

Hörakustik



Neue Entwicklungen bei Mittelohr-Implantaten

Mittelohr-Implantate haben sich zur Rehabilitation der Schallempfindungs-Schwerhörigkeiten zunehmend etabliert. Sie stellen bei speziellen Indikationen eine wertvolle Ergänzung zu konventionellen Hörsystemen dar. Kollege Eberhard Aigner schrieb darüber – Seiten 10 bis 17.



Musische »Wunder«

Für...
...stafa
...Hörsystem-
...ren und
...ein kulturelles
...ge Schweizer Pianist
...ammlung Teo Gheorghiu
...ukklamiertes Konzert. Wir
...auf den Seiten 26 bis 28.

Im Gespräch: Björn Kerzmann

Seit November 2005 ist Björn Kerzmann Geschäftsführer der Median-Verlag GmbH. Zahlreichen Angehörigen der Branche hat er sich seitdem individuell bekannt gemacht. Zeit also, ihn auch unseren Lesern im Gespräch vorzustellen; auf den Seiten 48 bis 50.



Sonderdruck

Neue Verfahren zur Messung des Dynamikverhaltens von Hörgeräten – Teil 1

Harald Bonsel

Während in neuerer Zeit erfreulicherweise immer mehr Hörgeräte-Akustiker die Frequenzanpassung wiederentdeckt haben, zeigt sich, was mit Hilfe der Messbox und der In situ-Messung aus modernen Hörgeräten herauszuholen ist. In der täglichen Praxis stellte sich heraus, dass die Frequenzanpassung vor allem in der heutigen Zeit sinnvoll ist.

Bei dem Thema Dynamikanpassung ist die Situation allerdings ganz anders. Hier lassen sich die alten Erkenntnisse nicht ohne weiteres in das digitale Zeitalter übertragen. Während in der täglichen Praxis die Dynamikanpassung noch in »statischen« Überlegungen verhaftet ist, ist die Digitaltechnik schon viel weiter. Ziel dieses Beitrags ist es, ein allgemeines Verständnis für die Zusammenhänge zwischen statischem und dynamischem Wirken der Hörgeräte zu schaffen.

Der Autor möchte dieses Medium nutzen, um eine Reihe von Messungen und Verfahren vorzustellen, die diese Lücke schließen. Dieses Thema und dessen Randgebiete sind derart umfangreich, dass es sich nicht mit wenigen Sätzen beschreiben lässt. Deshalb wurde der Beitrag in drei aufeinander aufbauende Teile gegliedert:

■ **Teil 1:**

Einleitung, Messung der Regelzeiten, statisches CV, allgemein bekannte Regeln zum Berechnen eines Regelsystems, dynamische Messungen mit amplitudenmoduliertem Sinuston.

■ **Teil 2:**

Dynamische Messungen mit amplitudenmoduliertem CHIRP, FFT-Verfahren, wie wirken sich Regelzeiten bei Hörgeräten auf dynamische Signale (z. B. Sprache) aus, Messungen mit Sprache und deren Besonderheiten.

■ **Teil 3:**

Pegelhäufigkeiten, Perzentilauswertung, Schlussbemerkungen.

Die Messung des Dynamikverhaltens von Hörgeräten erfolgt meist mit dem L_E - L_A -Diagramm. Dieses statische

Verhalten aber zeigt nicht die tatsächliche Wirkungsweise von AGC-Systemen für dynamische Signale, wie z. B. Sprache.

Die Dynamik eines Hörgerätes wird nach unten durch das Eigenrauschen, nach oben durch den maximalen Ausgangsschalldruckpegel begrenzt. Das Verhalten des Hörgerätes zwischen diesen beiden begrenzenden Werten wird im Anpassprozess des Hörgeräte-Akustikers als Dynamikverhalten bezeichnet.

Als linear wird dabei der Bereich benannt, bei dem eine Pegeländerung am Eingang des Gerätes eine ebenso große Änderung am Ausgang bewirkt. Die Bedingung lautet $\Delta L_E = \Delta L_A$. Der nichtlineare Fall liegt vor, wenn ΔL_E ungleich ΔL_A ist. Dann arbeitet nämlich im Hörgerät ein Regelsystem. Das Regelsystem ist beschrieben durch die Parameter Regelschwelle, Kompressionsverhältnis und Regelzeit. Die Regelschwelle beschreibt den Pegelwert, der bei Überschreiten die Regelung in Kraft tritt. Unterhalb dieses Wertes wirkt die Regelung nicht = lineares Verhalten. Oberhalb dieser Schwelle arbeitet das Regelsystem, was eine Verminderung der Verstärkung bewirkt. Die Verstärkungsminderung ist durch das Kompressionsverhältnis (CV) beschrieben. Dieser Wert legt den Zusammenhang

zwischen Eingangs- und Ausgangspegeländerung fest. Das CV ergibt sich aus dem Verhältnis von ΔL_E zu ΔL_A ($CV = \Delta L_E / \Delta L_A$). Das bedeutet, dass eine Änderung des Eingangsschalldruckes ($= \Delta L_E$) eine »kleinere« Änderung am Ausgang bewirkt (ΔL_A). Hat das Gerät z. B. ein Kompressionsverhältnis von 2, ergibt sich bei einer Erhöhung des Eingangspegels von 20 dB eine Erhöhung des Ausgangspegels von nur 10 dB ($\Delta L_A = \Delta L_E / CV$).

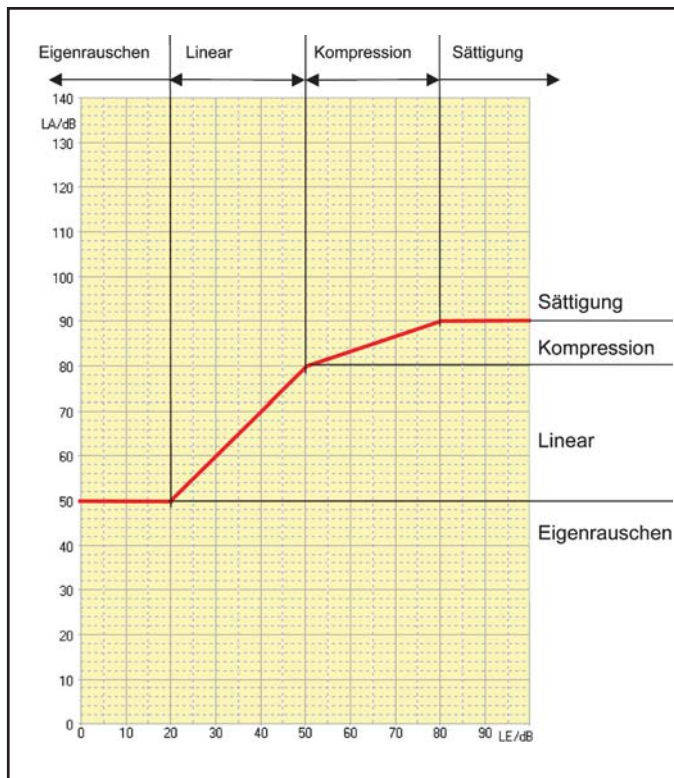


Abb. 1 L_E - L_A -Kennlinie mit den Bereichen: Eigenrauschen, Linear, Kompression und Sättigung

Das statische Kompressionsverhältnis

Um die beschriebenen Werte zu messen, bedient man sich der so genannten L_E - L_A -Kennlinie. Bei dieser Messung wird bei konstanter Frequenz der Eingangsschallpegel kontinuierlich und schrittweise erhöht, während der resultierende Ausgangspegel gemessen wird. Dieses Verfahren folgt den Regeln, die in der IEC 118-2 beschrieben sind. Dort ist nachzulesen, dass nach dem Einstellen des Eingangspegels so lange zu warten ist, bis das Gerät, also das AGC-System, eingeschwungen ist. Bei Geräten, die sehr lange Regelzeiten besitzen, kann dies mehrere Sekunden dauern.

Im Beispiel der Abbildung 2 wurden zwei L_E - L_A -Kennlinien ermittelt. Bei Kurve 1 wurden keine Pausen gemacht, bei Kurve 2 dagegen lange, bevor der Messwert übernommen wurde. Bedingt durch die lange Regelzeit des Gerätes unterscheiden sich diese Kurven, weil bei Kurve 1 nicht genügend lange gewartet, also die in der Norm beschriebene Wartezeit nicht eingehalten wurde. Die Messung der Kurve 1 ist also falsch.

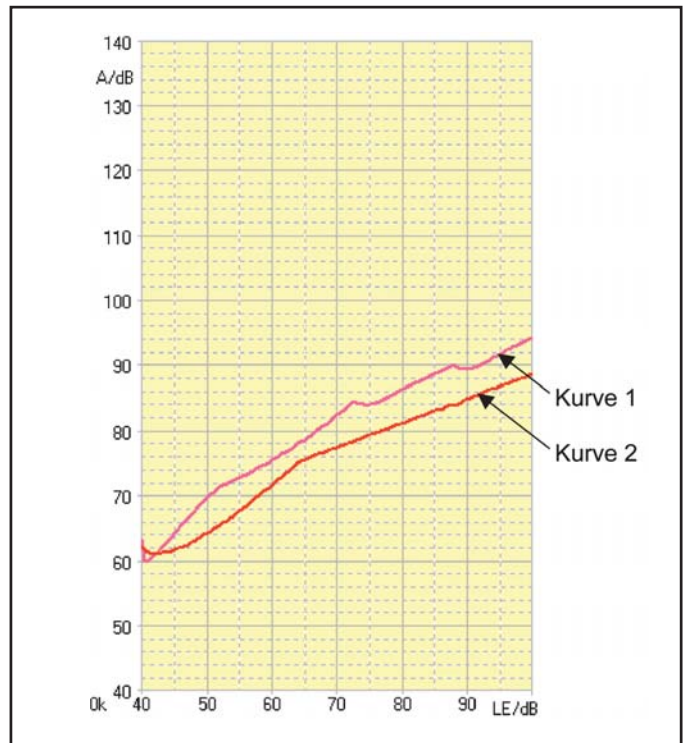


Abb. 2 L_E - L_A -Kennlinien mit unterschiedlichen Messgeschwindigkeiten

Die abgebildete L_E - L_A -Kennlinie (Kurve 2) repräsentiert das statische (eingeschwungene) Verhalten der AGC. Bei der Messung wird »stationärer« Schall verwendet, also ein Eingangspegel, der sich nicht verändert, Regelzeiten – also der Einschwingvorgang selbst – bleiben unberücksichtigt. Ein Verfahren, das »nur bedingt« den Bedingungen der üblichen Tragesituation entspricht. Die typische Situation ist fast immer ein fluktuierender (sich ständig verändernder) Schallpegel (z. B. Sprache). Der fluktuierende Anteil bleibt bei dieser Art der Messung unberücksichtigt.

Es existieren Regeln, nach denen die Parameter der AGC errechnet werden können. So kann die Restdynamik der Sprache, die sich aus dem Sprachaudiogramm ergibt, ins Verhältnis zum Dynamikverhalten des Hörgerätes gesetzt werden.

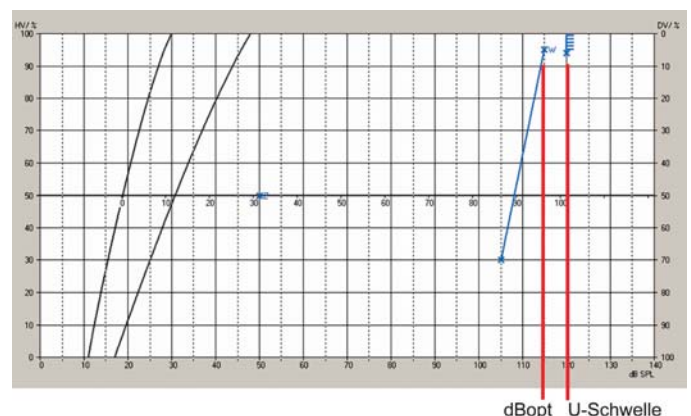


Abb. 3 Sprachaudiogramm mit den zur Einstellung der AGC relevanten Parametern ($dB_{opt} = 115$ dB, U-Schwelle = 120 dB)

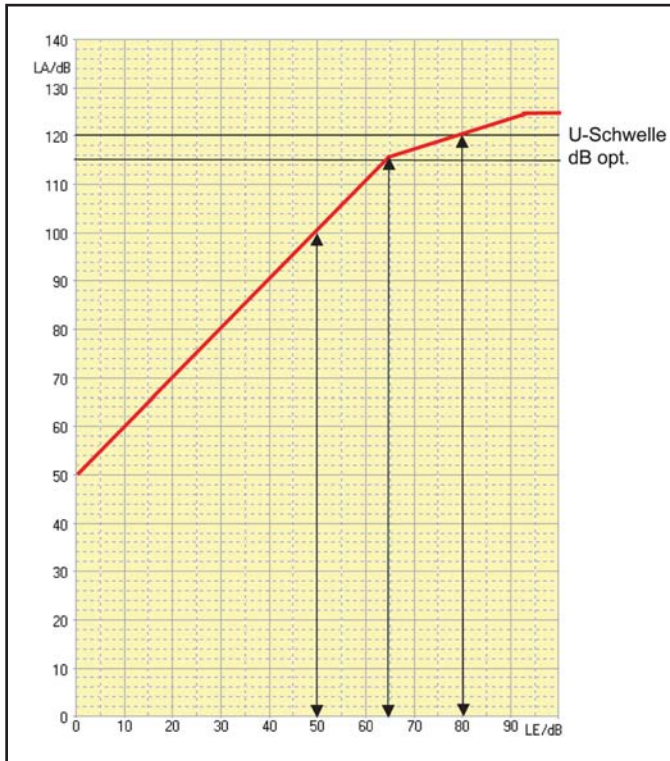


Abb. 4 L_E - L_A -Diagramm mit den aus dem Sprachaudiogramm übernommenen Werten und einer sich daraus ergebenden möglichen Dynamikkennlinie eines Hörgerätes (nach der »Minimalregel«)

Im obigen Diagramm der Abbildung 4 sind U-Schwelle und dB opt. eingetragen und es wurde eine Dynamikkennlinie »konstruiert«, die den folgenden Regeln entspricht:

1. maximaler Ausgangsschallpegel des Gerätes = U-Schwelle + 5 dB (ergibt hier 125 dB).
2. Verstärkung = dB opt. – 65 dB (ergibt hier 50 dB). Dies, um die »mittellaute Sprache«, die mit 65 dB angenommen wird, auf das dB opt. des Sprachaudiogramms zu verstärken.
3. Laute Sprache, hier werden 80 dB angenommen, soll auf den oberen Rand der Dynamik fallen (hier 120 dB).

