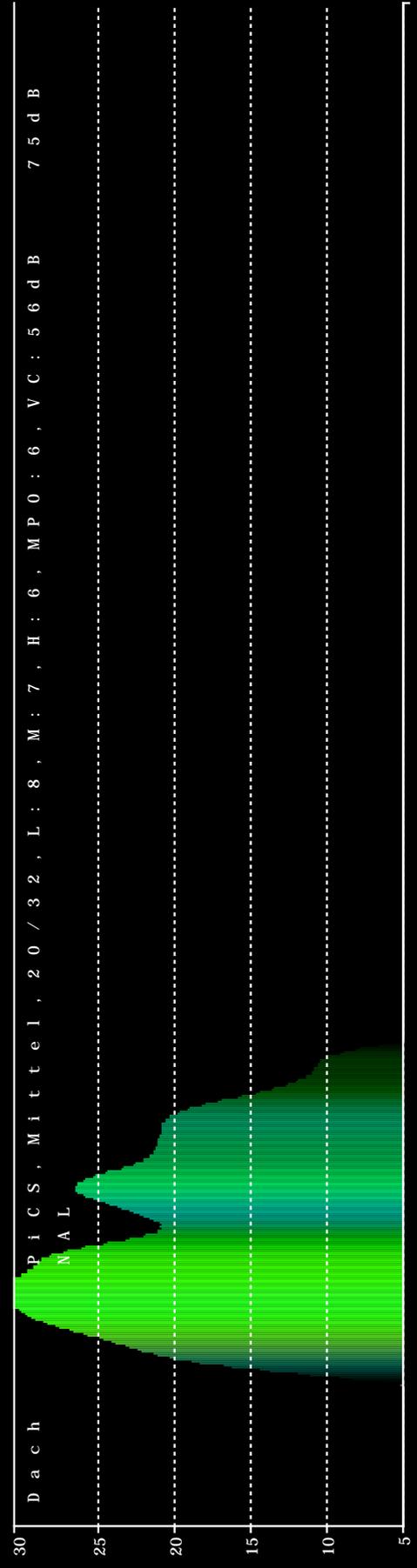
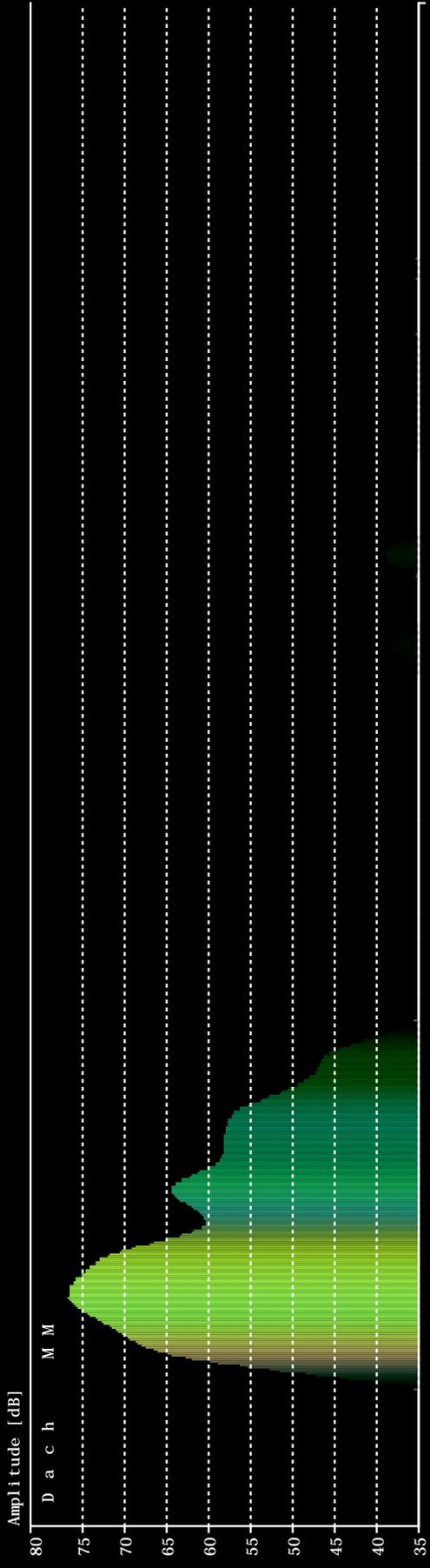
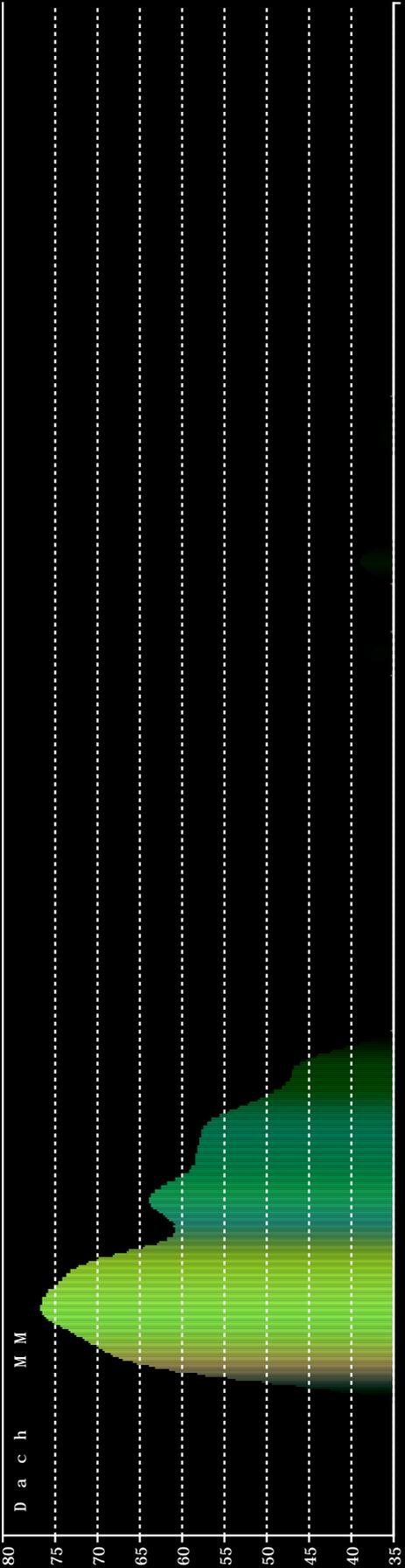


Abb. 6.7 Wort „Dach“. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: NAL. Die Form des Wortes bleibt erhalten. Das Wort wird von mittelfrequenten Anteilen dominiert, was dazu führt, daß die Laute nicht sehr klar voneinander abgesetzt sind. Die Übertragung ist zu monoton. Note 3.

Amplitude [dB]

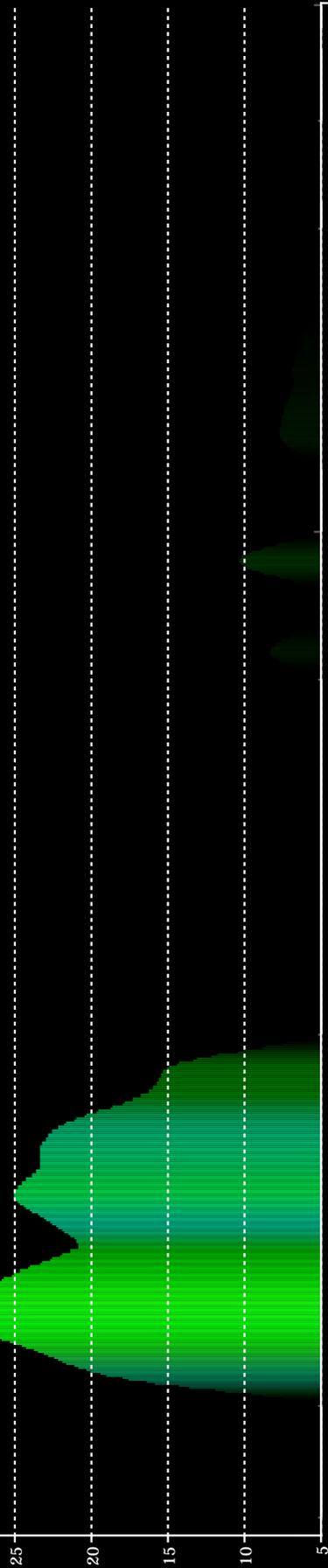


2.00

D a c h

D a c h

P i C S , M i t t e l , 2 9 / 3 2 , L : 6 , M : 4 , H : 4 , M P 0 : 6 , V C : 6 7 d B 7 5 d B

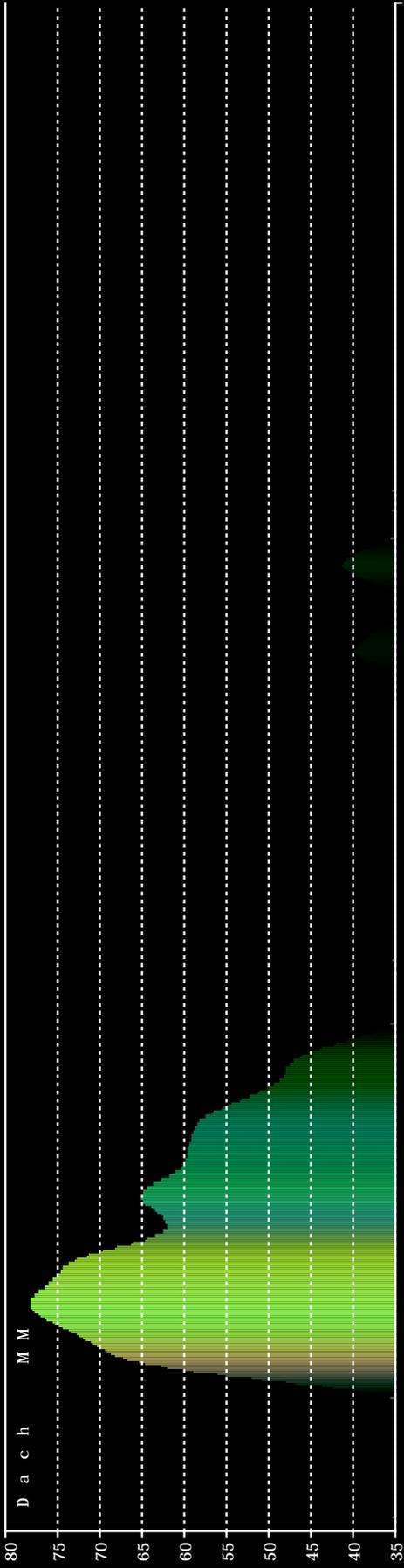


2.00

D a c h

Abb. 6.8 Wort „Dach”. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Berger. Auch hier ist die Übertragung zu monoton und von mittelfrequenten (grünen) Anteilen dominiert. Auch hier sind die Laute nicht klar voneinander abzusetzen. Die Form des Wortes bleibt erhalten. Note 3.

Amplitude [dB]



D a c h

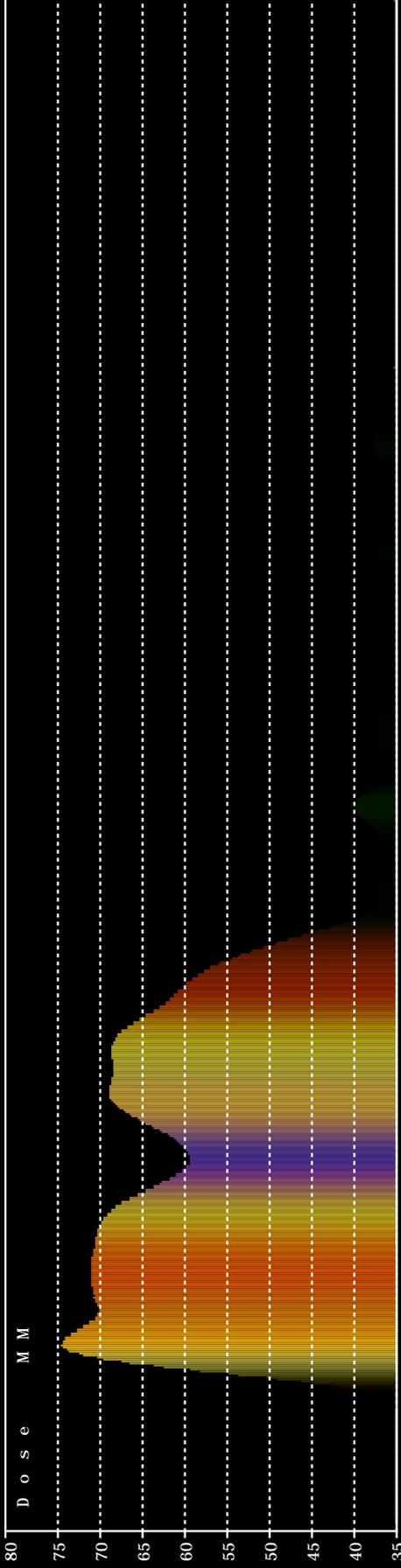


D a c h

Abb. 6.9 Wort „Dach”. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Keller. Hier ist die Übertragung entschieden zu monoton. Die Laute sind kaum voneinander abzugrenzen. Obwohl die Form des Wortes im Wesentlichen erhalten bleibt, so ist der Laut [ch] etwas zu laut. Note 4.

Amplitude [dB]

D o s e M M



D o s e

D o s e

P i C S, M i t t e l, 2 8 / 3 2, L : 8, M : 1, H : 7, M P 0 : 6, V C : 6 6 d B 7 5 d B

S F T

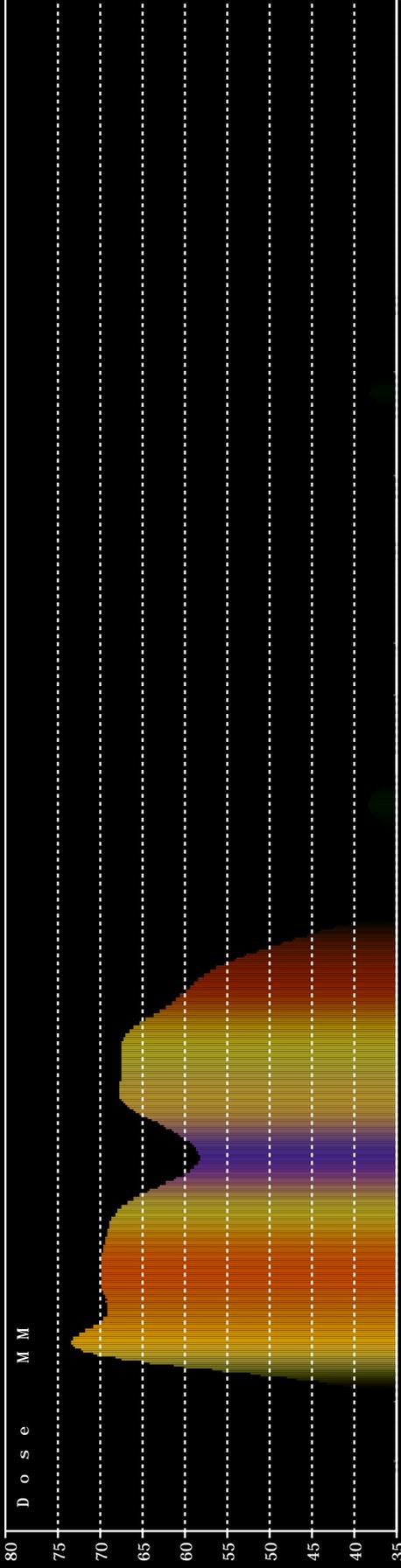


D o s e

Abb. 6.10 Wort „Dose“. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: SFT. Die Form des Wortes bleibt im Wesentlichen erhalten, obwohl die tieffrequenten Anteile etwas zu schwach ankommen. Die Absetzung der Laute voneinander ist sehr gut. Die Laute [d] und [e] sowie die Übergänge zwischen den Lauten enthalten etwas zu viele Grünanteile. [d] wird als stimmloser Laut übertragen. Note 2.

Amplitude [dB]

D o s e M M



D o s e

D o s e

P i C S , M i t t e l , 2 0 / 3 2 , L : 8 , M : 7 , H : 6 , M P 0 : 6 , V C : 5 6 d B 7 5 d B

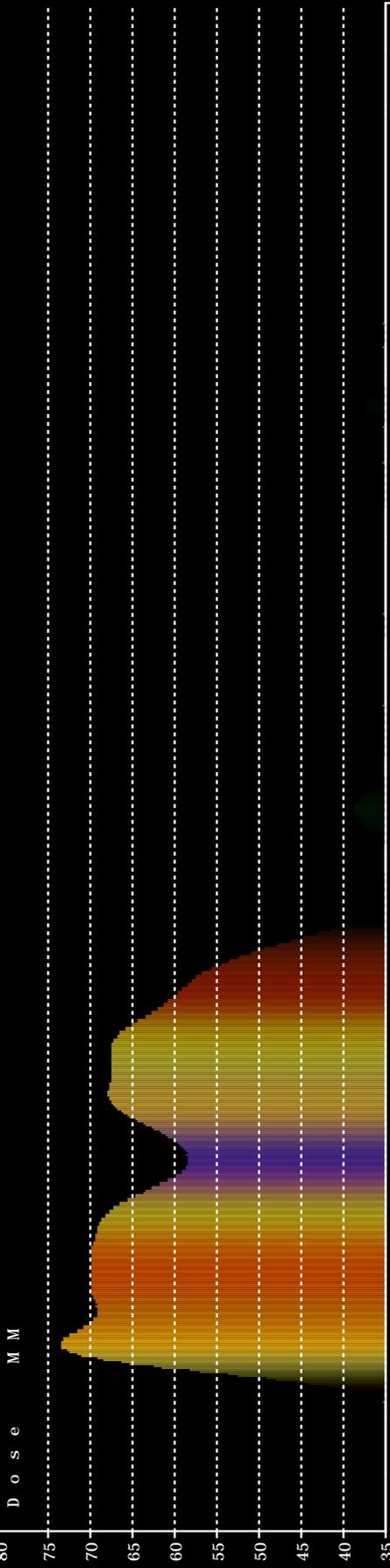
N A L



D o s e

Abb. 6.11 Wort „Dose“. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: NAL. Insgesamt ist hier die Darstellung etwas schlechter als bei der SFT-Anpassung, zumal die tieffrequenten Anteile noch schwächer ankommen. Die Laute [d] und [e] sowie die Übergänge zwischen den Lauten enthalten noch mehr grüne Anteile. [d] wird als stimmloser Laut übertragen. Note 3.

