

# 8 Das Ohr

Literatur zu diesem Kapitel:

- A. Faller, M. Schünke, Der Körper des Menschen, Thieme.
- J. R. Cameron, J. G. Skofronick, and R. M. Grant. Physics of the body. Medical Physics Publishing, Kapitel 11.
- W. Hoppe, W. Lohmann, H. Markl, and H. Ziegler, (ed.), Biophysik, Springer: Kap. 15.2.2.2.

Zu den Pionieren der Physik der Akustik und des Hörens gehörte Hermann Ludwig Ferdinand von Helmholtz (1821 - 1894). Er entwickelte 1863 eine mathematische Theorie zur Erklärung der Klangfarbe durch Obertöne, die Resonanztheorie des Hörens und die Lehre von den Tonempfindungen als physiologische Grundlage für die Theorie der Musik.

## 8.1 Akustische Grundlagen

### 8.1.1 Schall als Wellenphänomen



Abbildung 8.1: Akustische Signale als Wellenphänomene.

Die Erzeugung, Ausbreitung und Wahrnehmung von akustischen Signalen wird in der Physik im Wesentlichen über die Theorie von Schwingungen und Wellen beschrieben. Ein Ton entspricht einer monochromatischen Schwingung oder Welle, ein Klang besteht aus mehreren Tönen, deren Frequenzen ganzzahlige Vielfache sind und stellt deshalb selber ein

periodisches Signal dar. Ein allgemeines Geräusch ist nicht periodisch und enthält deshalb sehr viele Frequenzkomponenten.

Das menschliche Ohr ist gegenüber demjenigen von Reptilien stark verbessert: während wir Töne mit Frequenzen von bis zu 20 kHz hören können, liegt die Grenze bei Reptilien bei etwa 2 kHz. Seine Empfindlichkeit liegt nahe beim theoretischen Maximum.

Die Erzeugung von Schall durch den Menschen wurde kurz im Kapitel 6 (Lunge und Atmung) diskutiert. Das aktuelle Kapitel behandelt die Ausbreitung und Wahrnehmung von Schall. Es beginnt deshalb mit einer Zusammenfassung der Physik der Schallausbreitung.

### 8.1.2 Druckwellen

Das einfachste Modell für die Fortpflanzung von Schall in einer Dimension ist ein mit Luft gefüllter Zylinder. Dies ist z.B. eine Näherung für den äußeren Gehörgang unseres Ohrs. Eine Schallwelle entspricht einer zeitlich und räumlich periodischen Auslenkung von Druck und Dichte des Mediums. Dabei interessieren ausschließlich die Änderungen des Drucks, der Mittelwert ist irrelevant.

Der Druck enthält einen statischen und einen variablen Anteil:

$$p(x, t) = p_0 + \Delta p(x, t),$$

und ebenso die Dichte

$$\rho(x, t) = \rho_0 + \Delta \rho(x, t), \tag{8.1}$$

wobei der Index  $_0$  für die jeweiligen Gleichgewichtswerte steht (ohne Schallwelle).

Für die Beschreibung der Schallausbreitung benötigt man drei Gleichungen:

1. Die erste gibt an, wie eine Gasbewegung zu einer Dichteänderung führt ( $\rightarrow$  Gl. 8.2).
2. Die zweite beschreibt den Zusammenhang zwischen Dichte- und Druckänderung ( $\rightarrow$  Gl. 8.3).
3. Die dritte beschreibt, wie ein Druckgradient eine Gasbewegung zur Folge hat ( $\rightarrow$  Gl. 8.4).

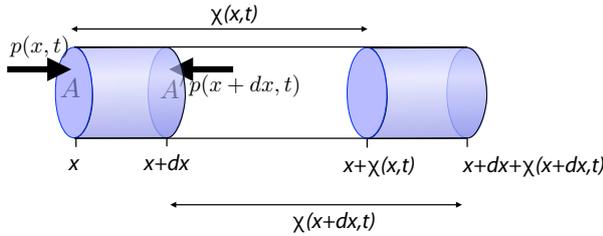


Abbildung 8.2: Beschreibung von Schallwellen.

Wenn ein Volumenelement in einem Gas bewegt wird, dann ändert sich die Dichte. Die Verschiebung der Luftmoleküle auf Grund des Schalls sei  $\chi(x,t)$ . Luft an der Stelle  $x$  bewegt sich zur neuen Position  $x + \chi(x,t)$ , und Luft in der Nähe bei  $x + dx$  bewegt sich nach  $x + dx + \chi(x + dx,t)$ .

Aus der Massenerhaltung folgt, dass die Gasmasse im neuen Volumen gleich der Masse im alten Volumen  $A dx$  sein muss:

$$\begin{aligned} \rho_0 A dx &= \rho A \{ x + dx + \chi(x + dx, t) \\ &\quad - (x + \chi(x, t)) \}. \\ &= \rho A \{ dx + \chi(x + dx, t) - \chi(x, t) \}. \end{aligned}$$

Für kleine Auslenkungen kann  $\chi$  als Taylor-Entwicklung 1. Ordnung geschrieben werden:

$$\chi(x + dx, t) = \chi(x, t) + \frac{\partial \chi}{\partial x} dx.$$

Damit wird die Massenerhaltung zu

$$\rho_0 dx = \rho(x) dx \left( 1 + \frac{\partial \chi}{\partial x} \right).$$

Mit Gleichung (8.1) für die Dichte bekommt man:

$$\rho_0 = (\rho_0 + \Delta \rho(x, t)) \left( 1 + \frac{\partial \chi}{\partial x} \right)$$

oder

$$0 = \rho_0 \frac{\partial \chi}{\partial x} + \Delta \rho(x, t) \left( 1 + \frac{\partial \chi}{\partial x} \right).$$

Der Term  $\Delta \rho \frac{\partial \chi}{\partial x}$  kann in guter Näherung vernachlässigt werden, wenn die Dichteänderung  $\Delta \rho \ll \rho_0$  ist. Damit wird die Dichteänderung als Funktion der Auslenkung  $\chi$

$$\Delta \rho(x, t) = -\rho_0 \frac{\partial \chi(x, t)}{\partial x}. \quad (8.2)$$

### 8.1.3 Die Wellengleichung

Die Dichteänderung entspricht einer Druckänderung. Die beiden sind in guter Näherung proportional zueinander:

$$\left. \frac{\partial p}{\partial \rho} \right|_{\rho_0} = \alpha = \frac{1}{\rho_0 \kappa}.$$

Hier ist

$$\kappa = -\frac{1}{V} \frac{dV}{dp}$$

die (adiabatische) Kompressibilität. Damit gilt für kleine Verschiebungen und Dichteschwankungen

$$p(x, t) = p_0 + \Delta p(x, t) = p_0 + \alpha \cdot \Delta \rho(x, t). \quad (8.3)$$

Die dritte Gleichung, die für die Herleitung der Wellengleichung benötigt wird, ist die Navier-Stokes Gleichung

$$\rho \left( \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} + (\vec{v} \cdot \nabla) \cdot \vec{v} \right) = -\nabla p + \eta \Delta \vec{v}.$$

Wenn die Reibung und die Nichtlinearität vernachlässigt werden können, ergibt sich daraus die Euler-Gleichung, welche in einer Dimension die Form

$$\rho \frac{\partial v}{\partial t} = -\frac{\partial p}{\partial x}$$

hat. Die lokale Geschwindigkeit  $v$  ergibt sich als Ableitung der Auslenkung,  $v = \partial \chi / \partial t$ . Damit wird die Euler-Gleichung zu

$$\rho_0 \frac{\partial^2 \chi}{\partial t^2} = -\frac{\partial p}{\partial x}, \quad (8.4)$$

wiederum für den Fall kleiner Druckschwankungen,  $\rho \approx \rho_0$ . Ersetzt man den Druck  $p$  mit Hilfe von Gl. (8.3) durch die Dichte, so erhält man

$$\rho_0 \frac{\partial^2 \chi}{\partial t^2} = -\alpha \frac{\partial \Delta \rho}{\partial x}.$$