Da der Pegel von 65 dB bis 80 dB nicht in den Zwischenraum zwischen dB opt. und U-Schwelle hineinpasst, muss eine Kompression eingesetzt werden, die das Signal »zusammenquetscht«. Im obigen Beispiel ergibt sich

ein ΔL_E von 15 dB (eben die 65 dB bis 80 dB) und ein ΔL_A von 5 dB (nämlich von dB opt. bis U-Schwelle). Dies ergibt ein CV von 3.

Dies sei an dieser Stelle beispielhaft für verschiedene Arten von Berechnungen der L_E - L_A -Kennlinie aus den Parametern des Sprachaudiogramms genannt.

Wir haben weiterhin angenommen, dass:

1. leise Sprache mit einem Pegel von 50 dB,
2. mittellaute Sprache mit einem Pegel von 65 dB,
3. laute Sprache mit einem Pegel von 80 dB

in die Berechnung des AGC-Systems einfließen. Das AGC-System wurde so bemessen, dass diese drei Pegel möglichst optimal in den Restdynamikbereich des Sprachaudiogramms transformiert werden. Dies trifft für die jeweiligen mittleren Sprachschallpegel auch zu, berücksichtigt aber nicht bzw. nur in geringem Umfang die Tatsache, dass es sich bei Sprache um ein dynamisches Signal handelt. 65 dB Sprache heißt, dass der Pegelwert (Langzeit RMS* Pegel) 65 dB beträgt. Tatsächlich aber sind in lebender Sprache leisere und lautere Pegel enthalten. Dies lässt sich am einfachsten über die Pegelverteilung von Sprache verdeutlichen.

Der Gesamtpegel des Diagramms der Abbildung 5 beträgt 65 dB. Um diese 65 dB herum liegen auch die meisten Pegelwerte, aber es liegen auch einige Pegelwerte darüber und sehr viele darunter. Die Gesamtdynamik der Sprache im obigen Beispiel reicht von ca. 30 dB bis knapp 75 dB. Das sind immerhin rund 45 dB Dynamik!

Um den Gesamtpegel zu ermitteln, mit dem der Akustiker normalerweise arbeitet, wird der Langzeit-RMS*-Wert gebildet. Die um diesen RMS*-Pegel verteilten Einzelwerte der Sprache werden nicht in die Überlegungen einbezogen. Vielmehr beziehen sich die Berechnungen nur auf eben diesen einen festen Wert. Es wird also ein dynamisches Signal, nämlich die Sprache aus dem Sprachaudiogramm, auf eine statische Messung, das L_E - L_A -Diagramm, übertragen. Dies stimmt für den jeweiligen mittleren Langzeit-Pegelwert von Sprache, nicht aber für das dynamische Sprachsignal selbst.

Ob die Sprache selbst komprimiert wird, wird nicht nur vom CV oder der Regelschwelle bestimmt, sondern maßgeblich auch von den Regelzeiten. Reagiert nämlich das Regelsystem schnell – kurze Regelzeiten – dann wird die Sprache selbst komprimiert, im Gegensatz zu langen Regelzeiten, die die Sprache nicht komprimieren.

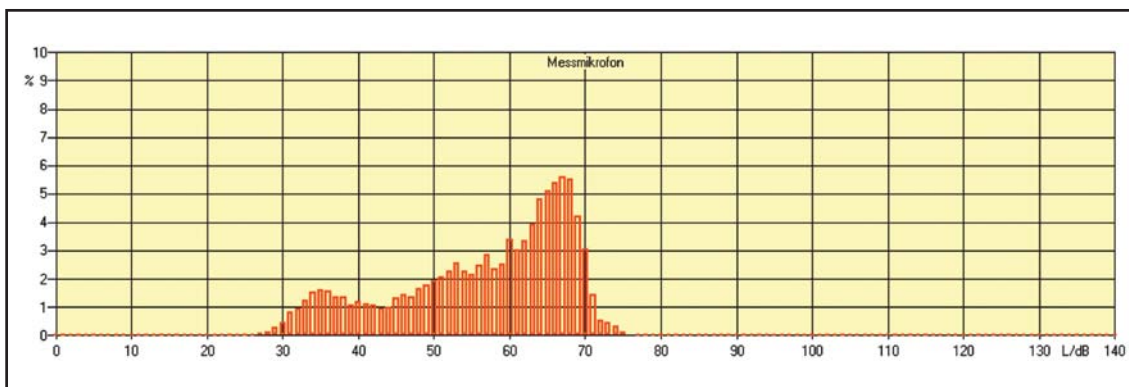


Abb. 5 Pegelverteilung von Sprache (= wie oft ist welcher Einzelpegel im Gesamtpegel enthalten – hier prozentual ausgedrückt)

Unser Autor Harald Bonsel wurde 1958 in Frankfurt am Main geboren. Der Ausbildung zum Hörgeräte-Akustiker 1973 folgte 1977 die Gesellen-, 1979 die Meisterprüfung. Danach war er rund 10 Jahre als Dozent in Lübeck tätig (Fachrichtung Audiometrie und Hörgeräte-Anpassung). Seit Gründung der Acousticon Hörsysteme GmbH im Jahre 1984 ist er Geschäftsführer dieses Unternehmens. Und seit 2003 auch Geschäftsführer der Hörgeräte Bonsel GmbH. Verheiratet ist er seit 1981 mit Angelika Bonsel, ebenfalls Hörgeräte-Akustiker-Meisterin (sie haben sich in Lübeck kennen gelernt). Die beiden haben zwei erwachsene Kinder. Die Tochter, Jahrgang 1988, ist Lehrling im Hörgeräte-Akustiker-Handwerk, der Sohn, Jahrgang 1985, studiert Physik in Frankfurt am Main. Herbert Bonsel ist begeisterter Naturfreund, Bergsteiger und Kletterer seit 35 Jahren, was auch auf Frau und Kinder abgefärbt hat.



Die Regelzeiten aber, die das Verhalten des Regelsystems für Sprachübertragung beeinflussen, gehen bei der L_E - L_A -Messung nicht in das Ergebnis ein.

Wenn Sie die Regelzeiten im Fitting-Modul verändern, werden Sie keine Änderung im L_E - L_A -Diagramm feststellen können. Trotzdem aber können erhebliche Veränderungen im Sprachverstehen eintreten. Inwieweit Sprache selbst vom Regelsystem beeinflusst wird, können Sie

nicht messen, bestenfalls errahnen, wenn Sie die Regelzeiten kennen.

Die Regelzeiten einer AGC werden ebenfalls in der IEC 118-2 beschrieben. Das dort vorgeschlagene Sprungverfahren dient der Messung der Regelzeiten.

Mit diesem Verfahren kann gemessen werden, welche Reaktionszeit das Regelsystem besitzt. Die hier gemessene Regelzeit gibt aber nur einen groben Anhaltswert über das dynamische Verhalten des Systems. Es ist gut erkennbar, dass das System reagiert. Der Pegelsprung von 30 dB wird nach dem Einschwingen auf knapp 20 dB komprimiert.

Es ist außerdem erkennbar, dass das System schnell ein- und langsam ausschwingt. Welche konkreten Auswirkungen dies auf Sprache hat, bleibt jedoch unbeantwortet.

Kurzum: Diese Messung ist zur Ermittlung des dynamischen Verhaltens von AGC-Systemen ungeeignet. Bei der statischen L_E - L_A -Kennlinie bleibt dieses Ergebnis unberücksichtigt und auf Sprache kann es nicht angewendet werden. Für die Hörgeräte-Anpassung bietet diese Messung deshalb lediglich einen »orientierenden« Charakter.

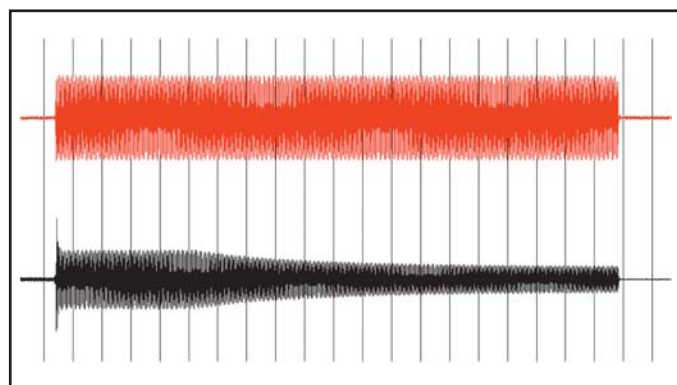


Abb. 6 Zeitverlauf (Zeitebene) des Pegelsprungverfahrens
oben: Eingangspegelsprung (50, 80, 50 dB),
unten: Resultat des Hörgerätes

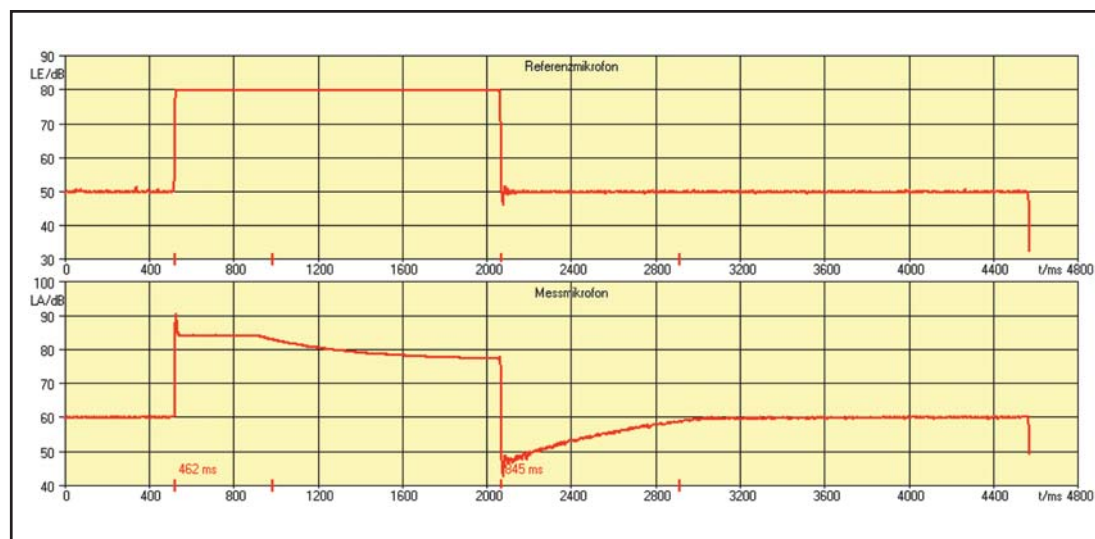


Abb. 7 Sprungverfahren nach IEC 118.
Oben wieder der Eingangspegelsprung (50, 80, 50 dB), unten Resultat des Hörgerätes. Dieses Diagramm entspricht der Zeitdarstellung oben, bildet aber die »Umhüllende«, also den Pegelverlauf als dB-Wert über der Zeit, ab

(Fortsetzung auf Seite 36)

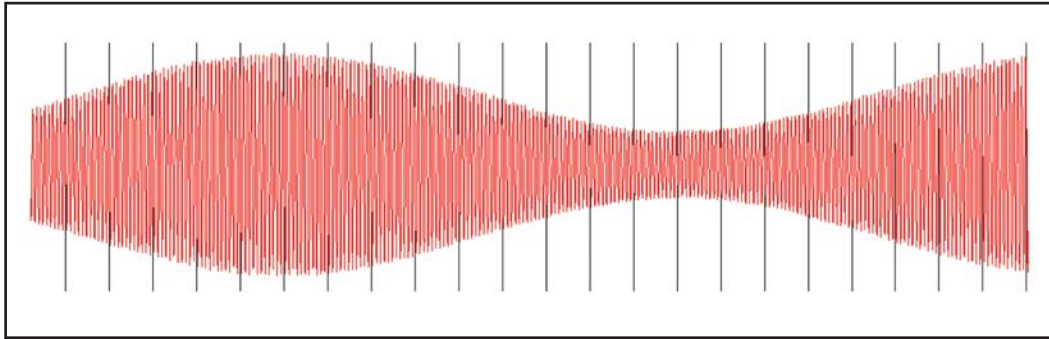


Abb. 8 Sinuston amplitudenmoduliert

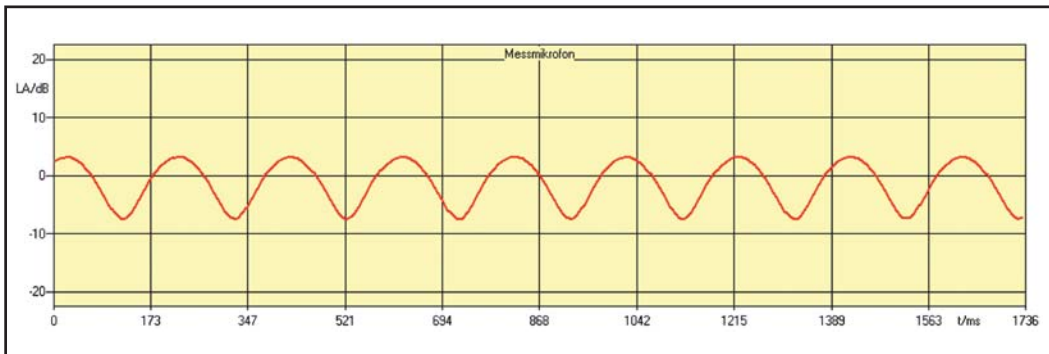


Abb. 9 Gleichgerichtetes Signal des amplitudenmodulierten Sinustons (Umhüllende)

Messung des dynamischen Kompressionsverhältnisses

Schon seit Jahren experimentieren wir daran, das »dynamische« Verhalten von Hörgeräten exakt auszumessen, um genau diese Lücke zu schließen. Den eigentlichen Durchbruch schafften wir auf Anregung von *Reimer Rohweder*, der in seinen Vorträgen ein einfaches und wirkungsvolles Verfahren vorgeschlagen hat, nämlich amplitudenmodulierte Signale zu verwenden. Ein amplitudenmoduliertes Signal hat den Vorteil, dass die »Geschwindigkeit«, mit der sich das Signal ändert, exakt einstellbar und veränderbar ist. Und dies bietet eine Fülle von Möglichkeiten.

