

II. Funktion, Störungen und objektive Diagnostik des Außen- und Mittelohrs

II.1 Außenohr (Pinna) und virtuelle Akustik

II.1.1 Grundlagen

Das Außenohr ist für die Einfallstrichtungs-abhängige Klangverfärbung (akustische Filterung) des Schallsignals –insbesondere bei hohen Frequenzen– von großer Bedeutung. Beispielsweise wird ein von vorne einfallender Klang als wesentlich heller (größerer Anteil hoher Frequenzen) wahrgenommen, als ein von hinten einfallender Schall. Dieser Effekt wird durch die Hand hinter dem Ohr noch verstärkt. Durch Auswertung dieser richtungsabhängigen Klangverformung ist der Mensch in der Lage, Schalleinfallrichtungen wahrzunehmen (**Lokalisation**). Dabei werden sowohl binaurale Merkmale („binaural cues“) verwendet, d. h. der bei z. B. seitlichem Schalleinfall zwischen den beiden Ohren entstehende Zeitunterschied in der Ankunftszeit des Schalls (**interaurale Zeitdifferenz**) und die durch die Kopfabschattung des abgewandten Ohres auftretende, zwischen den Ohren meßbare Intensitätsdifferenz (**interaurale Intensitätsdifferenz**). Diese Merkmale ermöglichen daher vorwiegend eine Lokalisation in der Horizontalebene (insbesondere die Rechts/Links-Unterscheidung), sie ermöglichen aber keine Lokalisation in der Medianebene (d. h. in der senkrecht zur Verbindung zwischen den beiden Ohren stehenden Ebene), innerhalb derer die interauralen Zeit- und Intensitätsunterschiede im Idealfall gleich Null sind. Bei seitlichem Schalleinfall liegen zudem alle Orte mit gleicher interauralen Zeit- und Pegeldifferenz auf einer Kegeloberfläche, deren Spitze der Mittelpunkt des Kopfes ist (**cone of confusion**, vgl. Abb. 2.1).

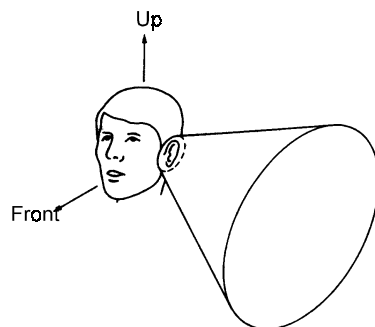


Abbildung 2.1: Cone of confusion, d.h. Fläche im dreidimensionalen Raum, auf der sämtliche Schalleinfallrichtungen dieselbe interaurale Zeit- und Pegeldifferenz aufweisen (aus Moore, B. C. J.: *Perceptual Consequences of Cochlear Damage*. Oxford University Press, Oxford 1995)

Für eine verlässliche und eindeutige Lokalisation auf diesem cone of confusion (z. B. zur Verhinderung von vorne/hinten-Vertauschung bei seitlichem Schalleinfall) oder für die Lokalisation innerhalb der Medianebene (z. B. zur Unterscheidung von oben und unten) spielen nun die **monauralen cues**, die durch die richtungsabhängige Beugung an Rumpf, Kopf und Außenohr resultieren, eine entscheidende Rolle. So konnte beispielsweise Blauert (1985) **richtungsbestimmende Bänder** charakterisieren, d. h. Frequenzbereiche, bei denen spektrale Maxima zu einer Lokalisation in die entsprechende Richtung (oben, unten, vorne bzw. hinten) führen (vgl. Abb. 2.2).

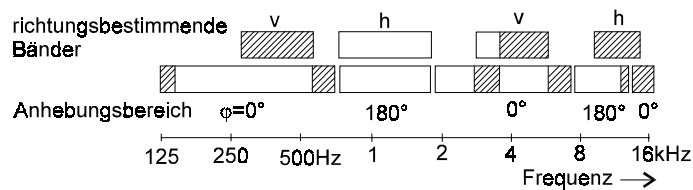
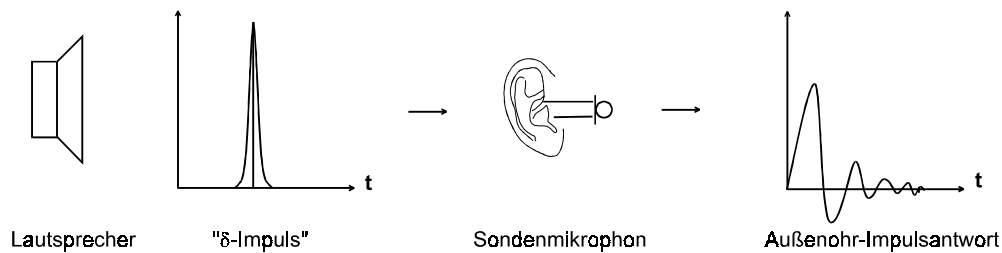


Abbildung 2.2: Richtungsbestimmende Bänder nach Blauert (aus Blauert, J.: Räumliches Hören. Nachschrift. S. Hirzel Verlag, Stuttgart 1985). Die erste Zeile gibt den Frequenzbereich an, bei dem in psychoakustischen Tests die Anwesenheit (schraffiert) oder Abwesenheit (nicht schraffiert) einer spektralen Anregung zu einer Lokalisation nach vorne („v“) bzw. hinten („h“) führt. Die zweite Spalte zeigt analoge Auswertungen aus Übertragungsfunktionen für Schalleinfall von vorn ($\phi=0^\circ$) bzw. von hinten ($\phi=180^\circ$).

Um die richtungsabhängige Filterung meßtechnisch zu erfassen, mißt man die **Außenohrimpulsantwort** (im Zeitbereich), d. h. die mit einem Miniaturmikrophon im äußeren Gehörgang meßbare (mittlere) Antwort auf eine möglichst δ -Puls-förmige, akustische Stimulation (vgl. Abb. 2.3). Dabei wird der Schallimpuls („Click“) elektrisch z. B. digital erzeugt und über einen Lautsprecher abgestrahlt, wobei bereits durch die begrenzte Übertragungscharakteristik des Lautsprechers eine Bandbegrenzung (und dementsprechend eine zeitliche Verschmierung) des Clicks auftritt. Sie kann erfaßt und ggf. kompensiert werden, indem mit einem (möglichst idealen) Mikrophon im freien Schallfeld eine Referenz-Messung zuvor durchgeführt wird. Am Mikrophon-Ausgang im äußeren Gehörgang (der durch die Mikrophon-Kapsel entweder abgeschlossen oder teilweise offen bleibt) oder am Ausgang des in einem Kunstkopf angeordneten Mikrophons kann dann die Außenohrimpulsantwort gemessen werden. Dieser Vorgang wird häufig wiederholt und das Ergebnis gemittelt, um ein möglichst gutes Signal-Rauschverhältnis zu bekommen, das mit der Quadratwurzel aus der Anzahl der Mittelungen ansteigt.

Abbildung 2.3: δ -Impuls-Meßmethode für Außenohr-Impulsantwort

Die Fourier-Transformierte der Außenohr-Impulsantwort ist die **Außenohrübertragungsfunktion** (AÜF, im Englischen head-related transfer function, **HRTF**). Im Durchschnitt über verschiedene Menschen und Ohrgrößen zeigt sie spektrale Maxima bei der Kombination aus Einfallrichtung und Frequenzen auf, die den von Blauert empirisch gefundenen richtungsbestimmenden Bändern entsprechen. Die technische Anwendung der Außenohr-Impulsantworten liegt in der **virtuellen Akustik**, d. h. der Möglichkeit, durch Faltung (Filterung) eines beliebigen Signals mit den Außenohr-Impulsantworten beider Ohren für eine bestimmte Einfallrichtung bei Darbietung dieser resultierenden Signale über Kopfhörer den (subjektiven) Eindruck zu erwecken, daß der Schall aus dieser bestimmten Richtung einfällt. Damit läßt sich der Kunstkopfeffekt quasi elektronisch mit dem Rechner nachbilden. Auf diese Weise können mehrere virtuelle Schallquellen im Raum um eine Versuchsperson angeordnet werden, so daß sogar der akustische räumliche Eindruck von Räumen (einschließlich Nachhall und sonstigen, für den Raumklang wichtigen Parametern) aufgrund der Raumgeometrie und der Absorptionseigenschaften der Wände simuliert werden kann. Damit kann man z. B. in eine nur virtuell existierende Räumlichkeit „hineinhören“ (z. B. bei der Konstruktion eines Konzertsaals). Wenn die Bewegungen des Kopfes mit einem **Head-Tracker** zugleich registriert werden, kann zudem der räumliche Eindruck ortsfest gehalten werden, so daß bei Kopfdrehungen die virtuellen Schallquellen scheinbar an der gleichen Stelle im Raum stehenbleiben, ohne sich mit dem Kopf mitzudrehen. Mögliche **Anwendungen** dieser Technik sind neben Computerspielen und Feuerwehr-Einsatzleitständen auch beispielsweise virtuelle akustische Umgebungen für Piloten von Flugzeugen, die die Stimmen des Kontrollturms von unten oder die Stimmen von Piloten anderer Flugzeuge von der Seite bzw. von schräg oben eingespielt bekommen können. Dies erleichtert den Piloten angeblich die räumliche Orientierung und die Trennung von verschiedenen Stimmen, so daß einiges von der kognitiven Last bei ihrer Arbeit den Piloten abgenommen werden kann, was besonders bei Extremsituationen von Bedeutung ist.

