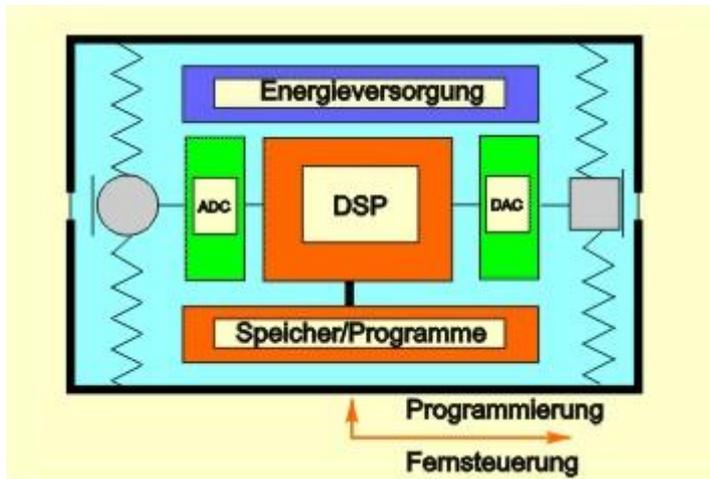


Funktionsprinzip eines Hörgerätes:

Für Betrachtungen und Ausführungen in der Folge ist es Hilfreich zu wissen wie ein digitales Hörgerät aufgebaut ist und aus welchen Komponenten es besteht.

Das lässt sich am besten mit Hilfe eines „Blockschaltbildes“ verdeutlichen. Am linken Rand befindet sich das Mikrofon, das den Schall aufnimmt und in ein elektrisches Signal wandelt. Dabei entspricht



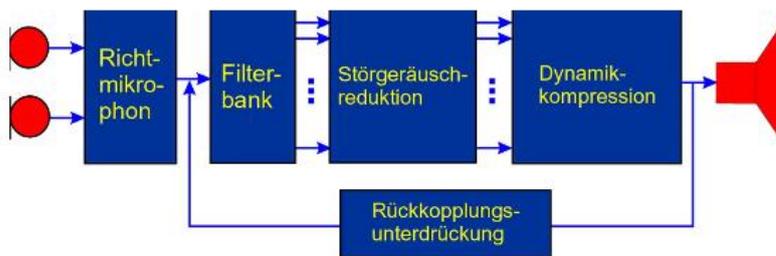
die Amplitude des elektrischen Signals dem Schalldruckpegel der am Mikrofon angelegen hat.

In der nächsten Stufe wird das Signal einem ADC (=Analog – Digital Converter) zugeführt. Dieser wandelt das Signal in, für den „Rechner“ verständliche, Daten um.

Dann folgt der DSP (Digitaler Signal Prozessor), der die eigentliche Signalverarbeitung macht. Ein DSP ist im Prinzip ein normaler Computer. Im Unterschied zu diesem ist er allerdings auf mathematische Operationen optimiert (er rechnet besonders genau und schnell). Dies ist in der digitalen

Abbildung 1: Blockschaltbild (Quelle DHI-online.de)

Signalverarbeitung besonders wichtig um Fehler und Ungenauigkeiten in den Berechnungen zu minimieren. Dann wird das digitale Signal dem DAC (=Digital – Analog Converter) zugeführt, der das Signal wieder in eine analoges umwandelt. Dann kommt noch der Hörer (man könnte auch Lautsprecher sagen) der das elektrische Signal wieder in ein akustisches zurück wandelt. Die Abbildung ist eine Betrachtung, die sich an der Hardware des Gerätes orientiert. Es ist auch eine Software basierende Betrachtung möglich: Dies zeigt Abbildung 2. Hier sind die einzelnen



„Verarbeitungsstufen“ der Software aufgetragen. Am linken Ende wieder das Mikrofon - in diesem Fall ein Mehrmikrofongerät (also mehr als ein Mikrofon), die Berechnungsstufe „Richtmikrofon“ die die Richtcharakteristik der Mikrofone berechnet / verschiebt. Dann erfolgt

Abbildung 2: Blockschaltbild (Quelle: <http://www.presse.uni-oldenburg.de/einblicke/33/5albani.pdf>)

eine Aufteilung des Signals in der „Filterbank“ in einzelne Kanäle die in den folgenden Stufen „Störgeräuschreduktion“ und „Dynamikkompression“ getrennt voneinander verarbeitet werden. Zum Schluss gelangt das Signal wieder auf den Hörer wo aus dem elektrischen Signal wieder Schall erzeugt wird. Eine weitere Verarbeitungsstufe, die uns später noch beschäftigen wird, ist die „Rückkopplungsunterdrückung“. Hier wird das Signal sozusagen in Gegenrichtung (also in umgekehrter Richtung) verarbeitet.

Im Folgenden werde ich die verschiedenen Systeme der Signalverarbeitung näher beschreiben und auch messtechnisch betrachten.

Messaufbau:

Generell kann man zwei verschiedene Arten von Hörgeräte Messungen unterscheiden. Die Messung in der Messbox und die Probandenbezogenen Messungen. Bei der Messung an der Messbox wird ein Standardisiertes Ohr, der sogenannte Kuppler, verwendet. Ein weltweit verbreiteter Kuppler ist der 2ccm Kuppler. Er heißt 2ccm Kuppler, weil er ein 2ccm großes Volumen hat (siehe auch Abb.3). Diese Standardisierung hat den großen Vorteil, dass unter immer identischen, genormten Bedingungen gemessen wird und damit die Ergebnisse vergleichbar sind. Im Gegensatz dazu stehen die Probanden bezogenen Messungen. Hier vor allem die INSITU Messung. Dort wird der vom Hörgerät abgegebene Schall direkt im Gehörgang des Probanden gemessen. Sozusagen mit dem „individuellen“ Kuppler nämlich dem Ohr des Menschen. Diese Ergebnisse liefern für die Hörgeräte Anpassung wertvolle Hinweise. Aber das INSITU Verfahren liefert keine Reproduzierbaren Werte. Da ist die Messbox besser, weil Aufbau, Anordnung und Kuppler immer gleich sind. Deshalb wähle ich für meine Messungen die Messbox:

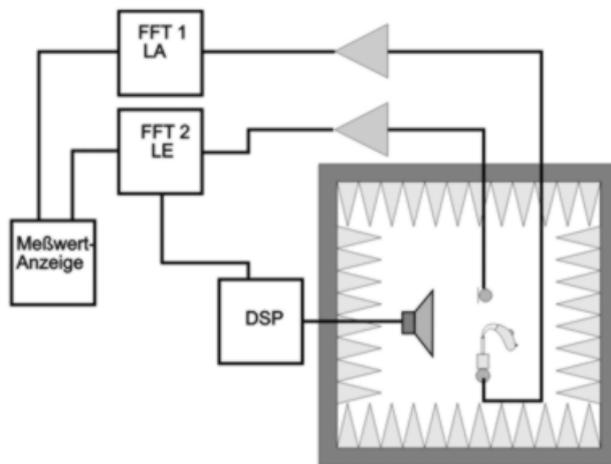


Abbildung 2: Aufbau einer Messanlage (Quelle DHI.online.de)

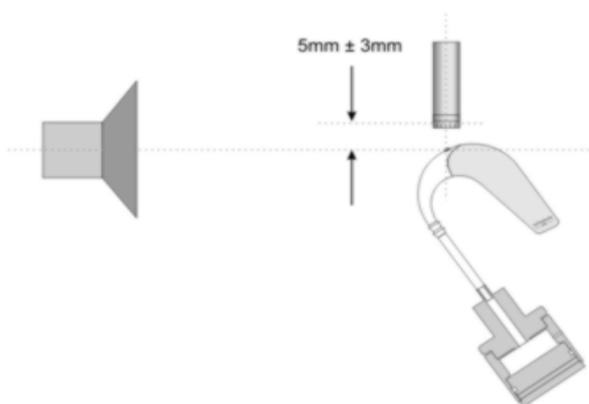


Abbildung 3: Messanordnung (Quelle DHI.online.de)

In der Normenreihe DIN EN 60118) sind alle wesentlichen Merkmale der Messanordnung und der Messung beschrieben. Diese Norm ist im Wesentlichen identisch mit der Internationalen Norm IEC 118 und mit der Amerikanischen ANSI S3.22). Überall wird der 2ccm Kuppler verwendet und eine Anordnung wie in Abb. 1 benutzt. Auch die Messauswertungen sind fast identisch – Weltweit.

In der Abb. 1 ist eine Messkammer abgebildet in der sich das Messobjekt (das Hörgerät) am Kuppler angeschlossen befindet sowie ein zweites Mikrofon und ein Lautsprecher. Dieser Minimessraum ist meist durch einen Deckel verschlossen, sodass wenig Schall von außen eindringt (Dieser Störschall würde die Messung verfälschen).

In Abb.3 ist der Kuppler und das daran angeschlossene Hörgerät besser zu erkennen. Das zweite Mikrofon das sich in der Nähe der Mikrofonöffnung des Hörgerätes befinden muss wird verwendet um die „Eingangsparameter“ der Messung zu kontrollieren – also liegt der Schall der anliegen soll auch tatsächlich an und hat er die gewünschte Präzision (alles in der Norm beschrieben). Dieses Mikrofon wird auch „Referenzmikrofon“ genannt.

Die Mikrofone und der Lautsprecher sind natürlich an eine entsprechende Elektronik

angeschlossen, auf die ich an dieser Stelle nicht eingehen möchte. Wer sich vertiefen möchte, den seien folgende Links empfohlen:

Abbildungen und technische Daten Messbox: http://www.acousticon.eu/uploads/media/Acousticon_Messboxen_Datenblatt.pdf

2cc Kuppler: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/12_Fachtec/FtMeTec/Mt_Norm/DINEN60118_7_2005/EN118_7_735.html

Weitere Infos zu Messboxen: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/08_Berichte/11_Norm_118-7/Norm_118_7_09.html

Messung der Übertragungsfunktion von Hörgeräten:

Die wohl wichtigste Messung ist die Messung der Übertragungscharakteristik eines Hörgerätes.



Abbildung 4 Übertragungskurve eines Hörgerätes

In Abbildung 4 sehen Sie ein f-zu-La Diagramm. Auf der X-Achse sind Frequenzen (in Hz), auf der Y-Achse Pegel (in dB) aufgetragen. Die Kurven zeigen also das Ausgangssignal (in dB) in Abhängigkeit zur Frequenz.

Die untere Kurve zeigt das Eingangssignal. Es ist bei allen Frequenzen (in etwa) identisch laut – hat also bei allen Frequenzen den gleichen dB Wert. Das ist das Eingangssignal. Man könnte auch sagen: Das Eingangssignal lag bei der Messung bei konstant 90dB über alle Frequenzen.

Anders die obere Kurve. Hier ändert sich der Pegel in Abhängigkeit zur Frequenz. Bei 100Hz (ganz links) kommt ein anderer Pegel aus dem Gerät als bei 1kHz (genau in der Mitte). Das ist die (Übertragungs-) Kurve des gemessenen Hörgerätes. Die Kurve zeigt das frequenzabhängige Verhalten des Hörgerätes. Die Differenz der beiden Kurven zueinander ist die Veränderung die

das Hörgerät vorgenommen hat. So kann nun abgelesen / berechnet werden um wieviel dB das Hörgerät den eingehenden Schall lauter macht (Verstärkt). Bei 1kHz zum Beispiel kommt aus dem Hörgerät 110dB. Der Eingangswert beträgt 90dB – das Gerät macht 1kHz als um 20dB lauter (110dB – 90dB= 20dB).