Das Beispiel der Abbildung 9 zeigt einen Sinuston, der mit einer Amplitudenmodulation versehen ist.

Über die Modulationsfrequenz kann die Geschwindigkeit der Pegeländerung variiert werden. Da das Hörgerät keine unendlich schnelle Reaktionszeit besitzt, wird es ab einer bestimmten Geschwindigkeit der Pegeländerung nicht mehr reagieren können. Wird die Pegeländerungsgeschwindigkeit sehr langsam gemacht, wird das Hörgerät sehr wohl reagieren können und die Verstärkung des Hörgerätes »nachregeln«.

Aus dem Hub (der Stärke der Modulation) des Eingangssignals und dem Resultat des Hörgerätes lässt sich dann nach bewährter Formel das Kompressionsverhältnis errechnen. Wenn also das Eingangssignal eine Mo-

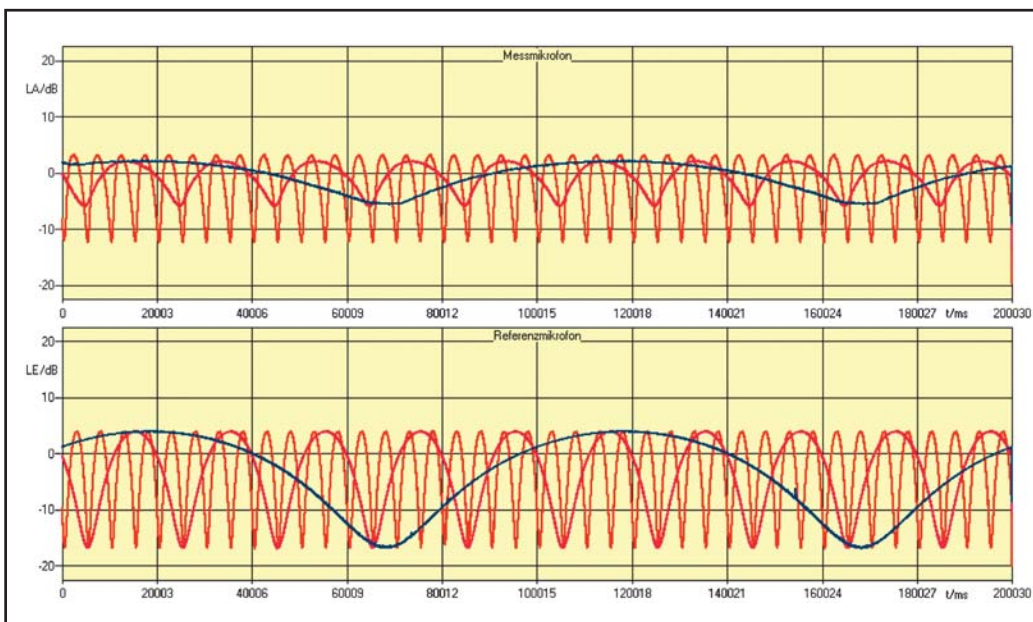


Abb. 10 Amplitudenmodulierter Sinuston mit unterschiedlichen Modulationsfrequenzen.
Untere Bildhälfte: Eingangssignal mit konstant $\Delta L_E = 20$ dB
Obere Bildhälfte: Gemessenes Resultat des Hörgerätes mit unterschiedlichem ΔL_A

dulationsstärke von 20 dB besitzt (das Signal schwankt somit plus 10 dB und minus 10 dB um den eingestellten Wert herum), dann liegt ein ΔL_E von 20 dB vor. Der am Ausgang des Hörgerätes resultierende, unter Umständen geringere Hub ($< \Delta L_E$), wird in die bewährte Formel eingefügt und dient somit der Berechnung des CV.

Das in Abbildung 10 gezeigte Beispiel demonstriert, dass das Hörgerät wie folgt reagiert: Bei geringer Modulationsfrequenz (hier 0.01 Hz) wirkt die Kompression (ΔL_A kleiner ΔL_E), mit steigender Modulationsfrequenz (hier 0.05 Hz und 0.2 Hz) folgt das Hörgerätesignal zunehmend dem Eingangssignal ($\Delta L_A = \Delta L_E$). Dies ist auch so zu erwarten, weil mit zunehmender Pegeländerungsgeschwindigkeit das Hörgerät nicht mehr reagieren kann, im Gegensatz zur sehr geringen Pegeländerungsgeschwindigkeit, bei der das Hörgerät genug Zeit hat, nachzuregeln. Wie Sie nun feststellen können, ist der Faktor Zeit durch die Modulationsfrequenz in der Messung enthalten. Es handelt sich um eine »dynamische« Messung der Hörgeräteigenschaften.

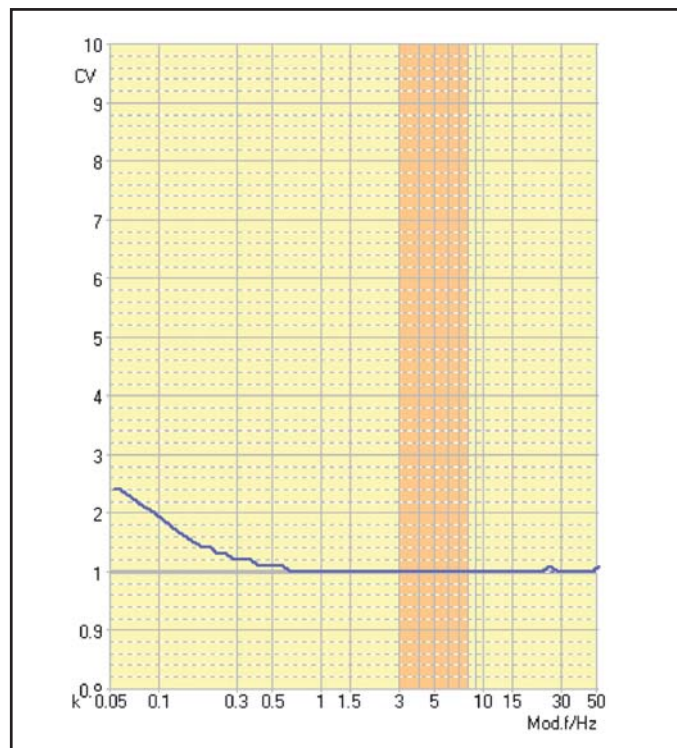


Abb. 11 Kurve des dynamischen CV in Abhängigkeit der Modulationsfrequenz (= Pegeländerungsgeschwindigkeit)

Die Abbildung 11 zeigt nun den Extrakt aus den vorangegangenen Messungen. Sie sehen hier die Abhängigkeit des dynamischen Kompressionsverhältnisses von der Modulationsfrequenz. Ist die Modulation langsam, ist das CV groß; ist die Modulationsfrequenz groß, ist das CV = 1. Die Kurve beginnt bei einer Modulationsfrequenz von 0.05 Hz mit einem CV von ~2,5. Dies entspricht etwa dem Wert, der sich auch im L_E - L_A -Diagramm, also der statischen Messung, zeigt. Das heißt, dass bei ausreichend geringer Modulationsfrequenz das Gerät sein

statisches CV einstellt. Dies ist mehr als logisch, denn ist die Modulationsfrequenz ausreichend gering, wird das Gerät »nachregeln«, da ausreichend Zeit zum Reagieren ist. Mit zunehmender Modulationsfrequenz zeigt sich bei »allen« Hörgeräten eine fallende Tendenz, die dann auf dem Wert 1 »landet«. CV = 1 bedeutet, dass das Hörgerät nicht komprimiert, also Pegeländerungen am Eingang in gleicher Stärke am Ausgang zu finden sind. Je nachdem, wie nun die Regelzeiten sind – man könnte sie auch Reaktionszeiten nennen – wird diese Kurve nun früher oder später auf den Wert 1 zugehen. Je schneller das Regelsystem ist (= kurze Regelzeiten), desto später wird der Wert 1 erreicht. Je länger die Regelzeiten sind, umso früher wird das Gerät auf 1 laufen.

Dies ist ein sehr wichtiger Hinweis darauf, ob das Gerät auch die dynamischen Anteile von Sprache komprimiert. Sprache hat eine mittlere Modulationsfrequenz, die um 5 Hz liegt (der im Diagramm schraffierte Bereich). Ist nun das Regelsystem schnell genug, wird die Kurve in den schraffierten Bereich hineinragen und damit die Sprache komprimiert.

Bei dem vorliegenden Gerät ist nicht zu erwarten, dass Sprache komprimiert wird, weil das dynamische CV schon lange vorher auf 1 läuft. Sprache wird »unkomprimiert« übertragen. Erst eine drastische Beschleunigung der Reaktionszeit der AGC (= kürzere Regelzeiten) würde die Kurve nach rechts verschieben und damit eine Komprimierung von Sprache bewirken.

Fortsetzung folgt

* Was ist ein RMS-Wert?

RMS (englisch Root Mean Square) bezeichnet den Effektivwert oder quadratischen Mittelwert über einen definierten Zeitraum.

Oder: Der Wert, der einem entsprechenden Gleichspannungswert entspricht, also »effektiv« wirkt. Beim Sinus ist der Effektivwert um den Faktor 0.7 kleiner als der Spitzenwert: $\left(\frac{1}{\sqrt{2}} \approx 0,7071\right)$

Bei komplexen nicht sinusförmigen Signalen kann der Wert 0,7 nicht mehr angewendet werden. Hier muss der rechnerische quadratische Mittelwert errechnet werden:

$$s_{\text{eff}} = \sqrt{\frac{1}{T} \int_0^T s^2(t) dt}$$

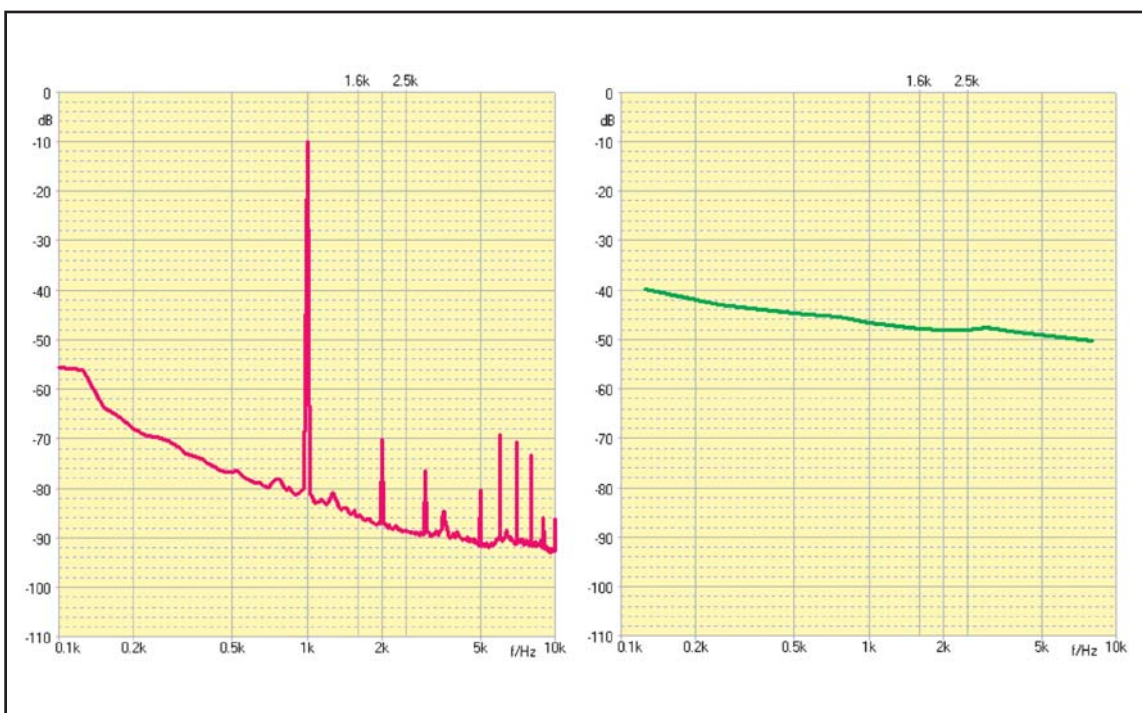
Dabei ist t der Messzeitraum. Dieser Wert bezeichnet die »Zeitkonstante«. Für Schallpegelmesser zum Beispiel ist Slow = 1 Sekunde, Fast = 125 Millisekunden.

Der Wert kann aber auch beliebig länger sein, um so »einen« Wert für fluktuierende Schalle zu erhalten. Um den Sprachschallpegel zu ermitteln, ist es erforderlich, diesen Messzeitraum (t) auf mindestens 30 Sekunden festzulegen.

Neue Verfahren zur Messung des Dynamikverhaltens von Hörgeräten – Teil 2

Harald Bonsel

Im ersten Teil dieses Beitrages wurden die Messungen zum dynamischen CV mit Sinuston durchgeführt. Das erscheint in der Praxis als wenig sinnvoll, weil der Sinuston oft vom Hörgerät als Störsignal oder Rückkopplung erkannt und anders behandelt wird, als andere Signale. Außerdem lässt der Sinuston nur eine Aussage »für die betreffende Frequenz« zu, was eine Wiederholung der Messung bei mehreren Frequenzen erforderlich machen würde, um ein umfassendes Bild darüber zu erhalten, wie das AGC-System in den unterschiedlichen Frequenzbereichen bzw. Kanälen wirkt. Um dies zu lösen, bietet sich ein komplexes Signal an, in dem mehrere Frequenzen enthalten sind.