Ein einfaches **Modell für die Entstehung der Außenohrübertragungsfunktion** durch Schallbeugung am Rumpf, Kopf und Außenohr einer Person kann durch die Schallbeugung an der Kugel erfolgen, die von Stenzel (1938) analytisch berechnet wurde (vgl. Abb. 2.4).

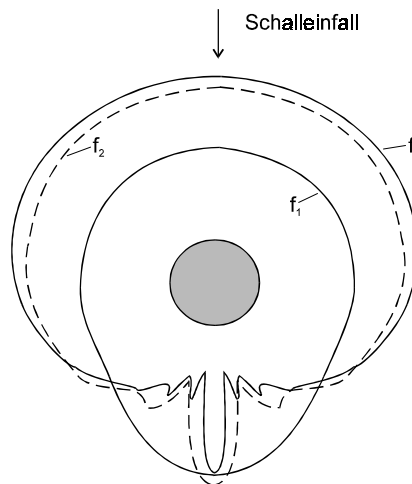


Abbildung 2.4: Beugungsbild bei Schallbeugung an einer Kugel für unterschiedliche Frequenzen, wobei $f_1 < f_2 < f_3$

Bei niedrigen Frequenzen stellt die Kugel fast kein Hindernis dar, während bei hohen Frequenzen der Grenzfall der **geometrischen Akustik** bereits angenähert ist, d. h. eine starke akustische Schattenwirkung und eine geringe seitliche Streuung. Interessanterweise entsteht immer auf der genau der Schalleinfallrichtung abgekehrten Seite („auf der akustischen Achse“) ein Schalldruckmaximum, das man sich nach dem Babinetschen Theorem erklären kann (bei Anwesenheit des inversen Streuobjektes, d. h. einer kugelförmigen Öffnung in einer ansonsten geschlossenen Wand, müßte nämlich genau dasselbe Beugungsbild resultieren, und da ist die „akustische Achse“ genau in Richtung der geometrischen Strahlenausbreitung). Ein etwas weitergehendes, für technische Anwendungen geeignetes Modell zur Entstehung und Synthese von Außenohrübertragungsfunktionen stammt von Genuit (1984), der den Einfluß verschiedener beugender Strukturen als Parallelschaltung von Übertragungsfunktionen beschrieben hat (vgl. Abb. 2.5).

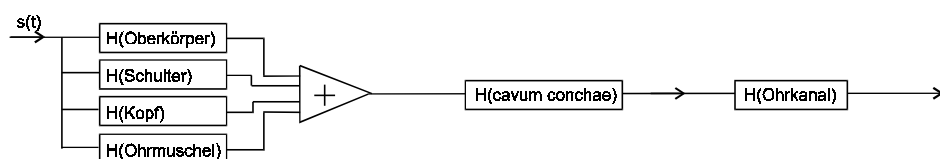


Abbildung 2.5: Modell zur Berechnung von Außenohrimpulsantworten nach Genuit (1984). Die Elemente auf der linken Seite weisen für unterschiedliche

Einfallsrichtungen verschiedene Frequenzgänge auf, während die Übertragungsfunktionen rechts von der Einfallsrichtung unabhängig sind

Dabei wird die Übertragungsfunktion des Oberkörpers H (Oberkörper) durch die (analytische) Berechnung der Beugung an einer schrägen Fläche approximiert, H (Schulter) dagegen durch die Beugung an zwei senkrechten Flächen, die Beugung am Kopf H (Kopf) wird durch die analytische Beschreibung der Beugung an einem räumlichen Ellipsoid und die Beugung an der Ohrmuschel H (Ohrmuschel) wird dagegen durch die Beugung an einer Ellipse mit ellipsenförmiger Öffnung samt einer dazu senkrecht stehenden Ellipse (zur Beschreibung des Cavum conchae) beschrieben. Sämtliche dieser Übertragungsfunktionen sind von der Einfallsrichtung des Schalls abhängig, so daß ihre (parallele) Überlagerung eine komplexe, Einfallsrichtungs-abhängige Übertragungsfunktion ergibt. In Reihe mit dieser Übertragungsfunktion sind zwei Einfallsrichtungs-unabhängige Funktionen vorgesehen, die die Ankopplung an das Cavum conchae und die Übertragung durch den Ohrkanal beschreiben. Dabei wird die Übertragungsfunktion H (Cavum conchae) durch einen Resonator mit kreisrunder Öffnung (mit einer Resonanzfrequenz von etwa 2 kHz) beschrieben, während H (Ohrkanal) durch eine Impedanz-Transformation mit einem $\lambda/4$ -Resonator mit einer Resonanzfrequenz von etwa 4 kHz beschrieben wird.

Dadurch ist es in erster Näherung möglich, die Außenohrübertragungsfunktion analytisch und numerisch zu berechnen. Allerdings hat sich dieser Ansatz in der Praxis nicht durchgesetzt. Statt dessen werden zumeist Kataloge von Außenohrimpulsantworten bestimmter Versuchspersonen, die besonders gut lokalisieren können, benutzt („goldene Ohren“) oder es werden Kunstköpfe eingesetzt, die den Vorteil einer guten Normierbarkeit und Reproduzierbarkeit aufweisen. Allerdings sind die individuellen Unterschiede zwischen den Außenohrübertragungsfunktionen sehr groß, so daß die beste Lokalisationsleistung und natürlichste Klangwiedergabe nur mit den eigenen Außenohrübertragungsfunktionen möglich ist und mit dem Kunstkopf (oder den „goldenen Ohren“) nur eine Approximation an mittlere Verhältnisse möglich ist.

II.1.2 Richtungsabhängige Freifeldentzerrung

Das Ziel der Freifeldentzerrung eines Kopfhörers, den man beispielsweise für die Sprachaudiometrie benötigt (vgl. Kapitel 6) besteht darin, der Versuchsperson denselben Schalldruck am Trommelfell zu vermitteln, wie bei einer Freifelddarbietung (d. h. bei Lautsprecherdarbietung im freien Schallfeld, z. B. im reflexionsarmen Raum). Im Freifeld bzw. unter Kopfhörer-Beschallung treten dabei die folgenden Übertragungsfunktionen auf:

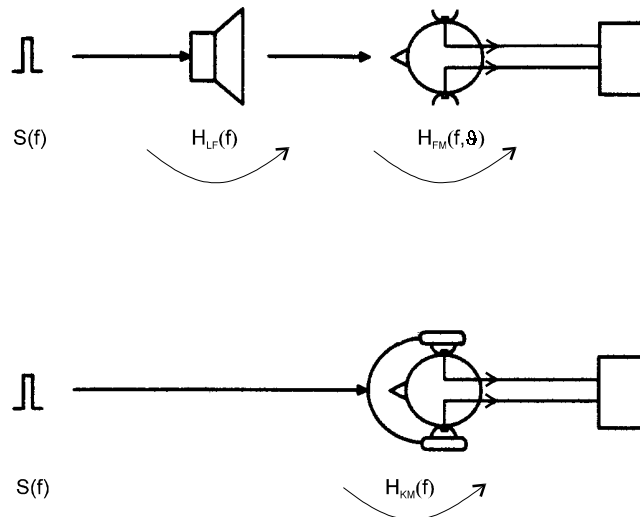


Abbildung 2.6: Übertragungsfunktionen bei Freifeldbeschallung und bei Kopfhörerbeschallung (hier am Beispiel eines Kunstkopf-Mikrophons). Dabei bezeichnen die Indizes für die Übertragungsfunktionen H die folgenden Stationen:

H_{LF} : el. Lautsprechereingang zum (akustischen) Freifeld,

H_{FM} : (akustisches Freifeld) zum (elektrischen) Mikrophonsignal,

H_{KM} : (elektrischer) Kopfhörereingang zum (elektrischen) Mikrophonsignal

Das Ziel besteht nun darin, eine Freifeld-Entzerrungsfunktion $F(f, \vartheta)$ zu finden, die genau eine Angleichung beider Übertragungswege (für einen vorgegebenen Einfallswinkel ϑ) ermöglicht, d. h

$$H_{KM}(f) \cdot F(f, \vartheta) = H_{FM}(f, \vartheta) \cdot (H_{LF}(f)) \quad (2.1)$$

Dies kann auf eine der folgenden Weisen geschehen:

Erster Weg: Meßtechnische Ermittlung der Freifeldentzerrungsfunktion mit Hilfe eines Kunstkopfes oder eines Miniatur-Mikrophons im Gehörgang der Versuchsperson, mit der sowohl die Funktion $H_{KM}(f)$ als auch die Funktion $H_{FM}(f, \vartheta)$ unter Kopfhörer bzw. im Freifeld gemessen wird, und zusätzlich die Übertragungsfunktion $H_{LF}(f)$ durch Messung mit einem Referenz-Mikrofon:

$$F(f, \vartheta) = \frac{H_{FM}(f, \vartheta) \cdot H_{LF}(f)}{H_{KM}(f)} \quad (2.2)$$

Die Division durch eine Übertragungsfunktion im Frequenzbereich entspricht im Zeitbereich einer **Entfaltung**. Dabei muß darauf geachtet werden, daß die Fourier-Rücktransformierte dieses Quotienten überhaupt existiert (beispielsweise könnte es sich dabei um eine nichtstabile, exponentiell ansteigende Impulsantwort handeln). Die Rücktransformierte existiert dann, wenn im Nenner eine **minimalphasige Übertragungsfunktion** steht (d. h. eine Übertragungsfunktion, die keine Nullstellen bei positiven Realteilen in der Laplace-Ebene aufweist). Dies kann z. B. durch eine Allpaß-Transformation erreicht werden, bei der nur der Phasengang von $H_{KM}(f)$, nicht jedoch der Betrag der Übertragungsfunktion verändert wird. Als Fourier-Rücktransformation der Freifeldentzerrungsfunktion $F(f, \vartheta)$ ergibt sich dann:

$$f(t, \vartheta) = F^{-1}(F(f, \vartheta)) \quad (2.3)$$

Diese stellt die **Impulsantwort** des Freifeldentzerrungsfilters dar. Mit ihr kann ein beliebiges Signal gefaltet werden, um bei Kopfhörerdarbietung exakt denselben Schalldruck zu erzeugen, wie bei Lautsprecherdarbietung aus einer bestimmten Einfallsrichtung mit dem Winkel ϑ .

