

# Audiogram+: Der Anpassalgorithmus von ReSound

## Kurzfassung

Hörsysteme sollten den Endverbrauchern möglichst unverzerrte akustische Informationen liefern. Das ReSound Kompressionssystem verfügt über die neueste Technologie und sorgfältig ausgewählte Kompressionsparameter, um dieses Ziel zu erreichen. Die Berechnung der Hörsystemverstärkung ist ein wesentliches Element bei der optimalen Anwendung der Wide Dynamic Range Compression, und der Anpassalgorithmus Audiogram+ wurde entwickelt und verfeinert, um den besten Startpunkt für Hörverluste im Bereich von gering- bis hochgradig zu liefern. In diesem Artikel wird die Grundüberlegung für das ReSound System und Audiogram+ beschrieben.

Das Hauptziel eines Hörsystems ist es, dem Hörsystemträger Zugang zu akustischen Informationen zu bieten, die es ihm ermöglichen zuzuhören, zu verstehen und mit den Menschen um ihn herum zu kommunizieren. Da das menschliche Gehirn bei weitem der beste Prozessor für Sprache und Sprache im Geräusch ist, war es schon immer die Philosophie von ReSound, dem auditorischen System Schallsignale mit einem Minimum an Verzerrungen und Verlust der akustischen Hinweise zu liefern. Diese Philosophie hat als Leitlinie in allen Aspekten der Hörsystementwicklung gedient, angefangen von der Auswahl der Gerätekomponenten über die Signalverarbeitung bis hin zu den Anpassmethoden. Basierend auf der grundlegenden Arbeit von Villchur (1973) bereitete ReSound den Weg für die Wide Dynamic Range Compression (WDRC) und bot das erste System an, welches das Lautheitsrekrutment berücksichtigte, indem es bei ansteigenden Eingangspegeln zunehmend weniger Verstärkung lieferte. Um einen zuverlässigen Startpunkt für die Anwendung dieses WDRC-Systems zu liefern, wurde zuerst ein Anpassalgorithmus basierend auf individuellen psychoakustischen Messungen des Lautheitsanstiegs verwendet. Jahre an klinischer Erfahrung, die tausende von Anpassungen mit diesem Verfahren umfasste, boten die Grundlage für die Entwicklung und Verfeinerung des schwellenbasierten Anpassalgorithmus Audiogram+.

In diesem Artikel wird der Grundgedanke für das Verstärkungssystem ReSound WDRC und dem dazu gehörenden Anpassalgorithmus Audiogram+ beschrieben.

## LAUTHEITSKOMPENSATION

Ein Verlust der Empfindlichkeit für leise Schallsignale auch bekannt als Lautheitsrekrutment ist ein Problem für Menschen mit sensorineuralen Hörverlusten. Abbildung 1 zeigt ein Beispiel für eine normale Funktion des Lautheitsanstiegs (durchgezogene Linie) für ein spezielles schmalbandiges Eingangssignal im Vergleich zu einer abnormalen Funktion, die typisch ist für Menschen mit einem sensorineuralen Hörverlust (gepunktete Linie). In diesem Beispiel würde ein Eingangssignal von 45 dB SPL, das der Normalhörende als „Sehr Leise“ wahrnimmt, für den Schwerhörigen unhörbar sein. Für den Hörgeschädigten wird eine Wahrnehmung von „Sehr Leise“ erst in der Nähe eines Eingangspegels von 70 dB SPL erreicht. Wenn sich aber der Eingangspegel erhöht, konvergieren die Kurven und sowohl der Schwerhörige als auch der Normalhörende beurteilt die Schallsignale als gleich laut.