Mit (8.2) wird dies zu

$$\rho_0 \frac{\partial^2 \chi}{\partial t^2} = \alpha \rho_0 \frac{\partial^2 \chi}{\partial x^2}.$$

Dies entspricht offenbar einer Wellengleichung

$$\frac{\partial^2 \chi}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 \chi}{\partial x^2} \quad (8.5)$$

wobei die Phasengeschwindigkeit gegeben ist durch

$$c^2 = \alpha = \frac{1}{\rho_0 \kappa}. \quad (8.6)$$

Damit kann man die Proportionalität (8.3) zwischen Druck und Dichteänderung schreiben als

$$\Delta p = \Delta \rho \cdot c^2. \quad (8.7)$$

Analoge Wellengleichungen findet man für die Dichte

$$\frac{\partial^2 \rho}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 \rho}{\partial x^2} \quad (8.8)$$

und den Druck

$$\frac{\partial^2 p}{\partial t^2} = c^2 \cdot \frac{\partial^2 p}{\partial x^2} \quad (8.9)$$

weswegen man elastische Wellen in einem Gas auch als Druckwellen bezeichnet.

Die einfachsten Lösungen einer Wellengleichung sind ebene Wellen. In diesem Fall entspricht das

$$\chi(x, t) = \chi_0 \sin(\omega t - kx), \quad c = \frac{\omega}{k}. \quad (8.10)$$

Hier stellen  $\omega$  die (Kreis-)Frequenz,  $k$  die Wellenzahl und  $c$  die Phasengeschwindigkeit dar.

#### 8.1.4 Schallimpedanz und Intensität

Die Geschwindigkeit  $v$ , mit der sich die Luftmoleküle infolge der Druckschwankungen hin- und herbewegen, ist gegeben als die Ableitung der Auslenkung  $\chi$

$$v(x, t) = \frac{\partial \chi}{\partial t} = \omega \chi_0 \cos(\omega t - kx).$$

Man bezeichnet die Amplitude

$$v_0 = \omega \chi_0$$

dieser Geschwindigkeit als **Schallschnelle**. Dieser Beitrag zur gesamten Geschwindigkeit der Moleküle ist im Allgemeinen wesentlich kleiner als der Anteil der thermischen Bewegung: an der Hörschwelle liegt die Schallschnelle im Bereich von einigen 10 nm/s, die thermische Geschwindigkeit  $v_{th} = \sqrt{3k_B T/m}$  bei  $\approx 100$  m/s.

Die Druckschwankung der Welle ist, wie die Dichteschwankung (8.2), gegeben durch die räumliche Ableitung der Auslenkung,

$$\Delta p(x, t) = p_0 \frac{\partial \chi}{\partial x}.$$

Für eine harmonische Welle ist dies,

$$\Delta p(x, t) = -p_0 k \chi_0 \cos(\omega t - kx)$$

also einer harmonischen Welle mit Amplitude  $\Delta p_0 = p_0 k \chi_0$ :

$$\Delta p(x, t) = -\Delta p_0 \cos(\omega t - kx).$$

Damit hat sie die gleiche raum-zeitliche Abhängigkeit wie  $v(x, t)$ . Setzt man dies und (8.10) in die Euler-Gleichung (8.4) ein, dann erhält man

$$\begin{aligned} & \rho_0 (-\omega^2) \chi_0 \sin(\omega t - kx) \\ &= -\Delta p_0 k \sin(\omega t - kx). \end{aligned}$$

Daraus folgt der wichtige Zusammenhang zwischen der Schallschnelle, der Geschwindigkeit, dem Druck und der Dichte:

$$\Delta p_0 = \rho_0 \omega \chi_0 \frac{\omega}{k} = \rho_0 v_0 c. \quad (8.11)$$

Die Proportionalitätskonstante

$$Z := \frac{\Delta p_0}{v_0} = \rho_0 c \quad (8.12)$$

zwischen Schallschnelle und Schalldruck wird als Wellenwiderstand oder Schallimpedanz bezeichnet.

Mit Gleichung (8.6) kann sie auch geschrieben werden als

$$Z = \frac{\Delta p_0}{v_0} = \rho_0 c = \sqrt{\frac{\rho_0}{\kappa}}.$$

In Luft und Wasser beträgt sie

$$\begin{aligned} Z_{\text{Luft}} &= 1,2 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} 340 \frac{\text{m}}{\text{s}} = 430 \frac{\text{Ns}}{\text{m}^3}, \\ Z_{\text{Wasser}} &= 10^3 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} 1460 \frac{\text{m}}{\text{s}} = 1,46 \cdot 10^6 \frac{\text{Ns}}{\text{m}^3}. \end{aligned}$$

Die Schallimpedanzen der beiden Medien, welche für das Hören am wichtigsten sind, unterscheiden sich somit um einen Faktor

$$\frac{Z_{\text{Wasser}}}{Z_{\text{Luft}}} \approx 3400.$$

### 8.1.5 Intensität und Lautstärke

Die Energiedichte einer Schallwelle ist gegeben durch die Summe aus kinetischer und Druckenergie. Während einer Oszillationsperiode wechselt die Energie zweimal von kinetischer zu elastischer Energie. Bei der maximalen Geschwindigkeit  $v = v_0$  verschwindet die elastische Energie und die Energiedichte besteht nur aus kinetischer Energie

$$w = \frac{1}{2} \rho_0 v_0^2.$$

Mit Hilfe von Gleichung (8.11) oder (8.12) kann das geschrieben werden als

$$w = \frac{1}{2} \rho_0 \frac{\Delta p_0^2}{\rho_0^2 c^2} = \frac{1}{2} \frac{\Delta p_0^2}{\rho_0 c^2}.$$

Daraus ergibt sich die Intensität als Produkt aus Energiedichte und Ausbreitungsgeschwindigkeit:

$$I = wc = \frac{1}{2} \frac{\Delta p_0^2}{\rho_0 c} = \frac{1}{2} \frac{\Delta p_0^2}{Z}.$$

Der Schalldruck (die Amplitude  $\Delta p_0$ ) und die Frequenz der Schallschwingung entscheiden, ob und wie laut wir einen Ton wahrnehmen. Der Frequenzbereich des menschlichen Gehörs reicht von etwa 16 Hz bis rund 20 kHz, wobei die Grenzen nicht

scharf sind und individuell variieren. Schwingungen mit großem Schalldruck bewirken Hörempfindungen größerer Lautstärke als Schwingungen mit geringem Schalldruck. Von dem leisesten noch wahrnehmbaren 2 kHz-Ton bis zur Schmerzgrenze erstreckt sich der Bereich von 20  $\mu\text{Pa}$  bis zu 20 Pa (Effektivwerte).

An der Hörschwelle (20  $\mu\text{Pa}$ ) beträgt die Intensität

$$I_0 = \frac{1}{2} \frac{(2 \cdot 10^{-5})^2}{430} \frac{\text{W}}{\text{m}^2} \approx 10^{-12} \frac{\text{W}}{\text{m}^2}.$$

An der Schmerzschwelle sind es etwa 12 Größenordnungen mehr, also  $I_{\text{max}} \approx 1 \text{ W/m}^2$ . Aus Gleichung (8.11) erhält man die Schallschnelle an der Hörgrenze zu

$$v_0 = \frac{\Delta p_0}{\rho_0 c} = \frac{2 \cdot 10^{-5} \text{ m}}{1,2 \cdot 340 \text{ s}} \approx 5 \cdot 10^{-8} \frac{\text{m}}{\text{s}}.$$

Bei einer Frequenz von 1 kHz entspricht dies einer Auslenkung von

$$\chi_0 = \frac{v_0}{\omega} \approx 10^{-11} \text{ m},$$

also weniger als einem Atomdurchmesser (siehe 8.1.7).