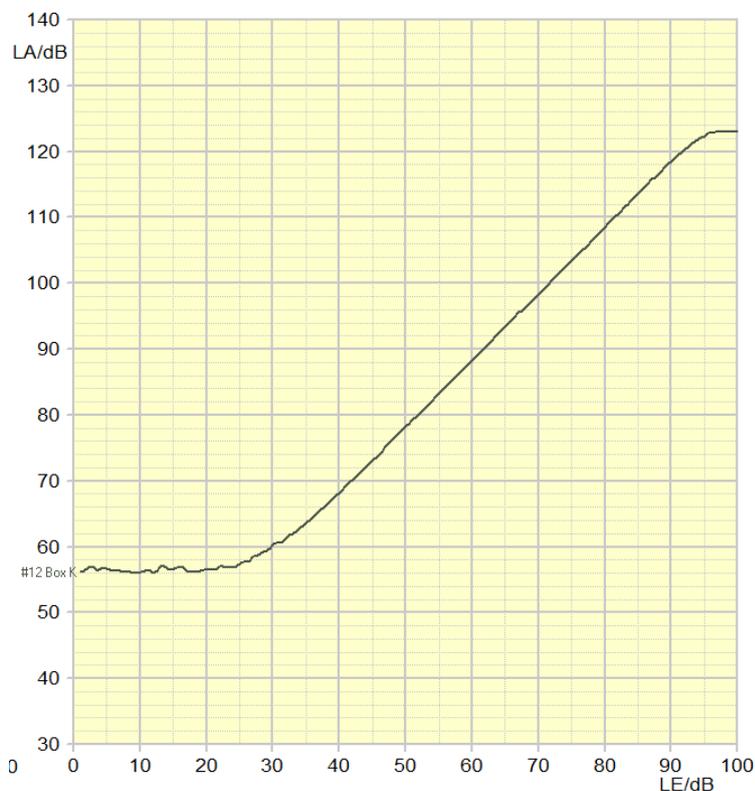


Abbildung 5: LE-LA Messung

Eine weitere Messung liefert aufschlussreiche Ergebnisse: Die LE-LA Messung. Hier wird ein immer gleiches Signal von ganz leise (0dB) bis ganz laut (100dB) verändert. In diesem Beispiel verwendete ich einen Sinuston von 775Hz. Die Kurve zeigt den Ausgangswert des Hörgerätes (auf der Y-Achse) zum Eingangswert (X-Achse).

Im Mittleren Bereich der Kurve, also zwischen den LE Werten 30dB und 95dB verläuft diese „Gradlinig“. Das bedeutet, dass eine Änderung der Eingangslautstärke „LE“ eine ebenso große Änderung am Ausgang „LA“ des Hörgerätes hervorruft.

Das ist auch zu erwarten, denn wenn es am Eingang des Hörgerätes z.B. 10 dB lauter wird, dann soll es auch am Ausgang 10 dB lauter werden. An den „Grenzen“ aber ist der Verlauf anders. Unterhalb des 30dB-LE Wertes verläuft die Kurve

flach. Hier ist das Eigenrauschen des Hörgerätes. Eingangswerte, die unterhalb dieses Wertes liegen gehen in dem Eigenrauschen des Hörgerätes unter. Der Ton, der auf das Hörgerät einwirkt, wird dann nicht mehr gehört – er wird vom Rauschen verdeckt. In diesem konkreten Fall ist es eher nicht das Eigenrauschen, sondern mein vor sich hin rauschender Computer. Also eine Störquelle.

Tatsächlich dürfte dieses Hörgerät ein Eigenrauschen haben das um 10dB- 20dB geringer ist.

Ein weiterer, nicht minder interessanter Bereich, ist das obere Ende der Kurve. Ab ca. 95dB LE verläuft auch hier die Kurve in einen flachen Verlauf. Oberhalb dieses Wertes befindet sich die Begrenzung des Hörgerätes. Das kann die Leistungsgrenze des Hörgerätehörers sein, oder es kann eine zusätzlich eingestellte „Begrenzung“ sein. Hier ist es die Begrenzung durch den Hörer. Es bedeutet, dass keine Lautstärken oberhalb dieser Begrenzung abgeben werden können. Hier sind es 123dB am Ausgang des Hörgerätes die nicht überschritten werden können. Alle Eingangswerte oberhalb von 95dB LE werden also nicht verarbeitet – kommen gleichlaut aus dem Hörer. Auf die damit verbundenen Nebeneffekte komme ich später.

Es ist an dieser Stelle wichtig zu erwähnen, dass diese Begrenzung in „allen“ Hörgeräte eingebaut sein muss. Sonst erhält das Gerät keine Zulassung und darf nicht über die Krankenkasse abgerechnet werden. Die Begrenzung hat nämlich eine wichtige Funktion. Sie schützt das Restgehör des Probanden. Sorgt dafür, dass keine Pegel oberhalb des gewählten Wertes das Hörgerät verlassen. Ist diese Schutzschaltung nicht vorhanden oder falsch eingestellt, dann kann das Hörgerät das Restgehör schädigen. Diese Begrenzung wird auch PC genannt (aus dem Begriff Peak Clipping zu Deutsch Spritzenbeschneidung). In modernen Hörgeräten werden die Spitzen nicht mehr einfach abgeschnitten sondern meistens „heruntergeregelt“. Ein Beschneiden der Spitzen würde kräftige Verzerrungen verursachen. Zu den Verzerrungen kommen wir später.

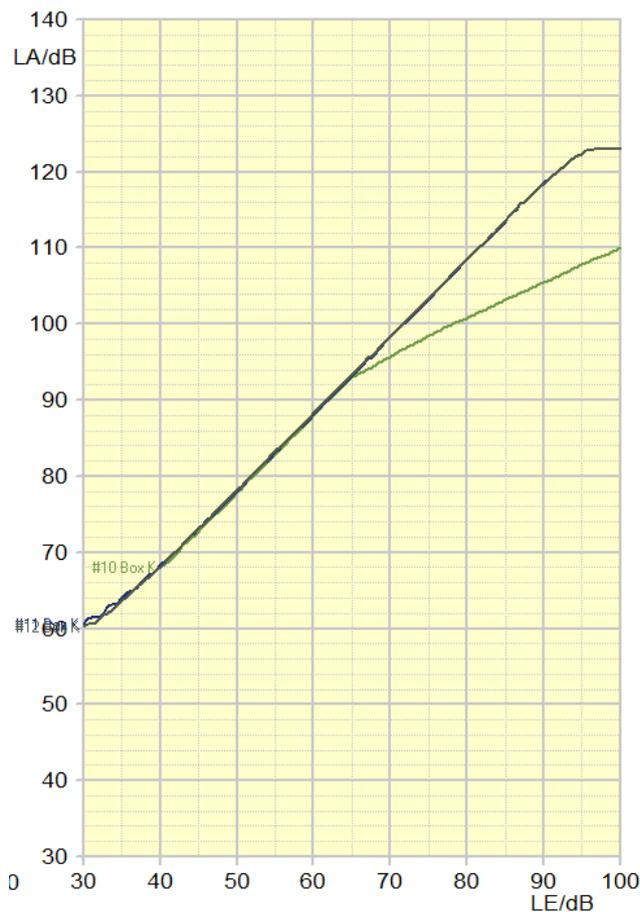


Abbildung 6: LE-LA Kurven mit AGC

Zuerst möchte ich die Funktionsweise einer AGC erläutern.

In der Abbildung sehen sie die gleiche Kurve wieder und eine weitere, die ab 65dB LE von der ursprünglichen Kurve abweicht. Oberhalb der Eingangswerte (LE) von 65dB ist hier die Änderung des Ausgangswertes nicht mehr gleich der Änderung des Eingangswertes.

Eine Änderung des Eingangs von z.B. 70dB auf 80 dB macht am Ausgang eine Änderung von 96dB auf 101dB. Also 10 dB Änderung am Eingang machen nur noch 5dB Änderung am Ausgang. Das macht die AGC (= Automatic Gain Control – zu Deutsch Automatische Verstärkungsregelung). Sie nimmt ab einer (einstellbaren) Schwelle (hier 65dB) die Verstärkung zurück. In diesem Fall mit einem Kompressionsverhältnis von 2:1 (entsprechend unserem Beispiel oben 10dB : 5dB = 2). Das Kompressionsverhältnis kann in der Anpasssoftware eingestellt werden. Die AGC ist schon fast so alt wie Hörgeräte (meines Wissens schon in den 50er Jahren verwendet). Bei vielen Schwerhörigkeiten, um nicht zu sagen „fast immer“ ist die Hörschwelle des Probanden herabgesetzt während die Unbehaglichkeitsgrenze bleibt

wo sie beim Normalhörenden ist – oder sogar zu geringeren Werten wandern kann. Und weil die Schwelle herabgesetzt ist braucht der Proband ordentlich Verstärkung – aber je lauter das

Eingangssignal wird umso mehr muss die Verstärkung herabgesetzt werden, denn sonst wird die Unbehaglichkeitsgrenze überschritten. Bei heutigen modernen Hörgeräten ist dies natürlich Software basierend. Heutige Geräte verfügen über viele AGC's die parallel und gleichzeitig wirken. Es können für unterschiedliche Bereiche der Dynamik verschiedene Regelschwellen und Kompressionsverhältnisse eingestellt werden. Und vor allen Dingen wirken die AGC's in jedem Kanal für sich unabhängig voneinander. In der Hersteller Software sieht das dann so aus wie in Abb.7.

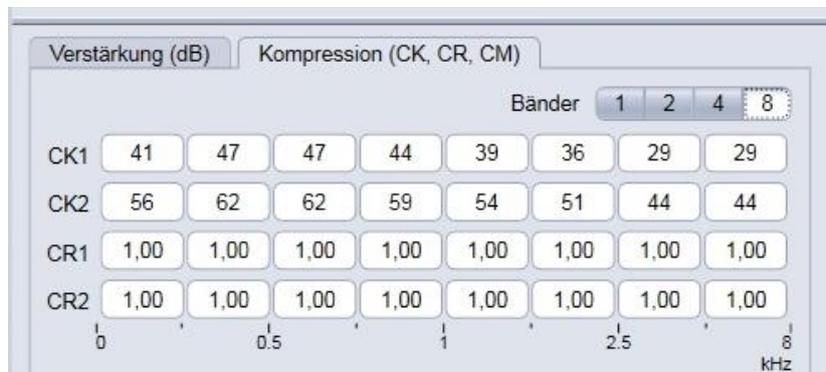


Abbildung 7: AGC Einstellungen im Herstellermodul

CK bedeutet Regelschwelle und CR bedeutet Kompressionsverhältnis. In diesem Beispiel können 8 Kompressoren die jeweils einem Frequenzband zugeordnet sind eingestellt werden. Hier stehen sie alle auf 1 was bedeutet, dass die AGC's abgeschaltet sind. Die AGC arbeitet aber nicht Zeitlos – das bedeutet Sie braucht Reaktionszeit.