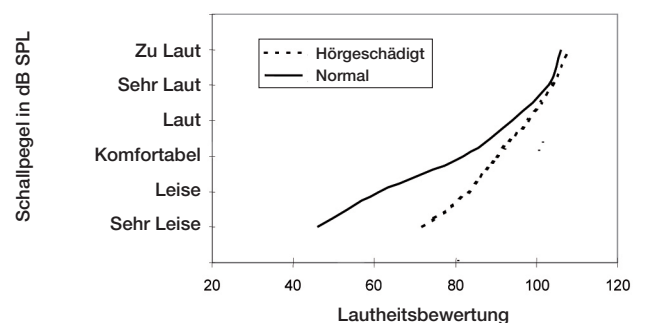


Abbildung 1: Normale und abnormale Funktionen des Lautheitsanstiegs

Die Kompensation des abnormalen Lautheitsanstiegs bedeutet, dass verschiedene Verstärkungswerte in Abhängigkeit vom Eingangspegel notwendig sind.

Weil sich die Lautheitswahrnehmung bei geringeren Eingangspegeln am höchsten vom normalen Hörvermögen unterscheidet, wird für leise Schallsignale mehr Verstärkung benötigt, während für lautere zunehmend weniger Verstärkung erforderlich ist. Zusätzlich sind die Funktionen des Lautheitsanstiegs frequenzabhängig, was zusätzlich auf einen Bedarf für ein Multikanalsystem hindeutet.

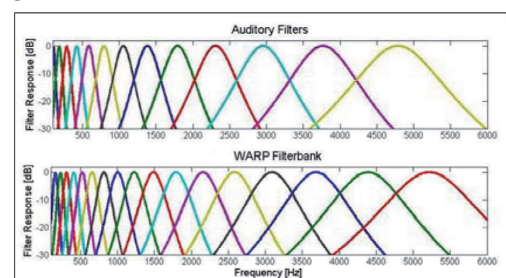
Die Kompressionsparameter im ReSound System wurden sorgfältig ausgewählt, um die Kompensation des abnormalen Lautheitsanstiegs speziell hinsichtlich der Sprache zu unterstützen. Die Laute der Umgangssprache variieren um bis zu 30 dB, wobei die leisesten Konsonanten in den hohen Frequenzen bei Pegeln unter 45 dB SPL auftreten (McFarland, 2000). Deshalb sind die Kompressionsschwellen bei frequenzabhängigen Pegeln im Bereich von 40 bis 48 dB fest eingestellt, wobei die höchsten Werte bei den tiefen Frequenzen liegen. Mit solch geringen Kompressionsschwellen und einem oberen Bereich nichtlinearer Verstärkung, der bis über 85 dB SPL reicht, haben geringe Kompressionsverhältnisse einen immensen Einfluss auf die Verstärkung, die für Schallsignale von verschiedenen Intensitäten vorgesehen ist. Zum Beispiel resultiert ein Kompressionsverhältnis von 3:1 über einen Eingangsbereich von 40 dB in 26 dB mehr Verstärkung für leise Schallsignale im Vergleich zu lauten. Das Grundprinzip der Kompression von ReSound ermöglicht Kompressionsverhältnisse von 1:1 bis 3:1 und erlaubt so eine adäquate Lautheitskompensation für gering- bis hochgradige Hörverluste. Obwohl höhere Kompressionsverhältnisse eine noch bessere Hörbarkeit leiser Sprachsignale ermöglichen würden, können sie Hinweise des spektralen Kontrasts beträchtlich verdecken, so dass sich die Sprachverständlichkeit verschlechtert (Moore et al. 1992).

Mit den Grundlagen für die Ermöglichung der Hörbarkeit für Sprache im Gedächtnis stimmen die dynamischen Kompressionscharakteristiken des ReSound Systems mit der Zeitdauer überein, die typisch für Sprachphoneme ist. Auch bekannt als „Silbenkompression“ liegt die Einschwingzeit im Bereich von 5 bis 12 ms in Abhängigkeit von der Frequenz, und die Ausschwingzeit liegt im Bereich von 70 bis 120 ms.

Die Ausschwingzeiten sind bei den tiefen Frequenzen länger und wurden so ausgewählt, dass sie hörbare „Pump“-Artefakte verhindern, die ein unerwünschter Nebeneffekt von zu schnellen Verstärkungsschwankungen sind.