*Abb. 12
Links Spektrum
des Sinustons,
rechts Spektrum
des CHIRP Signals*

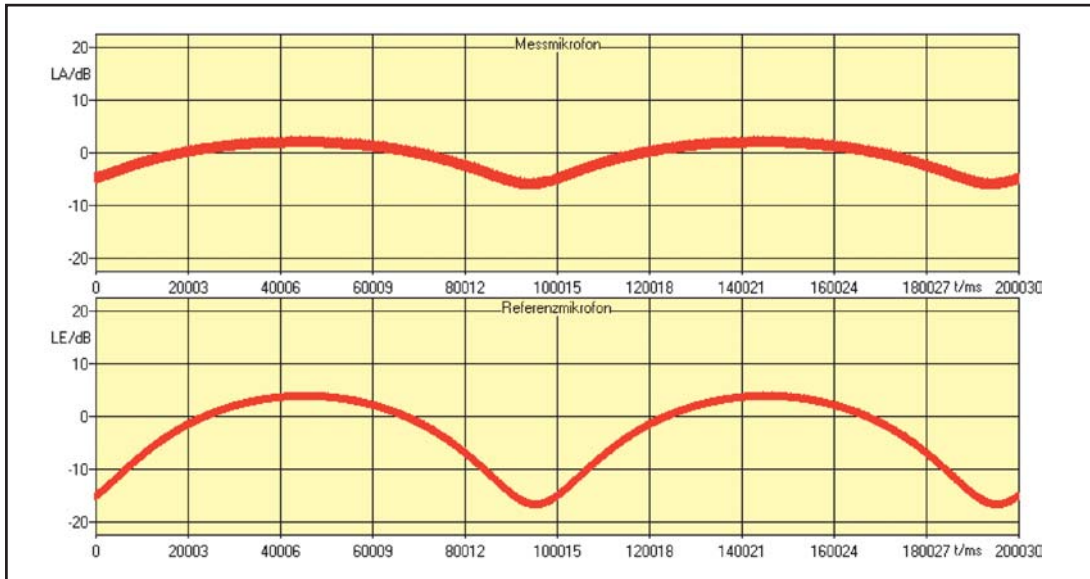


Abb. 13 Amplitudenmoduliertes CHIRP Signal. Eingangssignal unten und Ausgangssignal oben

Das ebenfalls von Reimer Rohweder vorgeschlagene Signal, ein CHIRP, enthält alle zu messenden Sinustöne.

Im CHIRP sind im Gegensatz zum Sinuston »alle« Frequenzen enthalten, im Sinus logischerweise nur einer. Auch der CHIRP kann mit einer Amplitudenmodulation versehen werden.

Zum Sinuston ist der Unterschied jetzt der, dass das Gerät mit einem »breitbandigen«, dem Spektrum der Sprache entsprechenden Signal beschallt wird. Fehler, wie oben beschrieben, sind somit nicht mehr zu erwarten.

Die Abbildung 13 zeigt, dass die beiden Kurven (Eingangssignal und Ausgangssignal) zunächst identisch zu den mit Sinuston aufgenommenen Kurven sind. Doch diese Abbildung zeigt nur den Pegelverlauf, also die Umhüllende des Zeitsignals. Eine Frequenzinformation ist in diesen Kurven nicht enthalten.

Auf dieses Signal kann nun abschnittsweise eine FFT* gerechnet werden. Diese FFT* (= Fast Fourier Transform

mation = Umrechnenregel) rechnet das Signal vom Zeitbereich in den Frequenzbereich um. Dies wird mehrmals durchgeführt, eben abschnittsweise. Sie erhalten als Ergebnis eine Reihe von FFTs, bei denen die Modulation, die auch im Gesamtsignal steckt, »für jede Frequenz« sichtbar wird.

Am besten ist dies durch die so genannte Wasserfalldarstellung zu verdeutlichen. Jede FFT-Berechnung repräsentiert hier eine Reihe von Frequenzen (dargestellt durch eine Reihe dünner Balken). Zu welchem »Zeitabschnitt« innerhalb des Zeitbereichs dieser Abschnitt gehört, können Sie auf der rechten Seite des Diagramms (z-Achse nach hinten-oben), bezeichnet als t/ms, ablesen.

Die Modulationstiefe des Eingangssignals beträgt auch hier wieder 20 dB. Es ist unschwer zu erkennen, dass die Modulation des Eingangssignals über alle Frequenzen stattfindet. Das Ausgangssignal allerdings verhält sich wieder ganz so, wie wir es beim Sinuston gesehen ha-

(Fortsetzung auf Seite 72)

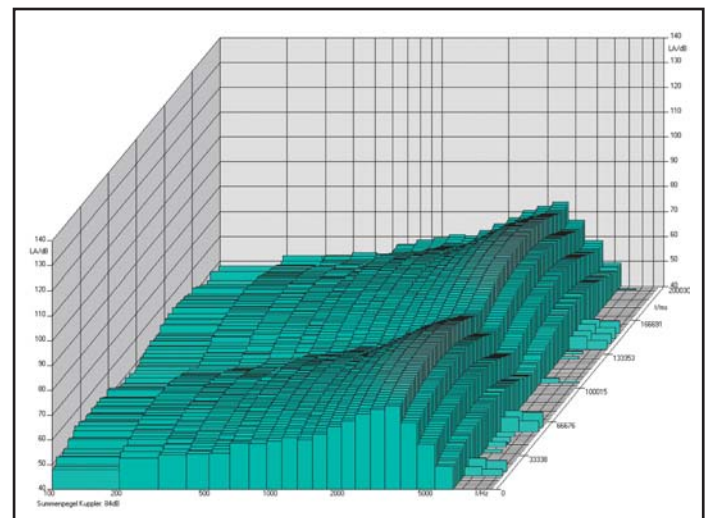
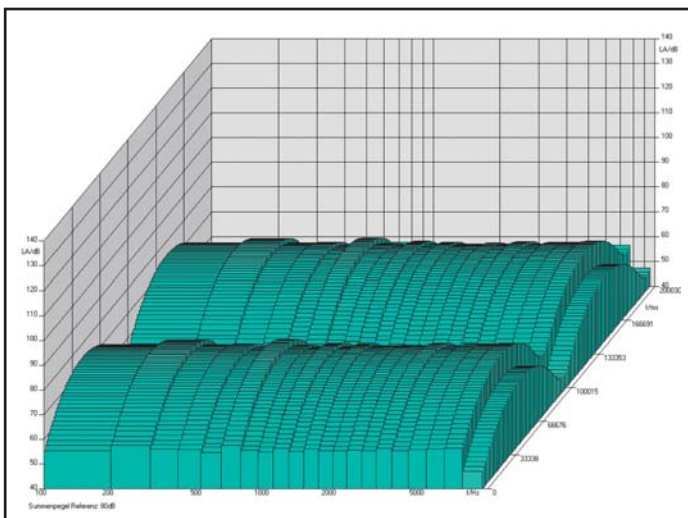


Abb. 14 Wasserfalldarstellung des Eingangssignals (Amplitudenmoduliertes CHIRP Signal)

Abb. 15 Wasserfalldarstellung des Ausgangssignals (Amplitudenmoduliertes CHIRP Signal)

ben: Die Modulationstiefe ist geringer geworden, als die des Eingangssignals. Daraus folgt ein $CV > 1$. Über die gleiche Berechnung wie schon beim Sinuston, kann nun das CV für jede Frequenz berechnet werden: Über die Stärke der Modulation des Eingangssignals ($= \Delta L_E$) im Verhältnis zur Stärke der Modulation des Ausgangssignals ($= \Delta L_A$).

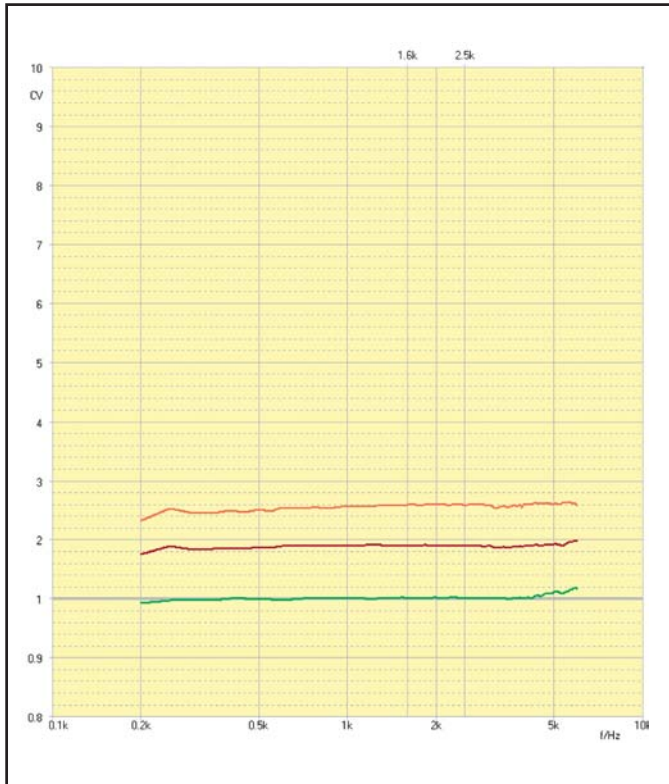


Abb. 16 CV über der Frequenz, aufgenommen mit CHIRP und Modulationsfrequenz 0,01 Hz (orange), Modulationsfrequenz 0,1 Hz (braun), Modulationsfrequenz 1,2 Hz (grün)

Das Hörgerät zeigt hier wieder das gleiche Verhalten, wie schon bei der Sinustonmessung. Für geringe Modulationsfrequenzen läuft das dynamische CV auf den statischen Wert, für hohe Modulationsfrequenzen läuft das CV gegen 1.

Sie sehen wieder, dass das Hörgerät für Modulationsfrequenzen > 1 Hz keine Regelung zeigt. Sprache wird somit in allen Frequenzbereichen linear (= unkomprimiert) übertragen.

Es zeigt sich, dass diese Art, das dynamische Verhalten von Hörgeräten zu messen, wichtige und wertvolle Hinweise für die Hörgeräteanpassung liefert. Entgegen der eingangs erwähnten Dynamikanpassung stellt sich nun heraus, dass das Hörgerät zwar regelt, dies aber nicht in dem Umfang und in der Art tut, wie man es vermuten würde.

Dies ist bedingt durch die »Regelzeiten« des Hörgerätes, die in die dynamische Messung eingeflossen sind.

Es stellt sich nun die Frage, welche Konsequenzen dies für die tägliche Anpassarbeit hat. Die Audiologie ist sich in dieser Frage nicht einig, deshalb möchte ich hier nur

einige Randbedingungen nennen bzw. beschreiben, um ein wenig Licht in diese Betrachtungsweise zu bringen.

Generell sind in heutigen modernen Hörsystemen fast beliebige Regelsysteme denkbar. In Art und Umfang können diese sehr unterschiedlich ausgelegt sein und Regelzeiten verwenden, die beliebig gewählt werden können. Im Gegensatz zu den analogen Hörgeräten, bei denen die Regelzeiten durch die Möglichkeiten der Analogtechnik begrenzt waren, ist diese Grenze bei der digitalen Signalverarbeitung nicht mehr vorhanden. Tatsächlich finden sich Variationsbreiten in der Ein- und Ausschwingzeit von rund 1 ms bis hin zu 1 Minute. Es ist auch nicht immer die Einschwingzeit schneller als die Ausschwingzeit, wie es früher üblich war. Es gibt Hörgeräte, bei denen die Ausschwingzeit schneller als die Einschwingzeit gewählt wurde. Hinzu kommt, dass mehrere Regelstrategien miteinander kombiniert werden, also mehrere Regelsysteme hintereinander geschaltet werden, um so schnelle und langsame Strategien miteinander zu kombinieren. Allein die Tatsache, dass es derart viele Verfahren gibt, zeigt, dass die Hersteller unterschiedliche Strategien anwenden und damit offensichtlich auch Erfolg haben. Wäre nämlich eine bestimmte Regelzeit, oder besser, Regelstrategie ungeeignet, würde der Hersteller dies feststellen und diese Strategie nicht weiter anwenden.

Bekannt ist:

1. sehr kurze Regelzeiten führen zu harmonischen Verzerrungen, weil ein schnelles Regeln »in die Amplitude« hineinregelt. Wenn z. B. die Regelzeit 1 ms beträgt und diese Regelzeit auf 100 Hz (Periodenzeit $1/100 \text{ Hz} = 10 \text{ ms}$) angewendet wird, dann würde das Regelsystem eingreifen, »bevor« der Scheitelwert des 100 Hz-Tones erreicht wäre – es würde in die Amplitude hineinregeln, was zur Folge hätte, dass der sinusförmige Verlauf verformt wird (= Verzerrungen).

Deshalb darf die Regelzeit nicht kürzer sein als die Periodenzeit ($1/f$); zum Beispiel bei 100 Hz nicht kürzer als 10 ms – entsprechend einer Periode. Ist dies doch der Fall gibt's Ärger. Daraus folgt: Vorsicht beim Anwenden von schnellen Regelsystemen auf niedrige Frequenzen!

2. Die meisten Hörgeräte-Hersteller verwenden eher lange Regelzeiten, um die »Sprachdynamik« nicht zu verändern. Die Diskrimination von Sprache erfolgt über die Frequenzauflösung, aber in großem Umfang auch über eine »Zeitmusteranalyse«. Wenn ein AGC-System diese Zeitmuster verändert (nämlich zusammenquetscht), hat dies zur Folge, dass die Diskrimination schlechter wird. Ob dies an dem veränderten Zeitmuster liegt, oder daran, dass bei kurzen Regelzeiten harmonische Verzerrungen auftreten, sollte noch näher untersucht werden.

Um das Zeitmuster nicht zu stark zu verändern, werden oft nur bestimmte Frequenzbereiche mit schnelleren Regelzeiten versehen (also schnelle Regelzeiten nur im hohen Frequenzbereich). Die Zeitmuster »nicht« oder möglichst gering zu verändern, ist die am häufigsten verwendete Strategie, schon um einen möglichen Diskriminationsverlust durch die Regelung zu vermeiden.

3. Aufgrund der eingengten Dynamik vieler Schwerhöriger ist es letztlich das Ziel, die »Lautstärke« dem Kundenwunsch automatisch anzupassen. Hier sind die langen Regelzeiten bestens geeignet, weil sie den Mittelwert des Pegels über einen langen Zeitraum bilden, um dann zu analysieren, ob das Signal lauter oder leiser eingestellt werden muss. Quasi als Ersatz für ein Potentiometer, welches der Kunde sonst ständig bedienen müsste, um die unterschiedlichen Sprechlautstärken immer wieder in seinen Dynamikbereich hineinzuschieben. Für leise Sprache – damit meine ich den mittleren Pegel – muss die Sprache deutlich mehr verstärkt werden als für mittlere oder laute Sprache. Für diese Art der Betrachtung funktionieren unsere Dynamikkennlinien aus dem L_E - L_A -Diagramm wieder hervorragend. Aber eben nur für diesen Betrachtungsfall. Dies deshalb, weil bei dieser Art der Betrachtung das dynamische Verhalten des Hörgerätes außer Acht bleibt – nur das Langzeitmittel interessiert hier.