Amplitude [dB]



Dose

P i C S , M i t t e l , 2 9 / 3 2 , L : 6 , M : 4 , H : 4 , M P 0 : 6 , V C : 6 7 d B 7 5 d B

B e r g e r

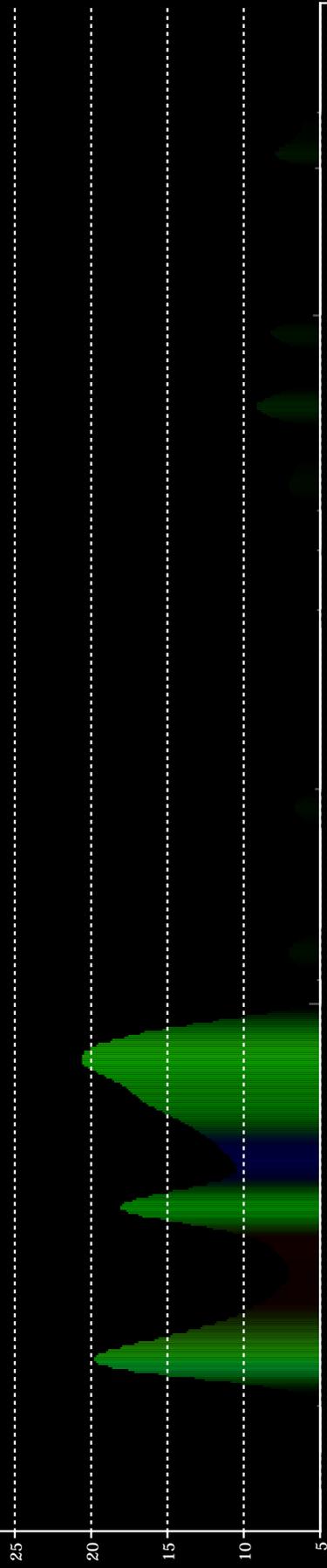
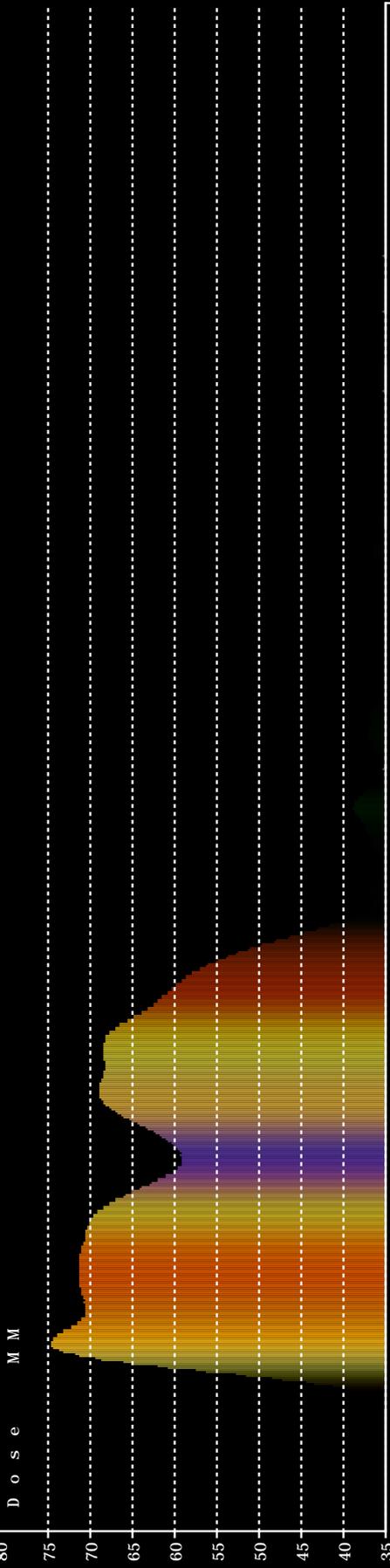


Abb. 6.12 Wort „Dose“. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Berger. Die tieffrequente Anteile fehlen ganz. Der Silbenträger [o] wird somit gar nicht abgebildet. Der Laut [s] kommt zu schwach. Die Laute [d] und [e] enthalten zu viele Grünanteile. [d] wird als stimmloser Laut übertragen. Note 5.

Amplitude [dB]



2.00

D o s e

P i C S, M i t t e l, 2 7 / 3 2, L : 7, M : 5, H : 3, M P 0 : 6, V C : 6 2 d B 7 5 d B
K e l l e r



2.00

D o s e

Abb. 6.13 Wort „Dose“. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Keller. Der Silbenträger [o] kommt etwas zu schwach. Der Laut [s] kommt gar nicht an. Die Laute [d] und [e] enthalten zu viele Grünanteile. [d] wird als stimmloser Laut übertragen. Note 4.

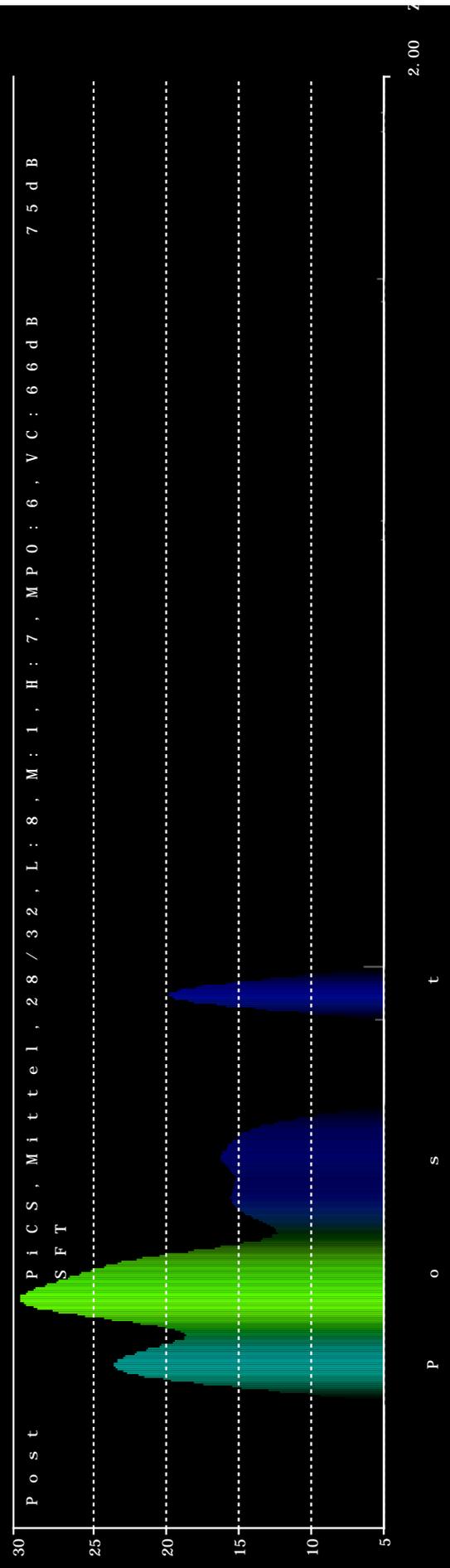
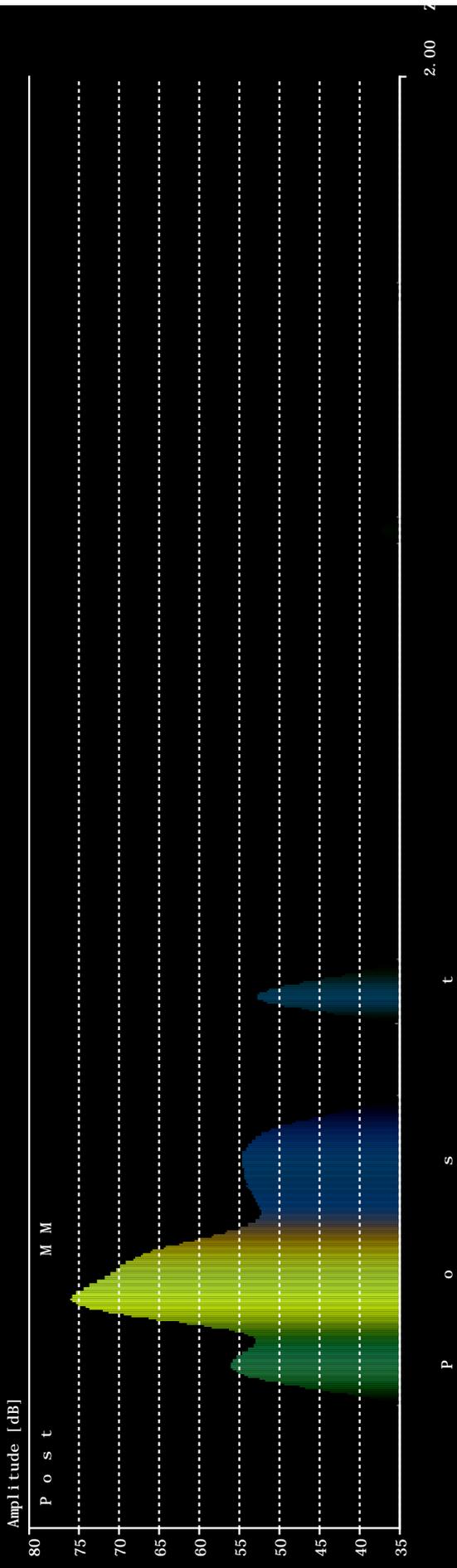
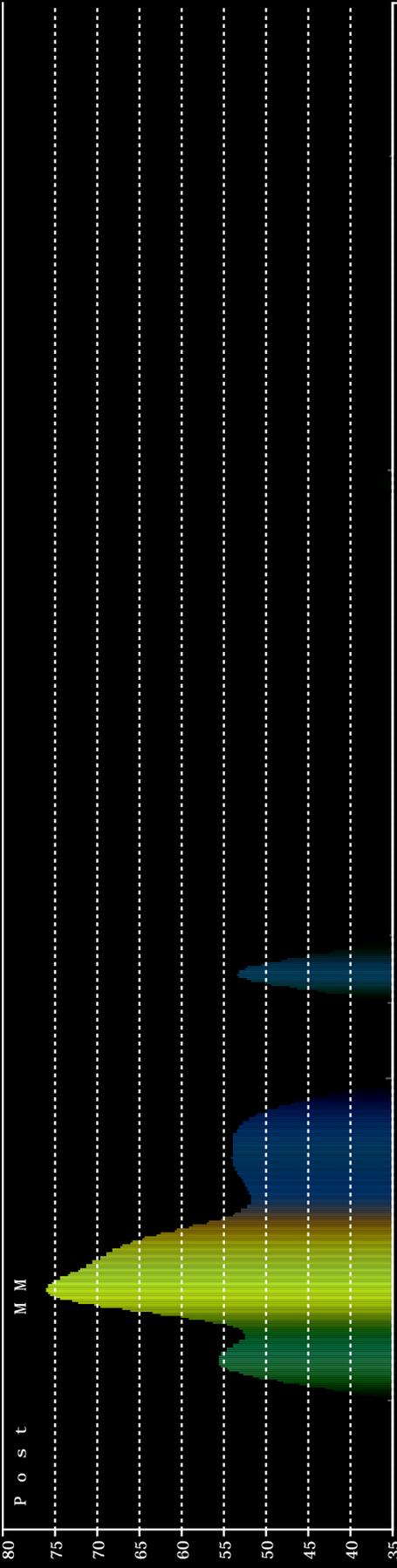


Abb. 6.14 Wort „Post“ . Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: SFT. Der [p] Laut kommt etwas zu stark an. Der [o] Laut enthält zu viele Mittelfrequente Anteile. Die [s] und [t] Laute werden standardgerecht dargestellt. Sowohl die Form als auch die Abgrenzbarkeit der Laute bleiben im Wesentlichen erhalten. Insgesamt eine sehr gute Darstellung. Note 1.

Amplitude [dB]



Post

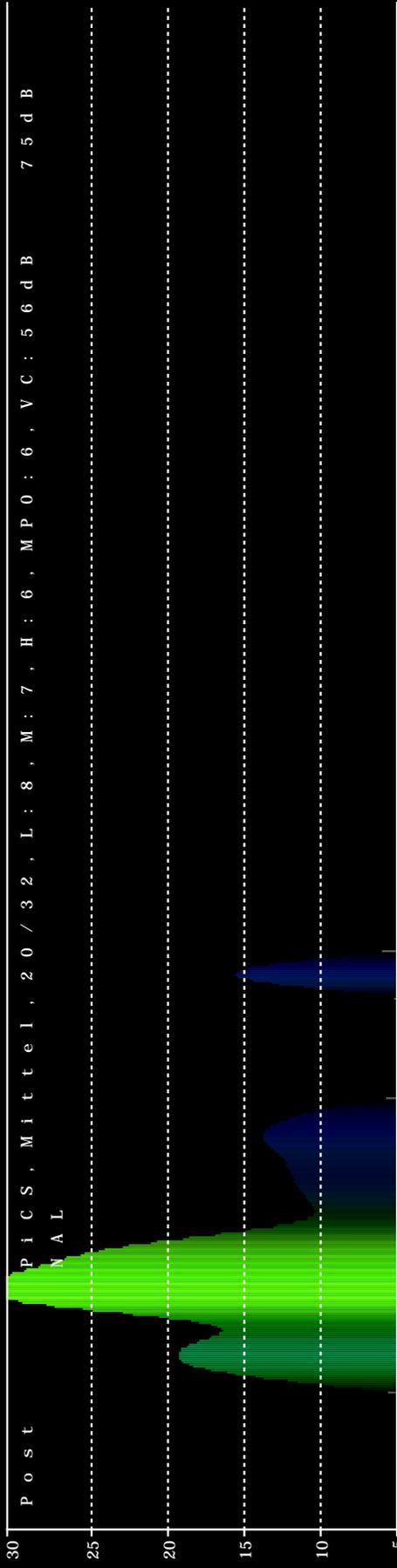
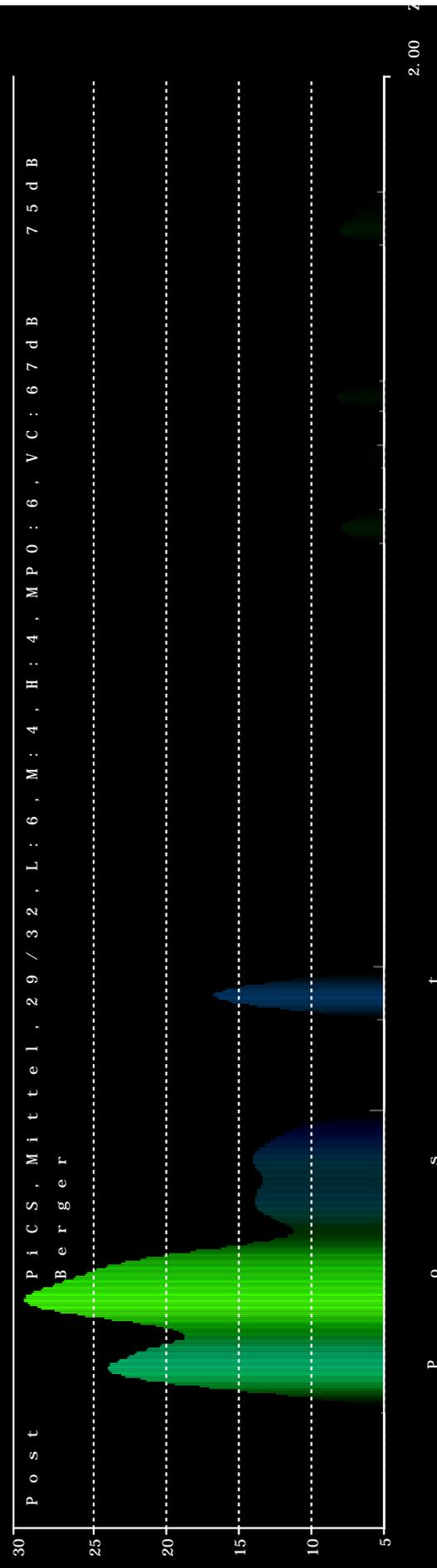
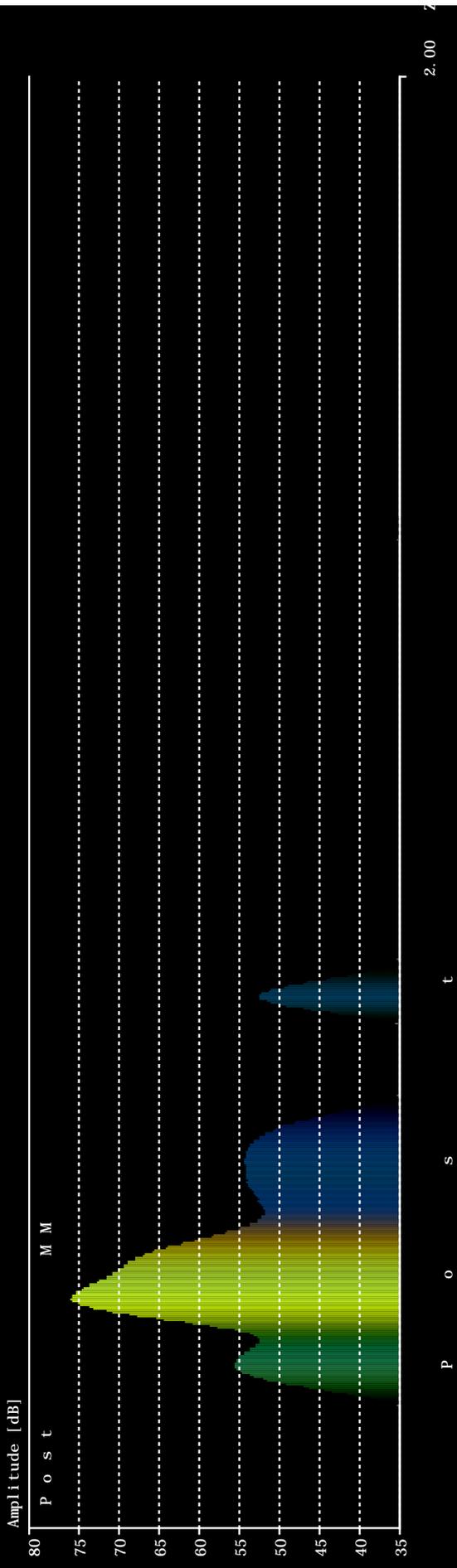


Abb. 6.15 Wort „Post“ . Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: NAL. Der Laut [p] wird standardgerecht übertragen. Der Laut [o] enthält zu viele Grünanteile. Der Laut [s] kommt etwas zu schwach und zu kurz an. Der Laut [t] stimmt mit dem Muster überein. Die Laute [p] und [o] sind schwer voneinander abzugrenzen. Insgesamt aber eine gute Darstellung. Note 2.



P i C S, M i t t e l, 2 9 / 3 2, L : 6, M : 4, H : 4, M P 0 : 6, V C : 6 7 d B 7 5 d B
 B e r g e r

Abb. 6.16 Wort „Post”. Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Berger. Der Laut [p] wird etwas zu stark übertragen. Der Laut [o] enthält zu viele Grünanteile. Die Laute [s] und [t] werden annähernd richtig dargestellt. Auch hier ist es schwer die Laute [p] und [o] voneinander abzugrenzen. Note 2.