## AUF RESOUND WARP BASIERENDE VERARBEITUNG

Die Abläufe bei der Hörsystemanpassung setzen voraus, dass das Verstärkungssystem in der Lage ist, eine Frequenzanalyse durchzuführen, die für das auditorische System des Menschen geeignet ist. Als Teil der Entwicklung von Hörsystemen ist es notwendig, die Technologie, die für die Ausführung von solchen Dingen wie der Kompression erforderlich ist, ständig zu evaluieren und, wenn sie Vorteile bietet, zu aktualisieren. Aufgrund der logarithmischen Codierung auf der Basilarmembran wird die Fähigkeit des menschlichen Gehörs Schallsignale aufzulösen, am besten durch ein System modelliert, bei dem die Bandbreite der Frequenzanalyse bei den tiefen Frequenzen nahezu konstant ist und sich zu den hohen Frequenzen hin proportional erhöht (Moore & Glasberg, 1983). Das Frequenz-Warping ist eine effiziente Technik, die in Resound Hörsystemen angewandt wird, um die Frequenzauflösung des menschlichen auditorischen Systems nahezu ohne Verzerrungen und mit minimaler Verarbeitungsverzögerung nachzubilden. Das ReSound System verwendet eine mathematische Warping-Funktion, um die Frequenzkomponenten logarithmisch auf einer Skala abzubilden, die der auditorischen Bark-Skala nahekommt (Smith & Abel, 1999). Die Bark-Skala integriert die kritische auditorische Bandbreite als Einheit der Skala (Zwicker et al, 1957). Das frequenzverarbeitete ReSound Kompressionssystem resultiert in 17 weich überlappenden Bändern, die durch ca. 1,3 Bark getrennt sind, wie in Abbildung 2 dargestellt ist.



**Abbildung 2:** Vergleich eines Filtermodells des auditorischen Systems mit dem ReSound Warp-basierten System

## GRUNDGEDANKE

Die Audiogram+ Zielberechnung basiert auf einem Grundgedanken der Lautheitsnormalisierung, obwohl die aktuell berechneten Verstärkungen dieses Ziel nicht realisieren. Um eine Lautheitsnormalisierung zu erreichen, würde eine frequenz- und eingangspegelabhängige Verstärkung angewandt, so dass der Hörsystemträger die Lautheit von Schmalbandsignalen auf eine ähnliche Art wahrnimmt, wie ein Normalhörender. Eine unausgesprochene Vermutung bei der Lautheitsnormalisation ist, dass die Lautheitssumme beim Schwerhörigen und Normalhörenden gleich ist und zu einer adäquaten und zufriedenstellenden Lautheit der Geräusche der realen Welt für den Hörsystemträger führt. Die Hörsystemträger tendieren aber dazu weniger Verstärkung zu bevorzugen, als das Grundprinzip der Lautheitsnormalisation vorhersagen würde (Smeds, 2006; Keidser & Grant, 2003). Die Analyse von Anpassungen, die auf individuellen Messungen der Lautheitsskalierung basieren, und zu der Entwicklung von Audiogram+ führte, deckte ähnliche Erkenntnisse auf. Aus diesem Grund berechnet Audiogram+ weniger Verstärkung, als ein striktes Grundprinzip der Lautheitsnormalisation erfordern würde. Im Vergleich zu der generischen Anpassregel NAL-NL1, die das Ziel hat, die Sprachverständlichkeit zu maximieren, berechnet Audiogram+ 3 bis 10 dB weniger Insertion Gain in Abhängigkeit von der Frequenz und der Hörverlustkonfiguration.

## EINFLUSS DER AUDIOMETRISCHEN DATEN

Audiogram+ berechnet Zielwerte für die Insertion Gain für schmalbandige Eingänge von 50 und 80 dB SPL bei 11 audiometrischen Oktav- und Zwischenoktav-Frequenzen von 125 Hz bis 8 kHz. Die Berechnung basiert auf den Hörschwellenpegeln bei diesen audiometrischen Frequenzen, obwohl es ein Minimum von nur einem Hörschwellenwert als Eingang für die Formel erfordert. Alle fehlenden Hörschwellenwerte werden mit Hilfe der vorhandenen Datenpunkte interpoliert. Es wird immer eine bilaterale Anpassung angenommen.