4. Dynamikkompressionen, die kurz vor Erreichen des $L_{A \max}$ einsetzen, stellen einen Sonderfall dar. Diese Systeme dienen dem Zweck, das Hören auch an der Sättigungsgrenze des Hörgerätes erträglich zu machen. Kurz vor Erreichen der Sättigungsgrenze wird die Verstärkung kräftig (= hohes CV) zurückgenommen. Damit gehen die Verzerrungen stark zurück. Eine Strategie, die der Kunde dankt, weil das Gerät erheblich besser klingt. Oft wird dies schon am Eingang, vor dem AD-Wandler gemacht, damit der AD-Wandler nicht in die Übersteuerung gerät. Diese analoge Schaltung wird als HLC (High Level Compressor) bezeichnet und ist immer wirksam. Der HLC hat eine Regelschwelle > 80 dB und ein hohes CV.

5. Personen, die sich an eine AGC, welcher Art auch immer, gewöhnt haben, werden sich bei einer Nachversorgung nicht gerne umgewöhnen lassen. In diesem Fall lohnt es sich besonders, das Regelsystem des Altgerätes zu messen und zunächst auf das Neugerät zu übertragen. Ein »sanftes« Umgewöhnen auf eine andere Strategie ist in diesem Fall das erfolgversprechende Konzept.

Dies zeigt, dass es nicht ganz einfach ist, ein Regelsystem richtig einzustellen, zumal wir nun einen Parameter mehr mit in die Überlegungen einbeziehen müssen – die Regelzeit. Sicher spielt auch eine Menge Erfahrung mit in die Überlegungen hinein. Von außerordentlicher Bedeutung ist es in Ihrer täglichen Praxis, dass Sie die Regelstrategien der Hersteller kennen und im optimalen Fall auch in diese eingreifen können, um eigene Ideen ausprobieren zu können. Dies gilt auch für die Regelzeiten. Es ist das Mindeste, diese Regelzeiten in der Fitting Software offen zu legen und es wäre noch besser, diese zusätzlich einstellbar zu machen. Optimal wäre es, dies auch für die unterschiedlichen Kanäle des Hörgerätes getrennt zu ermöglichen, um so für hohe Frequenzen schnellere und für niedrige Frequenzen langsamere Regelzeiten wählen zu können. Sofern ein Gerät über mehrere in Reihe geschaltete Regelsysteme verfügt, ist auch hier eine Offenlegung der Industrie wünschenswert. Ich

Anzeige

bin der Überzeugung, dass dies in den Händen der Hörgeräte-Akustiker zu derart guten Anpassungen führen kann, wie dies unter aktuellen Voraussetzungen nicht einmal zu erträumen ist.

In meinen bisherigen Betrachtungen des Regelsystems von Hörgeräten habe ich zur Bestimmung der Parameter nur sprachfremde, künstlich erzeugte Signale verwendet. Diese Signale sind hervorragend geeignet, ein Regelsystem auszumessen, bieten aber nicht mit letzter Gewissheit die Möglichkeit, das Hörgerät in den gewünschten Modus zu versetzen, der für die Anpassungssituation erforderlich ist. Ein Hörgerät, mit amplitudenmoduliertem Sinuston oder CHIRP beschallt, wird nicht »sicher« in den Sprachmodus schalten – nur vielleicht! Wird das Hörgerät die Sprachmodulation messen und das Ergebnis zur Entscheidungsgrundlage verwenden, wird das Gerät bei einer der Sprache entsprechenden Modulationsfrequenz in den Sprachmodus umschalten. Werden andere Techniken verwendet, wird ein zufälliger Modus eingeschaltet.

Um das Gerät sicher in den Sprachmodus zu bringen, eignet sich eigentlich nur die Sprache selbst. Und je komplexer und pfiffiger die Geräte werden, desto problematischer werden sprachfremde Signale.

Die so genannte »Situationserkennung« der Hörgeräte kann inzwischen aufgrund der spezifischen phonetischen Merkmale Sprache sicher erkennen, aber auch sehr genau Störsignale, Musik oder die verschiedensten Gemische daraus identifizieren. Da nicht bekannt ist, welche Merkmale zur Erkennung herangezogen werden, ist es nicht möglich, diese künstlich nachzubilden.

Aus diesem Grund ist die überwiegende Mehrheit der Fachwelt inzwischen übereingekommen, dass zum Messen des Verhaltens der Hörgeräte für Sprache am besten Sprache selbst geeignet ist. Auch die Nachbildung bestimmter akustischer Situationen (zum Beispiel Sprache im Störlärm) ist mit künstlichem Signal sehr problematisch.

Wenn Sie Messungen mit komplexen Signalen, wie z. B. Sprache, durchführen, sind einige Besonderheiten zu beachten.

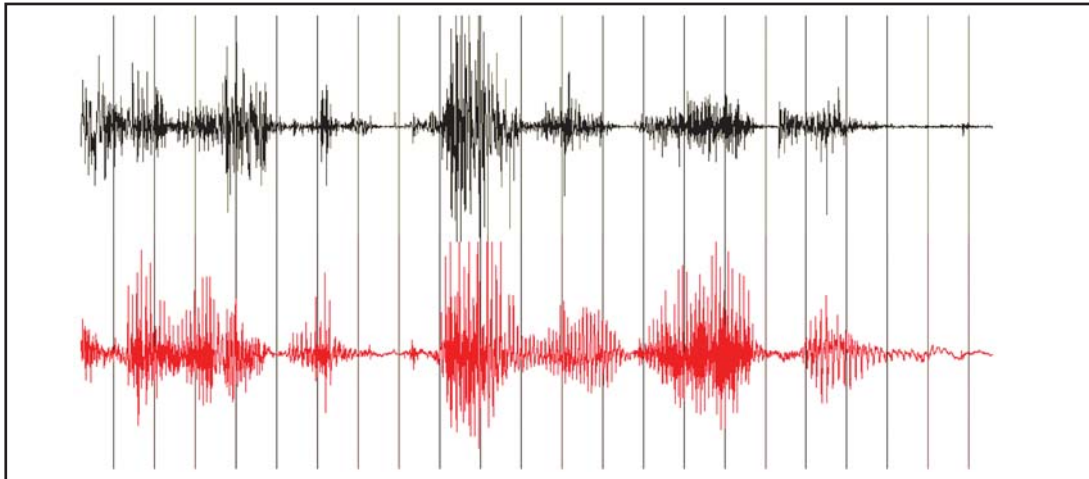


Abb. 17 Zeitdiagramm von Sprache (1,4 Sekunden) am Ausgang des Hörgerätes (oben) und am Eingang (unten)

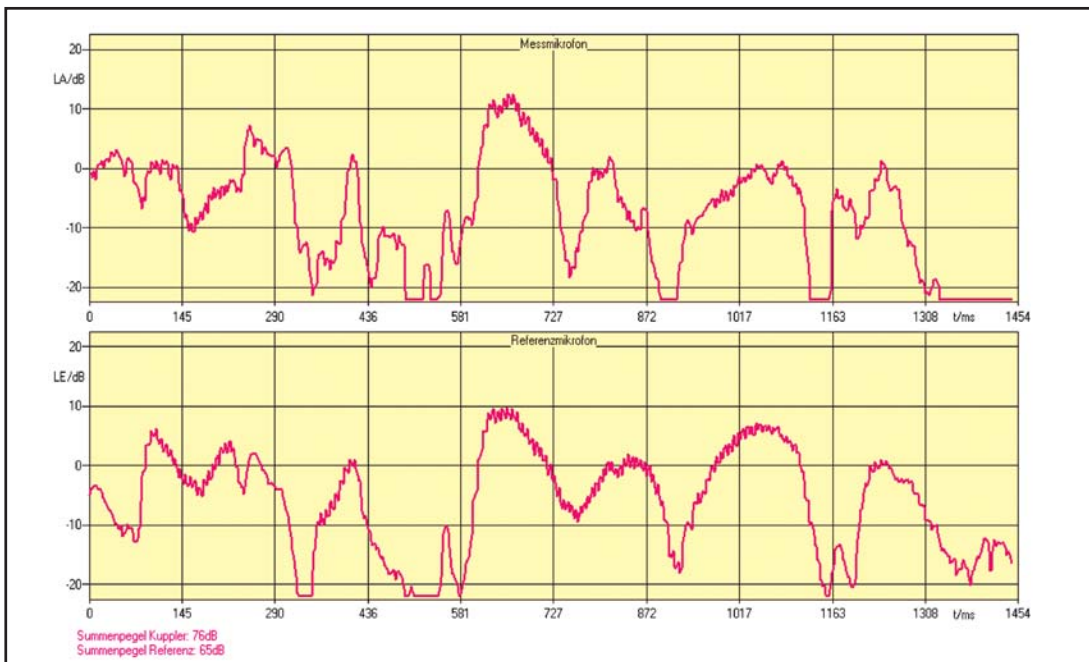
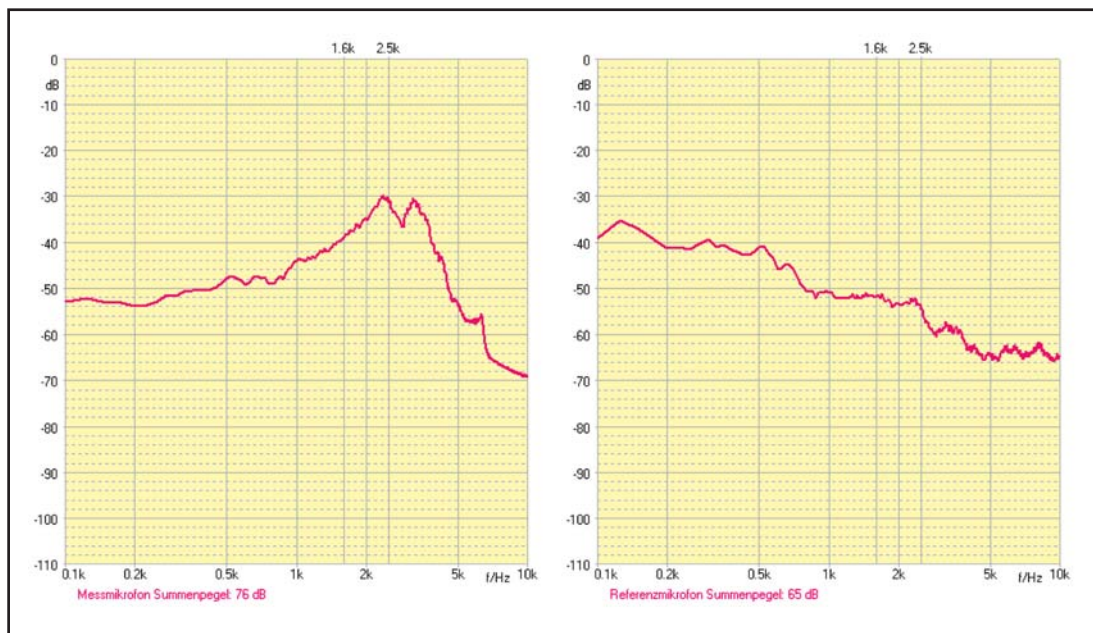


Abb. 18 Pegelverlauf von Sprache (1,4 Sekunden). Am Ausgang des Hörgerätes (oben) und am Eingang (unten), also die Umhüllende der oben zu sehenden Zeitdarstellung

Abb. 19 Obige Diagramme als Spektrum (Langzeitspektrum über 10 Sekunden). Links der Ausgang des Hörgerätes, rechts das Eingangssignal



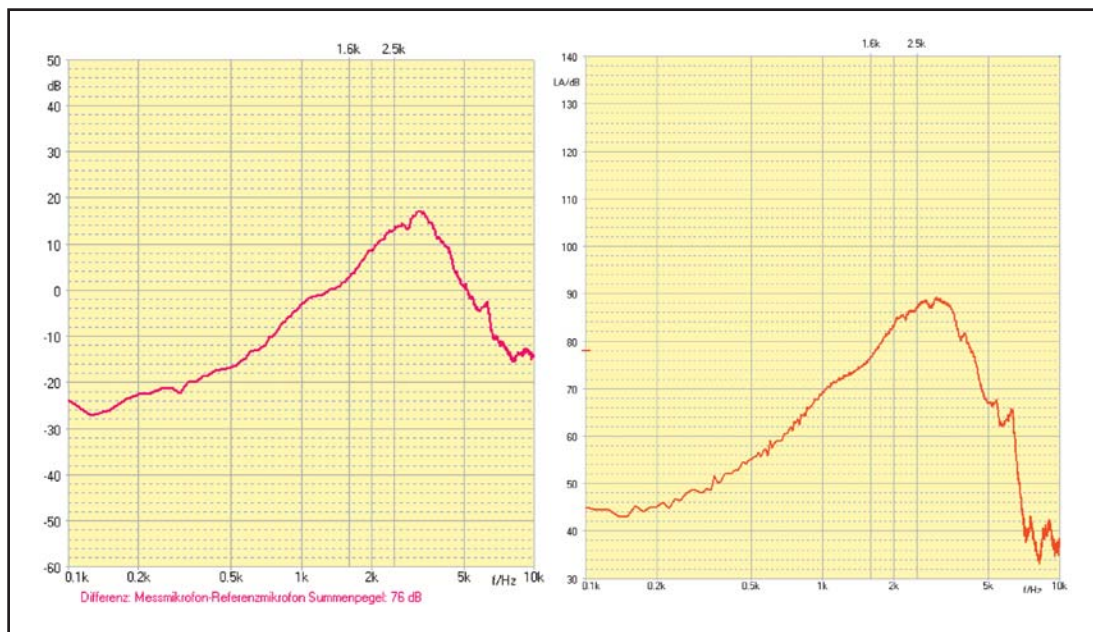
Wie allgemein bekannt, ist Sprache nicht »linear« verteilt, sondern der Pegel fällt zu den hohen Frequenzen hin ab. Deshalb ist die Kurve auf der linken Seite nicht mit einem konstanten, über alle Frequenzen identischen Eingangspegel beschallt, sondern der Eingangspegel ist für jede Frequenz ein anderer, zu den hohen Frequenzen hin abfallender Pegel. Aus diesem Grund unterscheidet sich die Übertragungskurve des Hörgerätes links erheblich von der mit einem »linearen« bei allen Frequenzen konstanten Eingangspegel gemessenen. Um nun die »tatsächliche« Verstärkung des Hörgerätes zu ermitteln, kann nicht ein »konstanter« Wert von den Ausgangspegelwerten subtrahiert werden, sondern es müssen die »spezifischen« Werte der Eingangskurve angewendet werden.