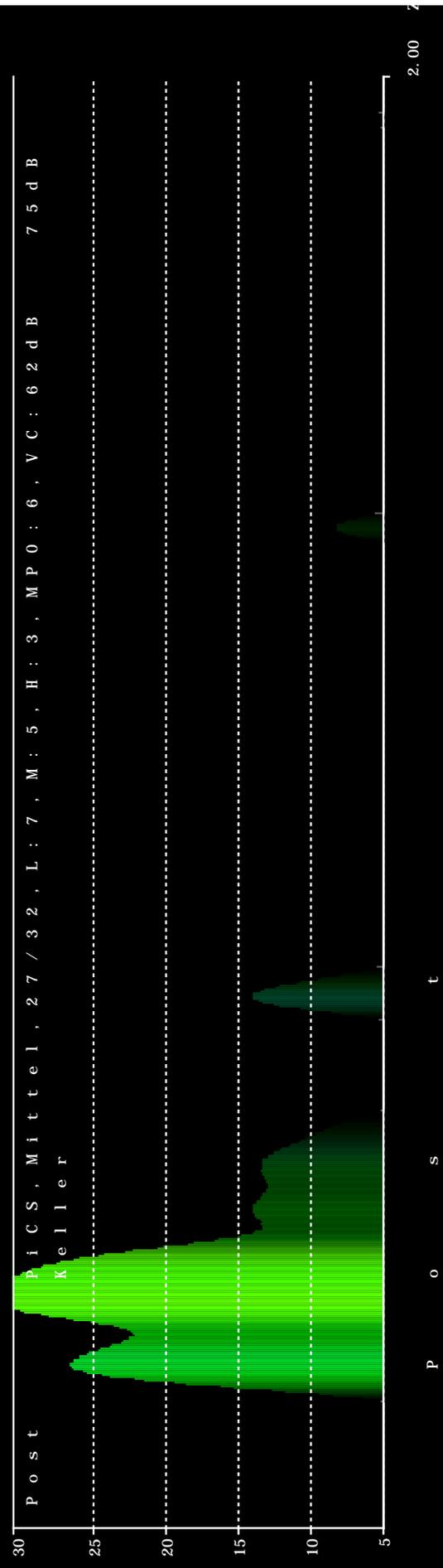
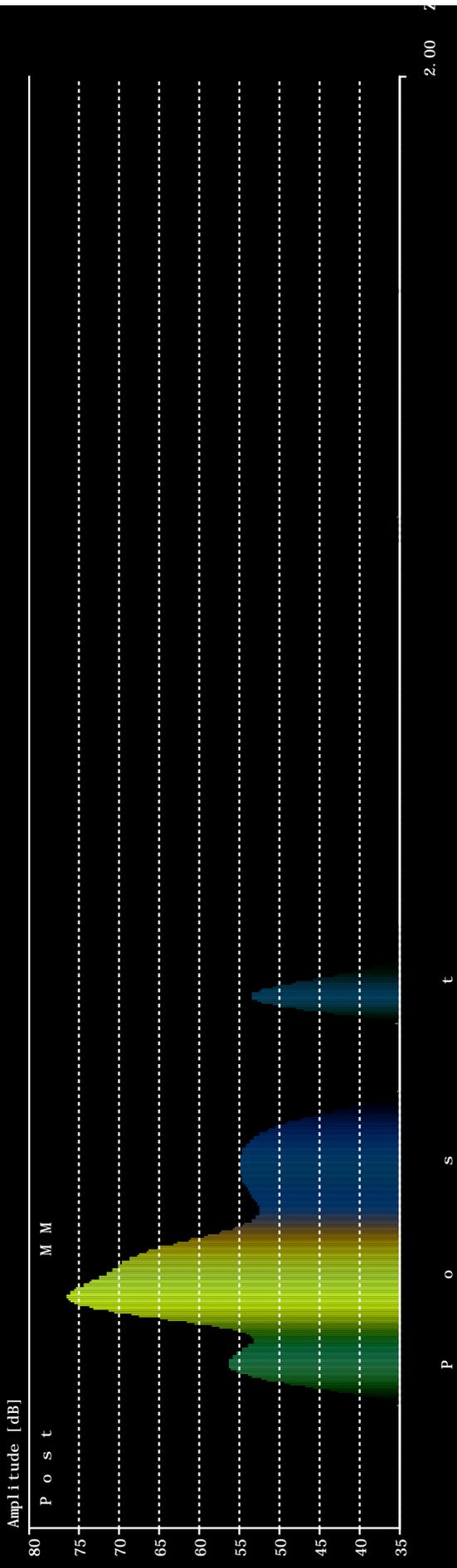


Abb. 6.17 Wort „Post“ . Hörgerät Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS). Mitteltonschwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Keller. Das Wort erscheint etwas deformiert. Die Übertragung ist zu monoton und die Laute sind kaum noch voneinander zu unterscheiden. Die Laute [p] und [o] werden zu stark übertragen. Außerdem enthält der Laut [o] zu viele Grünanteile. Die Laute [s] und [t] werden von Grünanteilen dominiert. Note 4.

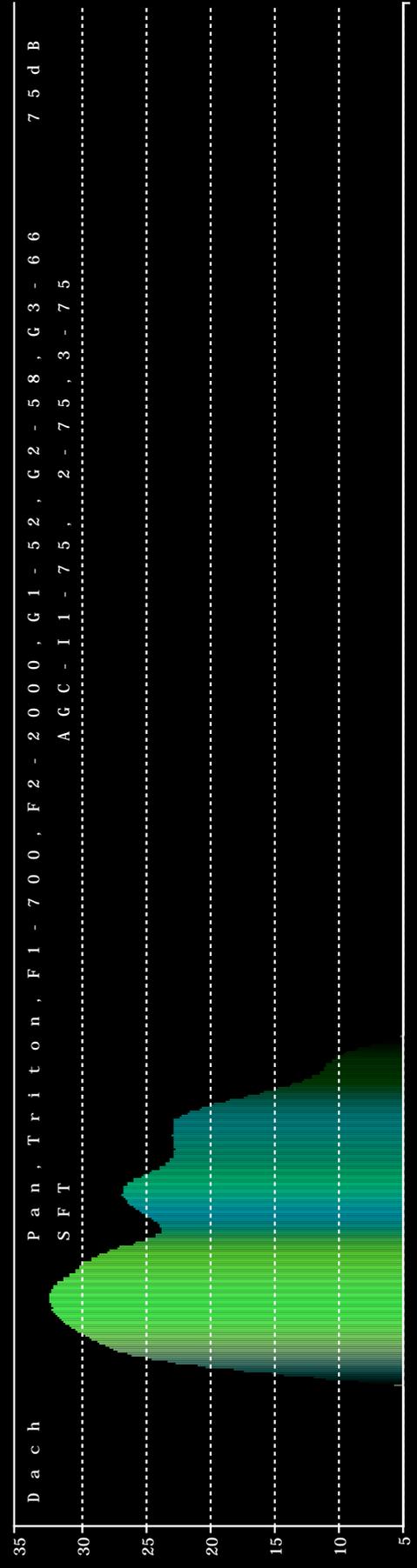
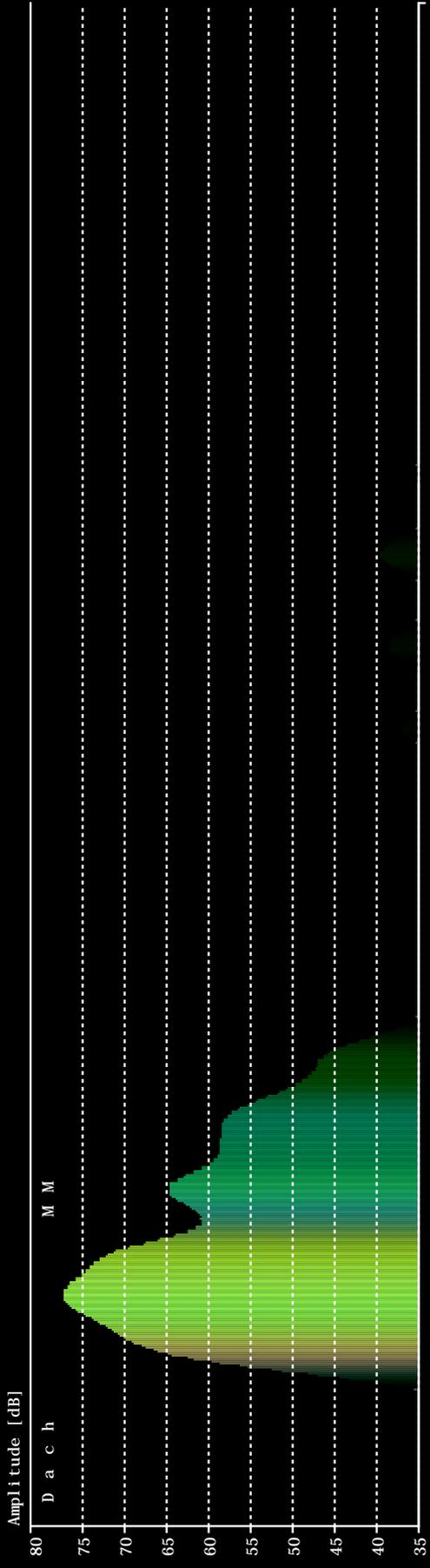
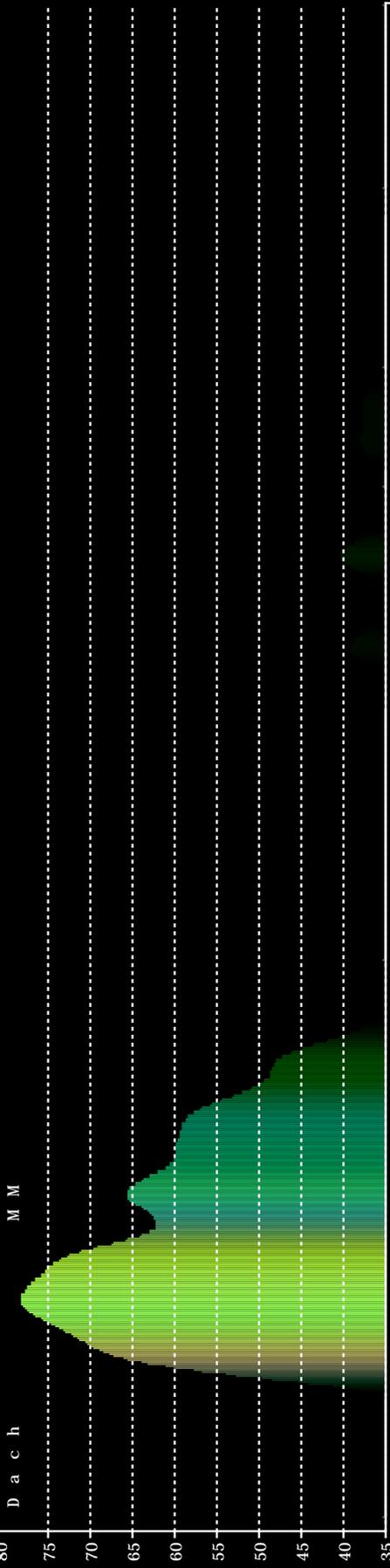


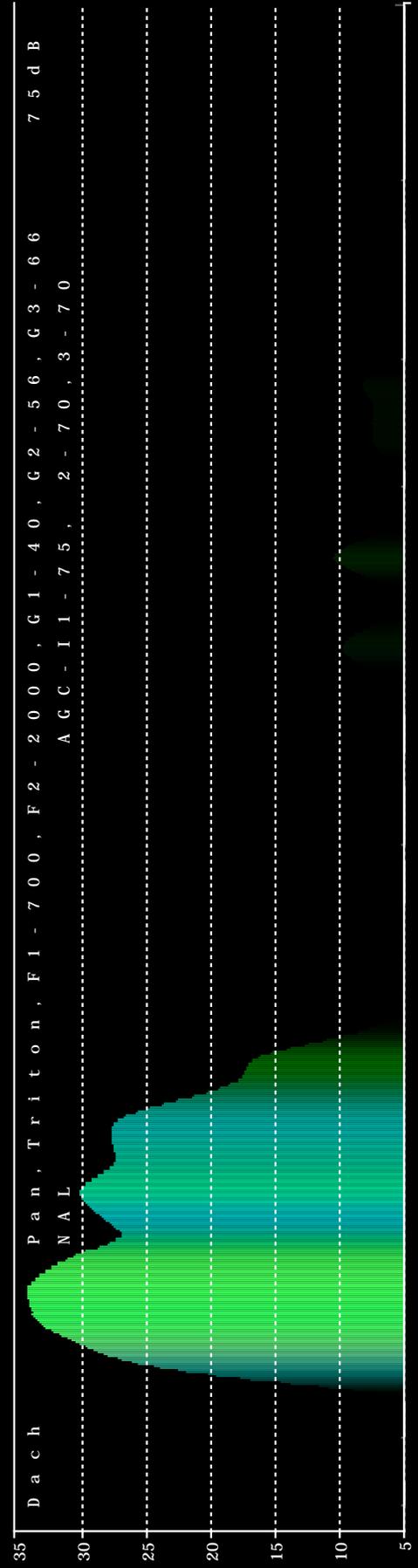
Abb. 6.18 Wort „Dach“ . Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: SFT.
Das Wort wird in allen Bereichen annähernd richtig übertragen. Die Darstellung ist mit dem Muster fast identisch.
Note 1.

Amplitude [dB]



2.00

D a c h

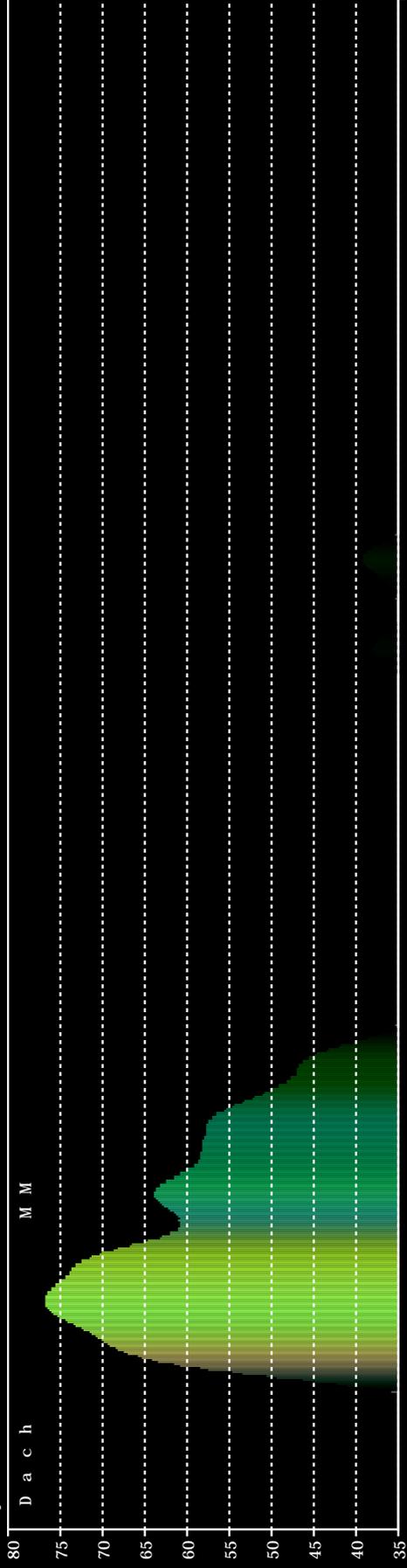


2.00

D a c h

Abb. 6.19 Wort „Dach”. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: NAL.
Der Laut [d] enthält etwas zu viele Blauanteile. Der Laut [a] ist etwas zu grün. Der Laut [ch] wird etwas zu laut übertragen.
Insgesamt aber eine gute Darstellung. Note 2.

Amplitude [dB]



35 D a c h P a n, T r i t o n, F 1 - 7 0 0, F 2 - 2 0 0 0, F 2 - 2 0 0 0, G 1 - 4 6, G 2 - 5 6, G 3 - 6 6 7 5 d B



Abb. 6.20 Wort „Dach“. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: POGO II.
Die Übertragung des Wortes ist mit der Muster fast identisch. Note 1.

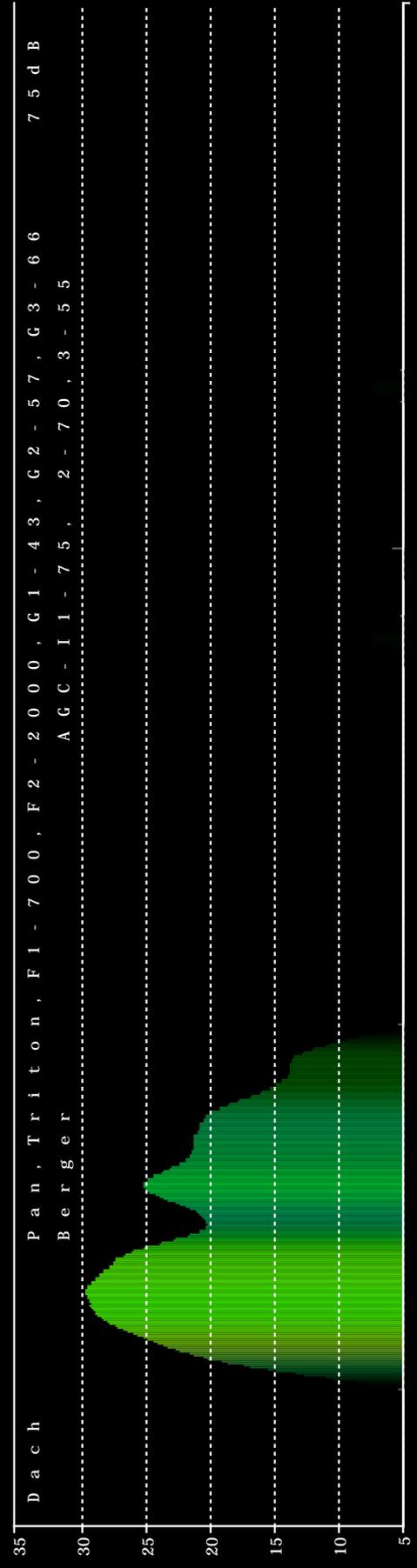
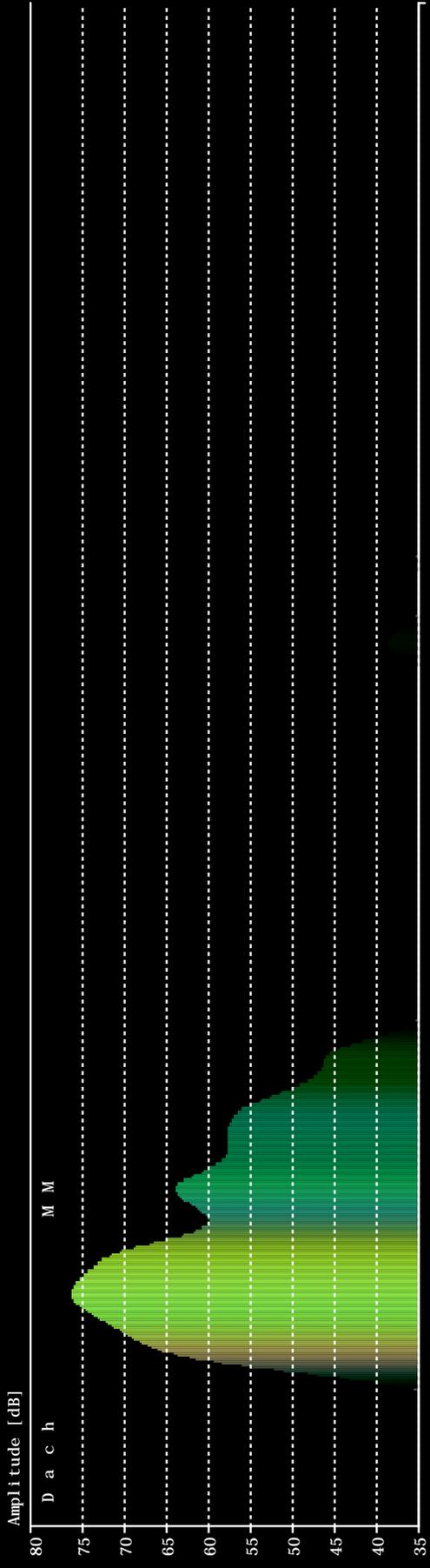
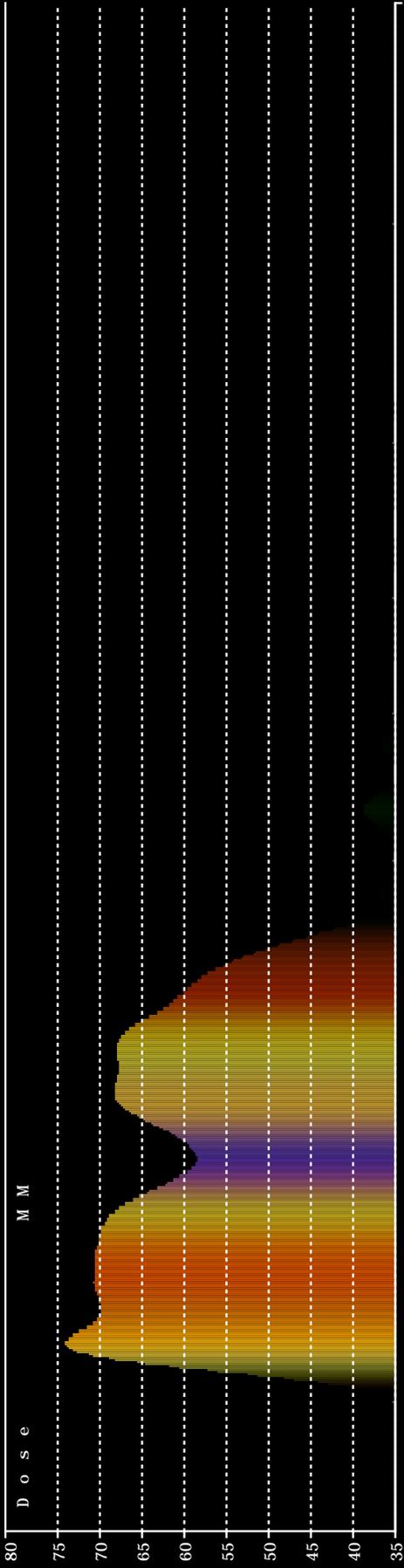


Abb. 6.21 Wort „Dach“. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Berger.
Die Übertragung des Wortes ist unterschieden zu monoton. Die Laute sind kaum voneinander zu unterscheiden, da sie alle von zu vielen Grünanteilen dominiert werden. Die Form des Wortes bleibt aber erhalten. Note 4.