Als **zweiter Weg** bietet sich die psychoakustische Bestimmung des Betrags der Freifeld-Übertragungsfunktion an, bei der anstelle des (Kunstkopf-) Mikrophons in Abb. 2.6 das reale Ohr der Versuchsperson tritt. Ihre Aufgabe ist es dabei, die unter Kopfhörereinfluß wahrgenommene Lautstärke eines Signals so einzuregeln, daß diese Lautstärke genau gleich der Lautstärke unter Freifeldbeschallung ist. Dabei ergibt sich ein Faktor (Verstärkungsfaktor) $F'(f)$, für den gilt:

$$H_{KV_p}(f) \cdot F'(f) = H_{LF}(f) \quad (2.4)$$

$F'(f)$ stellt die Freifeldübertragungsfunktion bzw. in Pegelschreibweise das **Freifeldübertragungsmaß** dar, d. h. der für Kopfhörer-Darbietung notwendige Verstärkungsfaktor, um für ein vorgegebenes (elektrisches) Signal genau den gleichen Lautheits-Eindruck zu erzielen, wie bei Freifelddarbietung. Da die Versuchsperson nur den Betrag (Lautstärke), nicht jedoch die Phase des Signals einstellen kann, kann man damit nur der Betrag der Freifeld-Übertragungsfunktion, aber im Gegensatz zum ersten Weg nicht die Phase und auch nicht die interaurale Phasenbeziehung (d. h. der zwischen den beiden Ohren auftretenden Phasenunterschied) erfassen.

Bei dem **dritten Weg** wird die Übertragungsfunktion des Kopfhörers mit einem Kuppler gemessen, der in sehr grober Näherung die Übertragungseigenschaften des (mit dem Kopfhörer gekoppelten) menschlichen Ohres nachbilden kann (vgl. Abb. 2.7.).

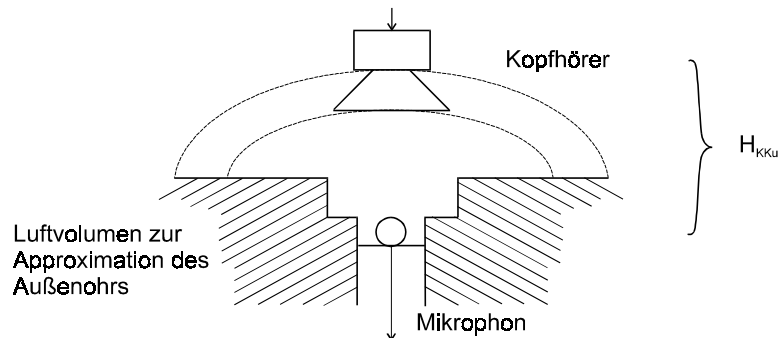


Abbildung 2.7: Bestimmung des Kuppler-Übertragungsmaßes

Der Kuppler wird kalibriert, indem für einen bestimmten Kopfhörertyp das **Kuppler-Übertragungsmaß** $F''(f)$ bestimmt wird, d. h. diejenige Verstärkung eines elektrischen Signals für den Kopfhörer, die notwendig ist, um bei aufgesetztem Kopfhörer denselben Lautheitseindruck wie im Freifeld bei einem bestimmten Schalldruckpegel zu bekommen (subjektiver Abgleich). Dieser vom Kopfhörer erzeugte äquivalente Schallpegel wird durch den im Kuppler gemessenen Schallpegelmeßwert charakterisiert. Damit gilt also:

$$H_{KKu}(f) \cdot F''(f) = H_{LF}(f) \quad (2.5)$$

Aus dem Kuppler-Übertragungsmaß und dem Freifeldübertragungsmaß läßt sich nun die Kuppler-Übertragungsfunktion und die Außenohr-Übertragungsfunktion folgendermaßen miteinander in Verbindung setzen (Kombination von Formel 2.4 und 2.5):

$$H_{KV_p} = \frac{F''(f)}{F'(f)} \cdot H_{KKu}(f) \quad (2.6)$$

Der Quotient aus Kuppler- und Freifeldübertragungsfunktion (bzw. bei Pegelschreibweise: **Differenz von Kuppler- und Freifeld-Übertragungsmaß**) läßt sich für die Kalibrierung von Kopfhörern verwenden: Dazu wird einfach die Übertragungsfunktion $H_{KKu}(f)$ im Kuppler gemessen, d. h. der benötigte elektrische Eingangspegel zusammen mit dem gemessenen akustischen Ausgangssignal-Pegel. Bei bekannter Kuppler-Freifeldübertragungsmaß-Differenz wird zur

Kalibrierung von Kopfhörern und Überprüfung der Kopfhörer-Freifeldentzerrung die Kopfhörerempfindlichkeit H_{KVp} berechnet, d. h. der Eingangsspannungswert, der zum Erreichen eines „äquivalenten“ Schalldruckpegels für die Versuchsperson benötigt wird. Genau wie beim zweiten Weg (psychoakustische Abgleichung des Freifeld-Übertragungsmaßes) wird hier auch nicht die Phase, sondern nur der Betrag der (notwendigen) Übertragungsfunktion ermittelt. Damit stellt die zuerst vorgestellte Methode die einzige Möglichkeit dar, eine weitgehend phasentreue, richtungsabhängige Freifeld-übertragungsfunktion zu bestimmen.

Allerdings treten in der Praxis gewisse Unterschiede zwischen dieser „objektiv“ bestimmten Freifeldübertragungsfunktion und der „subjektiv“ ausgemessenen Freifeldübertragungsfunktion auf (gemessen gemäß dem zweiten Weg) auf. Diese Differenzen lassen sich jedoch weitestgehend auf methodische Einflüsse beim Lautheitsabgleich zwischen Freifeldbeschallung und Kopfhörerbeschallung zurückführen (vgl. Pastoors, A., Diplomarbeit, Universität Oldenburg, 1996).

II.2 Mittelohr, Schalleitungs-Schwerhörigkeit

II.2.1 Grundlagen

Die Funktion des Mittelohres ist die Impedanz-Anpassung von der Luftleitung des Schalls im äußeren Schallfeld auf die Fortleitung in den flüssigkeitsgefüllten Räumen des Innenohres. Beim Übergang von Schall von einem Medium auf ein anderes wird die Schallwelle z. T. reflektiert (Schalldruck p_r , Schallschnelle v_r) und z. T. in das zweite Medium weitergeleitet (Schalldruck p_e , Schallschnelle v_e). Wenn wir mit p_e (bzw. mit v_e) den Schalldruck (bzw. die Schallschnelle) der einfallenden Schallwelle bezeichnen, addieren sich an der Grenzfläche die Schalldrücke, während sich die **Schallschnellen vektoriell** addieren, d. h. die Schnelle der reflektierten Welle weist in die entgegengesetzte Richtung von der einfallenden und der weitergeleiteten Welle (unter Annahme eines senkrechten Schalleinfalls bzw. ausschließlicher Betrachtung der senkrecht zur Grenzfläche stehenden Schnellekomponenten):

$$\begin{aligned} p_e + p_r &= p_w \\ v_e - v_r &= v_w \end{aligned} \quad (2.7)$$

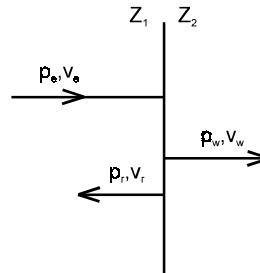


Abbildung 2.8: Reflexion und Transmission einer von links (Medium 1) nach rechts (Medium 2) laufenden Schallwelle

Als Schallwiderstand oder **Impedanz** bezeichnen wir den Quotienten aus Schalldruck und Schallschnelle, der in dem ersten Medium (einlaufende und reflektierte Welle) einen anderen Wert als im zweiten Medium (weitergeleitete Welle) annimmt:

$$Z_1 = \frac{p_e}{v_e} = \frac{p_r}{v_r}, \quad Z_2 = \frac{p_w}{v_w} \quad (2.8)$$

Durch Einsetzen von 2.7 in 2.8 ergibt sich für die Impedanz Z_2 damit:

$$Z_2 = Z_1 \cdot \frac{p_e + p_r}{p_e - p_r} \quad (2.9)$$

Hieraus läßt sich der **Reflexionsfaktor** r bestimmen, d. h. der Quotient aus reflektiertem Schalldruck und einfallendem Schalldruck, der nur von den beiden Impedanzen Z_1 und Z_2 abhängt:

$$r = \frac{p_r}{p_e} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2} \quad (2.10)$$

Bei dieser für den vereinfachten Fall des senkrechten Schalleinfalls durchgeführten Rechnung ergibt sich als Verhältnis aus transmittierter Schalleistung N_w und einfallender Schalleistung N_e :

$$\frac{N_w}{N_e} = \frac{p_w \cdot v_w}{p_e \cdot v_e} = \frac{(p_e + p_r)(v_e - v_r)}{p_e \cdot v_e} = (1 + r)(1 - r) = \frac{4Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \quad (2.11)$$

Dabei wurde vereinfachend angenommen, daß es sich um

fortschreitende Wellen ohne Phasenverschiebung zwischen Schalldruck und Schnelle handelt, bei denen sich die **Intensität** (d. h. die pro Flächeneinheit transportierte Schalleistung in Ausbreitungsrichtung der Schallwelle) aus dem Produkt von Schalldruck und Schallschnelle berechnet.