Neben den Hörschwellenpegeln bei den einzelnen Frequenzen finden vier audiometrische Faktoren Berücksichtigung. Darunter sind der Schweregrad und

die Konfiguration des Hörverlustes, die individuelle Unbehaglichkeitsschwelle (UCL), und ob der Hörverlust eine Schalleitungskomponente enthält.

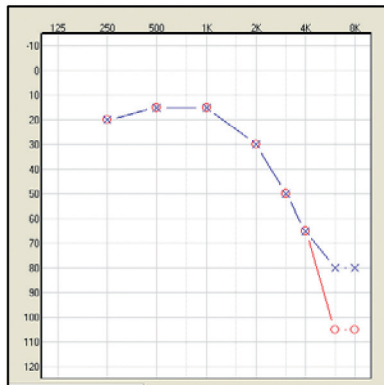
## SCHWEREGRAD DES HÖRVERLUSTES

Für hochgradige bis an Taubheit grenzende Hörverluste gibt es weniger Anhebung der hohen und relativ mehr Verstärkung der tiefen Frequenzen in dem berechneten Frequenzgang als für gering- bis mittelgradige Hörverluste. Diese empirisch hergeleiteten Anpassungen für hochgradige bis an Taubheit grenzende Hörverluste stimmen mit den Beobachtungen anderer Forscher überein. Zum Beispiel schätzten Byrne et al (1990) einen optimalen Frequenzgang und maßen die Insertion Gain bei der bevorzugten Lautstärke mit diesem Frequenzgang an einer Anzahl von Hörgeschädigten mit einem hochgradigen bis an Taubheit grenzenden Hörverlust. Sie fanden, dass eine relativ höhere Verstärkung in den tiefen Frequenzen als durch die NAL Formel berechnete optimal war und dass die bevorzugte Verstärkung in der Regel 10 dB höher war. Der Effekt des Schweregrads des Hörverlustes ist in Audiogram+ typischerweise eine Erhöhung der Verstärkung in den tiefen Frequenzen um 4 bis 5 dB und eine Verringerung in den hohen Frequenzen um 4 bis 5 dB im Vergleich zu den Werten, die ohne die Korrektur für den Schweregrad berechnet worden wären. Auch wenn die in der Formel Audiogram+ berücksichtigten exakten Bedingungen etwas komplizierter sind, werden diese Änderungen generell angewandt, wenn der PTA 65 dB HL überschreitet.

## HÖRVERLUSTKONFIGURATION

Es wurde beobachtet, dass die Fähigkeit des Hörsystemträgers hochfrequente Sprachinformationen zu nutzen, vermindert ist, wenn die Hörschwellenpegel 60 dB HL überschreiten (Hogan & Turner, 1998). Eine Erklärung hierfür könnte das Vorhandensein von „Dead Regions“ sein. Das sind Orte auf der Basilarmembran an denen ein kompletter Verlust sowohl der Äußeren als auch der Inneren Haarzellen besteht (Moore et al, 2000). Die Wahrscheinlichkeit für eine Dead Region im hochfrequenten Bereich ist stark erhöht, wenn die Hörschwellenwerte bei den hohen Frequenzen 80 dB HL überschreiten. Audiogram+ vermeidet die Berechnung exzessiver Verstärkung bei den hohen Frequenzen in

den Fällen, in denen ein Hochtonsteilabfall vorliegt. Wenn der Abfall über 1 kHz 20 dB HL überschreitet, und die hochfrequenten Schwellen schlechter als 80 dB HL sind, berechnet die Formel eine Verstärkung in den hohen Frequenzen, als ob der maximale Verlust im Audiogramm bei 80 dB HL liegt. Zum Beispiel würden für einen Hörgeschädigten mit einem in Abbildung 3 gezeigten Hörverlust identische Zielwerte für beide Ohren berechnet.