Technisch gesagt: Die AGC hat Einschwing- und Ausschwingzeiten. Auch dafür hat die Norm eine Messung parat – die Regelzeitmessung:

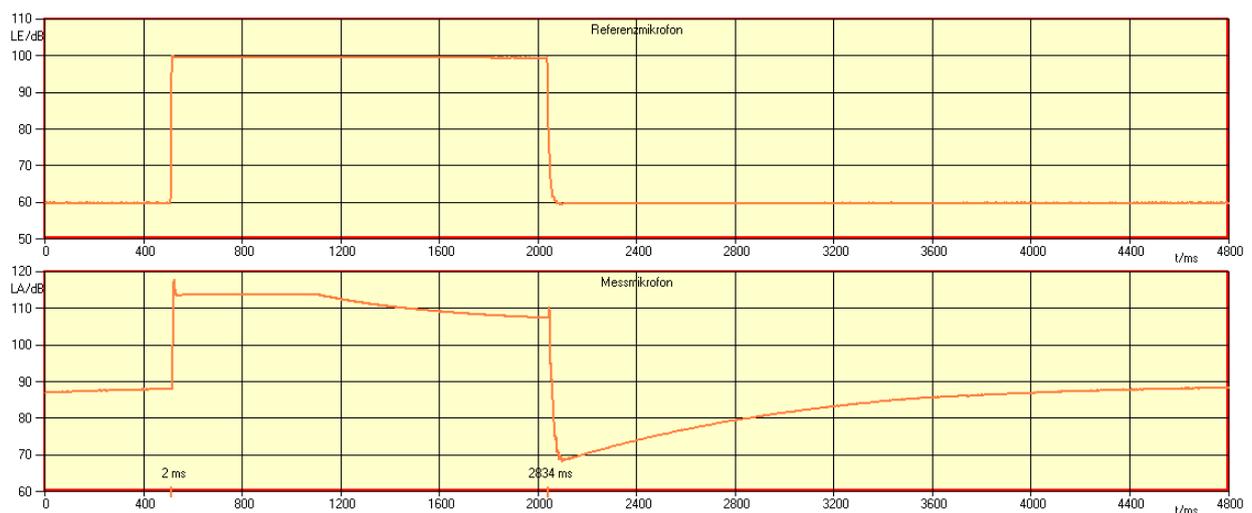


Abbildung 8: AGC Ein- und Ausschwingzeiten.

Im obigen Bild sehen Sie zwei Diagramme. Das obere ist für das Eingangssignal, das untere ist das Signal das aus dem Hörgerät herauskommt (also das verarbeitete).

Es handelt sich um ein Pegel / Zeit Diagramm. Also der Pegelverlauf über der Zeit. Die X- Achse zeigt die Zeit in ms, die Y-Achse den Pegel. Das obere Diagramm beginnt bei 60dB; bei ca. 500ms „springt“ der Pegel auf 100dB um dann bei rund 2000ms wieder auf 60dB zurück zu gehen. Das bedeutet, dass am Eingang des Hörgerätes ein Sprung von 60dB auf 100dB und wieder auf 60dB gemacht wurde. Das Hörgerät folgt dieser schnellen Pegeländerung nicht – bzw. verzögert. Der Sprung bei 500 ms wird gemacht; aber nach einigen ms wird die Verstärkung von der AGC reduziert – Kurve fällt ab – das Gerät wird leiser. Wenn dann der Sprung wieder nach unten geht, von 100dB auf 60dB, dann beginnt das Gerät damit das Signal langsam wieder lauter zu stellen. Erst ganz am Ende des Diagramms, also nach mehreren Sekunden hat die AGC wieder den ursprünglichen Verstärkungswert eingestellt. Die Zeit die für diese Regelvorgänge benötigt werden bezeichnet man als Einschwing- und Ausschwingzeiten der AGC.

Im normalen Betrieb wird der Anwender diese Verstärkungsänderungen nicht wahr nehmen weil sie nur sehr selten so schnell verlaufen wie hier während der Messung. Es gibt aber Situationen in denen Probanden davon berichten dass sie diese „Regelvorgänge“ wahrnehmen. Wenn Sie zum Beispiel

von einer sehr lauten Umgebung (bei der die AGC kräftig Verstärkung zurückgenommen hat) sehr schnell in eine sehr leise Umgebung wechseln, dann können sie hören wie zunächst die Hintergrundgeräusche nicht wiedergegeben werden. Erst nach einigen Sekunden, wenn die Verstärkung wieder voll heraufgeregelt worden ist, sind die leisen Signale wieder hörbar. Die Regelzeiten in Hörgeräten sind sehr unterschiedlich. Die Einschwingzeit kann von wenigen ms bis 100ms betragen; die Ausschwingzeit zwischen 10ms bis zu 10Sekunden (früher auch noch länger). In manchen Hörgeräten lassen sich die Regelzeiten auch einstellen.

Nun gehen wir auf die Suche nach „Verzerrungen“. Unter Verzerrungen versteht man Veränderungen in der Übertragung. Meist sind diese Verzerrungen ungewollt und klingen nicht gut. Es gibt vielfältige Entstehungsmöglichkeiten. Die häufigste Quelle im Hörgerät ist der Hörer. Selten aber auch Fehler in der Signalverarbeitung. In früheren digitalen Hörsystemen kamen noch Fehler in der Auslegung der Analog- Digitalwandler vor (z.B.: Aliasing). Das ist aber schon seit über 10 Jahren kein Thema mehr.

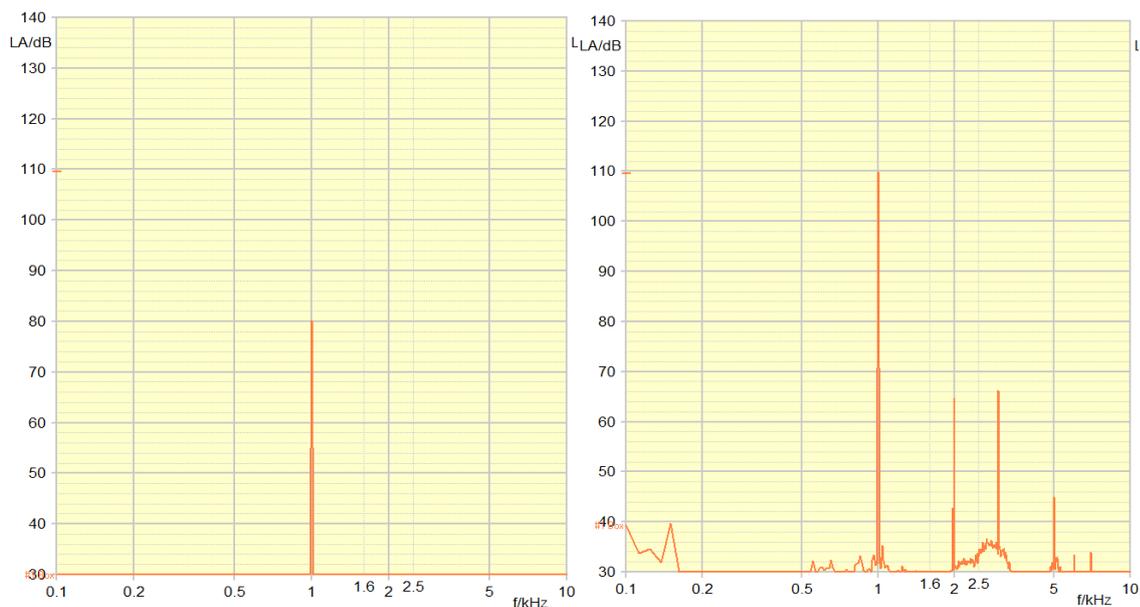


Abbildung 9: Verzerrungen

Obige Abbildung 9 zeigt 2 Frequenzdiagramme. Links das Frequenzdiagramm eines 1kHz Sinustones aufgenommen mit dem Referenzmikrofon. Das ist als das Signal am Eingang des Hörgerätes. Und rechts das was aus dem Hörgerät herauskommt. Es ist unschwer zu erkennen, dass rechts einige weitere „Ausschläge“ im Diagramm zu erkennen sind. Es zeigen sich also „zusätzliche“ Frequenzen, die nicht in das Gerät hineingegeben wurden – sie sind „zusätzlich“ entstanden. Das ist eine klassische Verzerrung. In diesem Fall die sogenannte „harmonische“ Verzerrung, weil die zusätzlich entstandenen Frequenzen ganzzahlige Vielfache der Anregungsschwingung sind. Mit 1kHz angeregt und zusätzlich sind Frequenzen entstanden bei 2kHz (1kHz * 2); 3kHz (1kHz * 3); 4kHz (1kHz * 4) usw. Diese Verzerrungen entstehen im Hörer selbst – nicht im digitalteil des Gerätes. Sie resultieren aus der in dem Hörer schwingenden Membran die nicht „sauber“ schwingt. Das liegt auch an dem in Hörgeräten verwendeten Wandler Prinzip das total auf Wirkungsgrad optimiert ist.

Wer sich hier einlesen möchte dem sei die Fa. Knowles empfohlen

(<http://www.knowles.com/eng/Products/Microphones/Hearing-instrument>) (Weltweit größten Hersteller von Hörgeräte Wandlern).

Was aber hier auch wichtig ist, ist die Höhe der zusätzlichen Spitzen. Wenn diese nämlich nur sehr klein sind, dann wird man sie nicht hören und demzufolge auch keinen unangenehmen Klang verspüren. Dazu kann man den „Klirrfaktor“ bestimmen. Das ist das Verhältnis der gesamten Oderwellen zur Grundschwingung – anders gesagt: Das Verhältnis der dazugekommenen Schwingungen zur Originalschwingung.

Ein geübter Hörer – zum Beispiel ein Musiker oder ein Toningenieur / Tonmeister wird Verzerrungen schon ab ca. 2-3 % wahrnehmen können. Normale, ungeübte Menschen nehmen Verzerrungen erst ab deutlich über 5% wahr.