Für das Beispiel des **Übergangs von Luft in Wasser** ergibt sich beispielsweise ein Wellenwiderstand von Luft (der sich als Produkt von Dichte und Schallgeschwindigkeit beschreiben lässt) zu: $Z = 414 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$ ($= \rho \cdot c$), während die Impedanz in Wasser um den Faktor 3000 höher liegt, d. h. $Z = 1,48 \cdot 10^6 \text{ kg m}^{-2} \text{ s}^{-1}$. Damit resultiert ein Reflexionsfaktor von: $r = 0,9994$, d. h. eine **Abschwächung von etwa 30 dB**.

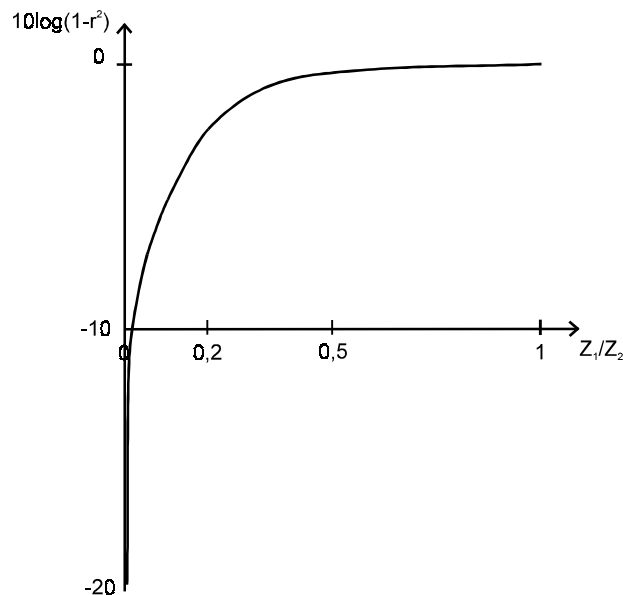


Abbildung 2.9: Relative Leistung der transmittierten Schallwelle (im logarithmischen Maßstab) als Funktion des Verhältnisses der beiden Impedanzen Z_1 und Z_2 .

Interessant ist es nun, den Anteil an weitergeleiteter Schallenergie als Funktion des Impedanzverhältnisses $Z_1 : Z_2$ zu betrachten: Schon bei relativ kleinem Verhältnis $Z_1 : Z_2$ ist die Abschwächung der Grenzfläche relativ gering (d. h. die Leistungsanpassung im logarithmischen Maßstab relativ gut). Allerdings bringen relativ kleine Verbesserungen in der Nähe von $Z_1 : Z_2 = 0$ schon erhebliche Gewinne der Impedanz-Anpassung. Da das Ohr in erster Näherung logarithmisch die Intensität verarbeitet, kann an der logarithmischen Auftragung der relative Gewinn einer Verbesserung der Impedanz-Anpassung für das Hörvermögen gut abgelesen werden: Bereits eine relativ geringgradige Verbesserung des

Impedanzverhältnisses von 1 / 3000 kann eine enorme Verbesserung des Hörvermögens bewirken, während für die letzten paar dB, die für eine „perfekte“ Impedanz-Anpassung erforderlich sind, ein erheblicher, offensichtlich nicht lohnender Aufwand betrieben werden muß. Das Mittelohr stellt damit einen Kompromiß dar zwischen der Forderung nach einer möglichst guten Impedanz-Anpassung und dem relativ hohen Aufwand bei geringem zusätzlichen Gewinn, wenn die Impedanz-Anpassung perfekt wäre.

II.2.2 Aufbau des Mittelohrs

Das Mittelohr besteht aus einer luftgefüllten Höhle (**Paukenhöhle**), die über die **Eustachische Röhre** mit dem Nasen-Rachenraum verbunden ist (so daß sich das Mittelohr z. B. beim Schlucken belüften läßt). In der Paukenhöhle befinden sich die drei Gehörknöchelchen **Hammer**, **Amboss** und **Steigbügel**. Hammer und Amboss sind mit einem Drehgleitgelenk verbunden, das in einer festen Position arretiert und quasi den Arbeitspunkt der Schallübertragung in das Innenohr bei wechselnden statischen Luftdrücken einstellen hilft. Am Steigbügel setzt der **musculus stapedius** an, der kleinste Muskel des Menschen, der bei hohen Eingangsschalldrücken eine Schutzwirkung des Innenohrs durch Verschlechterung der Schallübertragung vom Trommelfell auf das Innenohr bewirken kann (über den **Stapedius-Reflex**).

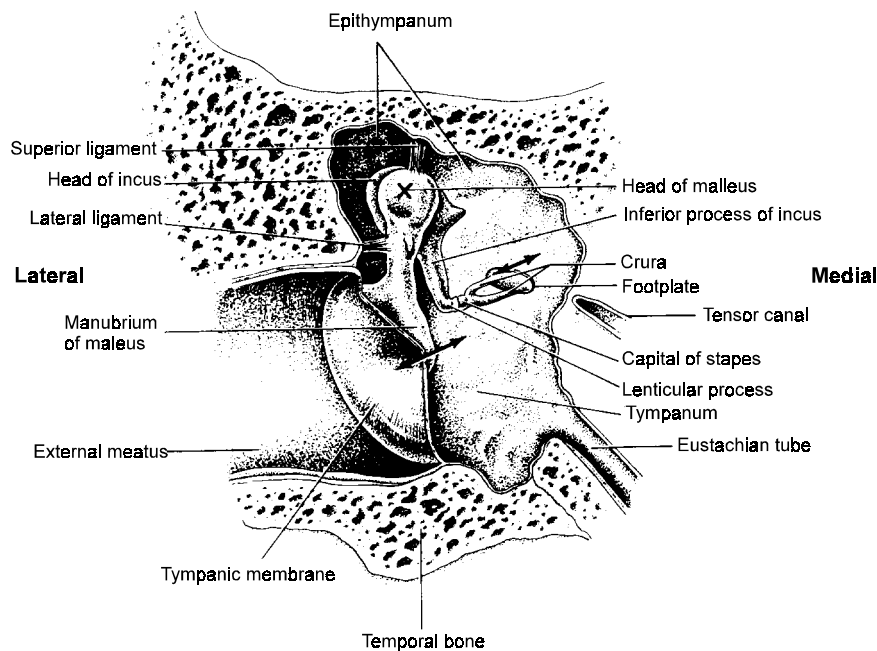


Abbildung 2.10: Aufbau des Mittelohrs (aus Gulick, W. L., Gescheider, G. A., Frisina, R.

D.: Hearing. Oxford University Press, Oxford 1989)

Um die Impedanz-Anpassung zwischen Trommelfell und Steigbügel-Fußplatte zu erreichen, die beim **ovalen Fenster** die Flüssigkeit des Innenohres zu Schwingungen anregt, werden die folgenden Prinzipien eingesetzt:

Das **Flächenverhältnis** aus dem Trommelfell und dem ovalen Fenster beträgt $22 : 1$, so daß hier die auf eine große Fläche wirkende Kraft auf eine kleine Fläche (bei größerer Kraft pro Fläche und gleicher Schall-Leistung) übertragen werden kann.

Der **Hebelarm** zwischen Hammergriff und Amboss-Schenkel beträgt ungefähr $1,2 : 1$, so daß auch hier eine Umsetzung der Impedanz erfolgt (größere Kraft bei kleinerer Auslenkung).

Die **Krümmung des Trommelfells** bewirkt gemäß dem Prinzip der gekrümmten Membran ebenfalls eine Impedanz-Anpassung mit einem Faktor von ungefähr 2. Durch die Membrankrümmung bewirkt eine relativ große Membranauslenkung (bei kleiner aufzuwendender Kraft) nur eine relativ kleine Auslenkung des Hammergriffs (mit einer entsprechend größeren Kraftwirkung auf den Hammergriff).

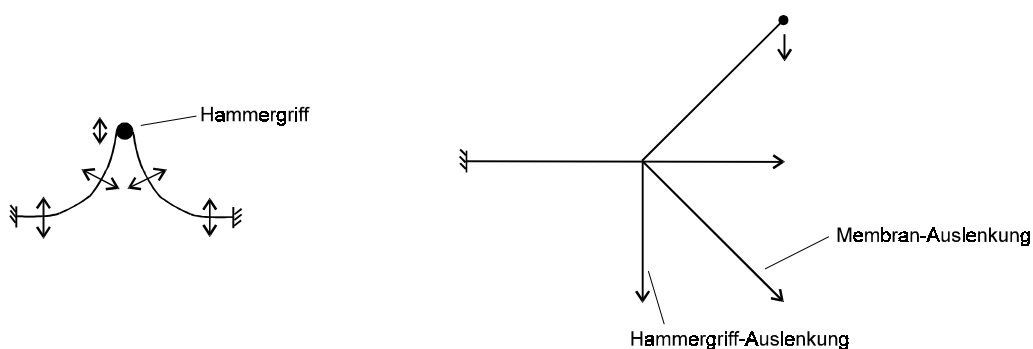


Abbildung 2.11: Impedanztransformation durch das Prinzip der gekrümmten Membran

Die Schwingungsform des Steigbügels kann (insbesondere durch Kontraktion des musculus stapedius) von einer stempelförmigen Bewegung (effiziente Form der Schallweiterleitung in das Innenohr bei niedrigen Pegeln) zu einer Pendelbewegung (wenig effiziente Schallweiterleitung bei hohen Schalleingangspegeln) verändert werden (Abb. 2.12).