### 8.1.6 Physiologische Lautstärkenskala

Das Gehör nimmt den Schalldruck in etwa logarithmisch wahr. Deswegen, und weil die akustisch wahrnehmbaren Schalldrücke 6 Zehnerpotenzen umfassen, wird eine **logarithmische Schalldruckskala** verwendet. Um den Schalldruck dimensionslos zu machen, wird ein **Referenzdruck** benötigt. Die Definition des **Schallpegels**  $L$  lautet:

$$L = 20 \cdot \log \left( \frac{\Delta p}{\Delta p_0} \right) \text{ dB} = 10 \cdot \log \left( \frac{I}{I_0} \right).$$

Wenn man als Bezugsgröße die Wahrnehmungsgrenze des menschlichen Gehörs nimmt, dann ist  $\Delta p_0 / \sqrt{2} = 20 \mu\text{Pa}$  ( $I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$ ). Die so berechneten Schallwerte werden mit **dB SPL** (Sound Pressure Level) bezeichnet.

Diese physikalische Definition ist in der Audiologie und Akustik üblich. Sie berücksichtigt jedoch

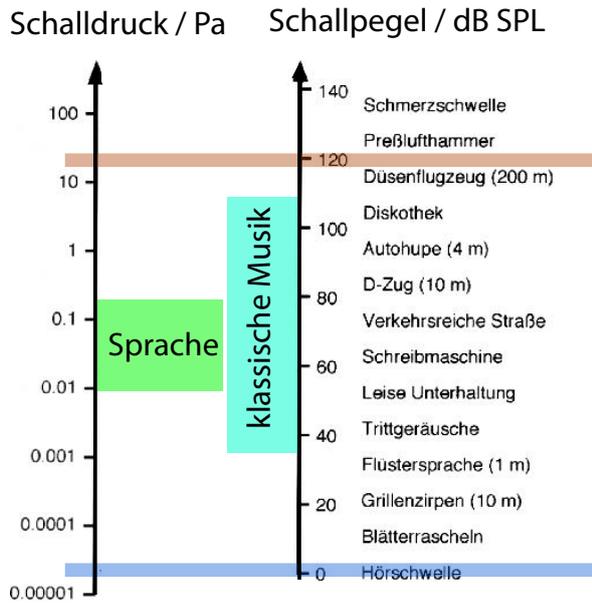


Abbildung 8.3: Schalldruck und Schallpegel für verschiedene Geräusche.

nicht den physiologischen Lautstärkeindruck, welcher auch von der Frequenz abhängt. Dafür verwendet man ein anderes Maß: das **Phon** oder **dB(A)**. Geräusche mit dem gleichen dB(A) Wert werden subjektiv als gleich laut empfunden. Bei einer Frequenz von 1 kHz stimmt die dB(A)-Skala per definitionem mit der dB SPL-Skala überein. Für andere Frequenzen werden zur Umrechnung Frequenzbewertungskurven verwendet, das sind Kurven gleicher Lautstärke.

### 8.1.7 Empfindlichkeitsgrenze

Die Detektionsschwelle von 0 dB entspricht einer Intensität von  $I_0 = 10^{-12} \text{ W/m}^2$ . Das Trommelfell hat eine Fläche von  $\approx 0,5 \text{ cm}^2$ , so dass die gesamte aufgenommene Leistung bei etwa  $P_{min} = 0,5 \cdot 10^{-16} \text{ W}$  liegt.

Man kann dies vergleichen mit der thermischen Leistung auf Grund der Brown'schen Bewegung. Die thermische Energie pro Freiheitsgrad beträgt

$$k_B T = 1,4 \cdot 10^{-23} \cdot 300 \text{ J} = 4,2 \cdot 10^{-21} \text{ J}.$$

Bei einer Bandbreite des Ohrs von  $\Delta\nu = 20 \text{ kHz}$  ist

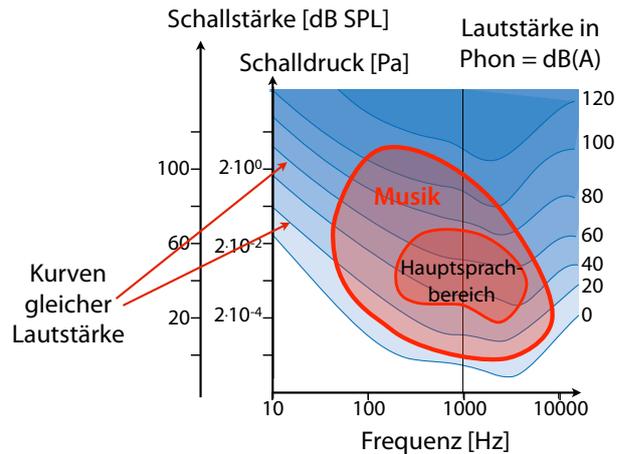


Abbildung 8.4: Kurven gleicher Lautstärke. Bei 1 kHz stimmen dB SPL-Skala und Phon- oder dB(A)-Skala überein.

die thermische Leistung demnach

$$k_B T \Delta\nu = 4,2 \cdot 10^{-21} \text{ J} \cdot 20000 \text{ s}^{-1} \approx 10^{-16} \text{ W}.$$

Die aufgenommene Leistung einer Schallwelle an der Hörgrenze entspricht somit in etwa der thermischen Leistung. Somit arbeitet das menschliche Ohr nahe bei der physikalischen Grenze für die Empfindlichkeit.

Außerdem kann man die entsprechende Auslenkung berechnen, aus der Beziehung zwischen Schallschnelle  $v_0$  und Druckamplitude  $\Delta p_0$ :

$$v_0 = \omega \chi_0 = \frac{\Delta p_0}{Z} = \frac{\Delta p_0}{\rho_0 c}.$$

Auflösen nach der Auslenkungsamplitude  $\chi_0$  gibt

$$\chi_0 = \frac{\Delta p_0}{\omega \rho_0 c}.$$

Für eine Schallwelle an der Hörgrenze, d.h. mit  $\Delta p_0 = 20 \mu\text{Pa}$  und einer Frequenz von 1 kHz erhält man

$$\begin{aligned} \chi_0 &= \frac{2 \cdot 10^{-5}}{2\pi \cdot 10^3 \cdot 1,2 \cdot 300} \text{ m} \approx \frac{2 \cdot 10^{-5}}{2 \cdot 10^6} \text{ m} \\ &= 10^{-11} \text{ m} = 10 \text{ pm}. \end{aligned}$$

Die Auslenkung an der Detektionsschwelle ist also weniger als ein Atomdurchmesser.

### 8.1.8 Reflexion und Transmission von Schallwellen

Schallwellen überlagern sich, d.h. ihre Amplituden können sich als Funktion von Ort und Zeit verstärken oder abschwächen. Addiert man die Amplitude von zwei Schallwellen gleicher Amplitude kohärent, so hat die resultierende Welle, je nach Phasendifferenz, eine Intensität, die zwischen Null und dem Vierfachen der einzelnen Welle liegt. (siehe Übungen)

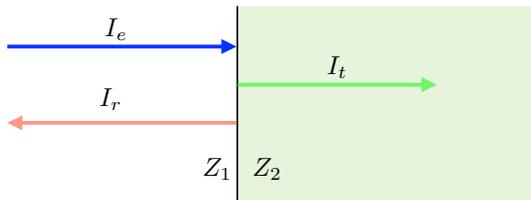


Abbildung 8.5: Reflexion einer Welle an einer Grenzfläche

Im Ohr wird der Schall über Gebiete mit unterschiedlichen Dichten, Schallgeschwindigkeiten und Impedanzen transportiert. Dabei findet man die üblichen Effekte für Wellen, wie Brechung und Reflexion. Das einfachste Beispiel ist eine Welle, die vom Gebiet 1 mit Dichte  $\rho_1$ , Schallgeschwindigkeit  $c_1$  und Schallimpedanz  $Z_1 = \rho_1 c_1$  in ein Gebiet 2 ( $\rho_2, c_2$ ) mit anderer Wellenimpedanz  $Z_2 = \rho_2 c_2$  übertritt. Für jede Art von Wellen findet man in einem solchen Fall, dass ein Teil der Welle reflektiert wird.