**Abbildung 3:** Audiogram+ begrenzt die Verstärkungsberechnung der hohen Frequenzen für Hochtonsteilabfälle. Die Zielwerte wären für dieses rechte und linke Ohr identisch.

### UNBEHAGLICHKEITSSCHWELLE (UCL)

Einige Hörsystemträger haben evtl. eine geringere oder höhere Toleranz für laute Geräusche, als ihre Hörschwellenwerte vermuten lassen. Wenn UCL-Werte in Aventa verfügbar sind, werden die Verstärkungswerte so eingestellt, dass der Dynamikbereich des Hörgeschädigten in der Berechnung Berücksichtigung findet. Der Effekt auf die 50 dB Zielwerte ist eine Einstellung, die ca. einem Drittel der Differenz zwischen der berechneten und der tatsächlichen UCL entspricht. Für die 80 dB Zielwerte wird eine Einstellung von ca. zwei Drittel dieser Differenz übernommen. Ist die gemessene UCL geringer als die berechnete, werden die Zielwerte reduziert, ist sie höher, werden die Zielwerte erhöht.

Obwohl das ReSound System über eine Kompressionsbegrenzung im Ausgang verfügt, findet in Audiogram+ keine Berechnung für die MPO statt, mit Ausnahme der Super Power Hörsysteme, die für die Anpassung bei hochgradigen bis an Taubheit grenzenden Hörverlusten vorgesehen sind. Für diese Produkte wird die Methode für die Berechnung des OSPL90 an-

gewandt, wie sie von Dillon (2001) beschrieben wurde. Für andere ReSound Geräte begrenzt die schnell agierende WDRC effektiv den Ausgang für laute Eingangssignale, und Anpassungen an die UCL werden über die Verstärkungseinstellungen durchgeführt. Wenn zum Beispiel die Hörschwelle bei 1 kHz 50 dB HL beträgt, und die gemessene UCL bei 95 dB HL liegt, wird der Zielwert für einen Eingang von 80 dB SPL von 10 dB auf 6 dB reduziert, und das Kompressionsverhältnis wird von 1,6 auf 1,8 erhöht. Für einen schmalbandiges Eingangssignal von 90 dB SPL bedeutet dies, dass der Ausgang von 96 dB SPL, der gerade über der gemessenen UCL liegt, auf 92 dB SPL reduziert wird.

### DIFFERENZ LUFTLEITUNG-KNOCHENLEITUNG

Eine Voraussetzung für Audiogram+ ist, dass der Hörverlust sensorineural mit einem begleitenden Rekrutment ist. Bei reinen Schalleitungsstörungen ist die Funktion des Lautheitsanstiegs normal, aber um denselben Betrag angehoben wie der Hörverlust. Dies bedeutet, dass eine lineare Verstärkung mit einem gleichen Verstärkungswert für die variierenden Eingangspegel geeignet ist. Bei kombinierten Hörstörungen wird angenommen, dass die Schalleitungskomponente einen ähnlichen Effekt hat und dass die Hörgeschädigten mit diesem Hörverlusttyp am geeignetsten mit mehr Verstärkung bei höheren Eingangspegeln versorgt werden, als für diejenigen mit reinen sensorineuralen Verlusten berechnet würde. Wenn eine Luftleitungs-Knochenleitungs-differenz im Audiogramm vorliegt, erhöht Audiogram+ die Zielwerte. Für den 50 dB SPL Eingang wird ein Fünftel der Differenz zwischen Luft- und Knochenleitung zu den Zielwerten hinzuaddiert, und für einen 80 dB SPL Eingang ein Drittel, was sowohl zu einer höheren Verstärkung als auch zu einem lineareren Frequenzgang führt.

Beachten Sie, dass Korrekturen an der gemessenen UCL und der Luftleitungs-Knochenleitungs-differenz nicht gleichzeitig durchgeführt werden können. Wenn der Akustiker beschließt, die gemessenen UCL-Daten zu berücksichtigen, wird die Luftleitungs-Knochenleitungs-differenz von der Formel ignoriert. Der Hintergrund hierfür ist, dass erwartet wird, dass die gemessene UCL ein genaueres Bild vom Dynamikbereich

des Endverbrauchers gibt, als das, was nach den Korrekturen der Luftleitungs-Knochenleitungsdifferenz geschätzt wird. So ist zu erwarten, dass der auf diesen Daten basierende Startpunkt näher an der vom Benutzer bevorzugten Verstärkung liegt.