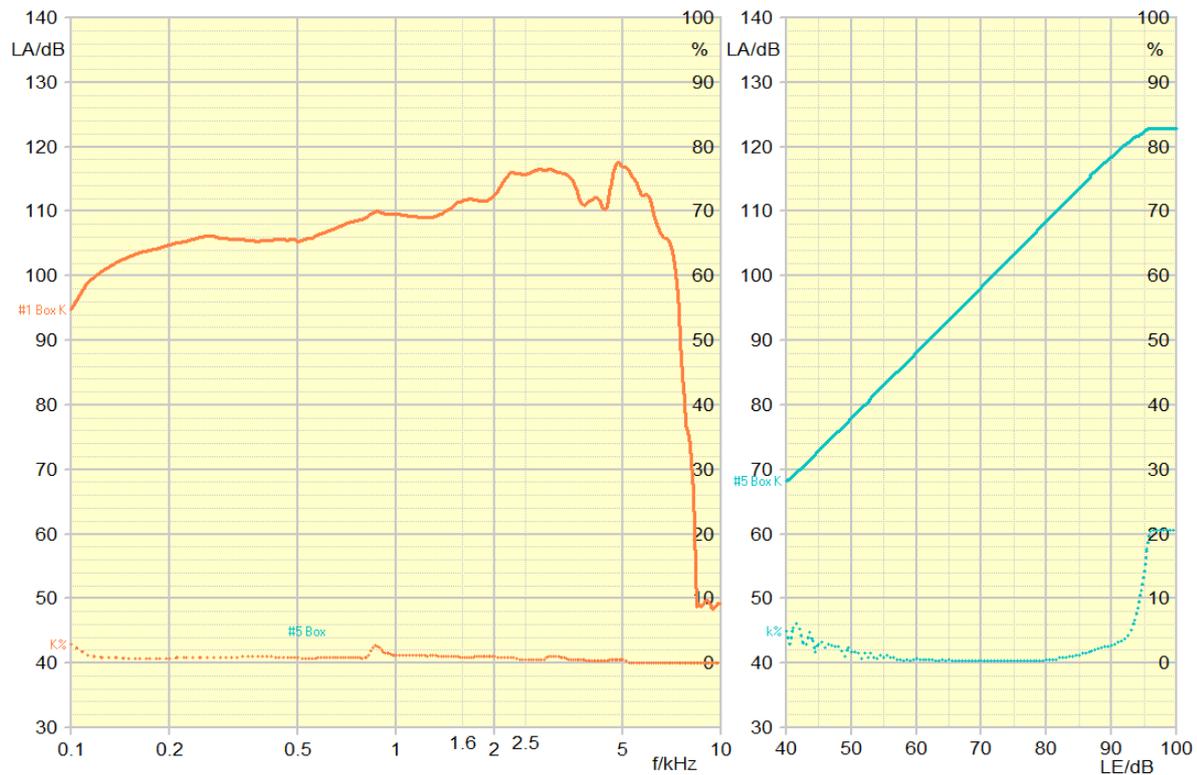


Abbildung 10: Frequenz- und LE-LA Kurven mit Verzerrungen

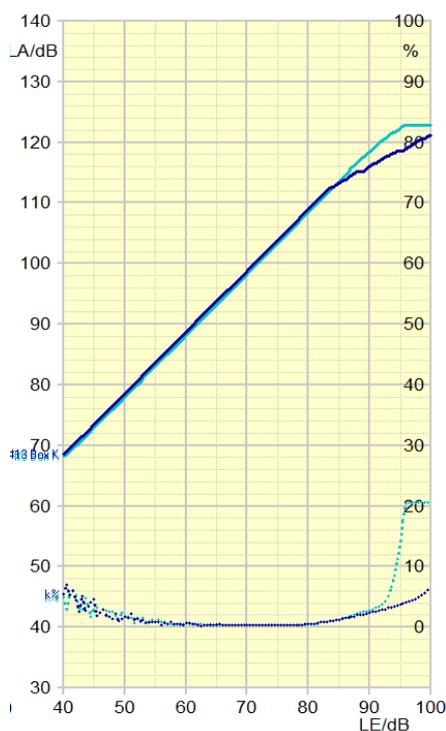


Abbildung 11: LE-LA Kurven mit Verzerrung

In der Abbildung 10 wurde zu den Kurven die wir schon gesehen haben zusätzlich der Klirrfaktor berechnet. Dazu befindet sich eine weitere Skala auf der linken Seite der Diagramme. Dort ist der Klirrfaktor von 0% bis 100% abgetragen. Für das Frequenzdiagramm (linke Seite) liegen die Werte allesamt deutlich unter 5% - beim LE-LA Diagramm (rechte Seite) aber ist zu erkennen, dass vor allem bei lauterem Eingangspegeln die Verzerrungen auf 20% ansteigen – und das genau in dem Bereich in dem der Hörer nicht mehr lauter kann. Dies ist wie schon vorher berichtet die Leistungsgrenze des Hörers. In diesem Bereich schafft er einfach nicht lauter und quittiert das mit heftigem klappern.

Es lässt sich also folgern: Die Verzerrungen in Hörgeräten sind zu allermeist nicht hörbar – außer an der Leistungsgrenze des Hörers – da steigen die Verzerrungen mächtig an.

Es gibt einen Trick, um die Verzerrungen im Zaum zu halten. In Abbildung 11 wurde knapp vor Erreichen des Maximums eine AGC eingesetzt (dunkelblaue Kurve). Diese AGC vermindert die Verstärkung vor Erreichen des Maximums, was zu deutlich geringeren Verzerrungen führt. Im Beispiel sind die Verzerrungen immerhin mehr als halbiert.

Eine weitere Art der Verzerrung ist die Differenztonbildung. Wenn das Hörgerät mit 2 benachbarten Tönen beschallt wird, dann kann es zu weiteren Verzerrungsprodukten führen.

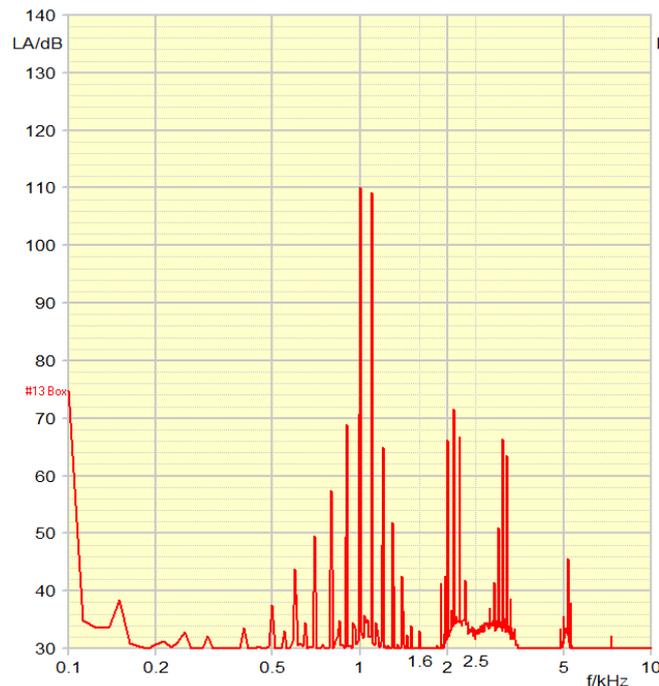


Abbildung 12: Differenztonbildung für 1kHz und 1,1kHz mit je 80dB Pegel.

ausgegangen werden, dass eine Wahrnehmung nicht mehr möglich ist. Bei den harmonischen Verzerrungen würde ein derartiger Abstand einen Klirrfaktor von ca.1% bewirken. Bei 30dB Abstand liegen wir bei ca. 3% Verzerrungen. Im obigen Beispiel ist der Abstand der beiden Eingangswerte (die größten Ausschläge) um rund 40dB über den Verzerrungsprodukten – demzufolge werden die Verzerrungen nicht wahrgenommen.

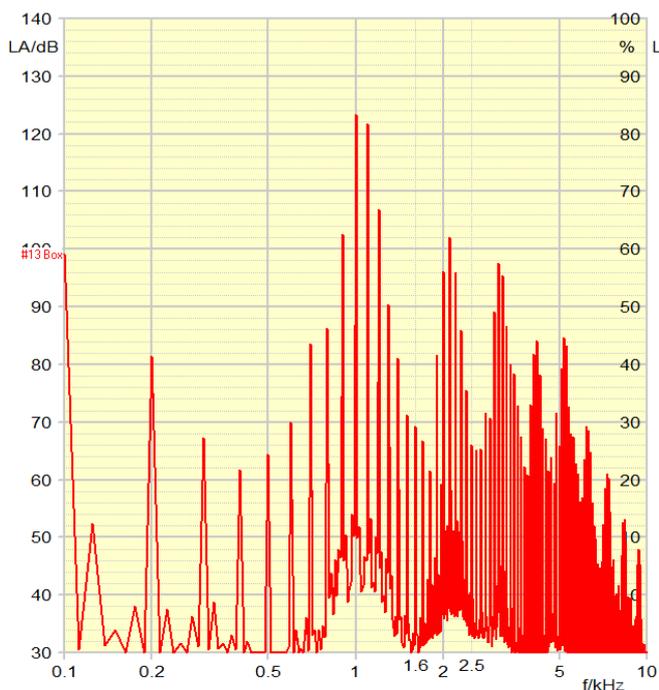


Abbildung 13: Differenztonbildung für 1kHz und 1,1kHz mit je 100dB Pegel.

Weiteren Informationen: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/12_Fachtec/FtMeTec/07_UeVer/Fthgmt_0703.html

Abbildung 12 zeigt eine solche Messung. Das Hörgerät wird hier mit 1kHz und 1,1kHz beschallt – das sind die beiden besonders langen Ausschläge. Es entstehen die „harmonischen“ Verzerrungen, wie oben beschrieben, bei ganzzahligen Vielfachen. Aber es entstehen zusätzlich „Differenztöne“, die sich bei der Differenz der beiden zueinander bilden. Die Differenz beträgt hier 100Hz – also bilden sich die differenztöne bei $1\text{kHz} - 100\text{Hz} = 900\text{Hz}$ und $1,1\text{kHz} + 100\text{Hz} = 1200\text{Hz}$ und so weiter.

Es bildet sich also um die beiden Töne herum eine ganze Reihe von weiteren, zusätzlichen Tönen.

Zu beachten ist auch hier wieder die „Perzeption“ – also die Frage: „Wird das gehört“. Dabei ist es wesentlich mit welcher Lautstärke die Verzerrungen im Bezug zu den Grundtönen auftreten. Ist der Abstand der Verzerrungen größer als 40dB kann davon

Nicht mehr so toll wird es dann, wenn der Eingangspegel auf 100dB erhöht wird. Dann nehmen, wie schon erwähnt, die Verzerrungen deutlich zu – und sind dann auch deutlich wahrnehmbar.

Messung von Algorithmen in Hörgeräten:

Die Vorangegangenen Betrachtungen waren mir wichtig um eine gewisses Grundverständnis für die Messung an Hörgeräten zu schaffen. Die bisherigen Kapitel treffen für analoge wie digitale Hörgeräte in gleichem Maße zu. Auch die Verzerrungen an Hörgeräten haben mit der Art der Signalverarbeitung nichts zu tun. Sie traten und treten noch immer zu annähernd 100% im Hörer auf. Wenn der Energiehaushalt das hergeben würde könnten an dieser Stelle deutlich bessere Hörer verbaut werden – das aber ist nicht möglich und deshalb sind die Hörer total auf Wirkungsgrad optimiert. Ein Wandler, der nach dem „Lautsprecherprinzip“ arbeiten würde hätte einen rund 10-mal höheren Energiebedarf – ergo die Batterie wäre 10-mal schneller leer. 2/3 bis 3/4 der Energie die ein Hörgerät verbraucht wird an der Endstufe „verheizt“ – für die Techniker: Fast immer Class D-Endstufen. Im Folgenden möchte ich näher auf die digitale Signalverarbeitung und die damit verbundenen Vor- und Nachteilen eingehen.