Für den einfachsten Fall nimmt man an, dass das System sich linear verhält, dass also eine Proportionalität zwischen einfallender, reflektierter und transmittierter Welle besteht. In diesem Fall betrachtet man eine Welle, welche senkrecht auf die Grenzfläche einfällt und berechnet die Reflexions- und Transmissionskoeffizienten aus der Energieerhaltung: Die auf die Grenzfläche einfallende Energie wird entweder transmittiert oder reflektiert. Somit gilt

$$I_e = I_r + I_t.$$

Der Ausdruck  $I = \frac{1}{2} \rho_0 \omega^2 \chi^2 c$  für die Schallintensität kann umgeschrieben werden als  $I = \frac{1}{2} Z \omega^2 \chi^2$ . Die Frequenz ist für alle Wellen die gleiche. Damit wird die Energie-Erhaltungsgleichung zu

$$Z_1 \chi_e^2 = Z_1 \chi_r^2 + Z_2 \chi_t^2.$$

Außerdem muss für die Auslenkung der Wellen die Stetigkeitsbedingung

$$\chi_e + \chi_r = \chi_t$$

an der Grenzfläche erfüllt sein. Damit erhält man ein quadratisches Gleichungssystem für die beiden Amplituden  $\chi_r$  und  $\chi_t$ . Lösen des Gleichungssystems ergibt die Transmissions- und Reflexionskoeffizienten:

$$\frac{\chi_r}{\chi_e} = \frac{Z_1 - Z_2}{Z_1 + Z_2}; \quad \frac{\chi_t}{\chi_e} = \frac{2Z_1}{Z_1 + Z_2}.$$

Die physikalische Ursache für die Reflexion ist somit, dass mit nur einer Welle nicht Energieerhaltung und Stetigkeit gleichzeitig erfüllt sein können.

Für die Intensitäten  $I \propto \chi^2$  erhält man

$$\frac{I_t}{I_e} = 4 \frac{Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}$$

und

$$\frac{I_r}{I_e} = \frac{(Z_1 - Z_2)^2}{(Z_1 + Z_2)^2}.$$

Möchte man Reflexionen vermeiden, so muss offenbar  $Z_1 = Z_2$  sein, d.h. die Impedanzen der beiden Medien müssen gleich sein.

### 8.1.9 Abstandsabhängigkeit

Die Amplitude einer Welle schwächt sich bei der Ausbreitung ab. Dazu trage verschiedene Mechanismen bei, wie z.B. Absorption und Streuung. Streuung entspricht der (teilweisen) Reflexion an Strukturen mit unterschiedlichen Schallimpedanzen oder Schallgeschwindigkeiten, die nicht so regulär geformt sind wie die oben diskutierte Grenzfläche. Neben diesen Verlustmechanismen führt auch die geometrische Ausbreitung zu einer Abschwächung.

Eine Schallwelle, die sich kugelförmig von einer Quelle ausbreitet, deckt eine Fläche  $A$  ab, welche proportional zum Quadrat des Abstandes  $r$  von der Quelle zunimmt,  $A \propto r^2$ . Unter der Annahme, dass die Welle nicht absorbiert wird, wird die vorhandene Energiedichte also über eine Fläche verteilt, welche



kentreppe an, die sich am anderen Ende bis zum runden Fenster erstreckt.

Das äußere Ohr dient der Schallverstärkung und der richtungsabhängigen Filterung einlaufender Schallwellen. Im Mittelohr findet eine Impedanzanpassung statt, von Luft zur Perilymphe ( $\approx$  Wasser). Das Innenohr nimmt eine Frequenz- und Amplitudenanalyse der Schallwellen vor. Die Hörnerven kodieren die akustische Information, und im Cortex (Hirnrinde) findet die Spracherkennung statt.

### 8.2.2 Äußeres Ohr

Das äußere Ohr und das Mittelohr dienen der Zuleitung der Schallwellen. Es gibt die **Knochenleitung**, bei der unter Umgehung von äußerem Ohr und Mittelohr die Schallwellen durch Schwingungen des Schädelknochens ins Mittelohr transportiert werden. Normalerweise spielt er für das Hören keine Rolle, da die Intensität des Knochenschalls ungefähr  $-50$  dB unter derjenigen des Luftschalls liegt. Wichtig ist die Knochenleitung für das Hören der eigenen Stimme, die deswegen auch anders klingt als wenn man von sich eine Tonaufnahme anhört.

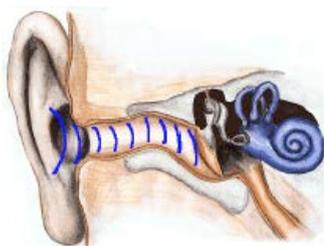


Abbildung 8.8: Zuleitung der Schallwellen. [2]

Die Ohrmuschel hat nur einen geringen Verstärkungseffekt, sie verbessert aber das Richtungshören. Der **äußere Gehörgang** kann als einseitig abgeschlossener Resonator mit niedrigem Gütefaktor modelliert werden ( $Q \approx 1$ ). Den Abschluss des Rohres bildet das Trommelfell.

### 8.2.3 Mittelohr

Das **Mittelohr** ist vom äußeren Ohr durch das **Trommelfell** getrennt. Für den Druckausgleich gibt

es eine Verbindung zum Rachenraum, die sogenannte **eustachische Röhre** oder Ohrtrumpete. Da diese durch das Gaumensegel üblicherweise geschlossen ist, findet nur ein einseitiger Schalldruck auf das Trommelfell statt, so dass die eigene Stimme nicht zu laut hörbar und das Hören äußerer Geräusche begünstigt ist.

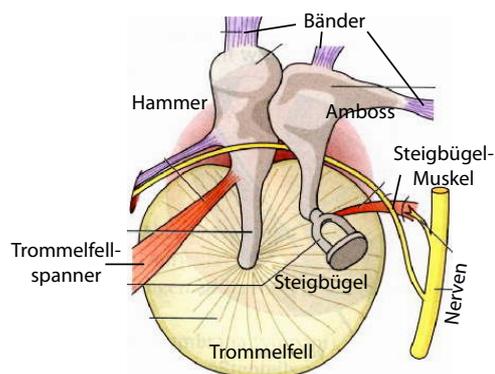


Abbildung 8.9: Mittelohr

Die **Mittelohrmuskeln** dienen zum einen dem Schutz des Gehörs bei lautem Knall: sie können das Trommelfell spannen und dadurch die Schallübertragung reduzieren, sowie den Steigbügel kippen - mit dem gleichen Resultat. Die Latenzzeit beträgt für hohe Schallpegel etwa 35 ms und für niedrige etwa 150 ms. Weiterhin dämpfen sie das Ausschlagen des Sprachschalls und vergrößern den Arbeitsbereich des Mittelohrs. Ansonsten wären nur Schallereignisse  $< 40$  dB SPL außerhalb des Sättigungsbereichs der Sinneszellen.

Im Mittelohr findet außerdem eine Impedanzanpassung statt. Im Außenohr und der Paukenhöhle befindet sich Luft mit  $Z_L = 414 \text{ kg/m}^2\text{s}$ , und im Innenohr ist die Lymphflüssigkeit mit  $Z_c = 1.4 \cdot 10^6 \text{ kg/m}^2\text{s}$ , daher gibt es Reflexionen bei einem Übergang von Luft zu Lymphflüssigkeit.