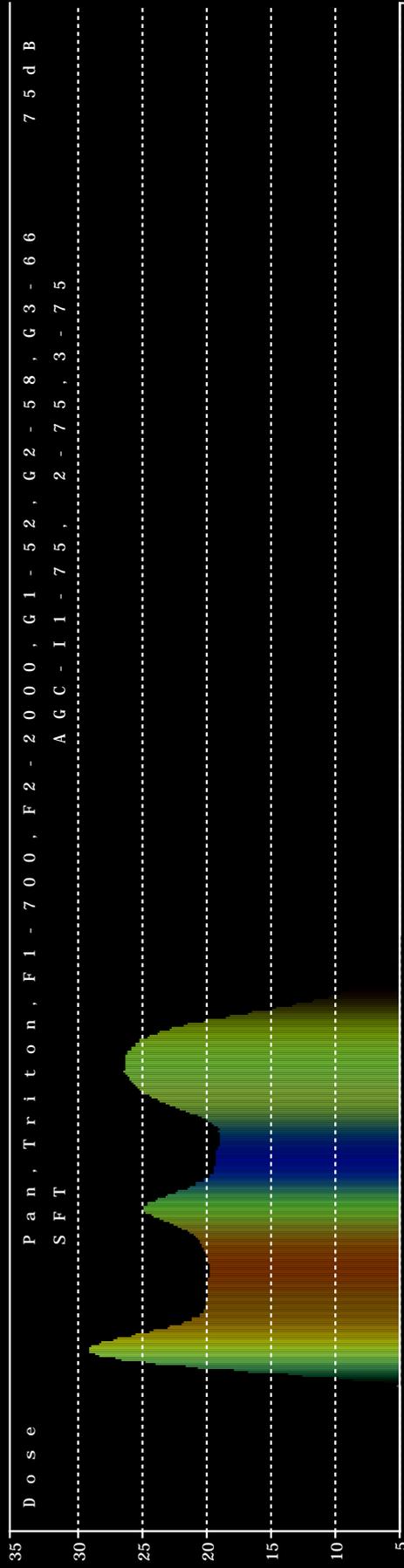
Amplitude [dB]



2.00

D o s e

D o s e
Pan, Triton, F1 - 700, F2 - 2000, F3 - 5200, G1 - 52, G2 - 58, G3 - 66 75 dB
SFT
AGC - I I - 75, 2 - 75, 3 - 75

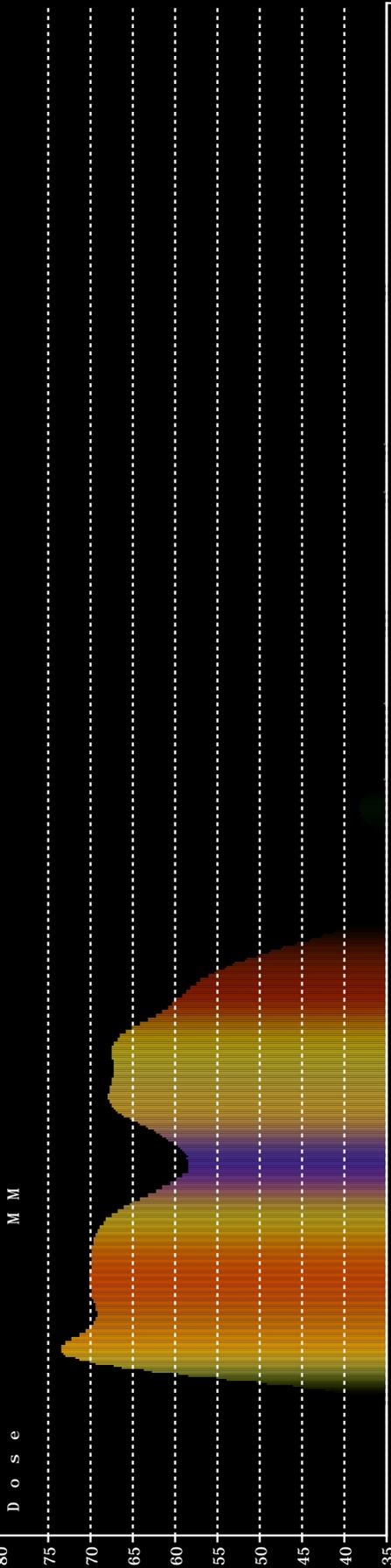


2.00

D o s e

Abb. 6.22 Wort „Dose“. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: SFT. Das Wort erscheint etwas deformiert, weil der Laut [o] etwas zu schwach übertragen wird. Auch der Ausklang des Lautes [e] wird nicht dargestellt. Die Abgrenzbarkeit der Laute ist ausgezeichnet. Die Laute [d] und [e] enthalten zu viele Grünanteile. [d] wird als stimmlos übertragen. Trotzdem aber eine gute bis sehr gute Darstellung. Note 2.

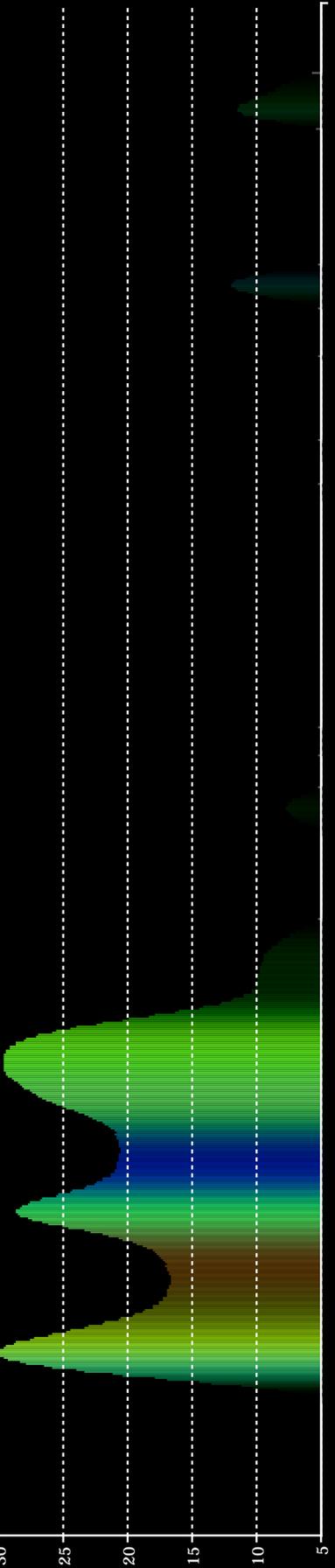
Amplitude [dB]



2.00

D o s e Pan, Triton, FI-700, F2-2000, F1-40, G2-56, G3-66 75 dB

N A L A G C - I I - 7 5 , 2 - 7 0 , 3 - 7 0



2.00

Abb. 6.23 Wort „Dose“. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: NAL. Hier ist die Übertragung des Lautes [o] noch schwächer als im SFT-Beispiel, weshalb das Wort noch mehr Deformitäten aufweist. Auch enthalten die Laute [d] und [e] noch mehr Grünanteile, wobei die Stimmhaftigkeit von [d] (keine Rotanteile) verloren geht. Der Ausklang des Lautes [e] wird auch nicht Übertragen. Die Laute sind aber sehr klar voneinander abgesetzt. Note 3.

Amplitude [dB]

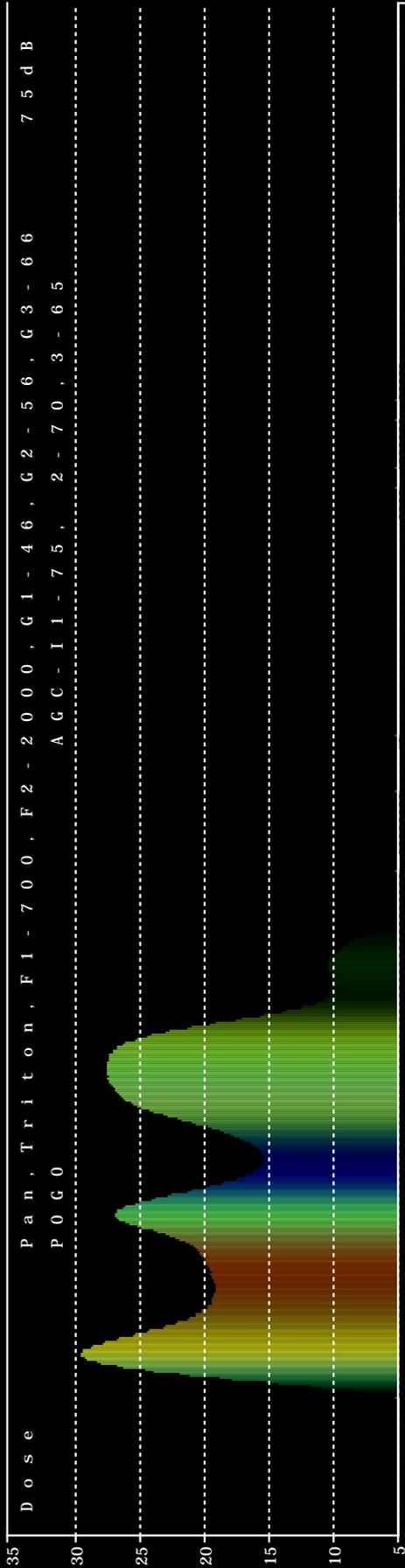
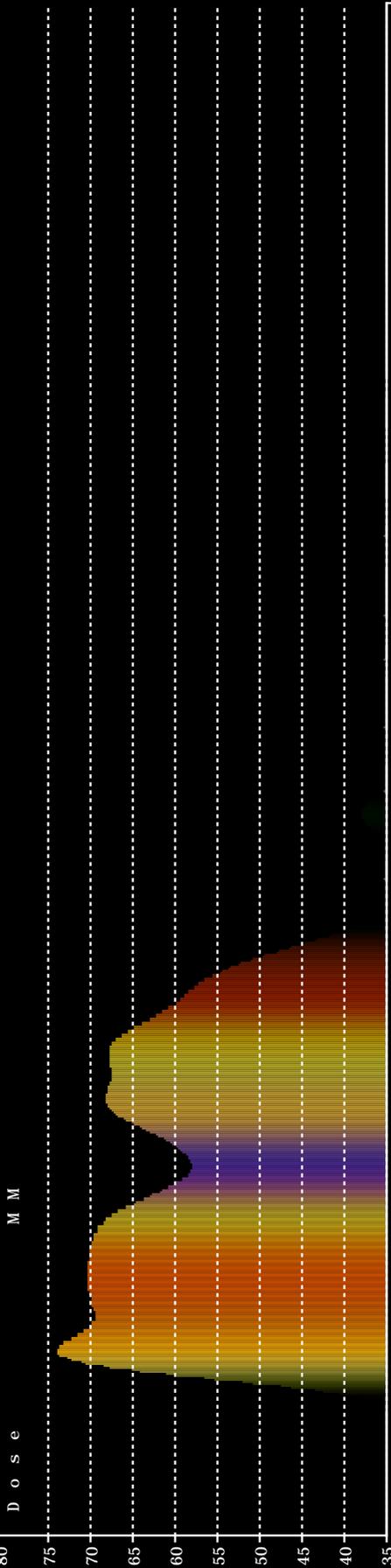
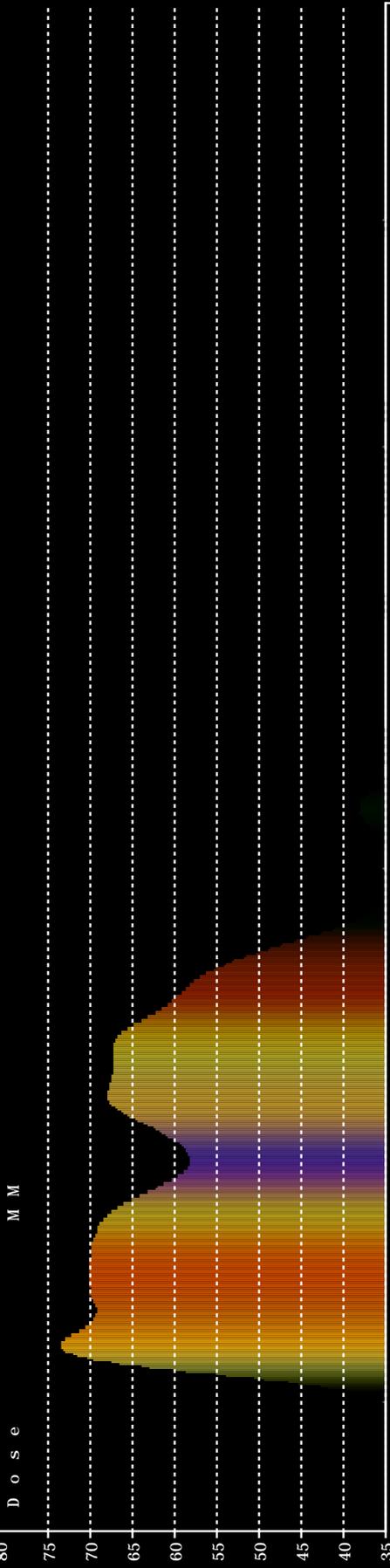


Abb. 6.24 Wort „Dose“. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: POGO II. Hier ist die Darstellung des Wortes bis auf eine etwas leisere Übertragung des stimmhaften Lautes [s] weitgehend mit der des SFT-Beispiels identisch. Der Laut [d] enthält keine Rotbeimischung, d.h. er wird als stimmlos gehört. Note 2.

Amplitude [dB]

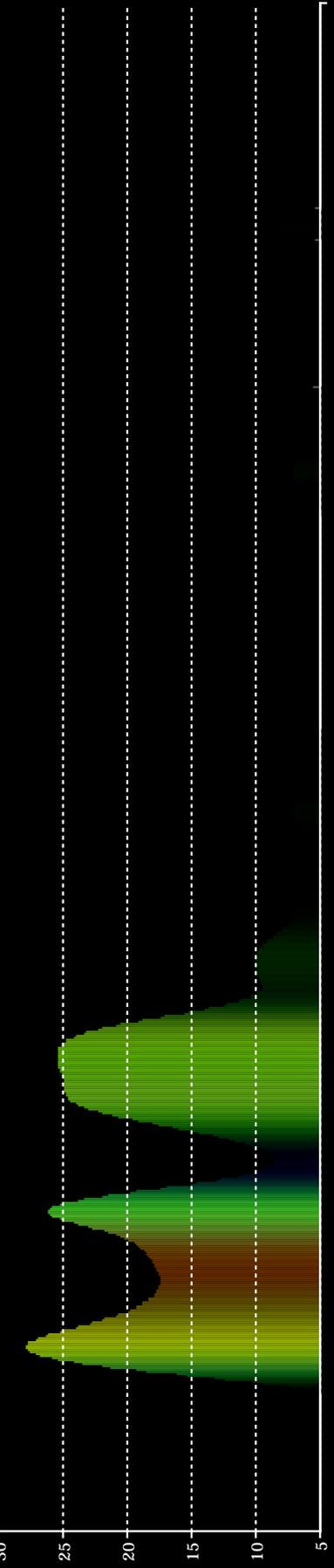


2.00

D o s e

Dose Pan, Triton, FI-700, F2-2000, F1-43, G2-57, G3-66 75dB

Berger AGC-11-75, 2-70, 3-55

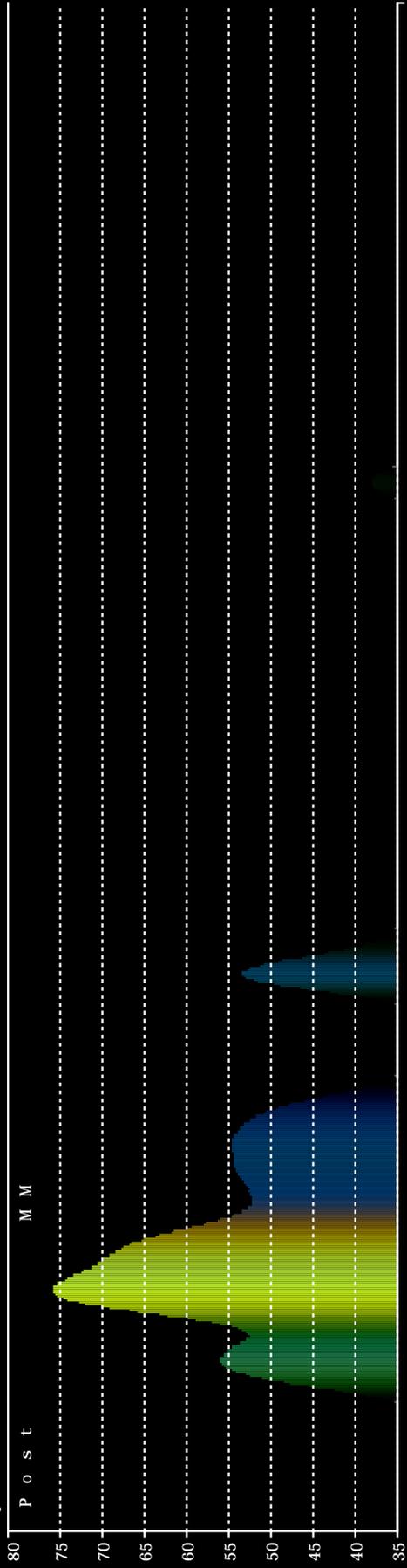


2.00

D o s e

Abb. 6.25 Wort „Dose“ : Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Berger.
Hier wird der Laut [o] auch zu leise übertragen. Der Laut [s] wird gar nicht dargestellt. Die Laute [d] und [e] enthalten zu viele Grünanteile, und keine rote, d.h. Stimmhaftigkeit geht verloren. Der Ausklang des Lautes [e] wird, wie in vorherigen Beispielen, nicht übertragen. Note 4.