Bei den bisherigen Messungen waren alle sensitiven Parameter ausgeschaltet. Nun werde ich immer nur ein Parameter aktivieren um es dann zu vermessen. Jeweils eine Messung im ausgeschalteten und eine Messung im eingeschalteten Zustand zeigen. Mit den in Hörgeräten aktiven „Klassifikatoren“ werde ich mich „nicht“ beschäftigen. Diese Klassifikatoren analysieren kontinuierlich die einwirkende Schalle und treffen daraufhin Maßnahmen. Sie erkennen, ob Sprache anliegt, oder Sprache im Störschall oder Musik und sie erkennen wo sich ein (dominanter) Sprecher(in) befindet. Aufgrund dieser Klassifikation treffen sie – je nach Ausführungsform und Hersteller und Preisklasse - Entscheidungen die zu unterschiedlichem Übertragungsverhalten der Hörgeräte führen. Meistens werden dadurch automatisch „Programme“ umgeschaltet (Der Akustiker kann meist in jedem der Programme Einstellungen verändern). Moderne Hörgeräte sind, wenn sie mehrere Mikrofone besitzen, in der Lage das Richtmikrofon in eine bestimmte Richtung zu stellen – zum Beispiel dort wo ein Sprecher steht.

Rückkopplungsunterdrückung:

Von einer Rückkopplung spricht man, wenn Schall, der vom Hörer abgegeben wird wieder auf das Mikrofon gelangt. Wenn dieser Schall laut genug ist, dann kommt es zu einem „Aufschaukeln“ des Signals. Dies macht sich durch einen unangenehmen Pfeifton bemerkbar. Wird der Rückkopplungspfad unterdrückt, zum Beispiel indem man verhindert dass Schall aus dem Hörgerät austritt, hört das Pfeifen sofort auf.

Die Rückkopplungsunterdrückung hat sich in den vergangenen Jahren stark entwickelt. Waren es am Anfang nur Verstärkungsreduktionen, dann sogenannten „Kerbfiler“ so wird heute mit einem „gegenphasigen“ Signal gearbeitet. Fachleute sprechen von „added stable Gain“ – zu Deutsch zusätzlich nutzbare stabile Verstärkung. Es ist die Verstärkung, die zusätzlich gegeben werden kann, wenn die Rückkopplungsunterdrückung aktiviert ist. Bei heutigen aktuellen Modellen sind das meist um die 20dB zusätzlich – was eine Menge ist.

Bevor die Rückkopplungsunterdrückung wirken kann muss sie aber erkennen, ob eine Rückkopplung anliegt. Dies geschieht über eine Analyse, die feststellt ob das anliegende Signal „Tonalen“ Charakter hat. Tonal bedeutet, dass es einem Sinuston nahe kommt. Im normalen Betrieb der Hörgeräte kommen Sinustöne nicht vor. Es gibt nur eine Ausnahme das ist die Musik – dort kommen oft Sinustonähnliche Signale vor – aber nur dort. Deshalb muss die Rückkopplungsunterdrückung bei Musik auch deaktiviert werden.

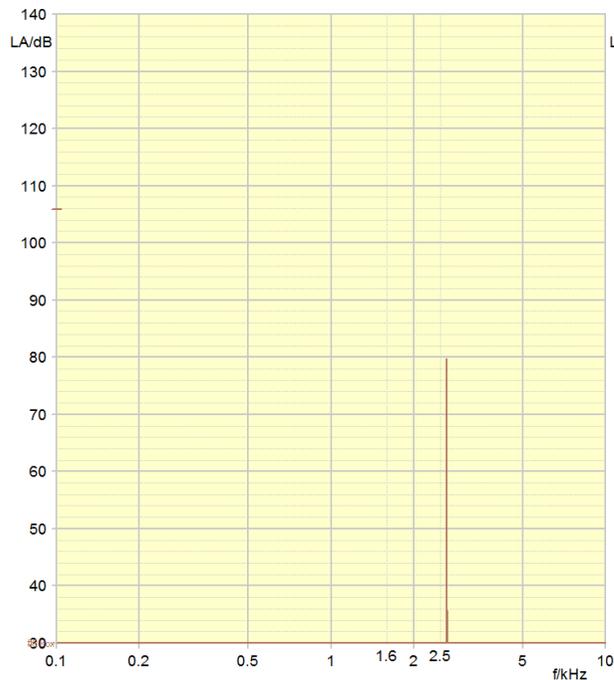


Abbildung 16: Sinuston mit 2675Hz - Eingangssignal



Abbildung 15: Sinuston mit 2675Hz - Ausgangssignal

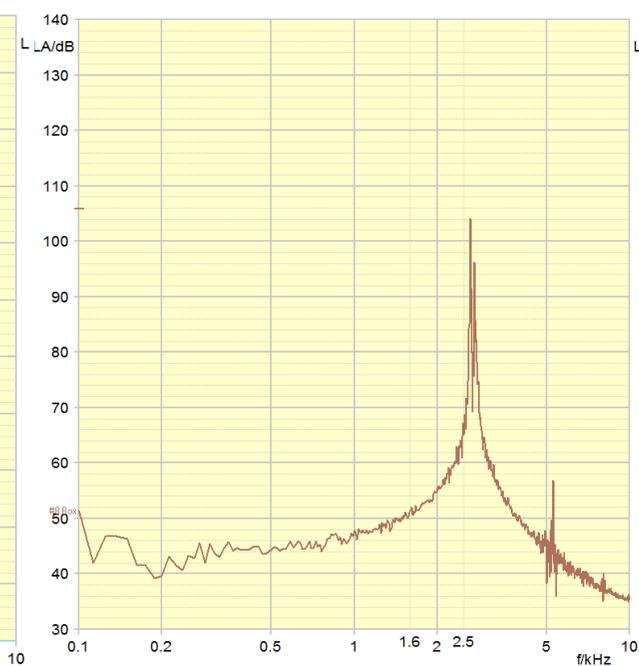


Abbildung 14: Sinuston mit 2675Hz Ausgangssignal - Rückkopplungsunterdrückung an

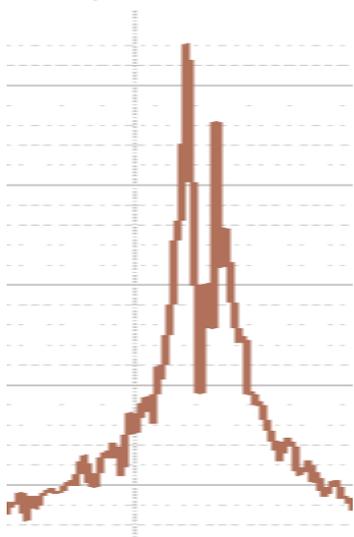


Abbildung 17: Abb. 14 vergrößert

Zur Erläuterung der drei Bilder: Links sehen Sie das Eingangssignal. Hier ein Sinuston mit 2675Hz und einem Pegel von 80dB – Nur ein einziger Ausschlag im Diagramm. In der Mitte sehen Sie das Resultat das das Hörgerät erzeugt also das Ausgangssignal – hier noch mit ausgeschalteter Rückkopplungsunterdrückung. Es treten die gewohnten, im vorigen Kapitel beschriebenen, harmonischen Verzerrungen auf – ansonsten bleibt der Sinuston ein Sinuston wie ich ihn hineingegeben habe.

Rechts nun das Ergebnis bei aktivierter Rückkopplungsunterdrückung. Der eigentliche Ton von 2675Hz wird unterdrückt – und zwar sehr stark. Nicht gut zu erkennen, aber es sind um die 40dB! Damit ist der Rückkopplungspfad wirksam unterdrückt weil der Ton weggerechnet wurde. Nun bleibt er aber am Eingang anliegen, denn ich habe ja nicht tatsächlich eine Rückkopplung sondern ich habe den Ton „manuell“ eingespeist. Es treten jeweils 2 „Benachbarte“ Töne auf – die zu hören auch vom Probanden zu hören sein sollten. Dieser Effekt tritt nicht immer auf. Im vorliegenden Fall nur bei einigen wenigen Frequenzen und nur bei einer ganz bestimmten spezifischen Einstellung der Rückkopplungsunterdrückung – ich vermute deshalb das dieser Fall in der Praxis auftreten kann – aber selten sein wird.

Die Bilder, auf der vorherigen Seite sind jeweils zu einem bestimmten Moment gemacht worden. Tatsächlich handelt es sich aber um einen dynamischen Prozess. Um dies zu verdeutlichen habe ich ein kleines Video gemacht, das Sie hier sehen können http://intern.acousticon.de/Video_FS.gif. Zur Erläuterung des Videos: Am Anfang ist die Rückkopplungsunterdrückung ausgeschaltet. Das Bild entspricht Abb.16. Nach einigen Sekunden schalte ich in der Software die Rückkopplungsunterdrückung ein. Es zeigt sich sofort eine Wirkung wie in Abb.14. Aber man kann auch gut erkennen, wie das Hörgerät ständig – mehr oder weniger gut – gegen das Signal ankämpft. Das ist das „worst case szenario“. Etwa nach 2/3 des Films stelle ich den Algorithmus auf eine andere Wirkungsweise um – dann bleibt das System wieder konstant.

Der Normalfall – wie gesagt außer bei Musik - wird diese Technik den Rückkopplungspfad unterbrechen und die Rückkopplung wird verstummen. Nur wenn die Analyse „fälschlich“ annimmt, das es sich um Rückkopplung handelt wird dieser Effekt auftreten. Es muss also um dieses Verhalten zu provozieren ein Sinustonähnliches Signal auf das Hörgerät treffen. Dabei muss das Signal die richtige Frequenz und den richtigen Pegel treffen. Und bei dem Untersuchten Hörgerät trat das auch nur auf, wenn ich eine von 2 wählbaren Unterdrückungsalgorithmen anwähle. Also ein eher seltener Fall. Beim Musikhören allerdings stelle ich mir vor, wird diese Einstellung grausam klingen, denn dort treten derartige Tonale Signale häufig auf und der Musikgenuss wird dadurch vermutlich erheblich beeinträchtigt.

Nun stellt sich die Frage: Soll die Rückkopplungsunterdrückung „abgeschaltet“ werden um die Signalqualität zu verbessern?

Das kann ich nicht eindeutig mit ja oder nein beantworten. Wenn ein Hörgerät so angepasst ist, dass es den Gehörgang sicher und völlig verschließt, dann wird keine Rückkopplung auftreten - und dann kann sie abgeschaltet werden. Das wird die Anpasssoftware auch vorschlagen, denn die Rückkopplungsneigung kann (in vielen Fällen) über die Software gemessen werden.

Heutzutage werden aber viele Hörgeräte mit großen „Zusatzbohrungen“ oder mit „Schirmchen“ versehen. Diese Art der akustischen Ankopplung verschließt den Gehörgang nur teilweise. Und dann neigen die Hörgeräte früher zu Rückkopplungen. Dies wird dann häufig gemacht, wenn es die Schwerhörigkeit zulässt. Bei fast 80% der Schwerhörigen die zum ersten Mal zu einem Hörgerät greifen liegt eine sogenannte „Hochtonschwerhörigkeit“ vor. Diese Schwerhörigkeiten haben, wie den Name schon sagt, im unteren Frequenzbereich einen geringen Hörverlust, der zu höheren Frequenzen mal weniger, mal mehr zunimmt. Aber immer sind die tiefen Frequenzen weniger stark betroffen.