Abbildung 2.12: Vom musculus stapedius beeinflusste Schwingungsformvarianten des Steigbügels

Die **Eingangsimpedanz** der Cochlea ist geringer als die Impedanz von Wasser, weil bei Eindrücken des ovalen Fensters durch die Steigbügel-Grundplatte das Wasser im Innenohr etwas ausweichen kann, indem sich das runde Fenster vorwölbt. Daher ist die Eingangsimpedanz des Innenohres deutlich niedriger als bei einem mit schallharten Wänden umgebenen, mit Wasser angefüllten Volumen.

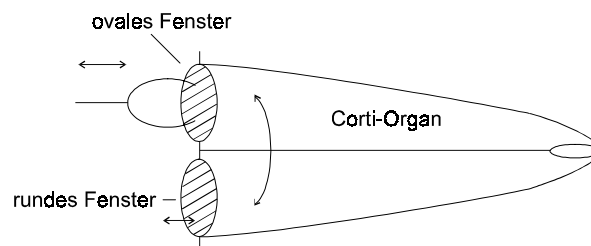


Abbildung 2.13: Zur Eingangsimpedanz der Cochlea, die unter derjenigen von Wasser liegt

All diese Faktoren tragen zu der optimalen (aber nicht perfekten!) Impedanzanpassung im Mittelohr bei. Die Effizienz dieser Impedanzanpassung für die Schallfortleitung wird erst deutlich, wenn Störungen am Mittelohr auftreten (z. B. Erguß, Mittelohrentzündung oder Beschädigungen der Gehörknöchelchen), was zu einem empfindlichen Verlust des Hörvermögens führt (Schalleitungs-Schwerhörigkeit s. u.).

II.2.3 Schalleitungs-Schwerhörigkeit

Bei Störungen der Schallübertragung vom Außenohr in das Innenohr tritt eine **Schalleitungs-Schwerhörigkeit** auf, die beispielsweise durch Verstopfen des Gehörgangs mit einem Ohrstöpsel simuliert werden kann. Mögliche Ursachen dafür: ein Verschluss des Gehörgangs z. B. mit Cerumen (Ohrenschmalz, das insbesondere bei falscher Reinigungstechnik mit Wattestäbchen vor das Trommelfell geschoben wird), Fremdkörper oder Tumoren. Auch **Störungen der Mittelohrfunktion** können eine Schalleitungs-Schwerhörigkeit verursachen (z. B. eine Beschädigung des Trommelfells, eine Flüssigkeitsansammlung (Erguß) im Mittelohr, Tuben-Belüftungsstörungen, eine Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette oder eine Fixation der Steigbügelplatte im ovalen Fenster bei der Otosklerose). Eine **Diagnose** dieser Störung läßt sich klinisch durch die

Anamnese und Otoskopie stellen, sowie durch die Funktionsprüfung des Mittelohres anhand der Impedanzaudiometrie und Tonaudiometrie. Diese Art der Hörstörungen ist der HNO-ärztlichen Therapie gut zugänglich, wobei beispielsweise die Entfernung von Fremdkörpern, die Verbesserung der Mittelohrbelüftung durch konservative oder chirurgische Maßnahmen, die Abdeckung von Trommelfelldefekten oder die Mittelohrchirurgie zur Verfügung stehen.

Die **Auswirkung** von Schalleitungs-Schwerhörigkeiten läßt sich durch eine Abschwächung des in das Innenohr gelangenden Luftschalls charakterisieren, die unter Umständen eine gewisse Frequenzabhängigkeit aufweist. Dieser Abschwächungseffekt läßt sich durch einen frequenzabhängigen Verstärker relativ gut kompensieren, so daß diese Form der Schwerhörigkeit auch durch Hörgeräte relativ gut kompensierbar ist. Eine weitere Möglichkeit zur Kompensation der Schalleitungs-Schwerhörigkeit beruht auf der Tatsache, daß die Knochenleitung zumeist ungestört ist, d. h. die Überleitung von Schallschwingungen des Schädelknochens in das Innenohr. Dieser Effekt wird einerseits für die Differentialdiagnose zwischen Schalleitungs- und Schallempfindungs-Schwerhörigkeit ausgenutzt (vgl. 5.4). Ein ähnlicher Ansatz wird bei knochenverankerten Hörgeräten verfolgt, die bei extremen Schalleitungs-Schwerhörigkeiten einen Vorteil durch direkte Anregung des Schädelknochens bieten.

II.3 Impedanz-Audiometrie

II.3.1 Prinzip und Auswertung

Bei der diagnostischen Methode der Impedanz-Audiometrie versucht man durch Messung der akustischen Impedanz im Gehörgang Rückschlüsse auf die Funktionsfähigkeit des Mittel- und Innenohres zu ziehen. Dabei bedient man sich der in Abb. 2.14 schematisch dargestellten Anordnung, bei der mit einem Lautsprecher oder Miniatur-Schallwandler ein Schallsignal in den abgedichteten Gehörgang abgestrahlt wird, der mit einem Mikrophon aufgenommen und registriert wird. Zusätzlich kann der statische Luftdruck im äußeren Gehörgang systematisch verändert werden. Gemessen wird die **Komplianz** (d. h. die „Steifigkeit“ des in Interaktion mit dem Mittelohr stehenden Luftvolumens) in Abhängigkeit von dem Druck im äußeren Gehörgang. In der Routine-Impedanz-Audiometrie wird zumeist ein Sinuston von 226 Hz als Meßton verwendet, während bei der nur in Spezialfällen verwendeten **Multi-Frequenz-Tympanometrie** diese Frequenz bis 6 kHz systematisch variiert werden kann. Der Reflexionsfaktor am Trommelfell wird für jede Frequenz durch den Betrag und die Phase des mit dem Mikrophon aufgenommenen

Schalls im äußeren Gehörgang ausgewertet. Dazu wird zumeist eine Automatic-Gain-Control (AGC)-Schaltung verwendet (vgl. Abb. 2.14).

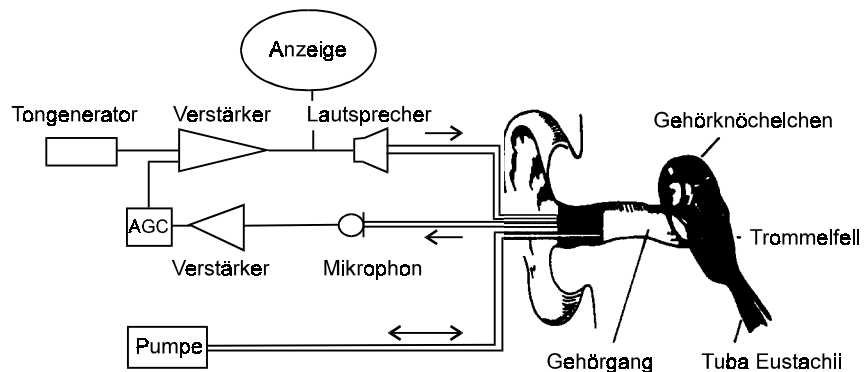


Abbildung 2.14: Prinzipieller Aufbau eines Impedanz-Audiometrie-Meßkopfes (aus Böhme, G., Welzl-Müller, K.: Audiometrie. Hans Huber Verlag, Bern 1993)

Durch den am Mikrophon gemessenen Schallpegel wird dabei die Verstärkung des vom Lautsprecher (bzw. Miniatur-Schallwandler) abgestrahlten Signals so verändert, daß am Mikrophon immer ein konstanter Eingangs-Schallpegel selbst bei Variation des Schallabflusses durch das Mittelohr auftritt. Die am Ausgang des AGC-Verstärkers gemessene Spannung (Eingangs-Spannung für den Lautsprecher) ist damit proportional zum Betrag der Admittanz, d. h. dem Kehrwert der Impedanz Z . Für diese beiden Meßgrößen gilt die folgende Beziehung:

$$\text{Impedanz} \quad Z = R + iX$$

(Resistanz) (Reaktanz)

$$\text{Admittanz} \quad Y = G + iB$$

(Konduktanz) (Suszeptanz)

Bei tiefen Frequenzen ist der Realteil der Admittanz vernachlässigbar, so daß die Admittanz vorwiegend vom Imaginärteil bestimmt wird, der die Steifigkeit des mechanischen Systems beinhaltet:

$$Y \approx iB$$

Diese wird als **Komplianz** (Nachgiebigkeit) bezeichnet und wird in ml

eines äquivalenten luftgefüllten Hohlraums angegeben. Dies ist sinnvoll, weil mit zunehmendem Volumen eines Hohlraums die Nachgiebigkeit (d. h. die bei einer bestimmten Drucksteigerung erfolgende Volumenverkleinerung) ansteigt.

Die prinzipiell mit dieser Anordnung als Funktion des statischen Luftdrucks im äußeren Gehörgang meßbare Komplianz ist schematisch in Abb. 2.15 aufgetragen. Beim normalen, funktionsfähigen Mittelohr tritt ein relativ scharfes Maximum der Komplianz beim Luftdruck von Null auf, d. h. wenn keine Druckdifferenz zwischen Mittelohr (belüftet über die Eustachische Röhre) und äußerem Gehörgang besteht. Bei Erhöhung oder Erniedrigung des statischen Luftdrucks im äußeren Gehörgang wird dagegen das Trommelfell „festgebremst“, so daß die Komplianz abnimmt. Dementsprechend resultiert beim Verschuß der Eustachischen Röhre ein Unterdruck im Mittelohr (aufgrund der Resorption der im Mittelohr eingeschlossenen Luft durch die umgebenden Schleimhäute durchfließende Blut), so daß eine maximale Komplianz bei einem Unterdruck im äußeren Gehörgang entsteht (Verschiebung des Maximums nach links). Bei einem Erguß im Mittelohr gibt es dagegen kein ausgeprägtes Maximum der Komplianz, sondern eine sehr breite, kaum von der Luftdruckdifferenz abhängige, abgeflachte Kurve, die (aufgrund der geringen Nachgiebigkeit von Wasser) keinen großen Komplianz-Wert erreicht.