Amplitude [dB]



Post
Pan, Triton, F1 - 700, F2 - 2000, F3 - 52, G1 - 58, G2 - 58, G3 - 66
SFT
AGC - I1 - 75, 2 - 75, 3 - 75

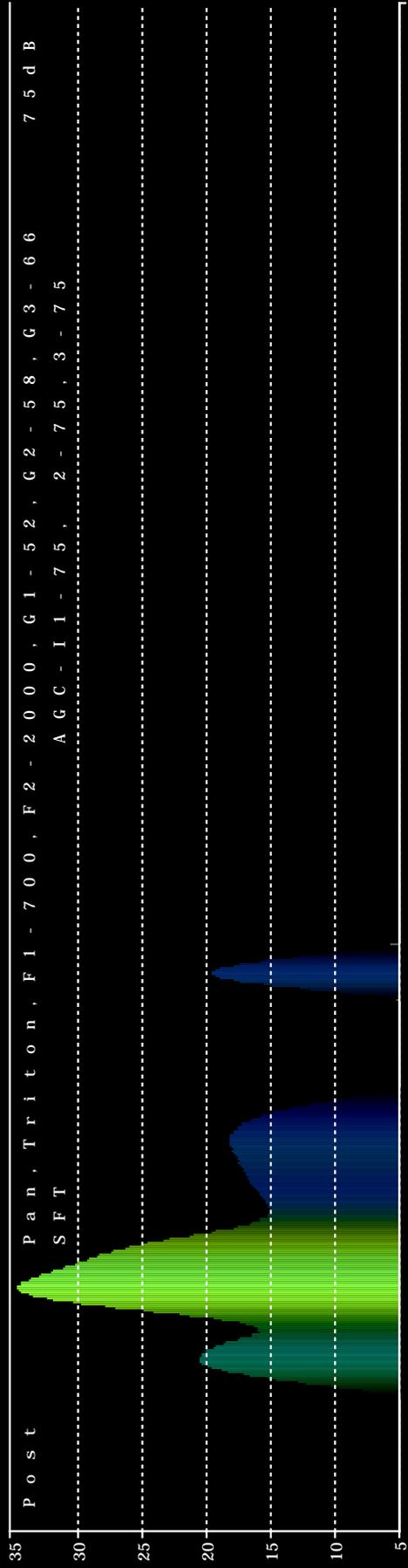


Abb. 6.26 Wort „Post“ . Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: SFT.
Bis auf etwas zu viele Grünanteile im Laut [o], ist die Darstellung mit dem des Musters identisch. Note 1.

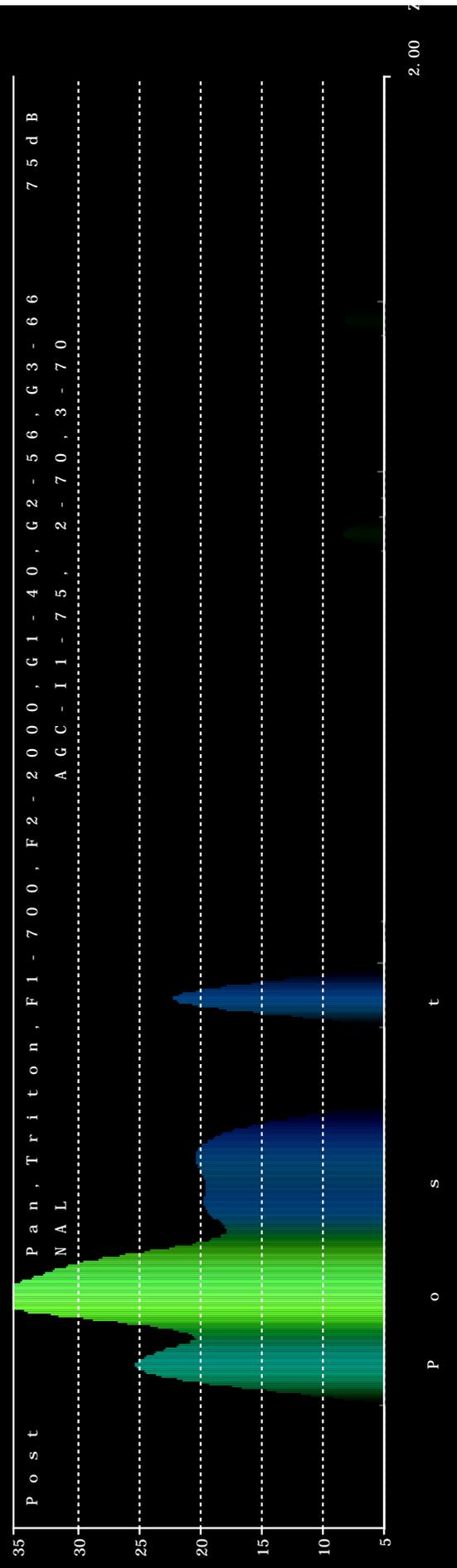
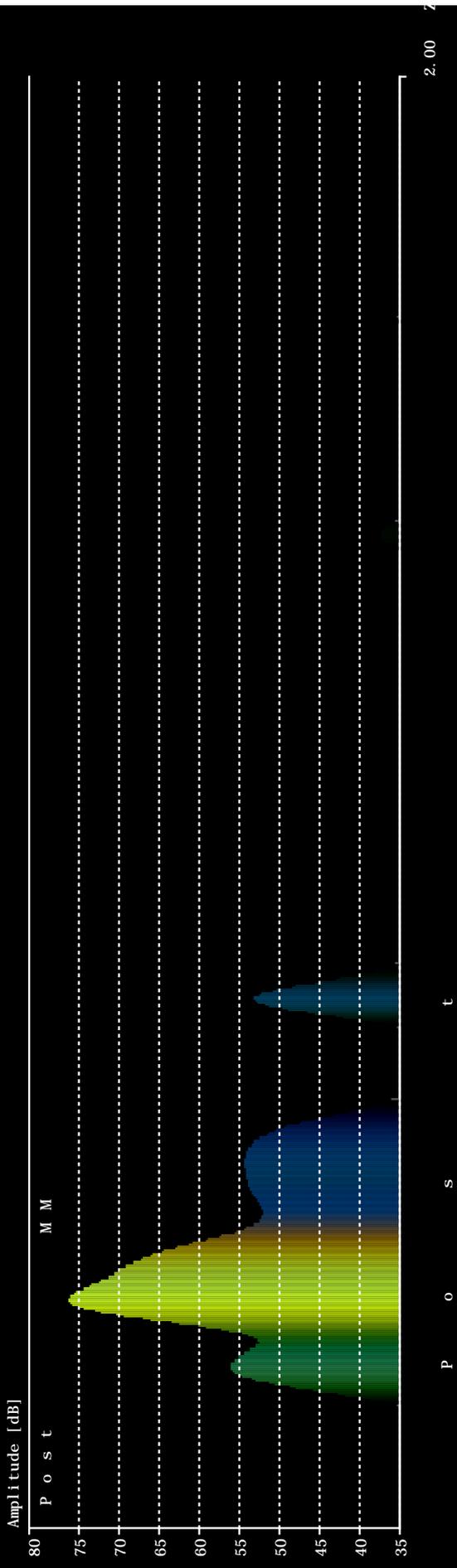
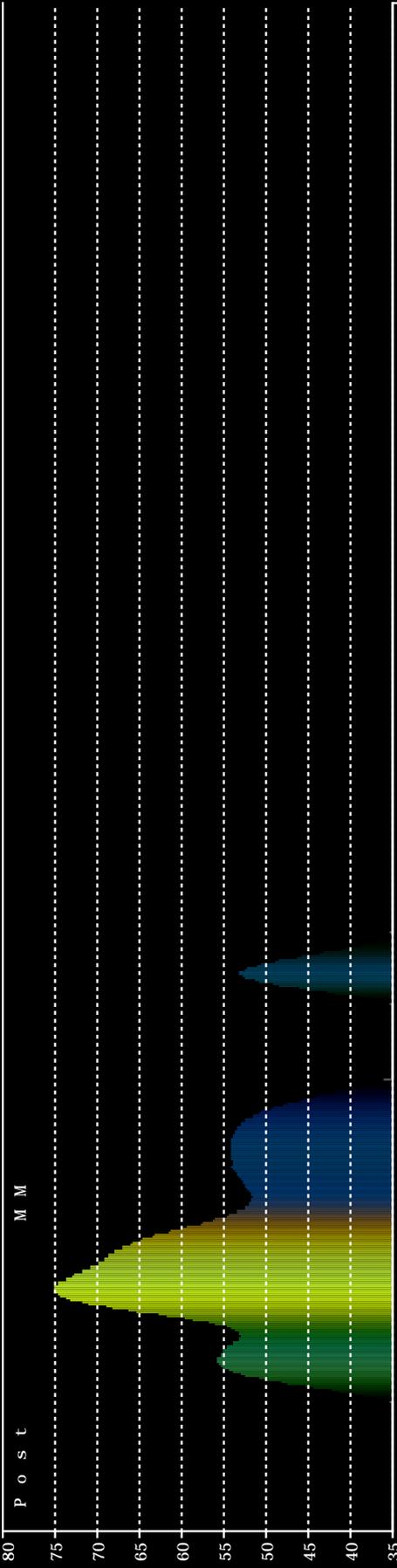


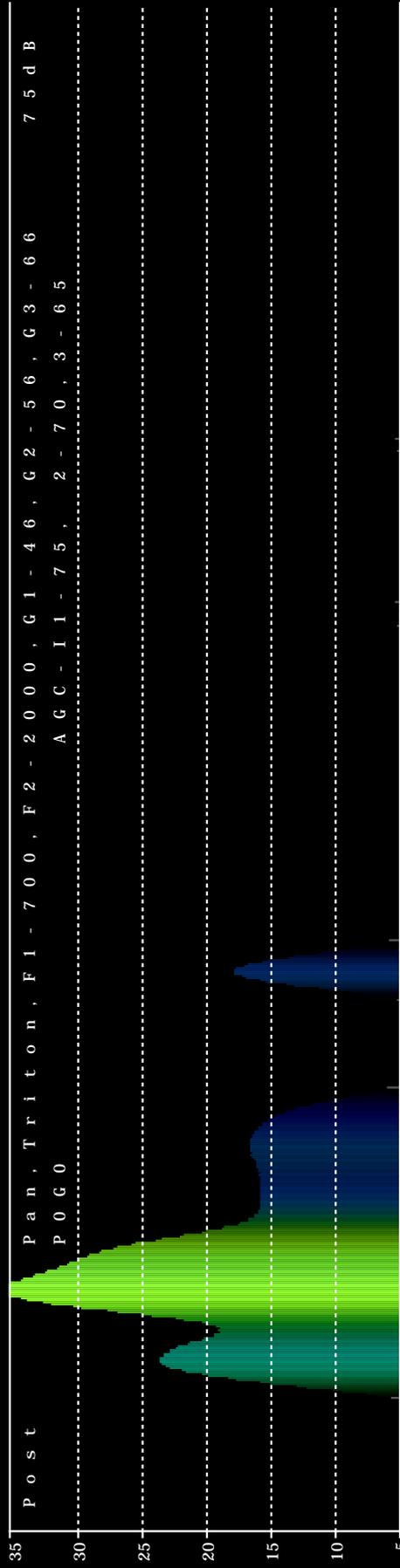
Abb. 6.27 Wort „Post“ . Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: NAL.
Auch hier ist bis auf eine etwas zu starke Übertragung des Lautes [p] und etwas zu viele Grünanteile im Laut [o], die Darstellung standardgerecht. Note 1.

Amplitude [dB]



P o s t

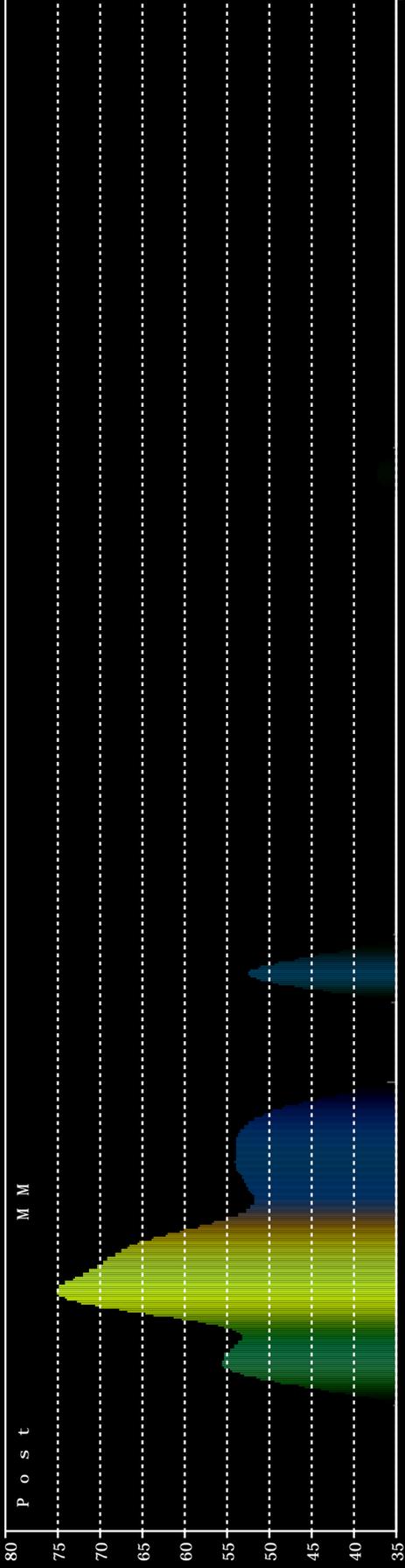
Post
Pan, Triton, F1 - 700, F2 - 2000, F3 - 46, G1 - 46, G2 - 56, G3 - 66 75 dB
P O G O
A G C - I I - 7 5 , 2 - 7 0 , 3 - 6 5



P o s t

Abb. 6.28 Wort „Post”. Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: POGO II. Auch hier, ähnlich den obigen Beispielen, ist die Übereinstimmung mit dem Muster fast vollkommen. Note 1.

Amplitude [dB]



Post
Pan, Triton, F1 - 700, F2 - 2000, F3 - 2000, G1 - 43, G2 - 57, G3 - 66
Berger
AGC - I I - 75, 2 - 70, 3 - 55
75 dB

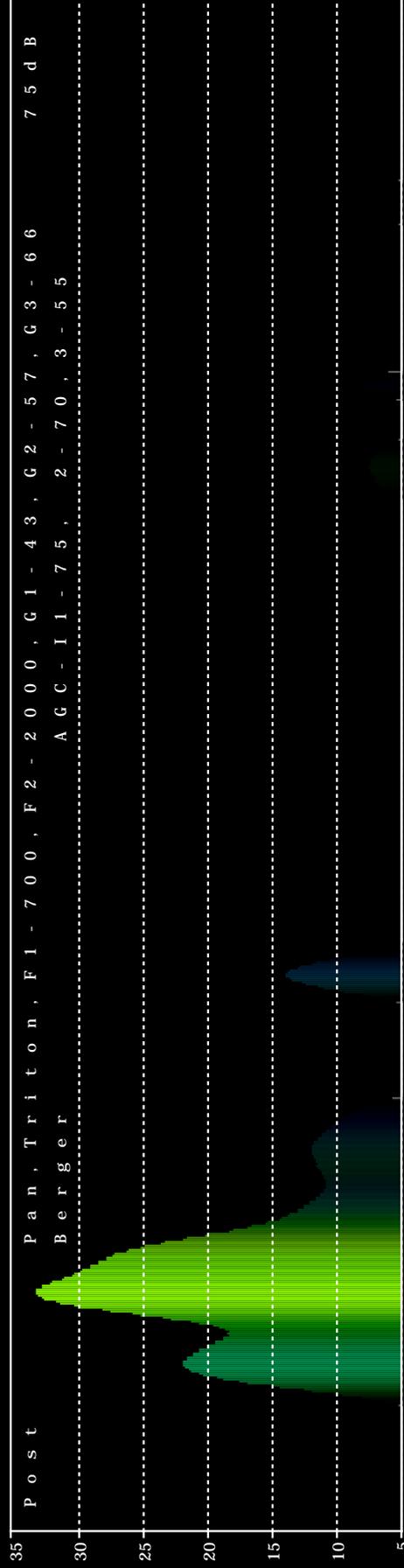


Abb. 6.29 Wort „Post“ . Hörgerät Siemens Triton 3004. Pantonale Schwerhörigkeit. Anpassungsmethode: Berger.
Der Laut [p] wird standardgerecht wiedergegeben. Der Laut [o] enthält zu viele Grünanteile. Der Laut [s] wird gar nicht übertragen. Der Laut [t] kommt etwas zu schwach. Der Patient wird wahrscheinlich Mühe haben das Wort richtig zu deuten. Note 4.