Um eine grobe Vorstellung vom Effekt der Impedanzanpassung zu erhalten, betrachten wir die Reflexion einer Schallwelle an einer unendlichen Grenzfläche zwischen Wasser und Luft bei senkrechtem Einfall. Dafür ist der Transmissionskoeffizient

$$T = \frac{I_t}{I_e} = 4 \frac{Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2}.$$

Die Zahlenwerte für Luft und Wasser sind

$$Z_1 = Z_L = 414 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2\text{s}}, \quad Z_2 = Z_W = 1.4 \cdot 10^6 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2\text{s}}.$$

In guter Näherung kann man somit verwenden  $Z_W \gg Z_L$  und erhält

$$T = 4 \frac{Z_L Z_W}{Z_W^2} = 4 \frac{Z_L}{Z_W} \approx 4 \frac{4 \cdot 10^2}{1.4 \cdot 10^6} \approx 10^{-3}.$$

Ohne das Mittelohr würde somit nur etwa 0.1% der vom Außenohr empfangenen Energie auf das Innenohr übertragen werden, der Rest würde reflektiert. Dies entspricht einer Abschwächung um rund 30 dB.

### 8.2.4 Impedanzanpassung

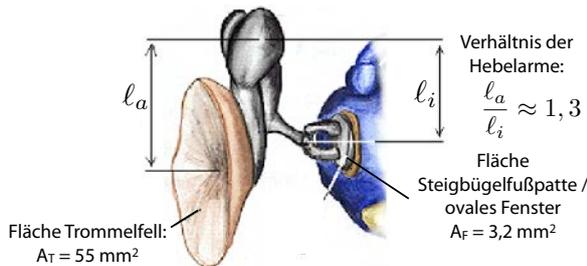


Abbildung 8.10: Trommelfell, Gehörknöchelchen und Steigbügelfußplatte.

Die Reflexionen können reduziert werden, wenn die Impedanz auf beiden Seiten der Grenzfläche (=Mittelohr) gleich gemacht wird. Die Impedanz  $Z = \frac{\Delta p_0}{v_0}$  ist bei gegebener Schallschnelle proportional zur Druckänderung durch die Welle. Die Druckänderung wird im Mittelohr folgendermaßen angepasst: Auf das Trommelfell wirkt von außen die Kraft

$$F_a = \Delta p_a A_T,$$

wobei  $\Delta p_a$  die Druckänderung durch die äußere (einkommende) Welle darstellt und  $A_T$  die Fläche des Trommelfells. Auf der Innenseite des ovalen Fensters wirkt die Kraft

$$F_i = \Delta p_i A_F,$$

wobei  $A_F$  die Fläche des ovalen Fensters und  $\Delta p_i$  die Druckamplitude im Innenohr darstellen. Hammer und Amboss setzen diese Kräfte in Drehmomente um, welche gleich sein müssen,

$$F_a \ell_a = F_i \ell_i$$

oder

$$\Delta p_a A_T \ell_a = \Delta p_i A_F \ell_i.$$

Auflösen nach dem Druck  $\Delta p_i$  ergibt

$$\Delta p_i = \Delta p_a \frac{A_T}{A_F} \cdot \frac{\ell_a}{\ell_i}.$$

Dies entspricht einer Erhöhung des Schalldrucks um den Faktor

$$\frac{A_T}{A_F} \cdot \frac{\ell_a}{\ell_i} \approx \frac{55}{3,2} \cdot 1,3 \approx 22.$$

Die Intensität ist proportional zum Quadrat des Druckes und steigt somit um  $\approx 22^2 = 484$  an und die Transmission von 0,1 % auf 0,5. Man kann dies auch beschreiben als eine Reduktion der effektiven Impedanz der Cochlea von

$$1.4 \cdot 10^6 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2\text{s}} \rightarrow \frac{1.4 \cdot 10^6}{22^2} \frac{\text{kg}}{\text{m}^2\text{s}} \approx 2900 \frac{\text{kg}}{\text{m}^2\text{s}}.$$

Damit ist also die Reflexion auf Grund des Impedanzsprungs zu einem wesentlichen Teil eliminiert.

Das hier verwendete, sehr einfache Modell enthält verschiedene Näherungen, die in der Praxis nicht erfüllt sind, wie z.B. die Annahme, dass die Grenzfläche räumlich unendlich ausgedehnt sei. In Wirklichkeit sind sowohl Trommelfell wie auch das ovale Fenster klein im Vergleich zur akustischen Wellenlänge und das Innenohr ist kein unendlicher Halbraum, und Trommelfell und Mittelohrknochen haben endliche Massen. Die wirkliche Schallimpedanz ist dadurch frequenzabhängig und komplex. Weiterhin hilft auch das Außenohr bei der Impedanzanpassung. Eine relativ detaillierte Analyse findet sich z.B. in [26].

### 8.2.5 Das Innenohr

Das **Innenohr** enthält das Gleichgewichtsorgan und die **Schnecke (Cochlea)**, die das eigentliche Hörorgan darstellt. Die Aufgabe des Innenohres im Bezug

auf das Hören ist die Reizweiterleitung an Sinneszellen und die Reiztransformation von mechanischen Schwingungen in Nervenimpulse.

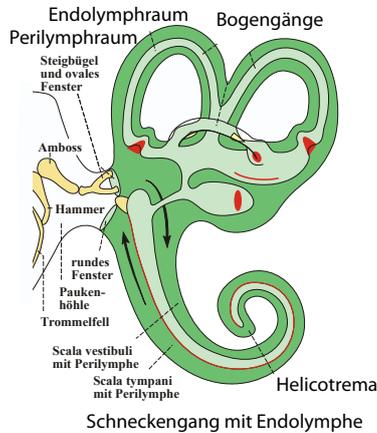


Abbildung 8.11: Anatomie des Innenohrs.

Die Schnecke ist abgerollt ungefähr 30 mm lang, und sie verjüngt sich von 0.9 mm auf 0.3 mm. Sie ist aufgeteilt in die Vorhoftrappe (scala vestibuli), die vom ovalen Fenster, auf dem der Steigbügel sitzt, zur Spitze der Schnecke läuft, die Paukentrappe (scala tympani), die von der Spitze der Schnecke zum runden Fenster läuft (beide sind mit Perilymphe gefüllt). Zwischen den beiden liegt der mittlere Schneckengang (scala media), der mit Endolymph gefüllt ist.

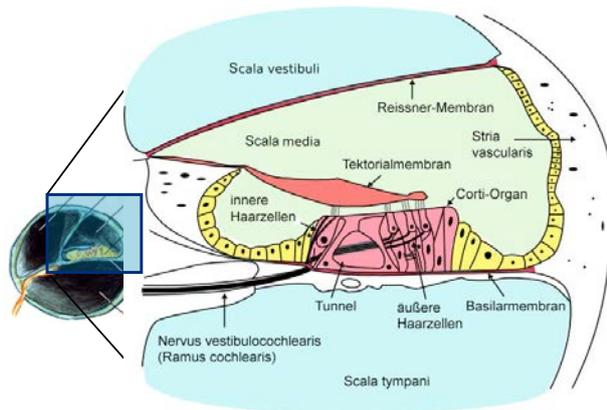


Abbildung 8.12: Querschnitt durch die Cochlea

Der mittlere Schneckengang ist von der Vorhoftrappe durch die Reissner-Membran, und von der Paukentrappe durch die **Basilarmembran** getrennt. Die Reissner-Membran ist sehr flexibel, so dass die

Vorhoftrappe und die Paukentrappe hydrodynamisch praktisch eine Einheit bilden. Die Basilarmembran enthält das **Corti-Organ** mit etwa 15000 Sinneszellen, den **inneren** und **äußeren Haarzellen**, die in Reihen angeordnet sind. Die Sinneshaare sind mit der darüber liegenden **Deckplatte** (= Tektorialmembran), einer gallertartigen Schicht, verbunden. Hier findet der eigentliche Hörprozess, die Umwandlung mechanischer Schwingungen in Nervenimpulse, statt.

Die Basilarmembran verändert ihre mechanischen Eigenschaften während ihres Verlaufs vom basalen zum apicalen Ende (Helicotrema). Auf diesem Weg nimmt die Steifigkeit um einen Faktor 10000 ab. Gleichzeitig verbreitert sich die Basilarmembran von 1/6 mm auf 1/2 mm. Die Änderung der mechanischen Eigenschaften ist eine wichtige Voraussetzung für die dem Schallereignis entsprechende Reizverteilung an die Sinneszellen.