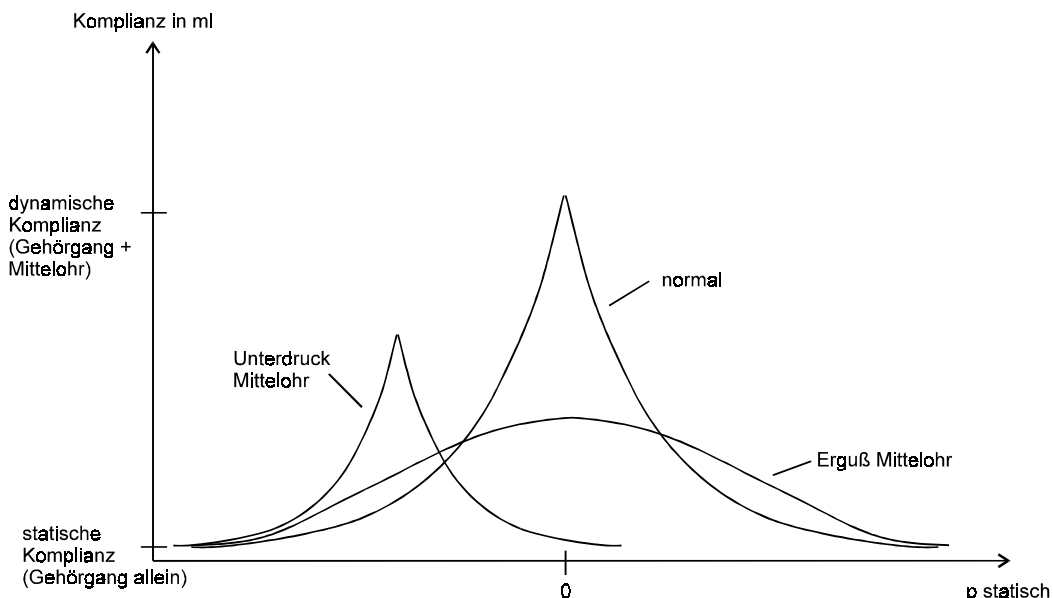


Abbildung 2.15: Schematischer Verlauf der Komplianz für verschiedene Mittelohr-Pathologien als Funktion des statischen Drucks im äußeren Gehörgang

Bei der Auswertung des Typanogramms bestimmt man den Druck, bei dem die maximale Komplianz auftritt. Ist dieser Druck erniedrigt, spricht

das für einen Tubenverschluß, eine Mittelohrentzündung (Otitis media) mit Erguß oder für Adhäsivprozesse (s. Tab. 2.1). Bei normalem Druck für maximale Komplianz kann eine Veränderung des Trommelfells vorliegen, eine Schädigung der Gehörknöchelchenkette (fixierte oder unterbrochene Gehörknöchelchen) oder ein Tumor, während beim Vorliegen keines Maximums ein Erguß oder ein Trommelfelldefekt (perforiertes oder fehlendes Trommelfell) die Ursache für die zu diagnostizierende Mittelohr-Fehlfunktion sein kann.

Tabelle 2.1: Pathologische Befunde im Bereich des Mittelohres und die am häufigsten beobachteten Veränderungen bei der Impedanz-Messung (Tymanometrie) (nach Böhme, G. Welzl-Müller, K.: Audiometrie. Hans Huber Verlag, Bern 1993)

Befund	stat. Komplianz	Tymanometrie- Druck (Compl. Max)	Amplitude	Form
Erguß in der Paukenhöhle	verringert	Unterdruck	verringert bis fehlend	flach
Cholesteatom	normal bis verringert	Atmosphären- druck bis Unterdruck	verringert bis fehlend	unverändert/ flach
knöcherner/ bindegewebige Fixierungen (Adhäsionen)	verringert	Atmosphären- druck	verringert bis fehlend	unverändert/ flach
knöcherner Fixierung des Stapes	normal bis verringert	Atmosphären- druck	normal bis verringert	unverändert
Glomustumore	normal bis verringert	Atmosphären- druck	verringert	pulssynchrone Impedanzände- rung (vorwiegend bei Überdruck im äußeren Gehörgang)
Verschuß der Ohrtrompete	normal	Unterdruck	normal	unverändert
klaffende Ohrtrompete	normal	Atmosphären- druck	normal	atemsynchrone Impedanz- änderung
schlaffes Trommelfell, zarte Narbe	erhöht	Atmosphären- druck	überhöht	steiler, evtl. mehrere Maxima
Unterbre- chung der Kette	erhöht	Atmosphä- rendruck	überhöht	steiler, evtl. mehrere Maxima
Trommelfell- perforation		nicht meßbar		flach

Zur Interpretation der Tymanometrie bei der Standardfrequenz und bei anderen Meßfrequenzen (Multifrequenz-Tymanometrie) für verschiedene Mittelohr-Pathologien ist es sinnvoll, ein **mechanisches Modell für das Mittelohr** aufzustellen. Ein sehr einfaches mechanisches Modell wurde

von M. Berg (1980) aufgestellt, bei dem die elastische Ankopplung des Mittelohres an das äußere Gehörgangsvolumen sowie die Masse der Gehörknöchelchen (mit zugehöriger Reibung und elastischer Aufhängung) nachgebildet wird. Mit der Impedanz-Audiometrie wird die Komplianz (Imaginärteil der Admittanz) dieses mechanischen Ersatzschaltbildes bestimmt, das für die Berechnung am zweckmäßigsten in ein elektrisches Ersatzschaltbild umgewandelt wird.

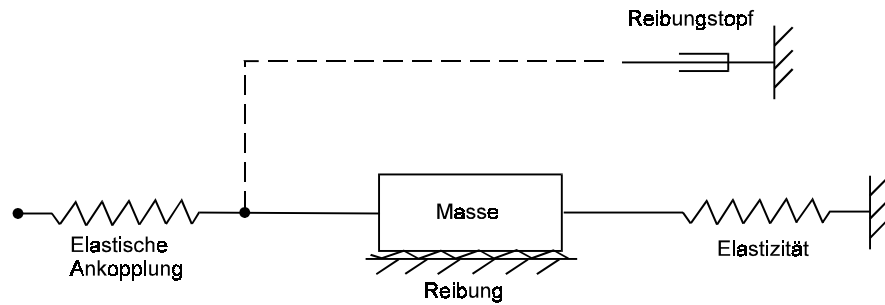


Abbildung 2.16: Einfaches mechanisches Ersatzschaltbild für die Eingangsimpedanz des Mittelohres nach M. Berg (1980)

Dazu verwendet man die zweite elektromechanische Analogie (Kraft / Strom-Analogie) bei der die Spannung als proportional zur Schallschnelle und der Strom als proportional zum Schalldruck (bzw. zur Kraft bei vorgegebener Flächeneinheit) angesetzt wird, so daß sich der elektrische Wirkwiderstand als Realteil der Admittanz (Kehrwert des Realteils der Impedanz) darstellt, während die Kapazität der Masse und die Induktivität der Federsteifigkeit entspricht:

$$\begin{aligned}
 U &\sim v, I \sim K \\
 R &\sim \frac{1}{Z_M} = \frac{v}{K} \\
 C &= \frac{I}{\dot{U}} \sim \frac{K}{\dot{v}} = M \\
 L &= -\frac{U}{\dot{I}} \sim \frac{v}{\dot{K}} = D
 \end{aligned} \tag{2.12}$$

Als elektrisches Ersatzschaltbild resultiert damit folgende Kombination aus Hintereinander- und Parallelschaltungen:

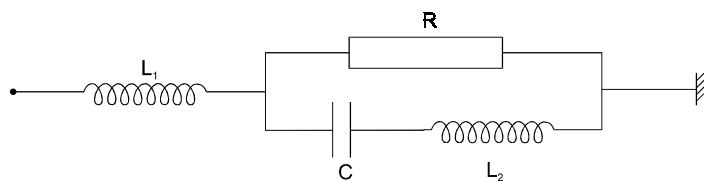


Abbildung 2.17: Elektrisches Ersatzschaltbild der mechanischen Schaltung

Dafür läßt sich die Impedanz wie folgt ausrechnen:

$$\begin{aligned}
 Z &= i\omega L_1 + \left(\frac{1}{R} + \frac{1}{\frac{1}{i\omega C} + i\omega L_2} \right)^{-1} \\
 &= i\omega L_1 + \left([1 + \omega^2 \cdot L_2 C] + i\omega RC \right)^{-1} \cdot [1 - \omega^2 L_2 C] \cdot R \quad , \quad L_2 \cdot C = \frac{1}{\omega_0^2} \quad (2.13) \\
 &= i\omega L_1 + R \cdot \frac{1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0} \right)^2}{i\omega RC + \left[1 - \left(\frac{\omega}{\omega_0} \right)^2 \right]}
 \end{aligned}$$

Hierbei treten zwei Resonanzfrequenzen auf: Die erste Resonanzfrequenz ($\omega = \omega_0 = \frac{1}{\sqrt{L_2 \cdot C}}$) ist die Resonanzfrequenz der Gehörknöchelchen-Masse (symbolisiert durch C) zusammen mit ihrer elastischen Aufhängung (symbolisiert durch L_2).