6.2.2. Methodenvergleich-Diagramme

Abb. 6.30 Anpaßmethodenvergleich PiCS,
Mittelton HV

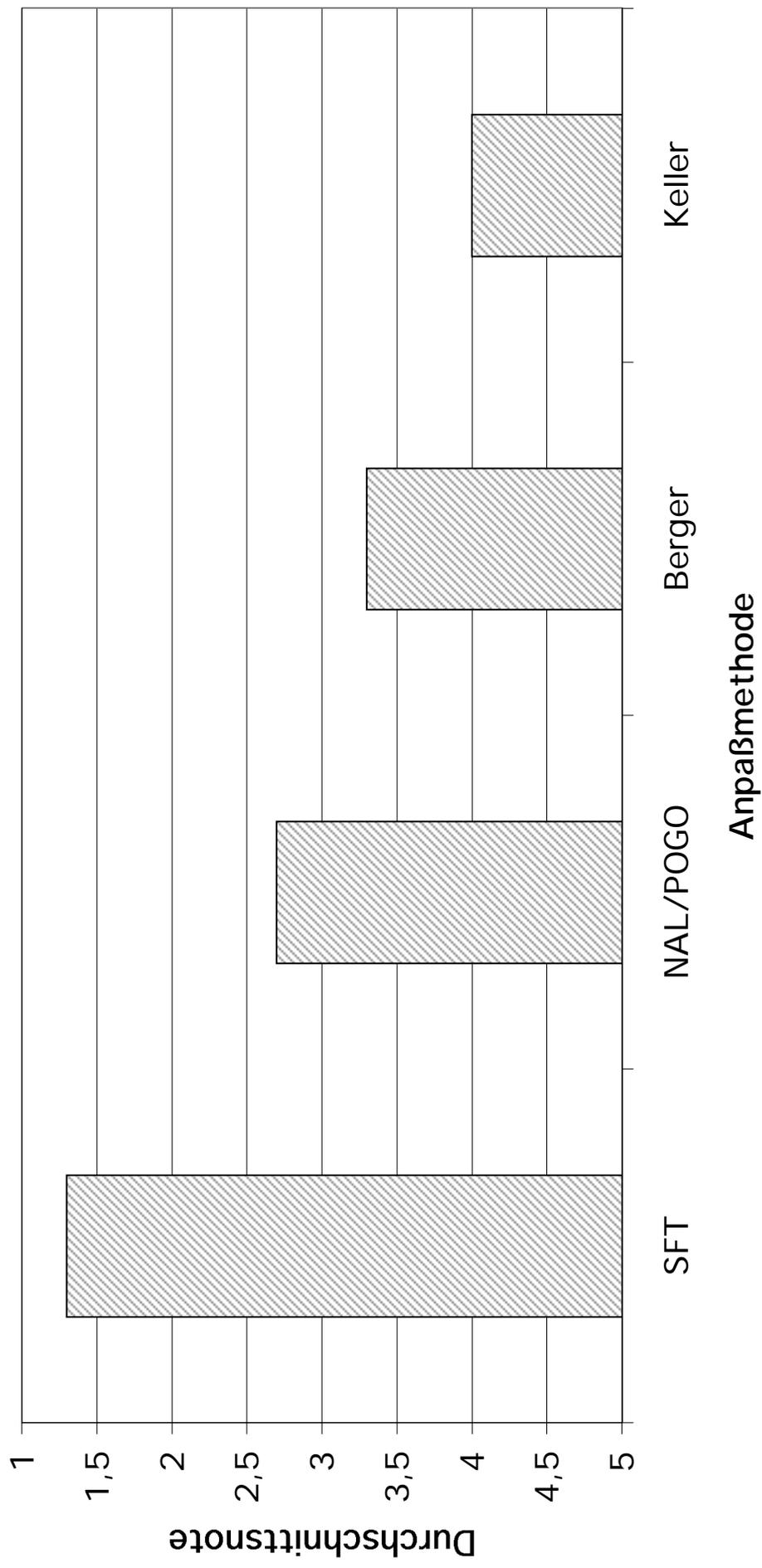
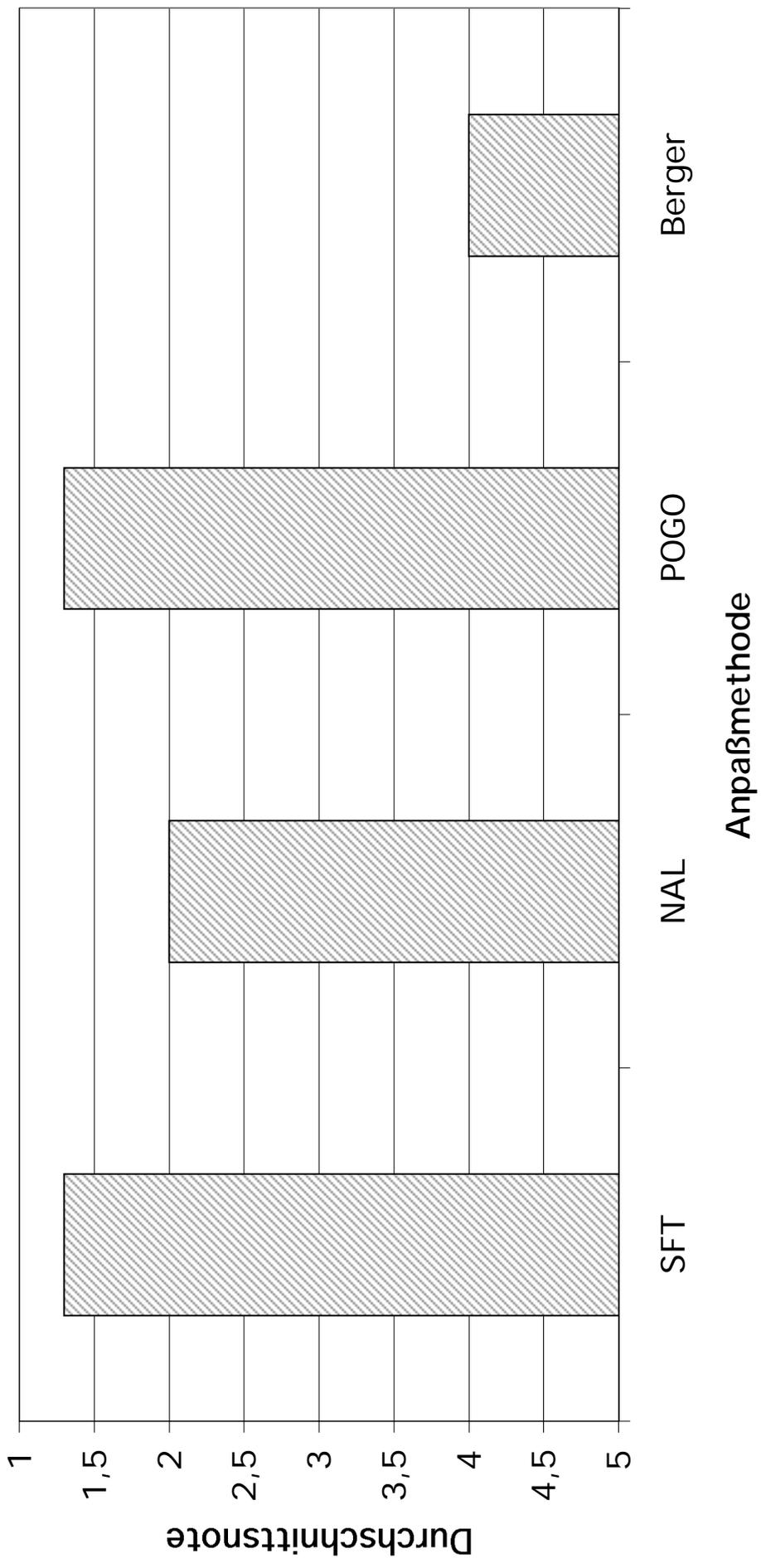


Abb. 6.31 Anpaßmethodenvergleich Triton, Pantonaler HV



6.2.3. Beurteilung

In fast allen Fällen erweist sich die SFT-Anpassungsmethode der herkömmlichen überlegen. Nur POGO II kann bei der Anpassung an pantonale Schwerhörigkeit noch mithalten. [s. Benotungsdiagramme] Die Durchschnittsnote des SFT-angepaßten Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) ist 1,3; die des NAL oder POGO-angepaßten 2,7; die des Berger-Anpassung 3,3; und die Keller-Methode bekam die Note 4. Die Note des SFT-angepaßten Siemens Triton 3004 ist ebenfalls 1,3; POGO II kann hier mithalten; die NAL-Methode bekam die Note 2; und Berger bekam 4.

6.3. Subjektive Bewertung der SFT-angepaßten Hörgeräte (Beispiele)

Die zwei realen Patienten wurden gebeten jedes der 15 Wörter bei jeweils drei Lautstärken zu hören und die Verständlichkeit des Wortes als ganzes, als auch die Qualität einzelner Laute zu prüfen.

1. Patient mit Hochtonschwerhörigkeit. Hörgerät: Siemens Triton 3004

Wort: Dach

Lautstärke (LS): 85 dB: Das Wort wird als etwas undeutlich zu hören beschrieben.

LS: 75 dB: Das Wort wird ebenfalls etwas undeutlich gehört.

LS: 60 dB: Die Laute [d] und [a] sind etwas undeutlich. Der Laut [chz] wird überhaupt nicht gehört. Das Wort als ganzes wird aber noch richtig gedeutet.

Wort: Dose

LS: 85 dB: Alle Laute werden sehr gut gehört und das ganze Wort richtig gedeutet.

LS: 75 dB: Auch hier werden alle Laute sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Auch bei dieser Lautstärke ist das Wort und alle Laute gut zu hören.

Wort: geben

LS: 85 dB: Der Laut [g] wird als etwas zu weich, wie [ch], empfunden. Das Wort wird aber gut verstanden.

LS: 75 dB: Das Wort und alle Laute werden sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Auch hier wird alles sehr klar und deutlich verstanden.

Wort: Jäger

LS: 85 dB: Das Wort als ganzes und alle einzelne Laute werden sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Alles wird ebenfalls sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Auch hier wird alles sehr gut gehört.

Wort: Küche

LS: 85 dB: Das Wort wird als zu schnell gesprochen empfunden. Der Laut [ch] ist etwas zu leise.

LS: 75 dB: Auch hier ist der Laut [ch] etwas zu leise. Das Wort wird aber gut verstanden.

LS: 60 dB: Der Laut [k] wird nicht gehört. Das ganze Wort klingt zu leise, wird aber noch richtig gedeutet.

Wort: Löffel

LS: 85 dB: Das Wort und alle Laute werden sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Das Wort wird richtig gedeutet, aber der Laut [ff] als etwas undeutlich empfunden.

LS: 60 dB: Auch hier wird das Wort verstanden der Laut [ff] ist aber nicht zu hören.

Wort: Löwe

LS: 85 dB: Alles ist klar und deutlich zu hören.

LS: 75 dB: Auch hier ist alles sehr gut zu hören.

LS: 60 dB: Mit dieser Lautstärke ist alles ebenfalls sehr gut zu hören.

Wort: Mutter

LS: 85 dB: Das Wort als ganzes wird gut gehört. Der Laut [tt] wird als etwas zu hart („wie [d]“) empfunden.

LS: 75 dB: Auch hier wird [tt] als etwas zu hart empfunden.

LS: 60 dB: Das Wort ist gut zu verstehen, aber [tt] ist zu leise.

Wort: Nase

LS: 85 dB: Das Wort ist sehr gut zu hören, aber der Laut [s] ist etwas zu leise.

LS: 75 dB: Auch hier wird das Wort sehr gut gehört, aber [s] als viel zu leise empfunden.

LS: 60 dB: Hier wird [s] gar nicht gehört, das Wort aber sehr gut verstanden.

Wort: Piep

LS: 85 dB: Alles wird sehr gut und deutlich gehört.

LS: 75 dB: Auch mit 75 dB wird alles sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Das Wort wird als zu leise gesprochen empfunden, wird aber noch gut verstanden.

Wort: Post

LS: 85 dB: Das Wort wird insgesamt als etwas zu undeutlich zu hören beschrieben. Es wird aber noch gut verstanden.

LS: 75 dB: Die Laute [β] und [t] werden als zu leise empfunden. Das Wort kann noch richtig gedeutet werden.

LS: 60 dB: Hier werden die Laute [β] und [t] überhaupt nicht gehört, das Wort konnte aber noch verstanden werden.

Wort: Ring

LS: 85 dB: Das Wort und alle Laute werden sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Auch hier wird alles sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Hier wird ebenfalls alles sehr gut gehört.

Wort: Schmecken

LS: 85 dB: Die Laute [sch] und [e] werden als etwas zu leise empfunden. Das Wort wird aber sehr gut verstanden.

LS: 75 dB: Der Laut [sch] ist etwas zu leise. Ansonsten wird das Wort sehr gut verstanden.

LS: 60 dB: Die Laute [sch] und [k] werden sehr schlecht gehört. Das Wort wird aber noch richtig gedeutet.

Wort: Tüte

LS: 85 dB: Das zweite [t] wird als zu leise empfunden. Das Wort als ganzes wird aber sehr gut verstanden.

LS: 75 dB: Alle Laute und das ganze Wort werden sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Das erste und das zweite [t] wird als viel zu leise empfunden, das Wort wird aber noch richtig gedeutet.

Wort: Uhu

LS: 85 dB: Alles wird sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Auch hier wird alles sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Hier wird ebenfalls alles sehr gut gehört.

Beurteilung: Hier ergibt es eine sehr gute Übereinstimmung zwischen subjektiven und objektiven (SFT) Bewertung des Anpassungsergebnisses.

2. Patient mit Mitteltonschwerhörigkeit. Hörgerät: Phonak PiCS Sono-Forte 332x AZ

Wort: Dach

LS: 85 dB: Das Wort wird als etwas undeutlich empfunden. Der Laut [a] scheint andere Laute zu übertönen. Das Wort kann aber noch verstanden werden.

LS: 75 dB: Auch hier ist das Wort zu undeutlich und ist vom [a] Laut dominiert. Es kann aber noch verstanden werden.

LS: 60 dB: Der Laut [a] ist klar und deutlich zu hören, die anderen Laute dagegen nicht. Das Wort wird nicht verstanden.

Wort: Dose

LS: 85 dB: Das Wort als ganzes und alle einzelne Laute werden sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Auch hier ist alles sehr gut zu hören.

LS: 60 dB: Der Laut [s] wird nicht gehört. Der Laut [e] ist zu undeutlich. Das Wort kann mit Mühe noch richtig gedeutet werden.

Wort: Geben

LS: 85 dB: Das Wort und alle Laute werden sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Auch hier wird alles sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Das Wort wird als zu undeutlich beschrieben. Es wird nicht verstanden.

Wort: Jäger

LS: 85 dB: Das Wort ist etwas zu undeutlich, wird aber gut verstanden.

Der Laut [g] ist etwas zu weich und tendiert in Richtung [ch].

LS: 75 dB: Auch hier ist das Wort etwas undeutlich und der Laut [g] etwas zu weich.

LS: 60 dB: Das Wort ist zu undeutlich und leise und wird nicht verstanden.

Wort: Küche

LS: 85 dB: Alles wird sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Auch hier wird alles sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Der Laut [e] ist nicht zu hören. Das Wort ist zu undeutlich und wird nur mit Mühe verstanden.

Wort: Löffel

LS: 85 dB: Alles ist klar und deutlich zu hören.

LS: 75 dB: Alles wird ganz gut gehört und verstanden.

LS: 60 dB: Das Wort wird überhaupt nicht als solches erkannt und wird nicht verstanden.

Wort: Löwe

LS: 85 dB: Alles ist sehr gut zu hören.

LS: 75 dB: Der Laut [w] ist zu leise. Ansonsten wird alles sehr gut gehört und verstanden.

LS: 60 dB: Die Laute [w] und [e] werden nicht gehört. Das Wort wird nicht verstanden.

Wort: Mutter

LS: 85 dB: Das Wort wird gut gehört und verstanden.

LS: 75 dB: Das Wort wird hier ebenfalls gut gehört.

LS: 60 dB: Auch hier wird alles gut gehört. Der Laut [r] ist aber viel zu leise.

Wort: Nase

LS: 85 dB: Alles wird sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Alles wird hier ebenfalls sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Außer dem Laut [aa] ist praktisch nichts zu hören. Das Wort wird nicht verstanden.

Wort: Piep

LS: 85 dB: Alles ist sehr gut zu hören.

LS: 75 dB: Der erste Laut [p] ist etwas undeutlich. Ansonsten ist alles sehr gut zu hören und zu verstehen.

LS: 60 dB: Außer dem Laut [ii] ist überhaupt nichts zu erkennen. Das Wort wird nicht verstanden.

Wort Ring

LS: 85 dB: Der Laut [r] ist etwas undeutlich. Ansonsten ist das Wort gut zu hören und zu verstehen.

LS: 75 dB: Auch hier ist der Laut [r] etwas undeutlich. Das Wort wird aber gut verstanden.

LS: 60 dB: Der Laut [r] ist zu undeutlich. Das Wort wird aber noch verstanden.

Wort: Schmecken

LS: 85 dB: Alles ist hervorragend zu hören.

LS: 75 dB: Auch hier ist alles sehr gut zu hören.

LS: 60 dB: Der Laut [k] ist deutlich zu leise. Die Laute [e] und [n] am Ende des Wortes sind überhaupt nicht zu hören. Das Wort wird noch mit Mühe verstanden.

Wort: Tüte

LS: 85 dB: Alles wird sehr gut gehört.

LS: 75 dB: Auch hier wird alles sehr gut gehört.

LS: 60 dB: Das Wort ist deutlich zu leise, aber alle Laute sind noch zu erkennen. Das Wort wird verstanden.

Wort: Uhu

LS: 85 dB: Alles ist sehr gut zu hören.

LS: 75 dB: Auch hier ist alles sehr gut zu hören.

LS: 60 dB: Der zweite Laut [u] und der Laut [h] sind nicht zu hören. Das Wort wird nicht verstanden.

Beurteilung: hier ergibt sich auch eine sehr gute Übereinstimmung zwischen der objektiver und der subjektiver Bewertung.

7. Diskussion

Die Rehabilitation Hörgestörter hängt wesentlich davon ab, in welchem Umfang ihre Sprachdiskrimination wiederhergestellt werden kann. Bei einer prothetischer Versorgung mit einem Hörgerät wird der Erfolg vorrangig von der Qualität jeder ihrer drei Basiskomponenten bestimmt: der Diagnostik der Hörstörung, der verfügbaren Hörgeräten und, als Bindeglied zwischen beiden, die Anpassung der Hörhilfe an den individuellen Hörschaden. Eine Hörgeräte-Anpaßmethode ist definiert als der Vorgang, das beste Gerät mit der besten Einstellung für einen bestimmten Hörverlust auszuwählen.

Wir haben fünf charakteristische Hörverlustarten ausgewählt und versucht für jeden Hörverlust eine optimale Einstellung der jeweils sechs verschiedenen Hörgeräten zu finden. Dabei wurde die von Esser entwickelte SFT-Anlage verwendet. Die Ergebnisse wurden bewertet und miteinander verglichen. Wir wollten sehen, wie sich die modernen Entwicklungen der Hörgerätetechnik in den Ergebnissen niederschlagen.

Folgendes können wir festhalten:

Die beiden von uns verwendeten digital programmierbaren Hörgeräte (Siemens Triton 3004 bzw. Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS)) haben sich in den meisten Fällen als überlegen gegenüber der manuell einstellbaren analogen Konkurrenz erwiesen.

Es zeigt sich, daß das Siemens Triton 3004, also ein mehrkanaliges Hörgerät mit kanalbezogenem AGCi-Kompressionsverfahren, sich als das ausgewogenste Hörgerät bei unseren Messungen erweist. Sowohl bei verschiedenen Hörverlustarten, als auch bei verschiedenen Pegeln zeigte es zumindest gute Resultate. Auffällig ist auch, daß das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) Hörgerät in den meisten Fällen sehr gute Ergebnisse bei lauten und mittellauten Pegeln zeigt, aber deutlich schlechtere bei leisen Pegeln. Die verwendete Multi-Mode Limiting (MML) Dynamikregelung ist zwar flexibel und erlaubt getrennte Einstellung von sehr vielen Parametern, liefert aber aufgrund des Fehlens von echter Dynamikkompression zu schwache Anhebung der leisen Sprachanteile. Zu merken ist auch, daß das Oticon MultiFocus Power die insgesamt schlechtesten Ergebnisse von allen ausgetesteten Hörgeräten vorweist. Es zeigt sich offenbar, daß es nicht reicht, Kompression nur auf den Tieftonbereich zu begrenzen. Auch das Fehlen eines manuellen Lautstärkereglers hat sich als Nachteil erwiesen. Es war auch sehr schwierig, das Hörgerät auf den jeweiligen Hörverlust anzupassen. Das Danavox Genius II DFX, ein Hörgerät mit theoretisch veralteter Technik (die digitale Rückkopplungsunterdrückung hat bei unseren Tests keine Rolle gespielt) zeigt erstaunlich gute Resultate (was wahrscheinlich damit zu erklären ist, daß lineare Kompressionsverfahren erst beim Vorhandensein von Störgeräuschen ihre Grenzen zeigen). Nicht unerwartet dagegen, daß das einkanalige Siemens 584 sich zwar als in

vielen Fällen geeignet erweist, aber der moderneren Konkurrenz als insgesamt unterlegen zeigt. Dieses Hörgerät bietet eine gute Kompression, ist also auch bei leiser Sprache noch zu gebrauchen, ist aber nicht flexibel genug für einige Hörverlustarten. Das Bernafon AC3 K-Amp FFR Hörgerät hat sich bei unseren Tests in vielen Fällen als geeignet erwiesen. Da dieses Hörgerät einkanalig ist, war es auch schwierig, es an einige Hörverlustarten anzupassen. Zumindest zeigte sich die Hochtonkompression gegenüber der Tieftonkompression als überlegen. Auch das Vorhandensein eines Lautstärkereglers hat sich als vorteilhaft erwiesen.