Die Ähnlichkeit der beiden mit Sprache und mit CHIRP gemessenen Kurven zeigt, dass die differenzielle Darstel-

lungsart der Sprachmessung einen guten Zusammenhang zu technischen Messungen herstellt.

Dieses Verfahren ist zur Analyse des Frequenzganges von Hörgeräten für beliebige Signale sehr gut geeignet, insbesondere deshalb, weil eventuelle Veränderungsstrategien der Hörgeräte für unterschiedliche Signale (z. B. Sprache, Straßenlärm, Stimmengewirr, Musik) sehr gut abgebildet werden. Wichtig ist dabei aber, dass das Eingangsspektrum, also der Frequenzgang des Eingangssignals, immer vom Ausgangsspektrum abgezogen wird, weil sonst ein falscher Eindruck entsteht. Viele Messsysteme, die solche komplexen Signale anwenden, machen dies nicht und zeigen deshalb ein verzerrtes Bild. Ein ebenso häufiger Fehler beim Messen komplexer und zeitlich strukturierter Signale ist die Ermittlung des Langzeitspektrums. Um das Spektrum derart schwankender Signale wie Sprache zu messen, bedarf es einer Mittelung (Integration)

Abb. 20 links Differenzkurve ($L_A - L_E$) gemessen mit Sprache, rechts Kurve mit CHIRP gemessen



*Was heißt FFT?

FFT = Fast Fourier Transformation ist eine spezielle (schnellere) Rechenregel der FT (Fourier Transformation).

In der Akustik erfolgt mittels FFT eine Umrechnung vom Zeitbereich in den Frequenzbereich. Ein innerhalb eines Zeitbereiches vorliegendes digitalisiertes Signal wird mittels FFT in seine Frequenzbestandteile zerlegt.

über einen Zeitraum von mindestens 30 Sekunden. Messsysteme, die nur einen Momentanwert anzeigen, sind ungeeignet, weil nur das Langzeitspektrum Aussagen über den Frequenzgang des Hörgerätes für diese Art von Signalen zulässt.

Es besteht ein fester Zusammenhang zwischen »Zeitbereich« und »Frequenzbereich«. Mittels der FFT kann vom Zeit- in den Frequenzbereich umgerechnet und mit der iFFT (= inverse FFT) umgekehrt vom Frequenz- in den Zeitbereich gerechnet werden.

Diese Möglichkeiten machen die Rechenregel in der Signalverarbeitung und Messtechnik sehr attraktiv. Auch bei Hörgeräten wird dieses Verfahren angewendet, um festzustellen, welche Frequenz mit welcher Intensität im Schall enthalten ist, sowie die Intensitäten gezielt zu manipulieren, um dann wieder in den Zeitbereich zurückzurechnen. Das vorrangige Problem dieser Rechenregel, nämlich die Tatsache, dass sie sehr aufwändig und damit rechenintensiv ist, minimiert sich mit den heute verfügbaren Rechenleistungen der Mikroprozessoren zunehmend.

Auch in der Frequenzsynthese (dem künstlichen Erzeugen von Schall) ist die FFT ein weit verbreitetes Instrument. Und bei Algorithmen zur Datenreduktion (z. B. bei Handys oder bei MP3-Daten, aber auch in der Bildverarbeitung) ist die FFT nicht mehr wegzudenken.

Wenn Sie mehr zur FFT erfahren möchten (inklusive der mathematischen Hintergründe), dann schauen Sie in Wikipedia.de unter »Schnelle Fourier Transformation«. Die Adresse: http://de.wikipedia.org/wiki/Schnelle_Fourier-Transformation.

*Harald Bonsel
(Fortsetzung folgt)*

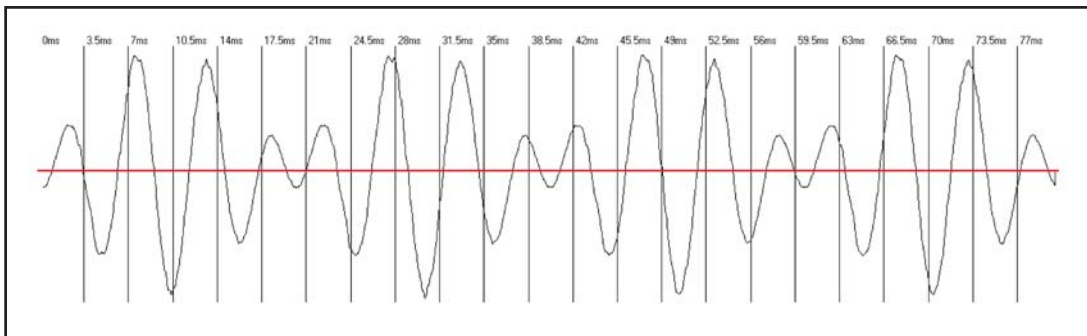


Abb. 21 Signal am Ausgang im »Zeitbereich«

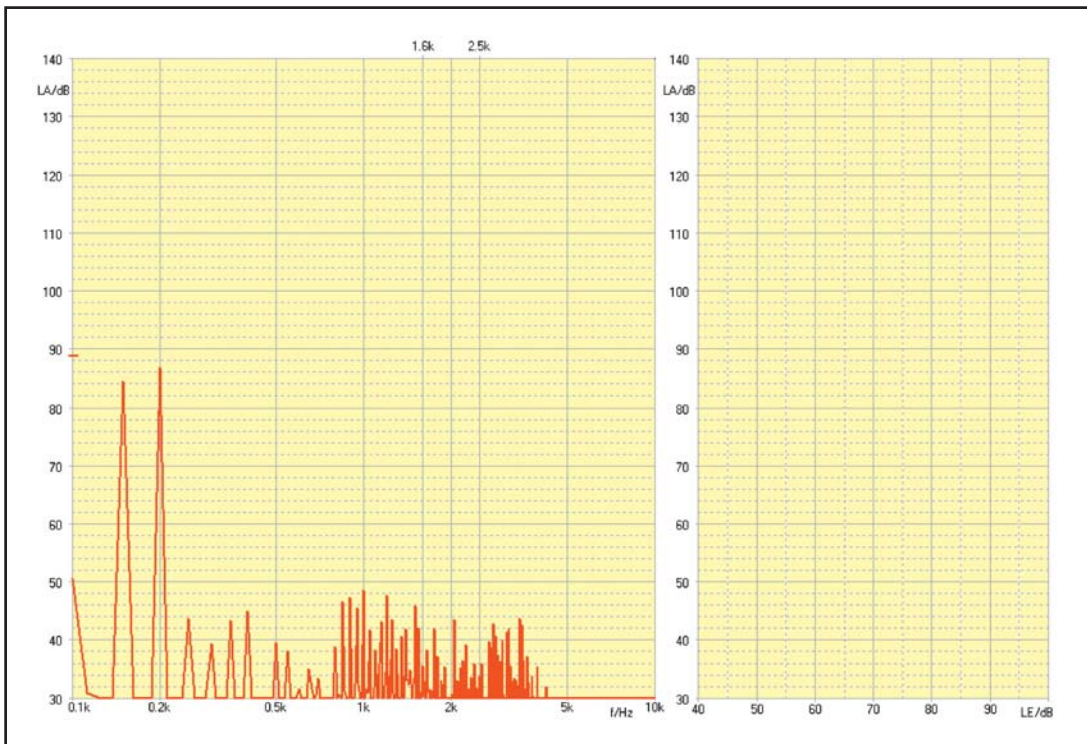


Abb. 22 Gleiches Signal im »Frequenzbereich«
(Illustrationen H. B.)

Neue Verfahren zur Messung des Dynamikverhaltens von Hörgeräten – Teil 3

Harald Bonsel

Zur Messung des Dynamikverhaltens von Hörgeräten scheinen diese komplexen und stark fluktuierenden Messsignale zunächst ungeeignet, weil die bislang beschriebenen Auswertungen nicht angewendet werden können oder unzureichende Ergebnisse liefern.

Um ein dynamisches Verhalten des Hörgerätes auch für dieses Signal zu messen, bietet sich zunächst wieder die Statistik an. In der Abbildung 23 sehen Sie eine Pegelhäufigkeitsverteilung am Eingang und am Ausgang des Hörgerätes. Die Breite am Ausgang hat »minimal« abgenommen, was darauf hindeutet, dass eine »dynamische« Kompression stattgefunden hat. Es lässt sich allerdings

keine »frequenzspezifische« Aussage über die Pegelverteilung treffen, was aber wünschenswert wäre.

Um dieses Problem zu lösen, bietet sich die Perzentilanalyse an. Dieses Verfahren lernte ich zunächst bei einem Vortrag von *Dr.-Ing. Josef Chalupper* (bei Siemens tätig) kennen. Es war ein Teil seiner Doktorarbeit an der TU in München. Später stellte sich heraus, dass das Verfahren auch unter einem anderen Namen, nämlich Pegelüberschreitungsspektren, an der TU in Dresden angewendet wurde. Die Perzentilanalyse ist ein anerkanntes und in vielen Bereichen der Statistik angewendetes Verfahren.

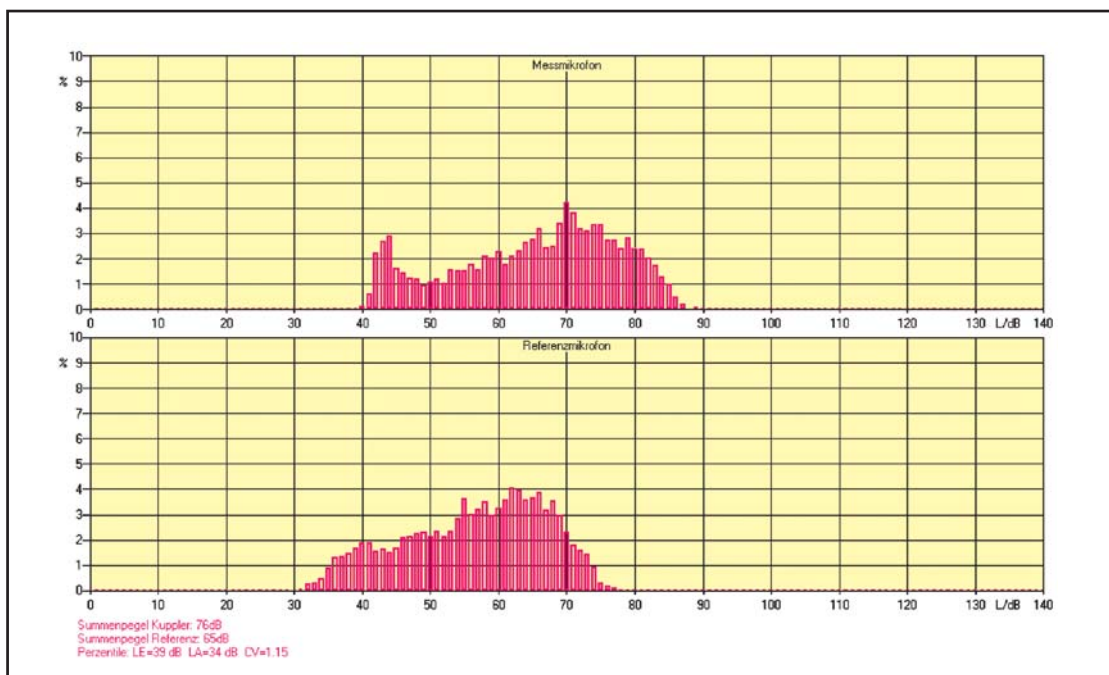


Abb. 23 Pegelhäufigkeitsverteilungen: Oben am Ausgang des Hörgerätes, unten am Eingang des Gerätes

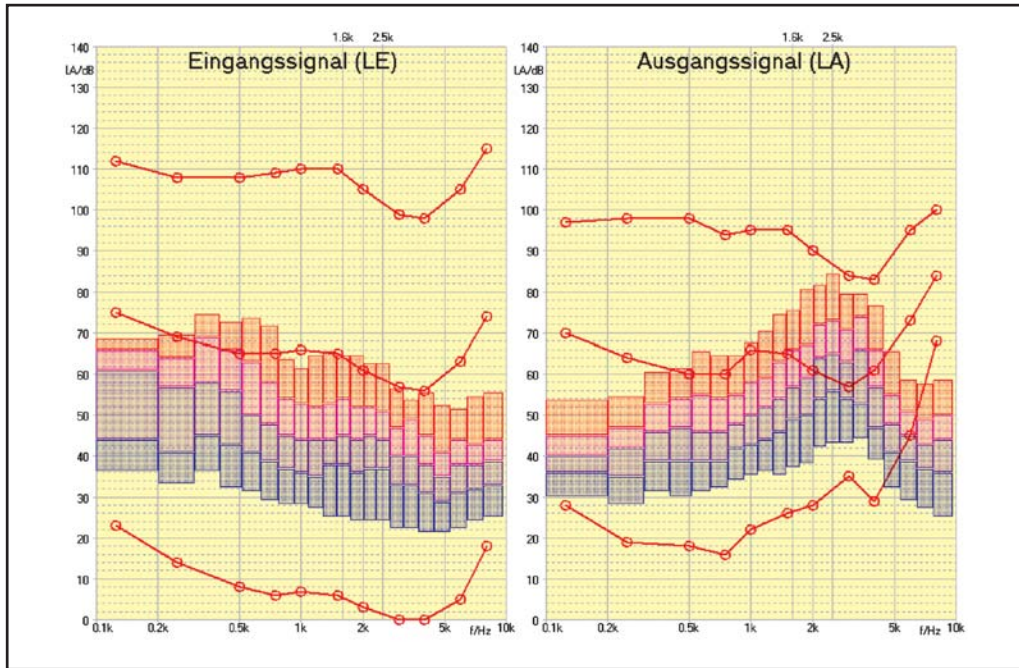


Abb. 24 Perzentilauswertung für Sprache bei einem (Langzeit-)Pegel von 65 dB. Links die Perzentilauswertung des Eingangssignals, rechts die Perzentilauswertung des Ausgangssignals. Die darunter liegenden Kurven sind: links Hörschwelle, MCL und UCL des Normalhörenden und rechts Schwelle, MCL und UCL des Schwerhörigen

Ähnlich wie schon beim amplitudenmodulierten CHIRP beschrieben, wird bei diesem Verfahren zunächst eine »abschnittsweise« FFT durchgeführt, um das Signal in seine Frequenzen zu trennen. Als Ergebnis erhalten Sie Pegelverlaufskurven für jede Frequenz, auf die dann eine Statistik angewendet wird. Als Ergebnis dieser Statistik erhalten Sie alle während des Messzeitraums aufgetretenen Pegel pro Frequenzband. Also eine dynamische Aussage, nicht nur einen einzigen Wert.