Bei diesem Wert wird die Impedanz Z minimal (der Realteil von Z wird 0) und auch der Realteil der Admittanz wird minimal. Die zweite Resonanzfrequenz tritt bei der Serienresonanz aus elastischer Ankopplung des Mittelohres (symbolisiert durch L_1) und Mittelohr-Masse (symbolisiert durch C) auf. Bei Variationen des statischen Luftdrucks verändert sich vor allem die Steifigkeit der Ankopplung (d. h. der Wert L_2 ändert sich), so daß sich die Resonanzfrequenz ω_0 verändert. Damit hat der Impedanz-Verlauf für verschiedenen statischen Luftdruck eine sehr unterschiedliche Form (vgl. Abb. 2.18).

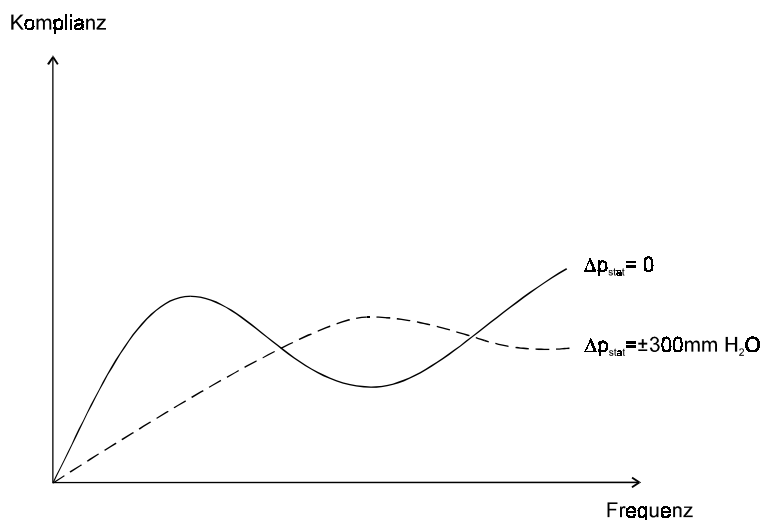


Abbildung 2.18: Abhängigkeit der Resonanzfrequenz der Mittelohr-Eingangsimpedanz vom statischen Luftdruckunterschied: Bei starker Erhöhung oder

Erniedrigung des statischen Luftdrucks verschiebt sich die Resonanzfrequenz zu hohen Frequenzen hin.

Aufgrund dieser Betrachtung wird es verständlich, daß die Form des Tympanogramms stark von der Frequenz abhängt, bei der die Impedanz bzw. die Komplianz gemessen wird: Während bei niedrigen Frequenzen der bekannte eingipflige Verlauf auftritt (Wegdriften der Resonanzfrequenz bei Erhöhung und Erniedrigung des statischen Luftdruckunterschiedes) kann bei mittleren Frequenzen ein zweigipfliger Verlauf gemessen werden (d. h. „Durchwandern“ des Resonanz-Maximums für mittlere Druckerhöhungen und Druckerniedrigungen) und bei sehr hohen Frequenzen kann eine extrem muldenförmige Funktion des Tympanogramm-Verlaufs resultieren (vgl. Abb. 2.19).

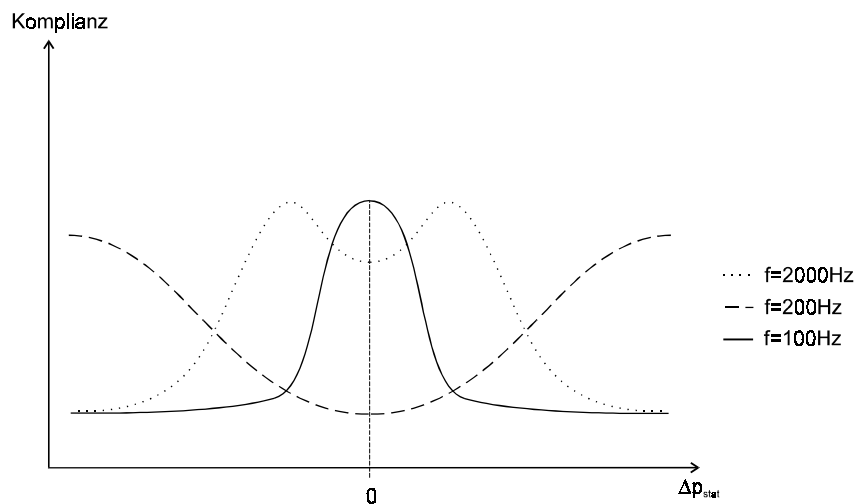


Abbildung 2.19: Schematischer Verlauf des Tympanogramms für verschiedene Meßfrequenzen.

Abb. 2.19 stellt die „Schnittlinien“ durch ein „Komplianz-Gebirge“ dar, das sich bei einer dreidimensionalen Auftragung der Komplianz als Funktion der Meßfrequenz und des statischen Druckunterschiedes ergibt. Eine derartige Berechnung des Komplianz-Gebirges für ein normales Mittelohr, eine otosklerotische Fixation (Festbremsung) der Stapes-Fußplatte und eine Kettenluxation (d. h. Unterbrechung der Ohrknöchelchen-Kette) wurde mit einem genaueren Mittelohr-Modell von H. Hudde (1995) angegeben (vgl. Abb. 2.20). Deutlich läßt sich die unterschiedliche Form des zu erwartenden Tympanogramms bei verschiedenen Meßfrequenzen ablesen. Leider ist die Veränderung des Tympanogramms bei verschiedenen Mittelohrpathologien nicht eindeutig, so daß mehrere Befunde für eine valide Mittelohrdiagnostik berücksichtigt werden müssen.

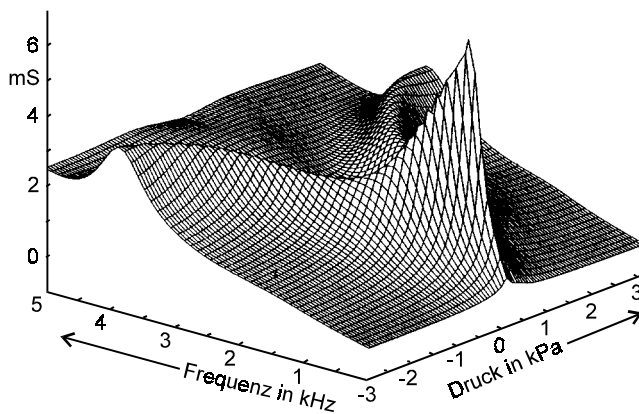
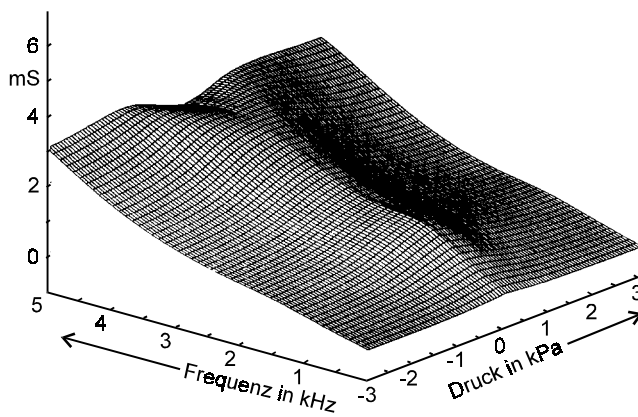
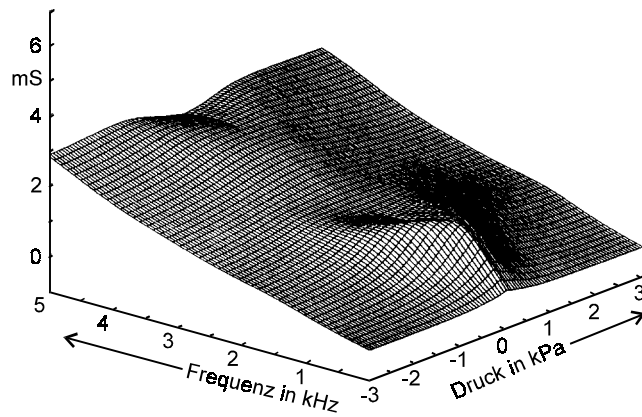


Abbildung 2.20: Dreidimensionale Admittanz-Tympanogramme als Funktion von statischem Gehörgangsdruck und Meßfrequenz für (a) normales Ohr, (b) otosklerotische Fixation der Stapesfußplatte und (c) Kettenluxation. Der Betrag der Admittanz ist in akustischen Milli-Siemens angegeben (aus Hudde, H.: Mittelohrdiagnostik durch Impedanzmessung. Audiologische Akustik, Vol. 31, No. 2, Median-Verlag 1992).

II.3.2 Stapediusreflex-Audiometrie

Bei hohen Schallpegeln wird der Stapedius-Reflex ausgelöst, der zum Schutz des Innenohrs vor zu großer Schallbelastung dient und damit eine Art Adaptation bewirkt. Dieser Reflex kann auch diagnostisch eingesetzt werden, um die Funktion von Mittelohr, Innenohr, ersten Stationen der Hörbahn und dem efferenten Reflex-Schenkel, dem Nervus facialis (motorischer Gesichtsnerv) zu testen, der den Musculus stapedius versorgt. Dabei tritt der Reflex mit einer Latenz (Verzögerung) von etwa 8–10 ms ein und führt zu einer Veränderung der Komplianz, die mit der Meßmethode der Impedanz-Audiometrie erfaßt werden kann (vgl. Abb. 2.21).