Es zeigt sich also bei unseren Messungen auch, daß die Hörgeräte mit Mehrkanaltechnik insgesamt bessere Ergebnisse erzielen als diejenigen mit teilweise moderneren Techniken wie die „full dynamic range compression“, also mit Kompression im gesamten Dynamikbereich. Das Gerät mit der einfachsten Technik (abgesehen von digitaler Rückkopplungsunterdrückung), das Danavox Genius II DFX, hat erstaunlich gute Resultate gezeigt und insgesamt den dritten Platz eingenommen. Auch das Gerät mit Hochtonkompression, das Bernafon AC3 K-Amp FFR hat ansprechende Ergebnisse erzielt. Wie erwartet hat das einkanalige Siemens 584 mit AGCi insgesamt etwas schlechter abgeschnitten. Unerwartet dagegen war, daß das zweikanalige Oticon MultiFocus Power mit Tieftonkompression sich als das insgesamt schlechteste Gerät erwiesen hat.

Die Flexibilität der Mehrkanaltechnik hat sich bei unseren Messungen als überlegen erwiesen. Mehrkanalige Hörgeräte können für alle Hörverlustarten empfohlen werden. Gerade diese Flexibilität erfordert aber vom Hörgeräteakustiker die Einsetzung seiner ganzen Erfahrung und der Bereitschaft, entsprechend viel Zeit und Geduld bei der Hörgeräteanpassung einzubringen. Die nicht vorhandene objektive Kontrolle der erzielten Ergebnissen, wie es die bei unseren Messungen eingesetzte SFT-Anlage ermöglicht, macht die Anpassung dieser Hörgeräte noch schwieriger.

Außerdem hat eine Reihe Messungen bestätigt, daß die von uns verwendete SFT-Anpassungsmethode der herkömmlichen, auf Formeln, die aus Mittelwerten ermittelt wurden, basierten Anpaßmethoden überlegen ist. Nur sporadisch zeigten diese Formeln Ergebnisse, die mit denen der SFT-Anpassung vergleichbar waren (POGO II bei pantonalem Hörverlust). Auch die subjektive Bewertung von SFT-Anpaßergebnissen durch zwei reale Patienten demonstrierte die Überlegenheit dieser Anpassungsmethode.

Noch zu bemerken ist, daß die Arbeit mit den digital programmierbaren Hörgeräten sich wesentlich einfacher und präziser gestalten ließ, als die mit den manuell einstellbaren Geräten.

8. Fehlerquellen

Als Fehlerquelle kommt vor allem die leider unvermeidbare Subjektivität bei der Benotung von Ergebnissen.

9. Anregungen zu weiterführenden wissenschaftlichen Arbeiten

SFT-Anlage sollte dahingehend weiterentwickelt werden, daß damit auch in-situ Messungen möglich wären, um noch exaktere Ergebnisse erzielen zu können.

Es wäre wünschenswert, in die Messungen auch Störgeräusche einzubeziehen.

Sinnvoll wäre es auch ein Hörgerät mit „full dynamic range compression“ im ganzen Dynamikbereich (ReSound BT-2), das für unsere Tests leider nicht verfügbar war, auszumessen.

10. Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, die Bedeutung von moderner Hörgerätetechnik für die Anpassung an hochgradige bis an Taubheit grenzende Hörstörungen zu untersuchen.

Untersucht wurden sechs verschiedene Hörgeräte, die die auf dem Markt befindliche Hörgerätetechnik grob widerspiegeln. Angestrebt wurde die bestmögliche Anpassung an jeweils 5 charakteristische Tonschwellenverläufe: Hochtonschwerhörigkeit, Hochtonsenke, Mitteltontschwerhörigkeit, pantonale Schwerhörigkeit und Tieftonhörverlust.

Für die Anpassung wurde die von Esser entwickelte Sprach-Farbbild-Transformationsanlage (SFT-Anlage) verwendet. Die Anlage wurde mit jeweils jeder der zu untersuchenden Hörschwellen und Unbehaglichkeitsgrenzen programmiert.

Als Sprachsignale wurden 15 Worte aus der Möhringschen Lauttreppe, die alle 36 Phoneme der deutschen Sprache enthalten, verwendet.

Die Anpassungsergebnisse haben wir bewertet und miteinander verglichen.

Es zeigte sich, daß die von uns untersuchten Hörgeräte sich nicht gleichermaßen für alle Hörverlustarten eignen. Beispielsweise kommen bei Tieftontschwerhörigkeit mindestens 4 Hörgeräte gar nicht in Frage. Bei Hochtonschwerhörigkeit und Hochtonsenke aber zeigen sich die meisten Geräte als mindestens geeignet.

Auffällig war, daß Hörgeräte mit Mehrkanaltechnik insgesamt bessere Ergebnisse aufweisen als diejenige mit nur einem Kanal. Das Hörgerät mit Mehrkanaltechnik und kanalbezogener AGCi-Kompression (Siemens Triton 3004) hat sich als das flexibelste Gerät, das bei allen Hörverlustarten empfohlen werden kann, gezeigt. Es war auch dasjenige Gerät, daß die ausgewogensten Resultate bei verschiedenen Pegelstufen zeigte. Das Gerät mit der aufwendigsten Technik im Test, das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS), das sowohl über Mehrkanaltechnik, als auch über das flexible System für Dynamikregelung (MML) verfügt, zeigt die insgesamt besten Resultate bei lauter und mittellauter Sprache, fällt aber bei leiser Sprache stark ab. Eines der Hörgeräte mit dem wirklich nichtlinearen Kompressionsverfahren, Bernafon AC3 K-Amp FFR (Hochtonkompression), befindet sich, was unsere Ergebnisse betrifft, im Mittelfeld. Dagegen zeigte das Hörgerät mit der Tieftonkompression (Oticon MultiFocus Power) die insgesamt schlechtesten Resultate bei unseren Tests. Das Einkanalgerät mit AGCi-Regelung (Siemens 584)

nimmt den vorletzten Platz ein. Unerwarteterweise hat das Gerät mit dem, was unsere Messungen betrifft, einfachsten linearen Kompressionsverfahren und Einkanaltechnik (Danavox Genius II DFX), sehr gute Resultate gezeigt und insgesamt den dritten Platz eingenommen.

Außerdem hat eine Reihe von Messungen bestätigt, daß die von uns verwendete SFT-Anpassungsmethode der herkömmlichen, auf Formeln, die aus Mittelwerten ermittelt wurden, basierenden Anpaßmethoden überlegen ist.

11. Literaturverzeichnis

11.1 In der Arbeit zitierte Literatur

1. Allen J.B., Neely S.T.: Micromechanical models of the cochlea. *Physics Today* 45:40-47 (1992)
2. Böhme, G., Welzl-Müller, K.: *Audiometrie: Hörprüfungen in Erwachsenen- und Kindesalter*. Verlag Hans Huber (1998)
3. Brügel, F.J., Schorn, K.: Die Bedeutung der In-situ-Messung zur Einschätzung der wirksamen Hörgeräte-Verstärkung bei höheren Schalldruckpegeln. *Laryngo-Rhino.Otol.* 72, 301-305 (1993)
4. De Boer, B.: Übertragungseigenschaften von Hörhilfen aus der vorelektronischen Zeit. *Audiol. Akust.* 23, 34-35 (1984)
5. Deutsches Grünes Kreuz (Hrsg.): „Hörtest 1985“. In *Deutsche Gesundheitskorrespondenz*. (1986)
6. Esser, G., Martin-Herrera, S., Schunicht, R., Seifert-Kraft, U.: Anpassung von Hörgeräten mit einer erweiterten Technik der Sprach-Farbbild-Transformation (SFT), Teil 1, Teil 2 und Teil 3. *Hörakustik* 7/9/10, 6-15/24-34/40 (1987)
7. Esser, G., Lebeck, I., Lübcke, K., Menzel, F., Nolte, P., Printzen, R., Schroer, R.M., Tönnissen, S., Wurm-Dinse, U.: Verbesserung der Sprechfähigkeit durch Anwendung der Sprach-Farbbild-Transformation (SFT) bei schwerhörigen und gehörlosen Jugendlichen. *Forschungsbericht*. Bundesministerium für Arbeit und Sozialordnung (1993)
8. Esser, G., Massing, Th., Schunicht, R.: Verbesserung der Hörgeräteanpassung durch SFT in: Plath, P. (Hrsg.): *Neue Technologien in der Hörgeräte-Akustik -- Herausforderung an die Audiologie: Materialsammlung vom 5. Multidisziplinären Kolloquium der Geers-Stiftung am 12. und 13. März 1990 im Wissenschaftszentrum Bonn des Stiftenverbandes für die Deutsche Wissenschaft. Schriftenreihe Band 8*. Geers-Stiftung
9. Feldmann, H.: *Das Gutachten des Hals-Nasen-Ohren-Arztes*. Georg Thieme Verlag (1997)
10. Fowler, E. R.: Measuring the sensation of loudness. *Arch. Otolaryng.* 26, 514-524 (1937)

11. Kießling, J.: Hörgeräteauswahl und –anpassung. In Lehnhardt, E.: Praxis der Audiometrie. Georg Thieme Verlag (1996)
12. Kießling, J., Kollmeier, B., Diller, G.: Versorgung und Rehabilitation mit Hörgeräten. Georg Thieme Verlag (1997)
13. Lehnhardt, E.: Praxis der Audiometrie. Georg Thieme Verlag (1996)
14. Meyer zum Gottesberge, A.: Zur Physiologie der Haarzellen. Arch. Ohr-, Nas-, u. Kehlk.-Heilk. 155: 308 (1948)
15. Niskar, A. S.; Kieszak, S. M.; Holmes, A.; Esteban, E.; Rubin, C.; Brody, D. J.: Prevalence of Hearing Loss Among Children 6 to 19 Years of Age. The Third National Health and Nutrition Examination Survey. Journal of American Medical Association 279:1071-1075 (1998)
16. Plath, P.: Allgemeine Grundlagen des Hörens und seiner Störungen. In Jussen, H.; Claußen, W. H. (Hrsg.): .): Chancen für Hörgeschädigte: Hilfen aus internationaler Perspektive. Ernst Reinhardt Verlag (1991)
17. Schwall, D., Sesterhenn, G.: Ein Vergleich verschiedener Anpaßmethoden des Hörerätefrequenzganges. Audiologische Akustik 6, 182-201 (1988)
18. Steffens, T.: Die sinnvolle Nutzung moderner Hörgerätetechnik, Teil 1 und Teil 2. HNO 44:213-222/273-285 (1996)
19. Vonlanthen, A.: Handbuch der Hörgerätetechnik

11.2 Weiterführende Literatur

1. Arlinger, S.: Recent developments in air-conduction hearing aids. Ear-Nose-Throat-J. 76(5): 310-5. (1997)
2. Bächler, H., Bürkli-Halevy, O.: MML-Multi Mode Limiting - Spektrale und zeitliche Eigenschaften eröffnen vielfältige neue Einsatzmöglichkeiten. Phonak Focus 15 (1993)
3. Bächler, H., Vonlanthen, A.: PiCS Komfortprogramme - Werkzeuge der Signalverarbeitung unterstützen die Kommunikations-Gewohnheiten. Phonak Focus 17 (1994)
4. Bächler, H., Vonlanthen, A.: Audio-Zoom Signalverarbeitung - zur besseren Kommunikation im Störschall. Phonak Focus 18 (1995)
5. Bürkli-Halevy, O.: Auswahl des Frequenzganges – ist Verstärkung im Tieftobereich wirklich überflüssig? Phonak Fokus 5 (1988)

6. Byrne, D.: Hearing aid selection for the 1990s: where to? J-Am-Acad-Audiol. 7(6): 377-95. (1996)
7. Byrne, D., Cotton, S.: Evaluation of the National Acoustic Laboratories' New Hearing Aid Selection Procedure. Journal of Speech and Hearing Research, Volume 31, 178-186 (1988)
8. Byrne, D., Newall, Ph.: Hörgeräteauswahl und Anforderungen an Hörgeräte bei hochgradiger Hörstörungen. Phonak Focus 11 (1988)
9. Davis, L.A., Davidson, S.A.: Preference for and performance with damped and undamped hearing aids by listeners with sensorineural hearing loss. J-Speech-Hear-Res. 39(3): 483-93. (1996)
10. Dillon, H.: Compression? Yes, but for low or high frequencies, for low or high intensities, and with what response times? Ear-Hear. 17(4): 287-307. (1996)
11. Dreschler, W.A.: Dynamic-Range Reduction by Peak Clipping or Compression and Its Effects on Phoneme Perception in Hearing-Impaired Listeners. Scand Audiol 17:45-51 (1988)
12. Dreschler, W.A.: Einkanalige Kompressionsbegrenzung und Silbenkompression. Audiologische Akustik 3, 72-80 (1988)
13. Esser, G., Massing, Th.: Hörgeräteanpassung und Life-Sprache in: Plath, P. (Hrsg.): Neue Technologien in der Hörgeräte-Akustik -- Herausforderung an die Audiologie: Materialsammlung vom 5. Multidisziplinären Kolloquium der Geers-Stiftung am 12. und 13. März 1990 im Wissenschaftszentrum Bonn des Stiftenverbandes für die Deutsche Wissenschaft. Schriftenreihe Band 8. Geers-Stiftung
14. Fastl, H.: Zum Einfluß von AGC-Hörgeräten verschiedenen Typs auf den Lautheits-Zeitverlauf der Sprache. Audiologische Akustik 1, 42-48 (1987)
15. Franck, B.: Hörgeräte mit Tiefton-Charakteristik für hochgradig hörgestörte Kinder. Phonak Focus 13 (1992)
16. Hamill, T.A., Barron, T.P.: Frequency Response Differences of Four Gain-Equalized Hearing Aid Prescription Formulae. Audiology 31:87-94 (1992)
17. Helle, R.: Ansätze für Zukünftige Hörgeräte zur Verbesserung der Sprachverständlichkeit bei gestörtem Zeitaufklärungsvermögen. Audiologische Akustik 5, 186-207 (1986)

18. Herbst, G.: Das Digital Programmierbare Hörgerät, Teil 1 und Teil 2. Hörakustik 5/6, 4-8/6-12 (1988)
19. Horwitz, A.R., Turner, C.W., Fabry, D.A.: Effects of Different Frequency Response Strategies Upon Recognition and Preference for Audible Speech Stimuli. Journal of Speech and Hearing Research, Volume 34, 1185-1196 (1991)
20. Humes, L.E., Christensen, L.A., Bess, F.H., Hedley-Williams, A.: A comparison of the benefit provided by well-fit linear hearing aids and instruments with automatic reductions of low-frequency gain. J-Speech-Lang-Hear-Res. 40(3): 666-85. (1997)
21. Jussen, H., Claußen W.H. (Hrsg.): Chancen für Hörgeschädigte: Hilfen aus internationaler Perspektive. Ernst Reinhardt Verlag (1991)
22. Kiessling, J.: Hearing instruments: a look into the future. Folia-Phoniatr-Logop. 48(3): 156-62. (1996)
23. Kießling, J.: Stand der Hörgerätetechnik aus audiologischer Sicht. HNO 36:377-382 (1988)
24. Kießling, J., Steffens, T.: Clinical Evaluation of a Programmable Three-Channel Automatic Gain Control Amplification System. Audiology, 30:70-81 (1991)
25. Killion, M.: Das K-AMP Hörgerät: Ein Versuch, den Hörgeschädigten mit High-Fidelity Klangqualität zu versorgen. Sonderdruck zu dem Vortrag Killions am 23. Februar 1993 in Hamburg. Starkey Laboratories (Germany) GmbH
26. King, A.B., Martin, M.C.: Is AGC beneficial in hearing aids? British Journal of Audiology 18, 31-38 (1984)
27. Lindner, A.: Entwicklung eines Meßverfahrens zur objektiven Bestimmung der "insertion gain" von Hörgeräten. Dissertation der Universität Düsseldorf (1992)
28. Maas, R., Voreinstellung der AGC-O in Hörgeräten. Hörakustik 4, 44-51 (1988)
29. Macrae, J.H.; Dillon, H.: Gain, frequency response, and maximum output requirements for hearing aids. J-Rehabil-Res-Dev. 33(4): 363-76. (1996)
30. Moore, B.C.: Perceptual consequences of cochlear hearing loss and their implications for the design of hearing aids. Ear-Hear. 17(2): 133-61. (1996)

31. Moore, B.C.J., Glasberg, B.R.: A comparison of four methods of implementing automatic gain control (AGC) in hearing aids. *British Journal of Audiology* 22, 93-104 (1988)
32. Niemeyer, W.: Hörgeräte und ihre Verordnung in Ganz, H. (Hrsg.): *HNO Praxis Heute* 1, 21-46 (1980)
33. Parkinson, A.J.; Newall-P; Byrne-D; Plant-G: Relationship of aided speech recognition to hearing thresholds and aided speech-peak sensation levels in severely and profoundly hearing-impaired adults. *J-Am-Acad-Audiol.* 7(5): 305-21. (1996)
34. Pascoe, D.P.: Hörgeräteauswahlverfahren am Central Institute for the Deaf in Saint Louis. *Audiologische Akustik* 3, 90-106 (1986)
35. Plath, P. (Hrsg.): Zukunft der Hörgeräte: Materialsammlung vom 8. Multidisziplinären Kolloquium der Geers-Stiftung am 18. und 19. März 1996 im Wissenschaftszentrum Bonn des Stifterverbandes für die Deutsche Wissenschaft in Bonn-Bad Godesberg. Schriftenreihe Band 11. Geers-Stiftung
36. Plath, P.: Lärmschäden des Gehörs und ihre Begutachtung. Schriftenreihe für den HNO-Arzt. *Kind Hörgeräte* (1991)
37. Rankovic, C.: An Application of the Articulation Index to Hearing Aid Fitting. *Journal of Speech and Hearing Research*, Volume 34, 391-402 (1991)
38. Ricketts, T.A.: Fitting hearing aids to individual loudness-perception measures. *Ear-Hear.* 17(2): 124-32. (1996)
39. Ringdahl, A., Eriksson-Mangold, M., Israelsson, B., Lindkvist, A., Mangold, S.: Clinical trials with a programmable hearing aid set for various listening environments. *British Journal of Audiology*, 24 235-242 (1990)
40. Rommerskirchen, C.: Vorläufige Normwerte für die Komponentenvektoren der Vokale der deutschen Sprache bei der "Sprach-Farbbild-Transformation" (SFT). Dissertation der Universität Düsseldorf (1994)
41. Rosenberger, U.: SFT (Sprach-Farbbild-Transformation) als Biofeedback-System in der Sprachübungsbehandlung zerebral bewegungsgestörter Jugendlicher mit Sprach-, Sprech-, und Stimmstörungen. Dissertation der Universität Düsseldorf (1991)
42. Sammeth, C.A., Tetzeli, M.; Ochs, M.T.: Consonant recognition performance of hearing-impaired listeners using one linear and three nonlinear hearing aids. *J-Am-Acad-Audiol.* 7(4): 240-50. (1996)