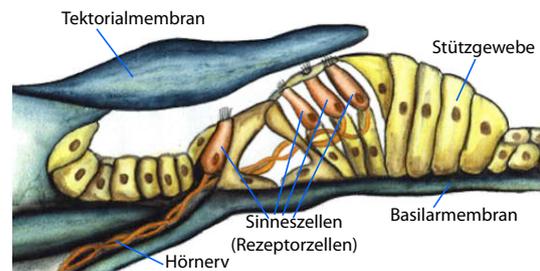


Abbildung 8.13: Aufbau des Corti-Organs. [2]

Die Schallwelle, welche über den Steigbügel in das Innenohr eingekoppelt wird, läuft durch die Scala vestibuli zum Ende der Schnecke und durch die Scala tympani zurück zum runden Fenster. Die Flüssigkeit ist praktisch inkompressibel. Damit die Welle sich im Innenohr überhaupt ausbreiten kann, benötigt es deshalb einen Druckausgleich; das ist die Funktion des runden Fensters zum Mittelohr.

### 8.3 Detektion und Verarbeitung

Das Innenohr ist ein Sensor, welcher die akustischen Schwingungen in elektrische Nervenimpulse umwandelt. Es ist so konstruiert, dass es einen großen

Dynamikbereich aufweist und Frequenzen im Bereich von etwa 20 - 20000 Hz wahrnehmen und unterscheiden kann. Es liefert auch eine erste Stufe der Datenreduktion.

### 8.3.1 Wanderwellen in der Membran

Das Ohr gleicht einem Resonator, in dem sich Stehwellen ausbilden könnten. Dafür müsste die Länge vergleichbar sein mit der Wellenlänge der akustischen Welle. Die Schallgeschwindigkeit beträgt in Wasser etwa  $v_{\text{Wasser}} \approx 1500 \text{ m/s}$ . An der unteren Grenze des Hörbereichs, bei einer Frequenz von 20 Hz, ist somit die Wellenlänge

$$\lambda_{20\text{Hz}} = \frac{v}{f} = \frac{1500}{20} \text{ m} = 75 \text{ m}$$

und bei der oberen Grenze

$$\lambda_{20\text{kHz}} = \frac{v}{f} = \frac{1500}{20000} \text{ m} = 7,5 \text{ cm.}$$

Somit ist die Cochlea, mit einer Länge von  $\approx 3,5 \text{ cm}$ , deutlich kürzer als die Wellenlänge der akustischen Wellen. Die Schallwellen müssen deshalb als Wanderwellen betrachtet werden.

Da die Basilarmembran auf beiden Seiten von einer inkompressiblen Flüssigkeit umgeben ist, kann die Ausbreitung der Wanderwelle nicht für die Membran alleine betrachtet werden, sondern sie ist stark an die Hydrodynamik der Flüssigkeit gekoppelt. Für diese Berechnungen betrachtet man ein Modell, bei dem die Cochlea nicht zusammengerollt sondern ausgestreckt ist und die Basilarmembran eine zweidimensionale Membran in einer Ebene darstellt. Die Membran wird vom ovalen Fenster zum Helicotrema breiter und gleichzeitig dünner. Dadurch nimmt ihre Steifigkeit exponentiell ab. Man beschreibt sie durch eine Volumenelastizität pro Länge

$$E(x) = E_0 e^{-x/k} \quad [E] = \frac{\text{N}}{\text{m}^4}.$$

Die Phasengeschwindigkeit einer Welle in einer Membran ist

$$v_P = \sqrt{\frac{\sigma}{\rho}},$$

mit der Oberflächenspannung  $\sigma$  und der Flächendichte  $\rho$ . Die Eigenfrequenzen hängen von den Randbedingungen ab. Die Grundmode liegt in der Größenordnung

$$v_0 \approx \frac{v_P}{\ell},$$

mit  $\ell$  der kleinsten Dimension - im Fall des Ohrs also die Breite der Membran, welche im Bereich von 0,1... 0,5 mm liegt.

### 8.3.2 Ortskodierung der Tonhöhe

Technische Tonaufzeichnungen unterscheiden unterschiedliche Frequenzen indem sie diese mit einer hohen zeitlichen Rate digitalisieren. Ein Audiokanal mit CD-Qualität hat eine Abtastrate von 44,1 kHz und eine Auflösung von 16 bit pro Kanal. Dies entspricht einer Datenrate von  $2 \cdot 16 \cdot 4,41 \cdot 10^4 \text{ Bits/s} = 1,41 \cdot 10^6 \text{ Bits/s}$ . Bei einer binären Codierung müsste somit der zeitliche Abstand zwischen zwei Nervenimpulsen kürzer als  $1 \mu\text{s}$  sein. Eine solche Datenrate würde nicht nur die Nerven überfordern, sondern auch das Gehirn, welches diese Datenmenge verarbeiten müsste. Unser Hörsinn verwendet deshalb ein Aufnahmesystem, welches mit sehr viel niedrigeren Datenraten auskommt. Dafür wird der Schall nach Frequenzkomponenten getrennt. Diese werden unabhängig detektiert und in Nervensignale umgewandelt.

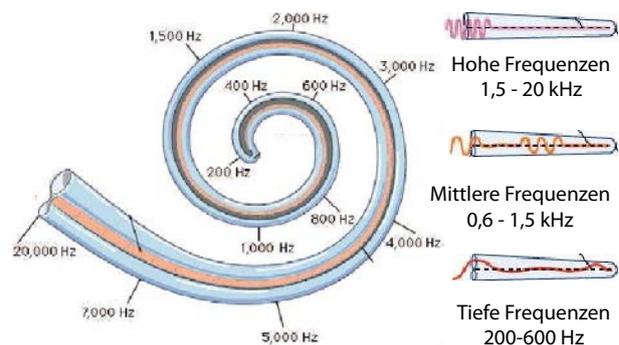


Abbildung 8.14: Frequenzabhängige Amplitudenmaxima in der Schnecke.

Für die Auftrennung der Frequenzkomponenten verwendet das Ohr eine räumliche Codierung. Figur

8.14 zeigt wo in der Cochlea die einzelnen Frequenzen maximale Anregung erzeugen. Die Ortskodierung erfolgt oberhalb einer Frequenz von 500 Hz logarithmisch, d.h. jede Oktave wird durch etwa einen gleich langen Bereich codiert.

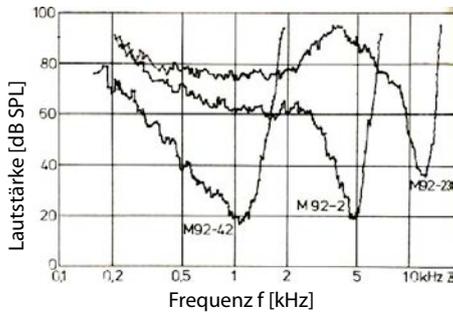


Abbildung 8.15: Signalstärke einzelner Nervenfasern einer Katze als Funktion der Frequenz des Tonsignals.

Die Frequenzselektivität wird primär nicht durch die Sinneszellen erreicht, sondern durch einen geeigneten Aufbau der Cochlea. Dies kann man z.B. belegen, indem man die Signalstärke einzelner Nervenfasern misst. Figur 8.15 zeigt als Beispiel die Signalstärke von drei Nervenfasern einer Katze, jeweils als Funktion der Tonhöhe. Offenbar sind die drei Nerven auf unterschiedliche Tonhöhen empfindlich.

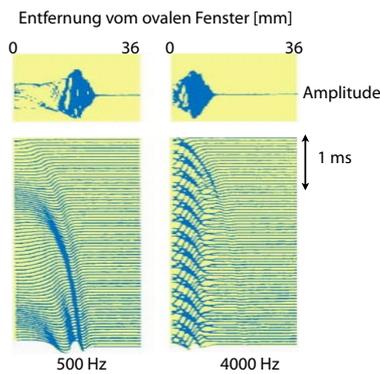


Abbildung 8.16: Die Wanderwelle erzeugt in der Cochlea eine ortsabhängige Auslenkung der Basilarmembran. Der Ort der maximalen Auslenkung hängt von der Frequenz ab.