Wenn bei diesen Schwerhörigkeiten das Ohr völlig verschlossen wird, dann kommt es zum sogenannten „Okklusionseffekt“ (zu Deutsch: Verschlusseffekt). Dieser macht sich dadurch bemerkbar dass die eigene Stimme nicht mehr natürlich klingt. Wird nun die Otoplastik mehr oder weniger weit nach außen geöffnet (oder ein Schirmchen verwendet), dann verschwindet dieser Effekt. Mit dem Nachteil, dass dann verstärkt Rückkopplung auftreten kann - Respektive nicht mehr genug Verstärkung Rückkopplungsfrei ins Ohr gebracht werden kann.

Die meisten Hörgeräte Akustiker gehen hier „den einfachen Weg“ – sie öffnen die Otoplastik und hauen den Rückkopplungsmanager rein.

Es gibt übrigens Otoplastiken die Okklusionsfrei sind. Das bedeutet, dass sie das Ohr verschließen und trotzdem keine Okklusion verursachen. Die sind aber vielen Akustikern unbekannt. Damit will ich sagen: Es gibt Möglichkeiten auf die Rückkopplungsunterdrückung zu verzichten. In vielen, nicht allen Fällen, kann man das Problem der Rückkopplung durch eine geeignete Otoplastik lösen. Otoplastiken sind ein Thema für sich. Deshalb will ich hier nicht zu weit abschweifen.



Abbildung 18: Pegel - Zeitdiagramm mit ausgeschalteter Rückkopplungsunterdrückung

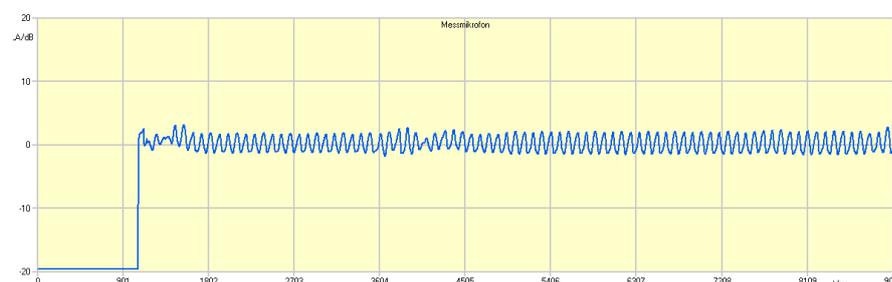


Abbildung 19: Pegel - Zeitdiagramm mit eingeschalteter Rückkopplungsunterdrückung

Rückkopplungsunterdrückung. Abb. 19 zeigt das zeitliche Verhalten der Unterdrückung. Es ist ein „schwingen“ zu erkennen. Dies resultiert aus der Tatsache, dass das Gerät ständig versucht den Ton wegzuregeln. In dem Video ist dieser Effekt auch erkennbar: http://intern.acousticon.de/Video_FS.gif.

Störschallunterdrückung

Die Störschallunterdrückung dient dazu das Hören in Störlärm zu erleichtern. Das setzt voraus, dass Störlärm und Sprache erkannt werden können. Hier ist das Verhältnis von Störschall zu Nutzschall

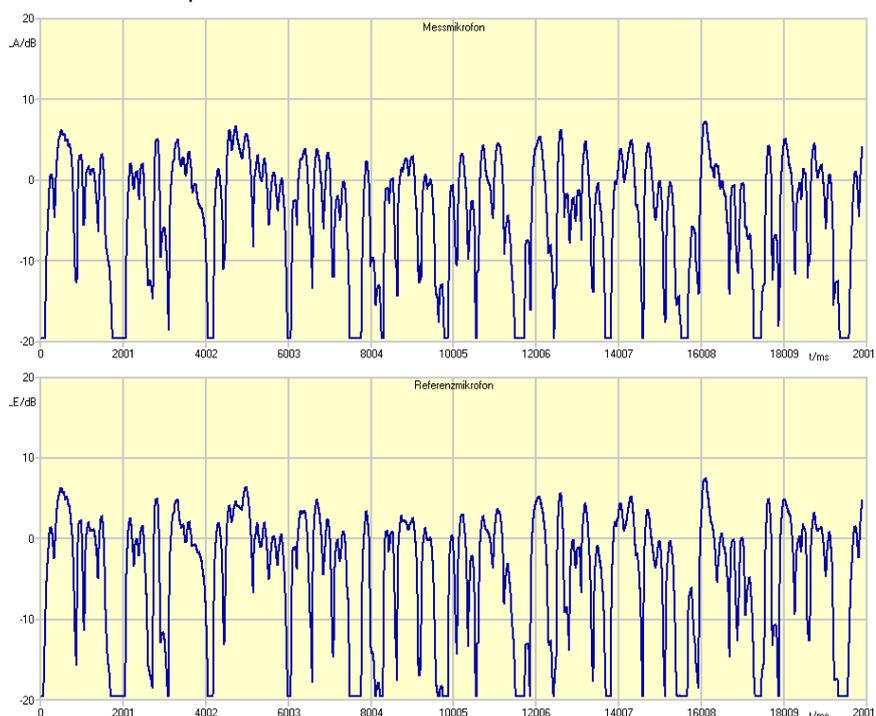


Abbildung 20: Pegel- Zeitdiagramm von Sprache

Eine weitere Betrachtungsweise der Rückkopplungsunterdrückung ist die folgende: Das Diagramm der Abb. 18 zeigt einen Pegel-Zeitverlauf bei nicht eingeschalteter Rückkopplungsunterdrückung. Im unteren Diagramm ist das Eingangssignal, im oberen Bild das Ausgangssignal abgebildet. Nach ca. 1 Sekunde wird ein Sinsuston eingeschaltet. Das Ausgangssignal macht den gleichen am Ausgang, wie er am Eingang gemacht wurde. Anders bei eingeschalteter

wichtig (auch als SNR bekannt = Signal to Noise Ratio). Wenn es dem Hörgerät gelingt dieses Stör- Nutzschallverhältnis zu verbessern dann sollte dies für den Probanden eine große Hilfe sein. Ich beschränke mich aber auf eine technisch Betrachtung bzw. den Nachweis, ob sie wirkt und ob die Signalverarbeitung mit Fehlern behaftet ist. Bei dieser Messung müssen wir nun als Messsignal Sprache und Störschall verwenden. Zuerst ein Pegel-Zeitdiagramm bei dem nur Sprache auf das Gerät

wirkte.

Abb.: 20 zeigt ein solches Diagramm. Wie gewohnt das Eingangssignal im unteren Diagramm und das Ausgangssignal im oberen Diagramm.



Abbildung 23: Pegel- Zeitdiagramm von Rauschen (Störschall)

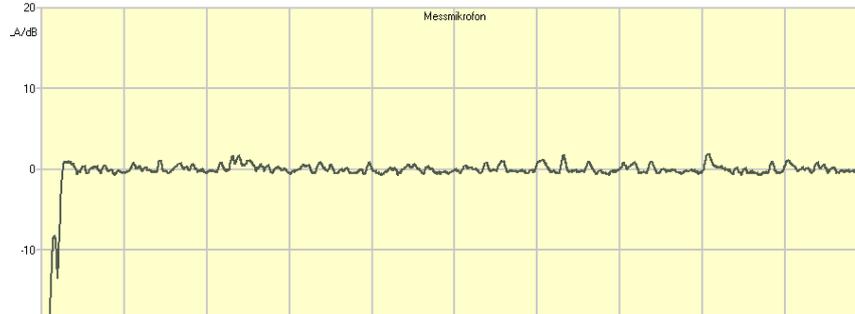


Abbildung 21: Pegel- Zeitdiagramm von Sprache und Rauschen (Algorithmus AN)

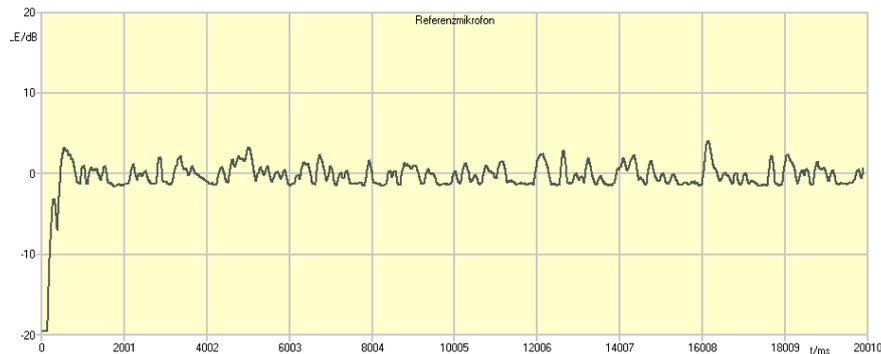


Abbildung 22: Pegel- Zeitdiagramm von Sprache und Rauschen (Algorithmus AUS)

In der nächsten Messung (Abb.22) wird nun das Hörgerät mit Sprache und Störschall (Rauschen) beschallt.

Es ist zu erkennen, dass die Spitzen des Sprachsignals aus dem Rauschen herauschauen. Der Rest ist vom Rauschen verdeckt.

Für den Probanden ist es nun schwer und recht anstrengend den Nutzanteil, die Sprache, vom Störanteil, das Rauschen, zu trennen.

Sprache schwankt im Pegel sehr stark, was sich in den Kurven wiederfindet. Es ist auch zu erkennen, dass das Zeitmuster (also die Struktur der Kurven) recht identisch sind (also die obere und die untere Kurve sich kaum unterscheiden). Das spricht für die Qualität der Wiedergabe. Oder anders: Durch das Hörgerät werden keine erkennbaren Änderungen an der Sprache vorgenommen. Die nächste Messung (Abb. 21) habe ich nur mit Rauschen gemacht. Dies ist das in der Messtechnik übliche Geräusch um Störschall zu erzeugen. Der Einfachheit halber hier nur das Resultat vom Hörgerät. Das Rauschen ist konstant über die Zeit – nichts Besonderes und zu erwarten.

Nun haben wir den Messsetup gefunden und können die eigentliche Messung starten. In Abb. 23



sehen Sie nun die Wirkung der Störschallunterdrückung. Sehr gut zu erkennen ist, dass die Erkennung rund 10 Sekunden braucht um ihre Wirkung zu entfalten. Im oberen Diagramm der Abbildung zu erkennen durch den abfallenden Teil der Kurve. Danach werden die Spitzen und Täler der Sprache (auch Dynamik genannt) wieder deutlich größer. Nicht mehr so groß wie in Abb. 20 – das würde ja bedeuten, dass das Rauschen völlig eliminiert wurde- aber um ca. 6- 8 dB. Dieser Zuwachs ist aus

der Differenz der Abb. 23 (oberes Diagramm) zur Abb.: 23 (oberes Diagramm) abzulesen. Es ist nämlich das um diesen Betrag größer gewordenen Berg- Tal Verhältnis innerhalb der Kurve. Für die Praxis lässt sich daraus ableiten, dass die Störschallunterdrückung das tut was sie tun soll – aber sie braucht eine gewisse Zeit um zu erkennen dass sie anspringen soll. In diesem Beispiel rund 10 Sekunden. Das ist bei fast allen Hörgeräten so, denn der Schall muss erst analysiert werden –es muss erst erkannt werden, dass es sich um Sprache mit Störlärm handelt und dass es Sinn macht den Algorithmus anzuwerfen.