## EINFLUSS DER NICHT AUDIOMETRISCHEN DATEN

Es ist gut nachgewiesen, dass die audiometrischen Daten nicht die einzige Determinante für die Verstärkungspräferenzen des Hörsystemträgers sind. Audiogram+ kann die Erfahrung mit Hörsystemen sowohl im Hinblick auf die Nutzung des Hörsystems als auch auf den Verstärkungstyp nicht berücksichtigen.

## NUTZUNG DES HÖRSYSTEMS

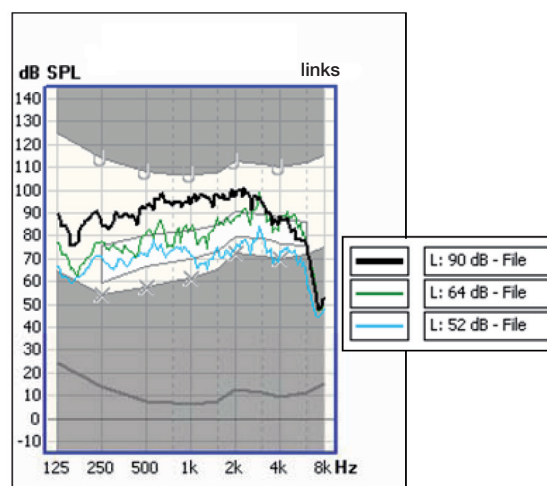
Es wurde berichtet, dass erfahrende Hörsystemträger eine andere Lautheitswahrnehmung und andere Verstärkungspräferenzen haben, als unerfahrene Benutzer, zumindest bei mittel- bis hochgradigen Hörverlusten (Olsen et al, 1999; Keidser & Grant, 2003). Audiogram+ kann diese Präferenz berücksichtigen, wenn in der Aventa Anpasssoftware im Bildschirm „Patient“ „Erstbenutzer“ ausgewählt wurde. Diese Korrektur verringert die Verstärkung der hohen Frequenzen um ca. 6 dB im Vergleich zu den Zielwerten für erfahrene Benutzer und erhöht das Kompressionsverhältnis für die hohen Frequenzen ein wenig. Für Hörsystemträger, die überempfindlich auf eine Verstärkung der hohen Frequenzen reagieren, bewirkt das Benutzerprofil „Komfort“ eine Verstärkungsreduktion um ca. 10% der Hörschwellenpegel bei 2 kHz bis um ca. 25% der Hörschwellenpegel bei höheren Frequenzen.

## VORHERIGER VERSTÄRKUNGSTYP

Durch die Auswahl von „Erfahrung – linear“ als Patientenprofil werden die Zielwerte so eingestellt, dass sie einen etwas lineareren Frequenzgang bieten mit mehr Verstärkung für beide Eingangspegel. Diese Korrekturen wurden aus einer internen Studie hergeleitet, in der verglichen wurde, welche feinangepassten Verstärkungswerte 40 vorherige Nutzern linearer Hörsysteme und 67 vorherige Träger von WDRC-Geräten bevorzugten. Das Profil „Erfahren – linear“ kann dabei hilfreich sein, einige Benutzer von älteren linearen Technologien zu „entwöhnen“.