Je tiefer die Frequenz, desto weiter kann die entspre-

chende Wanderwelle in die Cochlea eindringen.

### 8.3.3 Oszillatormodell

Als einfaches Modell für die Ortskodierung der Frequenzkomponenten kann man die Ausbreitung der Druckwelle in der Cochlea betrachten. Die Wanderwelle in der Flüssigkeit koppelt dabei an die Basilarmembran und über die Basilarmembran an den gegenläufigen Kanal. Die Stärke der Kopplung ist dabei unter anderem von der Elastizität der Basilarmembran abhängig.

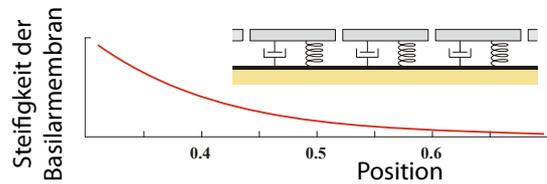


Abbildung 8.17: Modell einer Kette von Oszillatoren

Als einfaches Modell für diesen Prozess betrachten wir ein System von harmonischen Oszillatoren, zunächst ohne Kopplung, welche jeweils ein Stück der Basilarmembran und die entsprechende Flüssigkeitssäule darstellen.

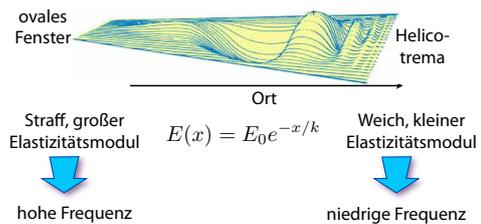


Abbildung 8.18: Resonanzüberhöhung als Funktion des Ortes

Da die Schwingung der Membran und der Flüssigkeit gekoppelt sind, muss die Auslenkung  $z$  der Membran auf Grund der Schwingung mit der Bewegungsgleichung

$$2\rho \frac{\partial^2 z}{\partial t^2} + 2\zeta \frac{\partial z}{\partial t} + 2E(x)z = p(x, t)$$

beschrieben werden. Hier stellt  $\zeta$  einen Reibungskoeffizienten und  $E$  den Elastizitätsmodul der Membran. Der Druck  $p(x, t)$  wirkt als äußere Kraft.

Diese Bewegungsgleichung entspricht einem getriebenen harmonischen Oszillator und kann somit durch harmonische Funktionen gelöst werden. Für eine harmonische Druckwelle  $p = p_\omega e^{i\omega t}$  erhält man eine stationäre Auslenkung  $z = z_\omega e^{i\omega t}$  mit der Amplitude

$$z_\omega = \frac{p_\omega}{2\rho(\omega_0^2 - \omega^2 + iD\omega\omega_0)}.$$

Hier sind  $\omega_0$  und  $D$  die Resonanzfrequenz und Dämpfungskonstante. Beide sind abhängig vom Ort:

$$\omega_0 = \sqrt{\frac{2E(x)}{\rho}} \quad D = \frac{1}{2} \frac{\zeta}{\sqrt{E(x)\rho}}.$$

Dies entspricht einem viskoelastischen Material mit einem frequenzabhängigen Elastizitätsmodul. Wie bei jedem harmonischen Oszillator besitzt das System eine Resonanzfrequenz, welche durch das Verhältnis aus Kraftkonstante und bewegter Masse gegeben ist. Bei dieser Frequenz wird die Schwingungsamplitude maximal und damit der Transfer durch die Membran. Für die Abhängigkeit der Resonanzfrequenz vom Ort gilt im menschlichen Ohr näherungsweise

$$\omega_0(x) = \omega_{00} e^{-kx/2}.$$

Diese Erwartung stimmt recht gut mit dem empirischen Befund von Abb. 8.14 überein.

Ein weiterer Grund für die Frequenzabhängigkeit liegt darin, dass es bei tiefen Frequenzen leichter möglich ist, die gesamte Flüssigkeit in der Cochlea zu bewegen, während bei hohen Frequenzen die Kopplung durch die Membran leichter fällt. Da die Elastizität der Basilarmembran zum Ende der Cochlea zunimmt, wird dort die Übertragung niedriger Frequenzen zusätzlich erleichtert.

Abb. 8.19 zeigt schematisch die Ortsauflösung, welche aus dieser Rechnung resultiert. Sie zeigt qualitativ das richtige Verhalten, aber die Auflösung ist nicht hoch genug, um die Fähigkeiten unseres Gehörs befriedigend erklären zu können. Die empirisch

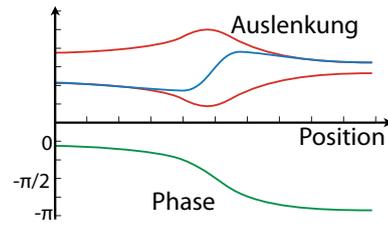


Abbildung 8.19: Resonanzüberhöhung als Funktion des Ortes.

gefundene Fähigkeit des Menschen, Töne mit einer Frequenzdifferenz von  $< 1$  Hz unterscheiden zu können, deutet darauf hin, dass hier zusätzlich ein aktiver Entdämpfungsmechanismus eingesetzt wird, welcher die Maxima verschärft.

Die bisherige Diskussion gilt für eine gestreckte wie für eine aufgewickelte Cochlea. Modellrechnungen deuten darauf hin, dass das Aufwickeln neben der Platzersparnis zusätzlich eine Verstärkung für die tiefen Töne bringt: Die Flüssigkeitswelle wird an die Außenseite des Rohres gedrückt und dadurch verstärkt.

### 8.3.4 Hydrodynamische Kopplung

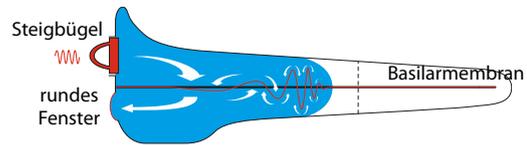


Abbildung 8.20: Hydrodynamik und Membranschwingung bei der Schallausbreitung im Innenohr

Die einzelnen Oszillatoren sind in der Realität nicht unabhängig voneinander: eine Auslenkung an einer Stelle erzeugt eine Druckänderung und regt auf Grund der Scherviskosität des Mediums die benachbarten Oszillatoren an. Dies zeigt bereits ein einfaches Modell gekoppelter harmonischer Oszillatoren [33], bei dem die Scherviskosität einen Beitrag liefert, der proportional zu Geschwindigkeitsgradienten ist. Der Beitrag zur Kraft ist dann

$$\begin{aligned} F_v &= s_i(\dot{z}_{i+1} - \dot{z}_i) + s_i(\dot{z}_{i-1} - \dot{z}_i) \\ &= s_i(\dot{z}_{i+1} + \dot{z}_{i-1} - 2\dot{z}_i). \end{aligned}$$

Hier stellt  $s_i$  die Stärke der Kopplung zwischen benachbarten Oszillatoren dar. Es wurde angenommen, dass die Kopplung symmetrisch wirkt, dass die Kopplungsstärke aber ortsabhängig sein kann.

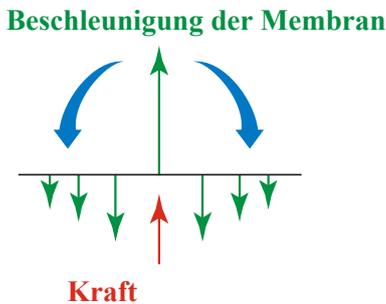


Abbildung 8.21: Kopplung über Druckausbreitung.