Ich habe auch mir einer Reihe anderer Signale gemessen, auch mit Sinustönen. Ich konnte keine Fehler in der Verarbeitung finden. Auch die Tatsache dass der „Regelvorgang“ gemächlich verläuft deutet darauf hin, dass keine Verarbeitungsfehler vorliegen (wenn es nämlich zu schnell ist, dann treten immer Fehler in der Übertragung auf).

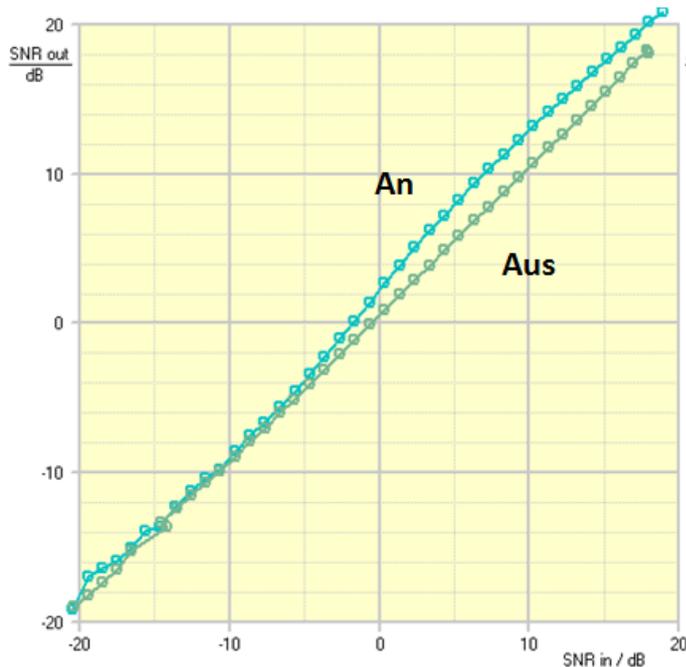


Abbildung 24: Bestimmung des SNR

Mit einem speziellen messtechnischen Verfahren kann das Hörgerät mit einem Stör-Nutzschallgemisch beschallt werden und das vom Messgerät aufgenommene Signalgemisch kann dann getrennt werden. Stör- und Nutzschall werden wieder voneinander getrennt. Dies lässt ebenfalls eine gute Analyse der Wirkungsweise dieses Algorithmus zu. Die Abb. 24 zeigt diese Messung. Es werden verschiedene dB-Abstände zwischen Signal- und Rauschen auf das Hörgerät gegeben und verglichen. Es ist zu sehen, dass der Algorithmus bei bestimmten Signal- Rauschabständen weniger gut und bei anderen Abständen besser funktioniert. Auch lässt sich hier der unmittelbare Gewinn dB genau ablesen. Er beträgt in diesem Beispiel ungefähr 4dB Maximal.

Richtmikrofon:

Die Segenreichste Funktion in modernen Hörgeräten ist ohne Zweifel das Richtmikrofon. Das Richtmikrofon hat die Eigenschaft, dass es aus einer Richtung den Schall bevorzugt aufnimmt. Draus

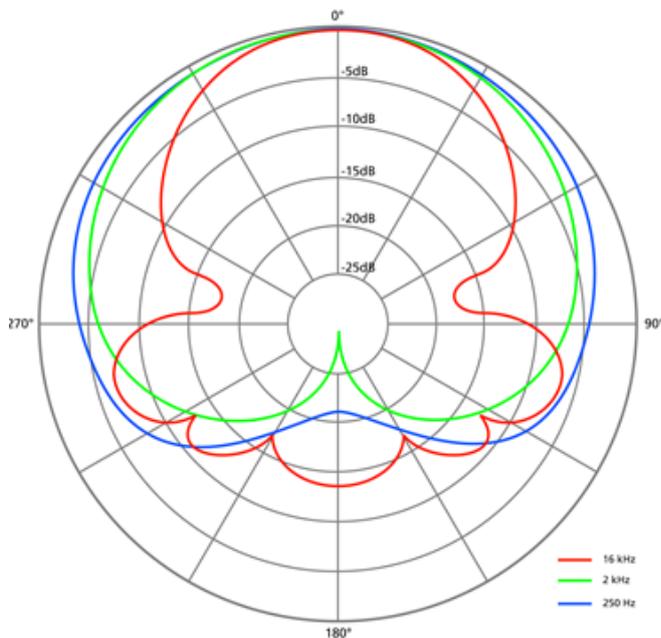


Abbildung 25: Polardiagramm

folgend kann man auch sagen alles drum herum wird gedämpft. Der hier zu erzielende Vorteil ist sehr groß. Ein Gespräch in Geräuschvoller Umgebung kann damit deutlich besser verstanden werden. Heutige Hörgeräte verwenden meistens 2 getrennte Mikrofone. Dadurch dass dann zwei getrennte Datenströme vorliegen können diese geschickt miteinander verrechnet werden. Die einfachste Verrechnung ist das, zeitverzögerte Addieren oder Subtrahieren der beiden Datenströme. Durch Wahl einer geeigneten Verzögerungszeit zwischen den beiden Datenströmen können damit verschiedene Richtcharakteristiken realisiert werden.

Es ist auch möglich, wenn auch wesentlich aufwendiger, das Signal zuerst in Kanäle aufzuteilen um dann Kanalselektiv unterschiedliche Richtwirkungen

einzustellen. Heute ist es möglich mittels dieser Technik einen Focus (Richtwirkung) in (fast) jede beliebige Richtung zu drehen. Die neueste Generation von Hörgeräten berechnet die Direktionalität sogar unter Zuhilfenahme der Mikrofone des Hörgerätes am Gegenohr. Damit können dann sogar 4 Mikrofone verrechnet werden und der Störschall nochmal deutlich besser unterdrückt werden. Die Abbildung 25 zeigt ein gängiges Verfahren zur Messung der Direktionalität. Dazu wird das Hörgerät gedreht, während es mit einem konstanten Sinuston beschallt wird (im Beispiel waren es 250Hz, 2kHz und 16kHz).

Die Abb.25 zeigt, dass die beste Empfindlichkeit bei 0° ist – also von vorne, während die stärkste Dämpfung hinten ist. Von Hinten eintreffender Schall ist gemäß dem Diagramm um fast 20dB gedämpft. Es ist auch zu erkennen, dass diese Dämpfung frequenzspezifisch ist – also nicht bei allen Frequenzen gleich. Das führt zu spektralen „Verzerrungen“ bei allen Schallen die nicht von vorne eintreffen. In der Praxis ist das aber nicht relevant, denn in aller Regel ist die „Blickrichtung“ des Probanden auch die gewünschte, bevorzugte Hörrichtung. Die Programmierung der Hörgeräte lässt es zu die Mikrofone immer nach vorne Auszurichten – mit dem Nachteil, dass dann Personen die von hinten sprechen sehr leise werden. Oder die Mikrofone können auf Omnidirektional gestellt werden, dann nehmen sie aus allen Richtungen gleichlaut auf - natürlich auch den unerwünschten Störschall. Dritte Variante ist eine adaptive Einstellung bei der das Hörgerät auf Sprache oder Störschall selektiv reagiert und den Focus (die Richtung) dem entsprechend ändert.

Frequenzverschiebung

Das Verfahren gibt's erst seit einigen Jahren. Es war in der Wissenschaft zunächst noch umstritten hat sich inzwischen aber auf breiter Front durchgesetzt. Bei diesem Verfahren werden die Frequenzen ab einer bestimmten Höhe in den tieferen Bereich verschoben oder kopiert (je nach Hersteller Unterschiedlich).

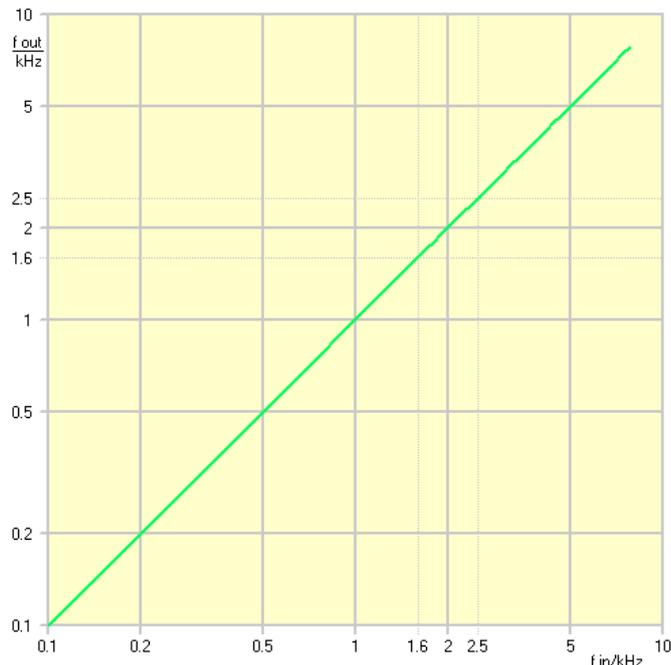


Abbildung 26: f-f Messung einer Frequenzverschiebung

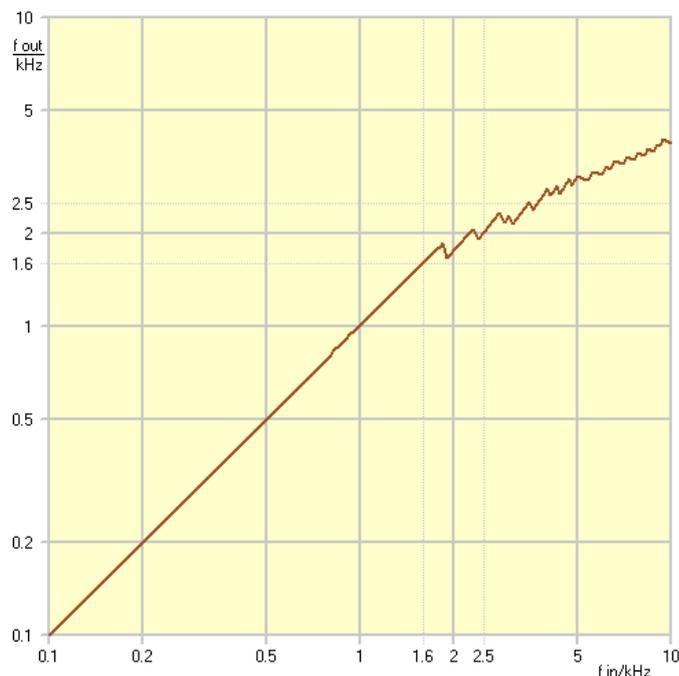


Abbildung 27: f-f Messung einer Frequenzverschiebung

nicht mehr möglich ist die hohen Frequenzen mit entsprechend hohen Pegeln durch das Hörgerät zu erreichen. Das kann sogar soweit gehen, dass diese Regionen völlig ertaubt sind (Fachbegriff ist „Dead Regions“ zu Deutsch tote Regionen). Wenn also der Proband Frequenzen oberhalb von z.B. 2 oder 3kHz auch mit Hörgerät nicht mehr hören kann, dann hört er auch alle Geräusche und noch schlimmer alle Sprachanteile in diesem Frequenzbereich nicht mehr – auch nicht mit Hörgerät. Das bedeutet große Schwierigkeiten beim Sprachverstehen, aber auch im täglichen Leben (Wecker, Telefon Vogelzwitschern usw.). Und in diesen Fällen kann die Frequenzverschiebung segensreich sein. Aber der Erfolg stellt sich nicht sofort ein. Denn das Gehirn muss komplett umlernen. Sprache und Geräusche müssen neu gelernt werden. Das funktioniert – unabhängig vom Alter. Aber es

Hersteller Unterschiedlich).