Während bisherige Messungen dieser Signale nur Mittel- oder Spitzenwerte zuließen, bietet die Perzentilanalyse ein weitaus genaueres Bild. Die über den Messzeitraum ermittelten Messwerte werden nämlich nicht gemittelt, sondern perzentil ausgewertet. Das ermöglicht,

die »Dynamikbreite« der Signale zu erfassen und darzustellen.

In der Darstellung der Abbildung 24 ist die Perzentilanalyse aufgetragen. Die jeweilige »Gesamthöhe« eines Balkens repräsentiert den gesamten Dynamikumfang in dem betreffenden Frequenzband. Die Farbe des Balkens wechselt jeweils bei Überschreiten eines Perzentilwertes. In unserer Darstellung ist dies das 5 Prozent-, 25 Prozent-, 50 Prozent-, 75 Prozent- und 90 Prozent-Perzentil. Welcher Schwellenwert für die Praxis am besten geeignet ist, wird zur Zeit noch untersucht. Die eigentlichen Schwellen sind aber in der »Gesamtbetrachtung« nicht sehr wichtig, weil sie nur die Grenzen verschieben, nicht aber das Gesamtbild verändern.

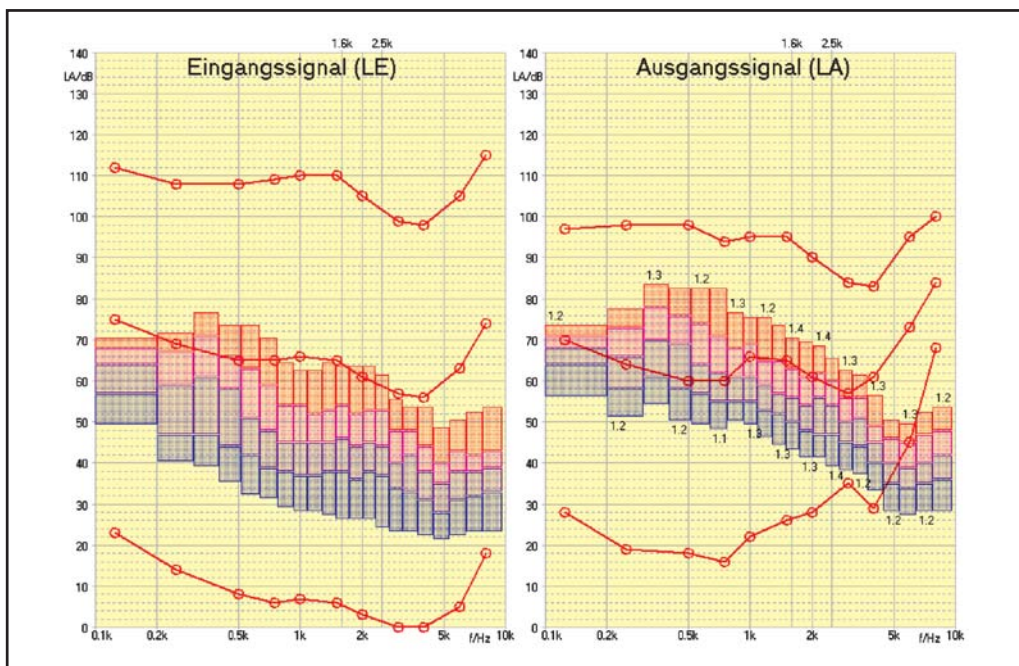


Abb. 25 Perzentilauswertung unter Angabe des dynamischen CV (rechts) mit kurzen Regelzeiten

Die Perzentilauswertung des Eingangssignals ergibt einen umfangreichen Dynamikbereich von insgesamt ca. 40 dB – je nach Frequenzband leicht unterschiedlich. Um abschätzen zu können, wie die Perzentile in die Hörfläche fallen, wurden die Kurven für die Hörschwelle, MCL und UCL jeweils für den Normalhörenden (links) und den Schwerhörigen (rechts) eingetragen. Das macht ein Erkennen der Flächenverteilung der Perzentile beim Schwerhörigen im Vergleich zum Normalhörenden leichter.

Es ist unschwer abzuschätzen, dass das Hörgerät nicht richtig eingestellt ist, nämlich in den Tiefen zu wenig, in den Höhen zu viel Verstärkung besitzt. Dies ist abzulesen aus den ungleichen Abständen zu den MCL-Kurven links und rechts (ohne Hörgerät im Vergleich mit Gerät).

Im obigen Beispiel wurden die Kompression des Gerätes auf Maximum geschaltet und schnellstmögliche Regelzeiten gewählt. Es ist zu erkennen, dass die Balken in dem rechten Bild kleiner geworden sind. Über das Verhältnis Eingangspegelbereich zu Ausgangspegelbereich kann nun auch wieder ein CV errechnet werden. In der Abbildung 25 sind die resultierenden CVs für den jeweiligen Frequenzbereich mit ausgegeben. Es ist, wie zu erwarten war, ein CV, das erheblich geringer ist, als das in der Software ausgewiesene. Der statische Wert liegt bei 2,7, der hier gemessene bei 1,2 bis 1,4. Sprache wird somit sehr »moderat« komprimiert.

Im Beispiel der Abbildung 26 wurde das Regelsystem nur in den »Regelzeiten« geändert. Regelschwelle und

Abb. 26 Perzentilauswertung unter Angabe des dynamischen CV (rechts) mit langen Regelzeiten

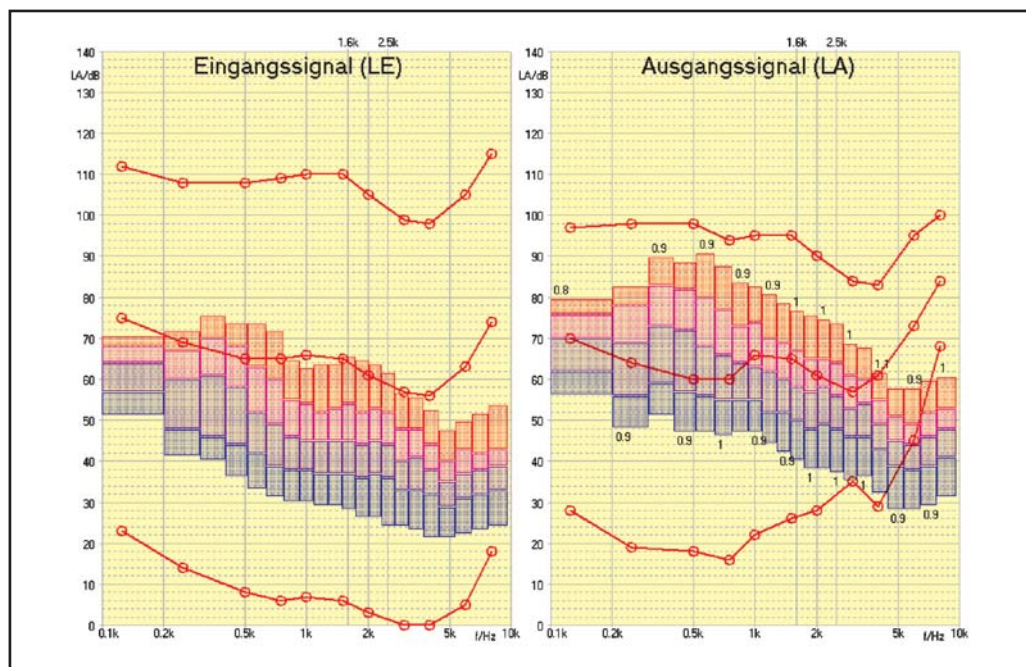
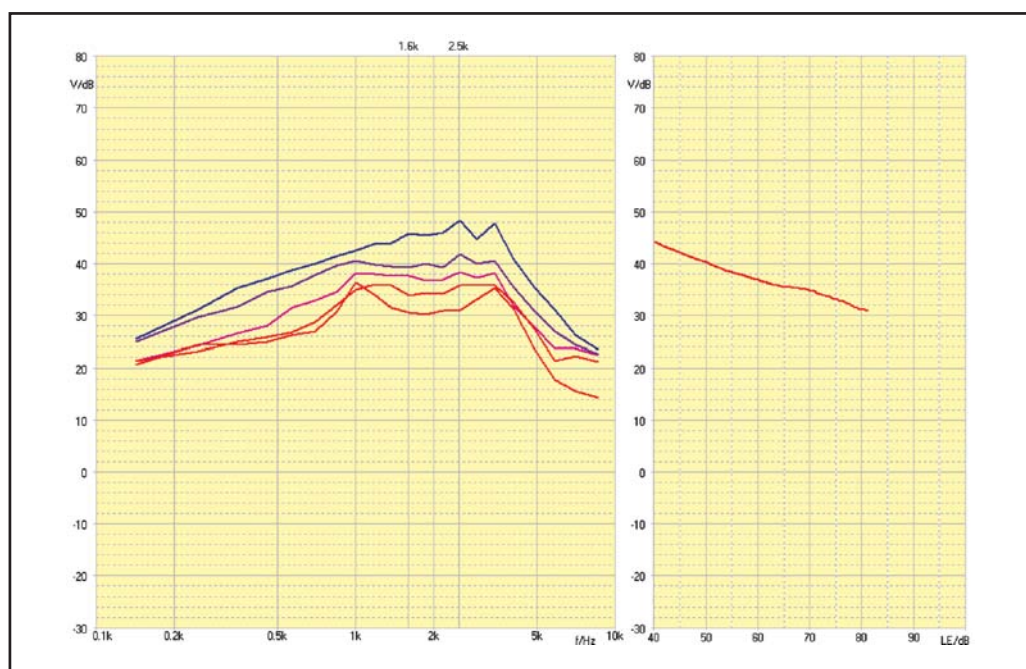


Abb. 27 Perzentile als Kurven und dynamisches L_E - L_A -Diagramm jeweils als Verstärkung



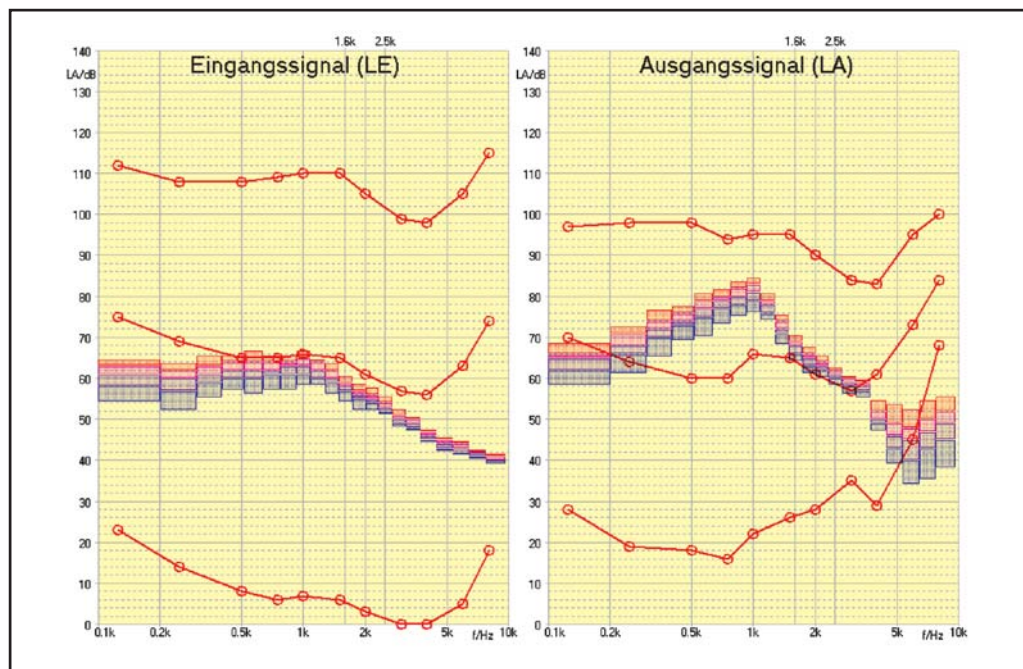


Abb. 28 Sprachsimulierendes Rauschen

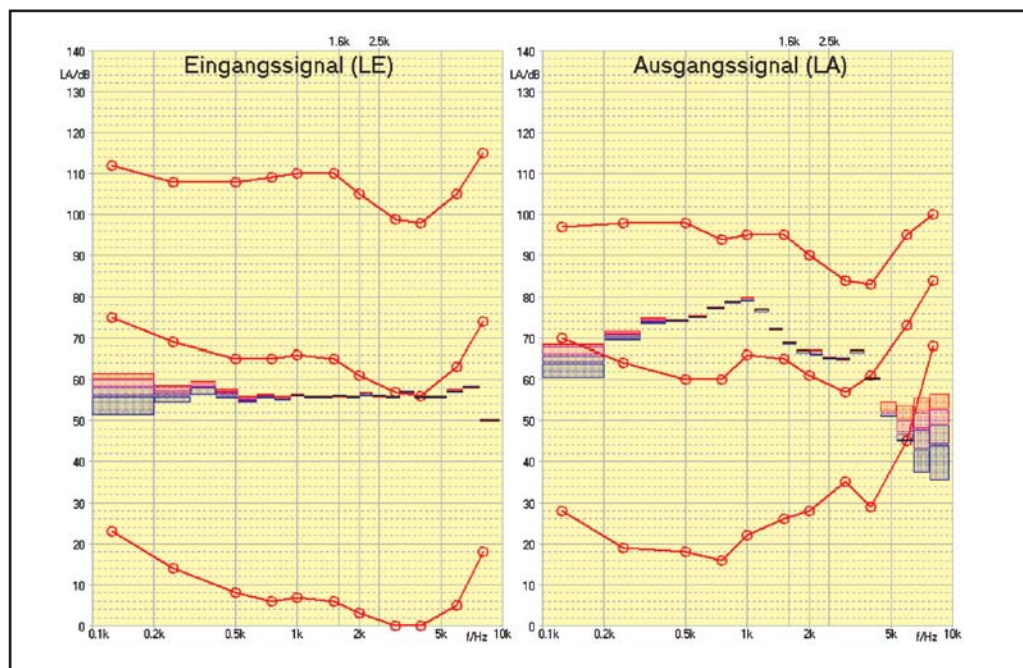


Abb. 29 CHIRP unmoduliert

CV verblieben in der Anpasssoftware in derselben Einstellung. Nur die Regelung wurde auf »langsam« gestellt (= lange Regelzeiten). Es zeigt sich, dass nun die Sprache unkomprimiert übertragen wird, also alle dynamischen CVs gegen 1 laufen. Dynamisch hat sich das AGC-System geändert, statisch nicht.