43. Schorn, K., Brügel, F.J.: Neue Gesichtspunkte bei der Hörgeräteanpassung. *Larngo-Rhino-Otol.* 73:7-13 (1994)
44. Schuchman, G.; Franqui, M., Beck, L.B.: Comparison of performance with a conventional and a two-channel hearing aid. *J-Am-Acad-Audiol.* 7(1): 15-22. (1996)
45. Schweter, G.: Vorläufige Normwerte für die Komponentenvektoren der Konsonanten der deutschen Sprache bei der "Sprach-Farbbild-Transformation" (SFT). Dissertation der Universität Düsseldorf (1990)
46. Shim, Y.J., Kim, H.N., Park, K.: A modified hearing aid fitting procedure using both real ear and 2cc coupler measurement system. *Yonsei-Med-J.* 38(4): 202-5. (1997)
47. Souza, P.E., Turner, C.W.: Effect of single-channel compression on temporal speech information. *J-Speech-Hear-Res.* 39(5): 901-11. (1996)
48. Stelmachowicz, P.G., Kopun, J., Mace, A.L., Lewis, D.E.: Measures of hearing aid gain for real speech. *Ear-Hear.* 17(6): 520-7. (1996)
49. Surr, R.K., Cord, M.T., Walden, B.E.: Comparison of linear and K-Amp circuits. *Ear-Hear.* 18(2): 140-6. (1997)
50. Valente, M., (ed).: *Hearing Aids: Standards, Options, and limitations.* Thieme Medical Publishers (1996)
51. van Buuren, R.A., Festen, J.M., Houtgast, T.: Peaks in the frequency response of hearing aids: evaluation of the effects on speech intelligibility and sound quality. *J-Speech-Hear-Res.* 39(2): 239-50. (1996)
52. Verschuure, J., Maas, A.J., Stikvoort, E., de Jong, R.M., Goedegebure, A., Dreschler, W.A.: Compression and its effect on the speech signal. *Ear-Hear.* 17(2): 162-75. (1996)
53. Vesterager, V.: Hearing Aid Benefit Related to the POGO Amplification Formula, Evaluated from Insertion Gain Measurements of Two BTE Hearing Aids. *Scand Audiol* 19:251-256 (1990)
54. Villchur, E.: Comments on "compression? Yes, but for low or high frequencies, for low or high intensities, and with what response times?" Dillon, H. (1996), *Ear and Hearing*, 17, 287-307. *Ear-Hear.* 18(2): 169-71; discussion 172-3. (1997)
55. Wedel, H.v.: Entsprechen die sprachaudiometrischen Untersuchungsverfahren den heutigen Anforderungen in der Praxis? *HNO* 34:71-74 (1986)

56. Wedel, H. v., Wiesner, T.: Zum Einfluß von Hörgeräten auf die zeitliche Feinstruktur von Sprachsignalen, Teil 1 und Teil 2. Audiologische Akustik 4/5, 94-103/144-157 (1987)
57. Wedel, H.v., Wedel, U.-Ch.v.: Hörgeräteversorgung bei Kleinkindern – Ein Beitrag zur Hörgeräteversorgung von Kleinkindern bei Hochgradiger an Taubheit grenzender beidseitiger Hörstörung. Phonak Focus 16 (1994)
58. Waldhauer, F., Villchur, E.: Full Dynamic Range Multiband Compression in a Hearing Aid. The Hearing Journal/September 29-32 [1988]
59. Warncke, H.: POGO - Bestimmung von Verstärkung und Ausgangsleistung eines Hörgerätes. Der Hörgeräte-Akustiker 2 (1985)
60. Zorowka, P.G., Lippert, K.L.: One-Channel and Multi-Channel Digitally Programmable Hearing Aids in Children with Hearing Impairment. Ann-Otol-Rhinol-Laryngol-Suppl 166: 159-62 (1995)

12. Anhang: Sonstige Meßergebnisse

Ausgewertet wurde nach den in 6.2.1.3. beschriebenen Kriterien, d.h. daß das Vorhandensein jedes Einzelphonems wurde mit (+), das Fehlen mit (-) bewertet. Ganze Wörter wurden nach dem Gesamtaussehen (Farbe, Form, Differenzierung zwischen verschiedenen Lauten), wobei auch auf hochfrequente intensitätsschwache Konsonanten und Transitionen (schnelle Lautübergänge) geachtet wurde. Für die Bewertung wurde eine Notenskala von 1- 5 benutzt, wobei

- 1 - sehr gute Übereinstimmung
- 2 - gute “
- 3 - mittlere “
- 4 - schlechte “
- 5 - sehr schlechte Übereinstimmung bedeutete.

Für jede Pegelstufe wurde aus Einzelnoten eine Durchschnittsnote errechnet.

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
85 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
5	4	1	1	2	2	1	1	2
8	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
4	4	2	1	2	2	1	1	1
60 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(-) (+) (-)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
H	2	2	3	3	5	3	4	4

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	4	1	1	2	1	1,7
(+) (+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
2	1	3	1	1	1	1	1,6
(-) (+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(-) (+)	(+) (-) (+)	(+) (-)	
4	4	5	4	5	3	1	3,5

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
A	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
C	3	1	2	2	2	2	1	2
3	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	3	1	2	2	1	2	1	1
H	60 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (-)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	1	2	1	2	1	1	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	3	1	2	2	1	1,7
(+) (+)	(+)	(+) (-) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	3	1	1	1	1	1,5
(-) (+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	
2	1	5	1	1	1	1	1,5

G	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
E	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
N	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	5	2	2	3	2	2	1	2
U	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	4	2	2	3	1	1	1	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
H	2	2	2	2	1	2	2	1

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
M	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
U	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
L	4	1	2	4	2	3	1	2
T	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	4	1	2	3	1	2	1	2
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
H	2	3	2	3	2	1	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	3	3	2	2	3	1
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
2	1	3	1	1	1	1
(+) (+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	1	3	2	1	1	1
						2,3
						1,7
						2,5

Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS) - Hochtonschwerhörigkeit

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
P	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	2	1	2	3	2	1	1	1
C	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	1	1	2	2	1	2	2	1
	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (-)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
H	3	2	2	3	1	2	2	1

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
T	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
R	3	1	2	2	2	2	1	2
I	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	3	1	1	2	1	2	1	1
O	60 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	1	2	1	2	1	1	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	3	1	2	1	1	1,7
(+) (+)	(+)	(+) (-) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	3	1	1	1	1	1,4
(-) (+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	
2	1	5	1	2	1	1	1,5

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
5	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
8	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
4	4	1	1	1	1	1	1	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
75 dB								
S	3	1	1	1	1	1	1	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
60 dB								
	1	2	1	2	1	1	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	3	1	1	1	1	1,3
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	2	1	1	1	1	1,2
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	
2	1	4	1	2	1	1	1,5

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
A	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
C	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
3	2	1	1	2	1	1	1	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
(S)	2	1	1	2	1	1	1	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(-) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	2	1	2	3	1	3	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	1	1	1	1	1
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	1	1	1	1	1
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	2	3	2	2	3	1
						1,1
						1,1
						1,9

G	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
E	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
N	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	3	2	1	2	1	1	1	1 (2)
U	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	2	2	1	1	1	1	1	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	2	2	1	1	1	2	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	3	1	1	2	1
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
2	1	2	1	1	1	1
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	1	4	2	2	1	1

[1,3 (1,5)]

[1,1 (1,3)]

[1,2 (1,6)]

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
M	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
U	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
L	4	2	4	5	3	1	4	3
T	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	4	1	2	3	2	1	2	2
S	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	4	1	2	3	1	1	3	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
3	4	2	(4	3	4	1
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	3	2	2	1	2	1
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	2	4	2	3	2	1
						3,3
						2,0
						2,2

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
P 85 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	1	1	1	1	1	1	1	1
C 75 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	1	1	1	1	1	1	1	1
60 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (-)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	3	2	1	1	1	1	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	1	1	1	1	1
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
1	1	1	1	1	1	1
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	1	3	1	1	1	1,4

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
T	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
R	2	1	1	2	1	1	2	2
I	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	2	1	1	1	1	1	1	1
O	60 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	4	2	2	2	1	3	2	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	1	1	2	2	1
						1,4
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	1	1	1	1	1
						1,1
(+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
3	1	4	1	2	2	1
						2,1

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
5	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
8	5	1	2	3	1	1	2	3
4	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	5	2	1	3	1	1	1	2
(m)	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(-) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	4	2	2	4	2	2	2	2

Bernafon AC3 FFR - Mitteltonschwerhörigkeit

B	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
E	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
R	85 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	4	1	2	3	1	1	1	2
A	75 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
F	4	1	2	3	2	2	2	2
O	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (-)	(+) (-)	(-) (+) (+)	(+) (+)
N	4	3	4	4	4	5	5	2

Bernafon AC3 FFR - Mitteltonschwerhörigkeit

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	2	2	1	1	1	1	1,6
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	2	2	1	1	2	1	1,9
(-) (+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	
5	5	5	4	4	3	5	2,6

G	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
E	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
N	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	4	1	1	4	1	2	1	2
U	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	4	1	1	2	1	2	1	1
(m)	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	4	2	2	4	2	4	2	2

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	4	1	1	2	1
						[1,3 (1,8)]
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	3	1	1	1	1
						[1,2 (1,4)]
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	2	4	1	3	2	1
						[1,2 (1,9)]

Oticon MultiFocus Power - Mitteltönschwerhörigkeit

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
M	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
U 85 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
U	3	1	3	4	3	4	4	3
L 75 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	2	1	2	3	2	3	3	2
I 60 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	3	2	3	4	1	4	4	2

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
P 85 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	3	1	2	3	1	1	1	2
C 75 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	1	2	2	3	1	2	1	1
60 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (-)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
M	4	3	3	4	4	5	4	2

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	2	2	1	2	1	1
						(1,7)
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	2	1	1	1	2	1
						(1,5)
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(-) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
4	4	5	4	4	3	4
						(3,8)

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
T 85 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
R	2	1	2	2	1	2	1	2
I 75 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	3	1	1	1	1	1	1	1
O 60 dB	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	4	2	1	2	1	2	1	2

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
5	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
8	4	1	2	4	2	2	2	3
4	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	4	1	1	2	2	1	2	2
P	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	3	2	2	3	2	4	3	3

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	4	2	1	2	3
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	2	1	1	1	1,5
(-) (+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
5	3	5	3	4	1	1
						2,9

Bernaфон AC3 FFR - pantonale Schwerhörigkeit

B	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
E	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
R	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	4	1	2	2	1	2	2	2
A	75 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
F	4	1	2	3	2	2	2	2
O	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	4	3	4	4	2	5	4	3

Bernaфон AC3 FFR - pantonale Schwerhörigkeit

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
2	1	2	1	1	2	1	1,7
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
2	1	2	1	1	2	1	1,9
(-) (+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	
5	3	5	3	4	3	2	3,5

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
G	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
E	4	2	2	3	1	3	1	2
N	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	5	2	1	2	1	1	1	1
U	60 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	4	2	1	2	1	2	1	2

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	4	1	1	1	1	2,1
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
1	1	3	1	1	1	1	2,0
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	
4	1	4	1	2	2	1	3,7

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
M	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
U	4	1	2	3	1	1	2	2
L	(+) (+) (-)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	5	1	1	3	1	1	2	2
I	(+) (+) (-)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
P	4	2	2	3	1	3	2	2

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	3	1	1	2	1
						1,7
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	3	1	1	1	1
						1,7
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	1	5	2	2	2	1
						2,2

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
P	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	3	1	1	1	1	1	1	1
C	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	2	1	1	2	1	2	2	1
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(-) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
P	3	2	2	4	3	5	3	2

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
T	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
R	3	1	1	1	1	1	1	1
I	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	1	2	1	1	1	1	1	1
O	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (-)	(+) (+)
N	4	2	1	2	1	2	2	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
1	1	2	1	1	1	1
						1,2
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	1	1	1	1	1
						1,1
(+) (+)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	1	4	2	2	1	1
						1,9

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
5	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
8	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
4	85 dB 5 (45)	2 (3)	4	4 (34)	2 (8)	4 (2)	2 (1)	4 (20)
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
(T)	75 dB 4 (35)	2 (1)	4 (1)	4 (32)	2 (4)	2 (1)	2 (1)	3 (25)
	(+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	60 dB 3 (20)	3 (1)	5 (1)	4 (19)	1 (4)	5 (4)	3 (3)	4 (10)

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
3 (23)	3 (7)	2 (20)	4 (6)	3 (16)	2 (17)	4 (5)
						3,2 (209)
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
4 (20)	3 (2)	2 (18)	4 (4)	2 (10)	2 (5)	3 (2)
						2,9 (161)
(-) (+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
5 (18)	4	4 (9)	5	4 (6)	2 (2)	5
						3,8 (97)

Bernafon AC3 FFR - Tieftonschwerhörigkeit

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
A	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
C	4 (27)	2	3	4 (16)	2 (7)	3	2	3 (3)
3	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	2 (19)	2	4	4 (14)	3 (2)	3 (2)	3	3 (5)
T	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(-) (-) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(-) (+)
	3 (3)	5	5	4	5	5	5	4

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
3 (14)	2	1 (14)	4	2 9	2 6	2	2,6 (96)
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
4 (18)	3	1 (5)	3	2 4	2 2	2	2,9 (71)
(-)	(+)	(-) (+) (-)	(+) (+) (-)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(-) (-)	
5 (5)	5	1 (3)	3	5	3	5	4,3 (11)

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
G	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
E	2 (19)	2	2	2	2 (4)	2	2	2 (2)
N	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	2 (14)	2	2	3	1 (3)	1	2	2
U	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	3 (9)	3	4	4	3	4	2	3

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
2	2 (3)	2 (6)	3	1 (4)	2 (6)	3	2,1 (44)
(+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	
3	2	2 (1)	2	2 (2)	2 (3)	2	2,0 (23)
(+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (-)	(+) (+)	(-) (+) (+)	(+) (-)	
5 (11)	5	5 (1)	5	4	3	2	3,7 (21)

Oticon MultiFocus Power - Tieftonschwerhörigkeit

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
M	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
U	4	2	2	3	2	2	3	4
L	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	4	2	1	3	2	2	3	3
I	60 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
	4	3	2	3	2	4	3	4

Oticon MultiFocus Power - Tieftonschwerhörigkeit

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU	
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h	
(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	
2	2	3	2	2	2	3	2,5
(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	
2	1	3	2	2	2	4	2,4
(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	(+)	
4	1	4	3	4	2	1	2,9

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
P	85 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
I	2 (25)	1	2	4	1 (3)	1	1	1
C	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
S	2 (8)	1	2	2	1	1	2	2
	60 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(-) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
(T)	2 (7)	4	5	3	5	5	2	3

	DACH	DOSE	GEBEN	JÄGER	KÜCHE	LÖFFEL	LÖWE	MUTTER
	D a chz	oo	ee b	J ää g	k ü ch	ö f	L öö w	M u
T	85 dB (-) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
R	4	2	2	2	1	2	2	2
I	75 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
T	3	3	2	2	1	1	2	1
O	60 dB (+) (+) (+)	(+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)
N	2	2	1	2	1	1	1	1

NASE	PIEP	POST	RING	SCHMECKEN	TÜTE	UHU
N aa	ii	P o ß	R i ng	Sch ä	üü t ee	uu h
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
2	1	2	1	1	1	3
(+) (+)	(+)	(+) (+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (+)
1	1	2	1	1	1	3
(+) (+)	(+)	(+) (+) (-)	(+) (+) (+)	(+) (+)	(+) (+) (+)	(+) (-)
2	5	5	1	1	1	3
						1,9
						1,7
						1,9

Bedeutung digital programmierbarer Hörgeräte für die Verbesserung des Sprachgehörs bei mittelgradiger bis an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit

Victor Sack

Für die meisten Patienten mit Schallempfindungsstörungen ist die prothetische Versorgung mit Hörgeräten häufig der letzte Ausweg. Das gleiche gilt für Patienten mit nicht therapierbaren Schalleitungstörungen. Enorme Fortschritte bei der Entwicklung digitaler und programmierbarer Hörgeräte ermöglichen die soziale Integration auch von hochgradig Schwerhörigen, da neben den Lautheitsverlusten auch Rekrutmenteffekte und Klangveränderungen mit Hörgeräten ausgeglichen werden können.

Diese Arbeit stellt einen Versuch dar, einen vorläufigen Wegweiser für die Anwendung moderner Hörgeräte, insbesondere digital programmierbarer Hörgeräte, zu erstellen. Untersucht wurden sechs verschiedene Hörgeräte, die die auf dem Markt befindliche Hörgerätekategorie grob widerspiegeln. Angestrebt wurde die bestmögliche Anpassung an jeweils 5 charakteristische Tonschwellenverläufe: Hochtonschwerhörigkeit, Hochtonsenke, Mitteltonschwerhörigkeit, pantonale Schwerhörigkeit und Tieftonhörverlust. Für die Anpassung wurde die Sprach-Farbbild-Transformationsanlage (SFT-Anlage) verwendet. Die Anlage wurde mit jeweils jeder der zu untersuchenden Hörschwellen und Unbehaglichkeitsgrenzen programmiert. Als Sprachsignale wurden 15 Worte aus der Möhringschen Lauttreppe, die alle 36 Phoneme der deutschen Sprache enthalten, verwendet.

Es zeigte sich, daß die von uns untersuchten Hörgeräte sich nicht gleichermaßen für alle Hörverlustarten eignen. Beispielweise kommen bei Tieftonschwerhörigkeit mindestens 4 Hörgeräte gar nicht in Frage. Bei Hochtonschwerhörigkeit und Hochtonsenke aber zeigen sich die meisten Geräte als mindestens geeignet. Auffällig war, daß Hörgeräte mit Mehrkanaltechnik insgesamt bessere Ergebnisse aufweisen als diejenige mit nur einem Kanal. Das Hörgerät mit Mehrkanaltechnik und kanalbezogener Automatic-Gain-Control-input (AGCi)-Kompression (Siemens Triton 3004) hat sich als das flexibelste Gerät, das bei allen Hörverlustarten empfohlen werden kann, gezeigt. Es war auch dasjenige Gerät, das die ausgewogensten Resultate bei verschiedenen Pegelstufen zeigte. Das Gerät mit der aufwendigsten Technik im Test, das Phonak Sono-Forte 332x AZ (PiCS), das sowohl über Mehrkanaltechnik, als auch über das flexible System für Dynamikregelung (MML) verfügt, zeigt die insgesamt besten Resultate bei lauter und mittellauter Sprache, fällt aber bei leiser Sprache stark ab. Eines der Hörgeräte mit dem wirklich nichtlinearen Kompressionsverfahren, Bernafon AC3 K-Amp FFR (Hochtonkompression), befindet sich, was unsere Ergebnisse betrifft, im Mittelfeld. Dagegen zeigte das Hörgerät mit der Tieftonkompression (Oticon MultiFocus Power) die insgesamt schlechtesten Resultate bei unseren Tests. Das Einkanalgerät mit AGCi-Regelung (Siemens 584) nimmt den vorletzten Platz ein. Unerwarteterweise hat das Gerät mit dem, was unsere Messungen betrifft, einfachsten linearen Kompressionsverfahren und Einkanaltechnik (Danavox Genius II DFX), sehr gute Resultate gezeigt und insgesamt den dritten Platz eingenommen.

Außerdem hat eine Reihe von Messungen bestätigt, daß die von uns verwendete SFT-Anpassungsmethode der herkömmlichen, auf Formeln, die aus Mittelwerten ermittelt wurden, basierenden Anpassmethoden überlegen ist.