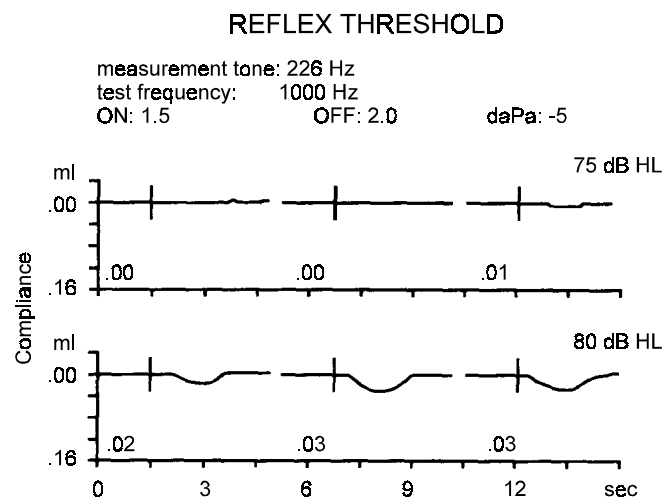


Abbildung 2.21: Schematischer Verlauf des Stapedius-Reflex (aus Neumann, J.: Recording Techniques, Theory and Audiological Applications of Otoacoustic Emissions. Dissertation, bis-Verlag, Oldenburg 1997)

Beim **ipsilateralen Reflex** wird die Impedanz-Audiometrie-Sonde am Reizohr eingesetzt. Zusätzlich zu dem Meßton für die Impedanzmessung wird ein Testton bei verschiedenen (audiologischen) Frequenzen und hohen Pegeln dargeboten. Bei dem **contralateralen** Reflex wird dagegen der Testton (zumeist ein Sinuston mit hohem Pegel und verschiedenen audiologischen Frequenzen) an der gegenüber-liegenden Seite der Impedanz-Audiometrie-Sonde plaziert. In beiden Fällen wird bei Überschreiten der **Reflex-Schwelle** (ca. 90 bis 115 dB bei Tönen und ca. 75 dB bei Breitbandrauschen) eine Änderung der Komplianz registriert (in der Regel Verringerung nach 10 bis 15 ms). Dabei gilt die Stapediusreflex-Schwelle als erreicht, wenn in zwei von drei Versuchen eine signifikante Änderung der Komplianz festgestellt werden kann (vgl. Abb. 2.21).

Die Stapedius-Reflex-Audiometrie kann folgendermaßen eingesetzt werden:

- Überschwellige Tests bei sensorineuraler Schwerhörigkeit: Bei reiner Innenohr-Schwerhörigkeit mit **Recruitment** (verringertem Dynamikbereich zwischen Ruhehörschwelle und Schmerzschwelle) ist der Abstand zwischen Tonschwelle im Audiogramm und Stapediusreflex-Schwelle (die im wesentlichen der Unbehaglichkeitschwelle entspricht) verringert (Normalwert: 70 bis 90 dB). Dies wird als **Metz-Recruitment** bezeichnet und gilt als relativ zuverlässiger Recruitment-Indikator auch bei symmetrischer Schwerhörigkeit, bei der der Fowler-Test (vgl. Kap. 3.2) nicht eingesetzt werden kann.
- Beim **Reflex-Decay-Test** wird getestet, ob sich die beim Stapedius-Reflex beobachtete Komplianz-Veränderung innerhalb von 10 s zurückbildet (trotz Dauer-Stimulation mit dem auslösenden Ton) oder ob es zu einer anhaltenden Wirkung des Stapedius-Reflexes kommt. Bei Normalhörenden ist ein derartiger Abfall des Stapedius-Reflexes für hohe Frequenzen (oberhalb von 2 kHz) normal. Tritt dieses Phänomen auch bei Frequenzen unterhalb von 2 kHz auf, ist es ein Zeichen für eine **neurale Schwerhörigkeit**, bei der eine pathologische Hörermüdung auftritt, so daß die Rückbildung des Reflexes plausibel erscheint.
- Die **Reflex-Latenz** kann ebenfalls zur Differentialdiagnostik einer neuralen Schwerhörigkeit herangezogen werden, weil sie in der Regel bei neuraler Schwerhörigkeit vergrößert ist.
- In der **Neurootologie** kann der Stapedius-Reflex eingesetzt werden, um die Funktion verschiedener Hirnnerven und Hirnnervenkerngebiete zu überprüfen, bzw. den Ort einer Störung der Nervenleitung genau einzugrenzen. Beispielsweise kann so zwischen einer peripheren und zentralen Fazialisparese unterschieden werden, da bei einer zentralen Störung (vor Abzweigen des für den Musculus stapedius verantwortlichen Astes) auch der Stapedius-Reflex ausfällt, während bei einer peripheren Fazialis-Unterbrechung (nach Abgang des Zweiges, z. B. bei Unterbrechung des Nervus facialis in der Ohrspeicheldrüse) der Stapedius-Reflex noch intakt ist.
- Bestimmung des Hörvermögens bei **nicht kooperativen Patienten** (z. B. Kleinkindern und komatösen Patienten):
Als relativ leicht einzusetzender, nicht invasiver und objektiver Hörtest

dient die Stapedius-Reflex-Audiometrie zur Bestimmung einer Schwelle, die vorwiegend mit der Unbehaglichkeitsschwelle korreliert. Sie kann daher als ein Maß für das Hörvermögen dienen, obwohl sie nur eine grobe Abschätzung erlaubt. Leider ist der Stapedius-Reflex bei hohen Frequenzen schon bei relativ geringen Schwerhörigkeitsformen nicht sicher auslösbar, so daß dieser Test nicht sehr sensitiv ist.

Eine neue, empfindlichere Form der Stapediusreflex-Audiometrie wurde von Neumann et al. (1997) vorgeschlagen: Sie verwendet als Meßprinzip nicht die direkte Messung der Impedanz, sondern mißt die Änderung in der akustischen Antwort aus, die sich bei zweimalig kurz hintereinander erfolgender Reizdarbietung einstellt (vgl. Abb. 2.22). Dabei wird davon ausgegangen, daß bei Registrierung der Antwort auf den ersten Stimulus der Stapedius-Reflex noch nicht ausgelöst ist, während bei Registrierung der Antwort auf den zweiten Stimulus bereits eine Änderung der Übertragungseigenschaften des Mittelohres durch den Stapedius-Reflex stattfinden konnte. Daher wird die Differenz der Antwort auf den ersten und den zweiten Stimulus gemessen. Oberhalb einer Schwelle von etwa 65 dB (für Sinustöne) wird ein deutlicher Anstieg des Differenz-Pegels beobachtet (vgl. Abb. 2.23). Dies läßt sich auf die Wirkung des Stapedius-Reflexes schon bei relativ niedrigen Pegeln zurückführen (**Niedrigpegel-Reflex-Audiometrie**), da hier schon eine geringgradige Änderung der Übertragungseigenschaften des Mittelohres (z. B. eine Phasenänderung) zu einem Anstieg des Differenzsignals führt, während bei der konventionellen Methode nur ein Anstieg der Intensität, nicht jedoch eine Phasenverschiebung registriert wird. Diese neue Methode zur Messung des Stapedius-Reflexes erscheint damit sensitiver und in einem weiteren Bereich anwendbar zu sein als die konventionelle Methode. Sie befindet sich derzeit jedoch noch im klinischen Erprobungsstadium.

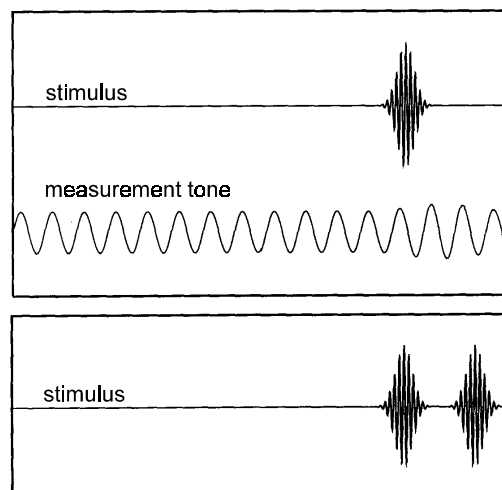


Abbildung 2.22: Meßparadigma der Niedrigpegel-Reflexaudiometrie (aus Neumann, J.: Recording Techniques, Theory and Audiological Applications of Otoacoustic Emissions. Dissertation, bis-Verlag, Oldenburg 1997)

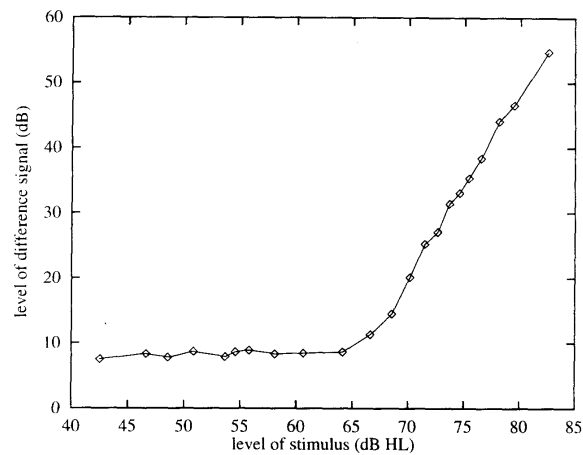


Abbildung 2.23: Anstieg des Pegels des Differenzsignals zwischen den beiden registrierten Antworten als Funktion des Stimuluspegels (aus Neumann, J.: Recording Techniques, Theory and Audiological Applications of Otoacoustic Emissions. Dissertation, bis-Verlag, Oldenburg 1997)