In Abb. 26 sehen Sie ein f-f Diagramm. Auf der X- Achse die Frequenz (Sinuston) die in das Hörgerät hineingegeben wird und auf der Y-Achse die Frequenz die aus den Hörgerät herauskommt.

Die Frequenzverschiebung ist noch ausgeschaltet, sodass die Frequenz die hineingegeben wird auch am Ausgang des Hörgeräts identisch erscheint.

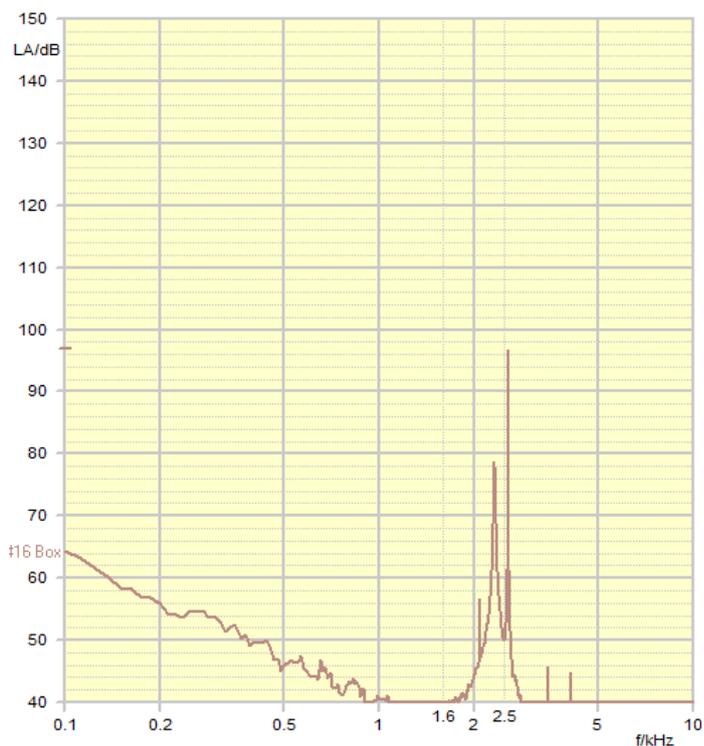
Abb.27 zeigt nun die Wirkung der Frequenzverschiebung. Ab einer Eingangsfrequenz von knapp 2kHz folgt die Ausgangsfrequenz nicht mehr der Eingangsfrequenz. Die Ausgangsfrequenz wird vermindert. 5kHz bei dieser Messung erzeugen am Ausgang ca. 3kHz.

Ein derartig massiver Eingriff in die Signalverarbeitung klingt für Normalhörende „Schauderhaft“. Durch die Veränderung der Frequenzen wird auch das Sprachverstehen verschlechtert. Vom Musikhören spreche ich gar nicht erst.

Aber: Es gibt (nicht wenige) Schwerhörigkeiten, die in den Hohen Frequenzen derart schlecht sind, dass es

braucht zwischen 1 und 6 Monaten bis das Gehirn wieder etwas mit den angebotenen Kauderwelsch anfangen kann.

Umfangreiche Studien haben gezeigt, dass damit sehr gute Hörerfolge erzielt werden können.



Nun zu der Frage, ob mit diesem Verfahren auch Nebenwirkungen verbunden sind.

Dazu habe ich wieder mit Sinustönen gearbeitet.

In Abb.: 28 ist zu erkennen, dass zusätzlich zu der eingespeisten Frequenz (3025Hz) eine ausgeprägte weitere Frequenz im Spektrum erscheint.

Wenn das Signal lauter gemacht wird, dann steigen auch hier die zusätzlichen Frequenzen deutlich an. Siehe Abb.: 29.

Abbildung 28: Frequenzverschiebung

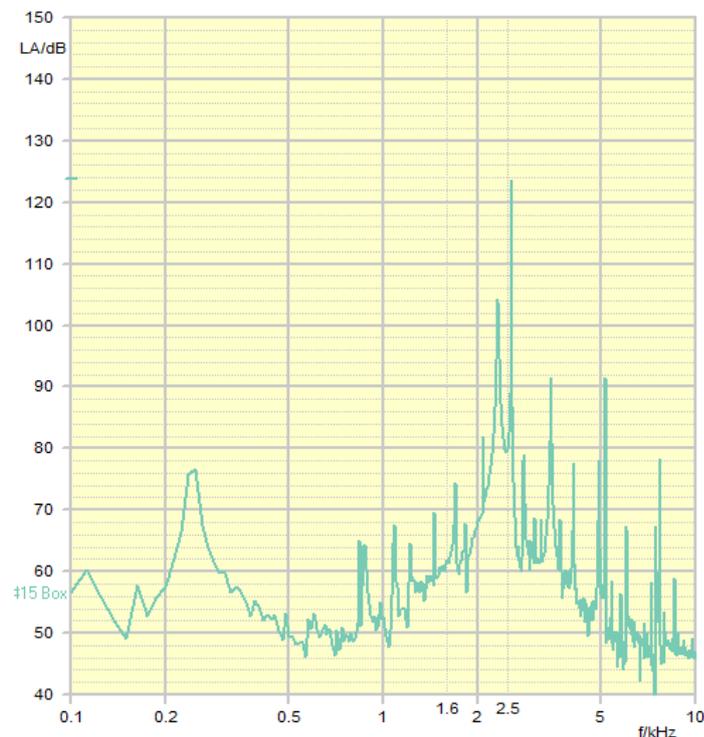


Abbildung 29: Frequenzverschiebung

Ob dies in der alltäglichen Tragepraxis relevant ist – also für den Probanden störend ist kann ich nicht sagen denn die Frequenzverschiebung an sich ist schon ein derart großer Eingriff in die Verarbeitung, dass mir die hier zusätzlich entstandenen Frequenzen als „eher unwichtig“ erscheinen.

Ich vermuten, dass bestenfalls ein „verwaschener“ Klang als Empfindungsgröße festgestellt werden kann.

Impulsschallunterdrückung

Wie er Name es schon andeutet. Die Impulsschallunterdrückung unterdrückt Impulse. Technisch gesehen ist dies eine sehr schnelle AGC. Die Reaktionszeit der AGC liegt (bei den meisten Hörgeräten) unter der Verarbeitungszeit des Hörgerätes. Die beträgt, je nach Art und Programmierung zwischen 4ms und 10ms.

Weil das Hörgerät, das ich mir zum Messen vorgenommen habe diese Funktion nicht besitzt greife

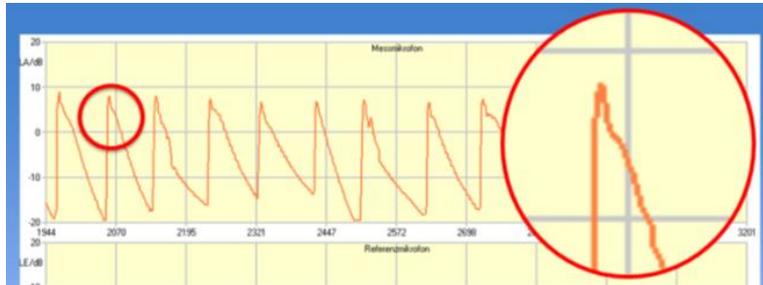


Abbildung 30: Pegelverlauf von Tellerklappern

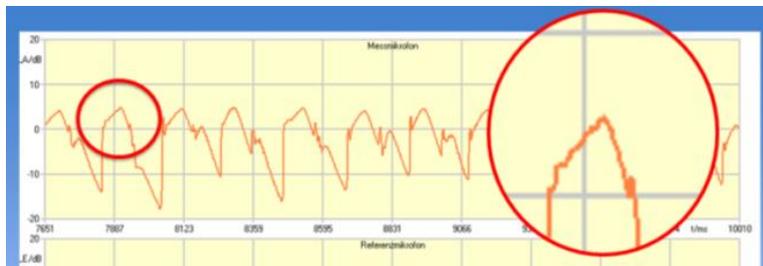


Abbildung 31: Pegelverlauf von Tellerklappern

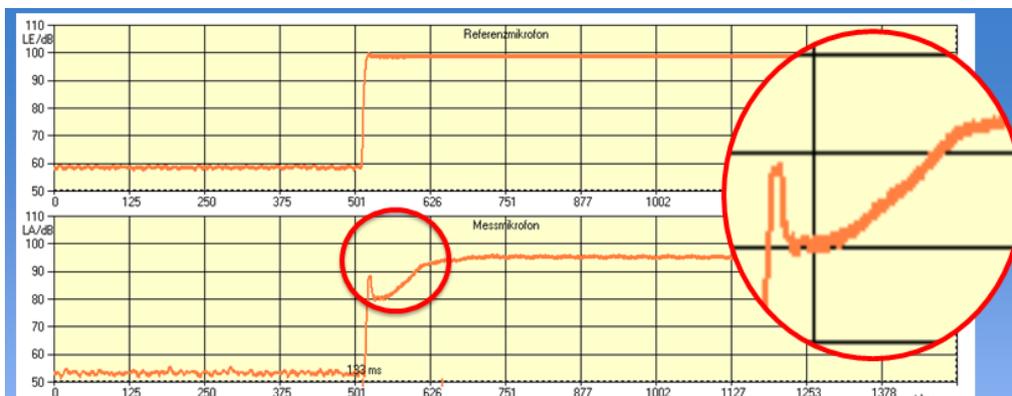


Abbildung 32: Pegelsprungdiagramm

Abb.: 32 zeigt ein sehr ähnliches Bild.

Die obere Kurve ist das Eingangssignal, die untere das Signal vom Hörgerät. Sehr gut zu erkennen ist die extrem schnell einsetzende Reaktion des Hörgerätes.

ich auf Abbildungen zurück die ich für einen Vortrag verwendet habe. Abb. 30 zeigt ein impulsives Signal (Tellerklappern) im Pegel-Zeitverlauf.

Die Impulsunterdrückung ist ausgeschaltet. Es ist zu erkennen, dass die Spitzen sehr steil verlaufen

Im Gegensatz dazu in Abb. 31, bei eingeschalteter

Impulsschallunterdrückung, wo die Spitzen durch den Algorithmus abgeschnitten wurden. Der Impuls wurde stark „abgemildert“.

Weiterführende Links:

Hörgeräte Teile Hersteller: <http://intricon.com/products/hearing-health/digital-amplifiers/>

Hörgeräte Verstärker: <http://www.onsemi.com/PowerSolutions/content.do?id=16603>

Hörgeräte Schallwandler <http://www.knowles.com/eng/Products/Microphones/Hearing-instrument>

Abbildungen und technische Daten Messbox: http://www.acousticon.eu/uploads/media/Acousticon_Messboxen_Datenblatt.pdf

2cc Kuppler: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/12_Fachtec/FtMeTec/Mt_Norm/DINEN60118_7_2005/EN118_7_735.html

Weitere Infos zu Messboxen: http://www.dhi-online.de/DhiNeu/08_Berichte/11_Norm_118-7/Norm_118_7_09.html