## VERIFIKATION

Bei der Verifikation der Anpassungen gegenüber den Zielwerten ist es wichtig zu wissen, welche Annahmen die Berechnung berücksichtigt hat. Für Audiogram+ wird Folgendes angenommen: 1) die Zielwerte werden in der Real Ear Insertion Gain spezifiziert, 2) das Eingangssignal ist schmalbandig, 3) die Eingangsspiegel sind 50 und 80 dB SPL und 4) der Azimuth ist 0 Grad. Aufgrund der Natur des vorausgesetzten Eingangssignals sind die Zielwerte von Audiogram+ nicht für die Anpassung anderer Geräte als ReSound geeignet. Obwohl die Standardansicht in der Aventa Anpasssoftware die simulierte Insertion Gain ist, kann der Akustiker auch andere Ansichten wählen (z.B. 2ccm Kuppler), um die Überprüfung zu vereinfachen. Die Zielwerte können auch angezeigt werden, wenn ein Sprachsimulierendes Rauschen als Eingangssignal angenommen wird. Eine spezielle Signalverarbeitung wie z.B. NoiseTracker™ II und Environmental Optimizer™ können evtl. einen ungenauen Eindruck von der Verstärkung des Hörsystems in Bezug auf die Zielwerte vermitteln und sollten für die Messung der Insertion Gain oder Kupplerverstärkung deaktiviert werden. Für die Überprüfung wird empfohlen das „REM“-Programm in der Aventa Anpasssoftware zu wählen.



**Abbildung 4:** Mit Visible Speech kann überprüft werden, dass Sprache bei verschiedenen Pegeln so verstärkt wird, dass sie in den Dynamikbereich des Hörgeräteträgers passt.

Die Anpassung der Hörsysteme von ReSound kann in Visible Speech auch mit Life-Sprache oder aufgezeichneter Sprache je nach Ihren Wünschen überprüft werden. In diesem Fall ist es nicht nötig, die spezielle

Signalverarbeitung zu deaktivieren. Messungen mit Visible Speech sind ein attraktiver Weg, um sicherzustellen, dass die verstärkte Sprache bei verschiedenen Pegeln in den individuellen Dynamikbereich des Hörsystemträgers passt, sowie um den Hörsystemträger zu beraten. Ein Beispiel für eine Messung mit Visible Speech mit aufgezeichneter Sprache bei verschiedenen Pegeln und einem ReSound Hörsystem wird in Abbildung 4 gezeigt.

## LITERATUR

Byrne D, Parkinson A & Newall P (1990). Hearing aid gain and frequency response requirements for the severely/profoundly hearing impaired. *Ear & Hearing*, 11(1), 40-49.

Dillon H (2001). Prescribing Hearing Aid Performance. In *Hearing Aids*. Sydney: Boomerang Press.

Hogan CA & Turner CW (1998). High-frequency audibility: benefits for hearing impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 104, 432-441.

Keidser G & Grant F (2003). Loudness Normalization or Speech Intelligibility Maximization? Differences in clinical goals, issues and preferences. *Hearing Review*, 10(1), 14-22.

McFarland W (2000). Speech perception and hearing aids. In Sandlin (ed) *Textbook of Hearing Aid Amplification*, 2nd edition. San Diego, CA: Singular Publishing Group, Inc.

Moore BCJ & Glasberg BR. (1983). DR & Alcantara JI (2000). A test for the diagnosis of dead regions in the cochlea. *British Journal of Audiology*, 34, 205-234.

Moore BCJ, Lynch C & Stone M (1992). Effects of the fitting parameters of a two-channel compression system on the intelligibility of speech in quiet and in noise. *British Journal of Audiology*, 26(6), 369-379.

Olsen S, Rasmussen A, Nielsen L & Borgkvist B (1999). Loudness perception is influenced by long-term hearing aid use. *Audiology*, 38, 202-205.

Smeds K, Keidser G, Zakis J, Dillon H, Leijon A, Grant F, Convery E, Brew C (2006). Preferred overall loudness. II: Listening through hearing aids in field and laboratory tests. *International Journal of Audiology*, 1(1), 12-25.

Smith JO & Abel JS. (1999). Bark and ERB bilinear transforms. *IEEE Transactions on Speech and Audio Processing*, 7, 697-708.

Villchur E (1973). Signal processing to improve speech intelligibility in perceptive deafness. *Journal of the Acoustical Society of America*, 53, 1646-1657.

Zwicker E, Flottorp G, & Stevens SS. (1957). Critical bandwidth in loudness summation. *Journal of the Acoustical Society of America*, 29, 548-557.