Wie schon beim Ermitteln der Übertragungskurve beschrieben, kann auch beim Perzentilverfahren eine Verstärkungskurve gebildet werden. Durch die Differenzbildung ($L_A - L_E$) kann eine Verstärkungskurve für den betreffenden Perzentilbereich ausgerechnet werden. Im Beispiel der Abbildung 27 handelt es sich um ein Hörgerät, das ein dynamisches Regelverhalten zeigt. Dies ist dadurch zu erkennen, dass die Verstärkungskurven der Perzentil-

bereiche nicht aufeinander liegen, sondern unterschiedliche Verstärkungsverläufe haben. Des Weiteren lässt sich eine $L_A - L_E$ -Kennlinie in der Form erstellen, indem die jeweiligen Eingangs- und Ausgangsperzentile in ein $L_A - L_E$ -Diagramm eingetragen werden (Eingangsperzentil zu Ausgangsperzentil). Im Beispiel zeigt sich so die Wirkung des Regelsystems für das verwendete dynamische Signal »Sprache«. Es ist zu erkennen, dass die Verstärkung, beginnend bei 40 dB L_A , kontinuierlich reduziert wird. Das sich ergebende dynamische CV beträgt wieder ~1,3.

Als herausragender Vorteil der Perzentilauswertung ist zu erwähnen, dass dieses Verfahren mit jedem Messsignal funktioniert. Während sonst meist nur bestimmte

Signalarten angewendet werden können, können die Perzentile für beliebige Signale ausgerechnet werden.

Im vorgenannten Beispiel wurde ein sprachsimulierendes Rauschen verwendet. Gut zu erkennen ist die stark verminderte Dynamikbreite dieses Signals. Der dynamische Anteil dieses Signals beträgt nur ca. 5 bis 10 dB. Die Messung zeigt auch, dass an den »Rändern« des Frequenzbereichs, vor allem an den Grenzen des Übertragungsbereichs oberhalb von 3 bis 4 kHz des Hörgerätes die Messung aufgespreizt wird. Dies führen wir auf das Eigenrauschen des Gerätes und Störeinflüsse zurück.

Noch stärker tritt dies zu Tage, wenn ein Signal verwendet wird, das »keine« dynamischen Eigenschaften besitzt. Im Beispiel der Abbildung 29 wurde ein CHIRP verwendet, der nicht amplitudenmoduliert wurde. Im unteren Frequenzbereich fluktuiert das Signal schon am Eingang, was sich dann auch im Ausgang fortsetzt. Im oberen Frequenzbereich ist wieder die Aufspreizung durch Störungen zu erkennen.

Gerade um moderne Hörgeräte zu untersuchen, ist die Perzentilmessung optimal geeignet. Viele Hörgeräte sind in der Lage, auf unterschiedliche Signale zu reagieren. So »erkennen« die Geräte Sprache, Störlärm oder Musik und reagieren darauf, indem sie ihre Parameter ändern. Die Perzentilanalyse lässt es zu, mit diesen Signalen zu prüfen, um so festzustellen, ob tatsächlich eine Veränderung eingetreten ist. Signalkombinationen wie Sprache im Störlärm, Sprache und Geräusch aus verschiedenen Richtungen sind nur einige Beispiele für die Fülle von Möglichkeiten, die dieses Verfahren bietet.

Die Perzentilmessung zeigt, dass alle anpassrelevanten Informationen aus dieser einen Messung extrahiert werden können. Dieses Verfahren eignet sich aus diesem Grund in herausragender Weise zur Messung und Analyse von Hörgeräten zum Zweck der Anpassung.

Ich glaube, ein ideales Verfahren zur Messung und Anpassung von Hörgeräten!

Schlussbemerkungen

Der Beitrag zeigte, dass das dynamische Kompressionsverhalten eines Hörgerätes wichtige Hinweise zur Hörgeräteanpassung liefert. Während das statische Verhalten nach wie vor seine Berechtigung hat, ist das dynamische Verhalten ebenso in den Anpassprozess einzubeziehen. Das statische Verhalten gibt an, welche Verstärkung sich am Hörgerät bei Langzeitmittelwerten einstellt, während das dynamische Verhalten zeigt, wie das Hörgerät auf komplexe Signale, wie z. B. Sprache, reagiert. Beide Betrachtungen sind für die Anpassung heutiger Hörgeräte von Bedeutung.

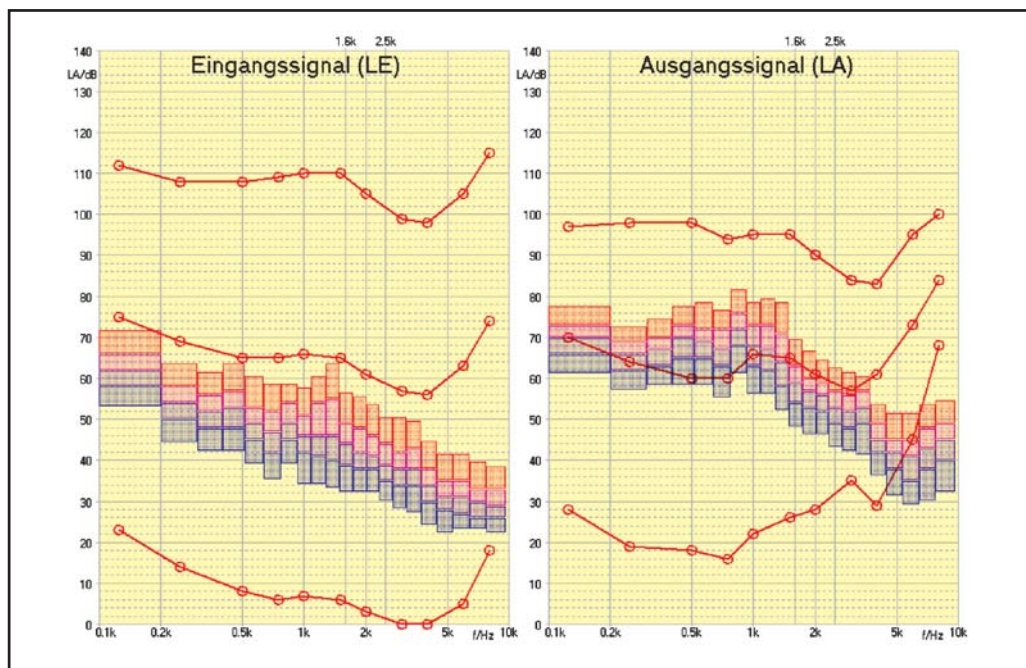
Als herausragendes und universell einzusetzendes Verfahren ist die Perzentilanalyse geeignet, weil dieses Verfahren für jedes beliebige Signal verwendbar ist und weil es statische wie dynamische Eigenschaften in gleicher Weise zu ermitteln vermag. Aus der Perzentilanalyse lässt sich ein universelles Anpassverfahren ableiten, das den heutigen Hörgeräten in vollem Umfang gerecht wird.

Über Meinungen, Praxiserfahrungen, Kritik und Anregungen freut sich: *Harald Bonsel*. E-Mail: Harald.Bonsel@acousticon.de.

Zum Schluss möchte ich mich bei *Dipl.-Ing. Reimer Rohweder* bedanken, der mir immer wieder quasi »im entscheidenden Moment« wichtige Anregungen und Tipps lieferte. Auch *Dr.-Ing. Josef Chalupper* möchte ich danken für seine Hilfe und Anregungen zur Perzentilanalyse.

Harald Bonsel

Abb. 30 Musik



Was ist eine Perzentilauswertung?

Zunächst die technisch-mathematische Erklärung:

Die Perzentile teilen eine Stichprobe entsprechend der Rangfolge ihrer Werte in 100 Teile. Sie werden mit (wobei $\alpha = 0.01$ ist) ... 0.99 bezeichnet. Durch die Angabe der α -Werte werden die ursprünglichen Stichprobenwerte auf Werte zwischen 0 und 100 normiert.

Praktische Umsetzung in der Hörgeräte-Akustik

1. Schritt: Messung des Signals über einen beliebigen, aber ausreichend langen Zeitraum.

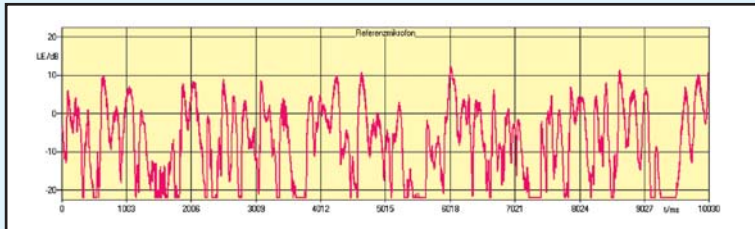


Abb. 31 Zeitverlauf des Pegels über 10 Sekunden (das ist eigentlich zu kurz)

2. Schritt: Abschnittsweise Berechnung von FFTs.

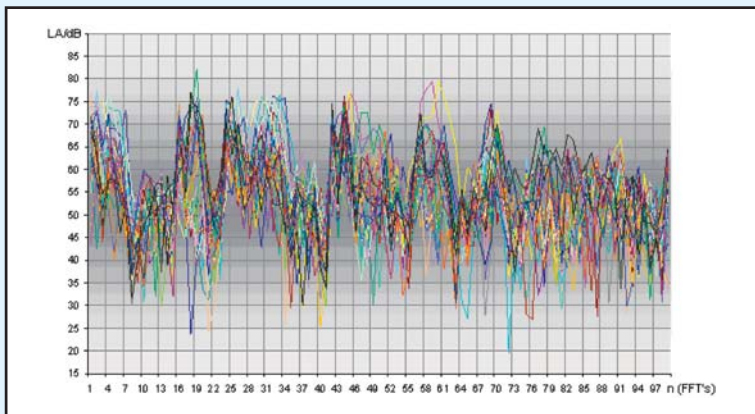


Abb. 32 Es wurden auf das Signal 99 FFTs berechnet. Jede Kurve (Farbe) repräsentiert eine Frequenz

Es werden nun FFT-Berechnungen durchgeführt, um eine Trennung in die einzelnen Frequenzen zu ermöglichen. Als Ergebnis sehen Sie viele Pegelverlaufslinien, nämlich für jede Frequenz einen eigenen Pegelverlauf.

3. Schritt: Pegel sortieren.

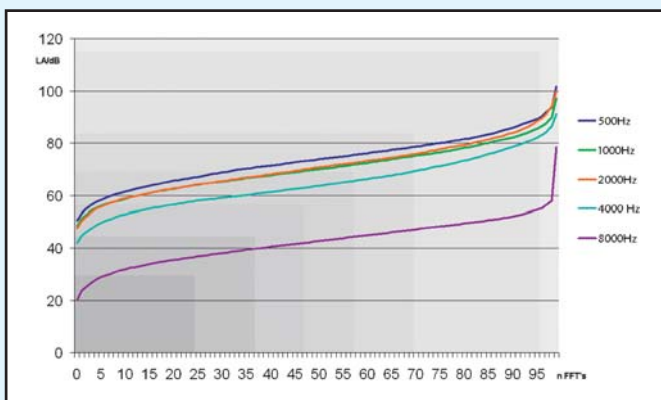


Abb. 33 Exemplarisch fünf Pegelverläufe aufsteigend nach Pegeln sortiert. Nun werden die zuvor gewonnenen Pegelverläufe aufsteigend sortiert. Jeweils am Beginn des Diagramms ist der kleinste, am Ende der größte Pegel

4. Schritt: Prozentuale Auswertung.

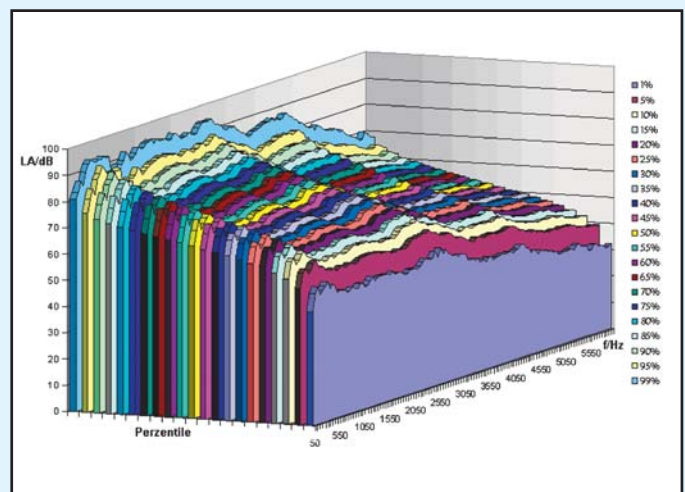


Abb. 34 Perzentile

Nun werden die sortierten Pegel prozentual ausgewertet. Das 5 Prozent-Perzentil ist der 5 Prozent-Wert aus der sortierten Tabelle. Im Diagramm wurden die jeweils gleichen Perzentile in einer Frequenzreihe ausgegeben. Dies zeigt dann die Kurve der z. B. 5 Prozent-Perzentile, also den 5 Prozent-Wert aus der sortierten Tabelle für alle Frequenzen als 5 Prozent-Perzentilkurve.

H.B.