Einen weiteren Kopplungsterm erhält man, wenn man berücksichtigt, dass die Auslenkung der Membran an der Stelle  $x$  die Flüssigkeit zur Seite drückt, wo sie wieder den Druck auf die Membran erhöht. Damit erhält man ein gekoppeltes Gleichungssystem. Als Resultat hat man nicht mehr einzelne Oszillatoren, sondern das System beschreibt jetzt die Ausbreitung einer Wanderwelle durch die Cochlea. Sie läuft die Basilarmembran entlang und erreicht an unterschiedlichen Orten eine maximale Amplitude.

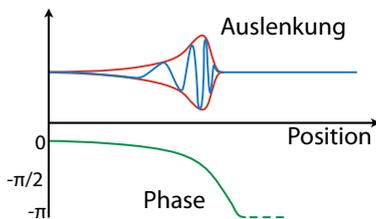


Abbildung 8.22: Auslenkung der Wanderwelle: Effekt der hydrodynamischen Kopplung.

Der maximale Transfer, d.h. die Frequenzselektivität, ist durch die hydrodynamische Kopplung deutlich schärfer geworden.

Der experimentelle Nachweis, dass solche Wellen im Ohr existieren, gelang von Békésy; er erhielt dafür 1961 den Nobelpreis. Er führte seine Messungen mit stroboskopischen optischen Methoden durch. Spätere, präzisere Messungen verwendeten Möß-

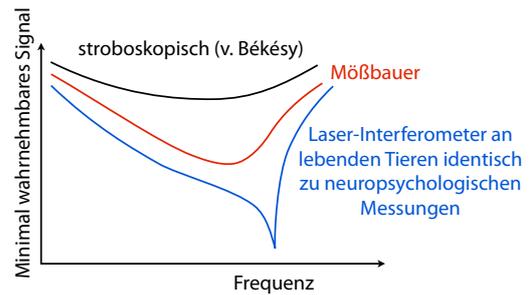


Abbildung 8.23: Gemessene Frequenzabhängigkeiten der neurophysiologischen Empfindlichkeit: Aufgetragen ist der Pegel eines Sinustons, in Abhängigkeit von seiner Frequenz, der notwendig ist, um eine bestimmte Auslenkung der Basilarmembran zu erreichen.

bauer Spektroskopie: dabei wird ein Kristall auf die Basilarmembran aufgebracht, welcher  $\gamma$ -Quanten emittiert. Damit wurde eine wesentlich höhere Präzision möglich und die Abstimmkurven lagen näher an den physiologisch gemessenen. Eine weitere Verbesserung wurde erreicht durch Laser-Interferometrie. Dazu wird an einem lebenden Tier ein kleiner Reflektor auf die Basilarmembran befestigt und deren Auslenkung gemessen.

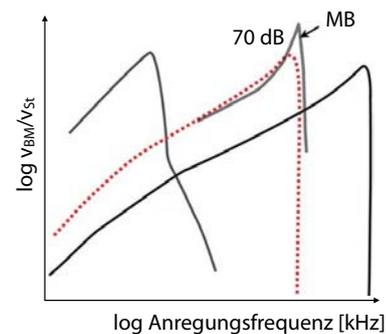


Abbildung 8.24: Vergleich der Resonanzkurven für eine Modell-Cochlea von Eichhörnchen-Affen. Die durchgezogenen Kurven wurden für drei unterschiedliche Positionen gerechnet.

Abb. 8.24 zeigt mehrere solche Messkurven, wel-

che an verschiedenen Punkten gemessen wurden. Ihre Resonanzfrequenz ist entsprechend verschoben. Aufgetragen ist hier die Geschwindigkeit der Basilarmembran relative zur Anregung.

### 8.3.5 Reizumwandlung

Die akustischen Schwingungen der Luft werden somit mehrfach umgewandelt, bevor sie als Nervenimpulse detektiert werden: Auf dem Trommelfell zunächst in Schwingungen einer Membran, von dort in Bewegungen der Gehörknöchelchen, wiederum eine Membranschwingung, Flüssigkeitswellen in der Cochlea, Schwingungen von Basilar- und Tektorialmembran. Die Membranschwingungen haben eine sehr geringe Amplitude: Bei normaler Sprachlautstärke (60 dB) ist sie von der Größenordnung eines Atomdurchmessers ( $\approx 0.1$  nm).

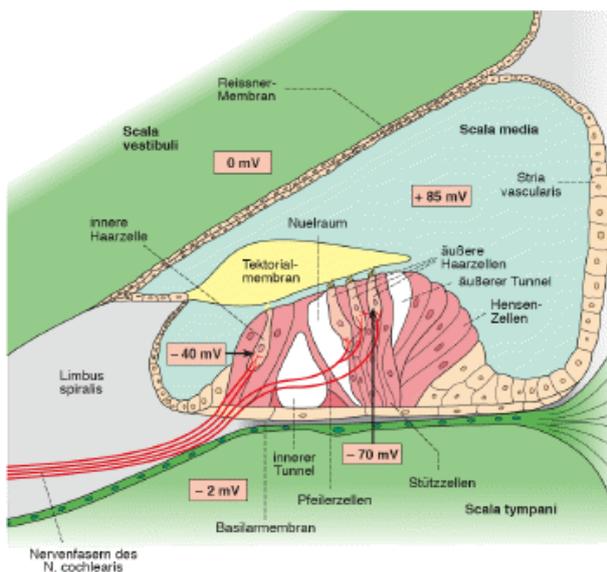


Abbildung 8.25: Die Relativbewegung von Basilar- und Tektorialmembran erzeugt einer Scherung der Haarzellen.

Die Relativbewegung dieser beiden Membranen erzeugt schließlich eine Scherung der Haarzellen. Diese Scherung wird von den Haarzellen mittels Nervenimpulsen an das Gehirn gemeldet.

Man unterscheidet zwischen inneren und äußeren Haarzellen. Beide besitzen etwa 90 Stereozilien

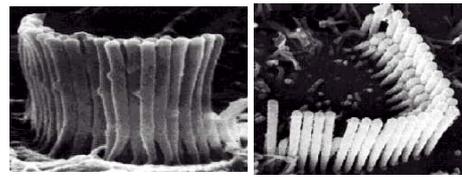


Abbildung 8.26: Links: Stereozilien der inneren Haarzellen, rechts: der äußeren Haarzellen.

(Hörhärchen), welche untereinander verbunden sind. Werden diese ausgelenkt, so öffnen sich Kalziumkanäle in die Zelle. Dadurch wird das Potenzial von rund 155 mV zwischen dem Inneren der Zelle und der Scala media abgesenkt.

### 8.3.6 Nichtlinearitäten

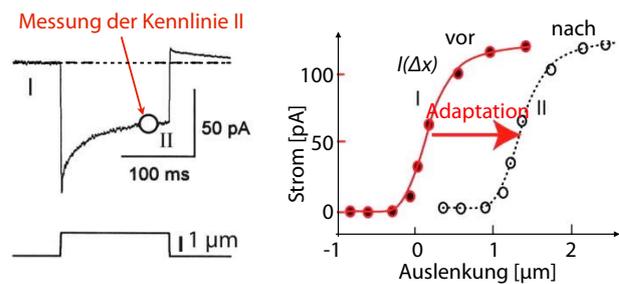


Abbildung 8.27: Adaptation der IZH.

Der erzeugte Ionenstrom ist nicht direkt proportional zur Stärke der Auslenkung, sondern enthält differentielle Anteile. Die Antwort der Haarzellen schwächt sich mit der Zeit ab (siehe Abb. 8.27). Dadurch werden länger dauernde Töne nicht mehr so stark wahrgenommen.

Innere und äußere Haarzellen unterscheiden sich bezüglich ihrer Funktionsweise: Die inneren Haarzellen lösen bei einer Bewegung der Basilar- und Tektorialmembran direkt einen Impuls aus. Bei den äußeren Haarzellen hingegen werden die Signale von mehreren Zellen in einem Spiralganglion zusammengefasst. Es ist zu vermuten, dass sie dadurch besser auf besonders schwache Signale reagieren können.

Die äußeren Haarzellen sind außerdem zu einer aktiven Kontraktion fähig, welche von Nervensignalen

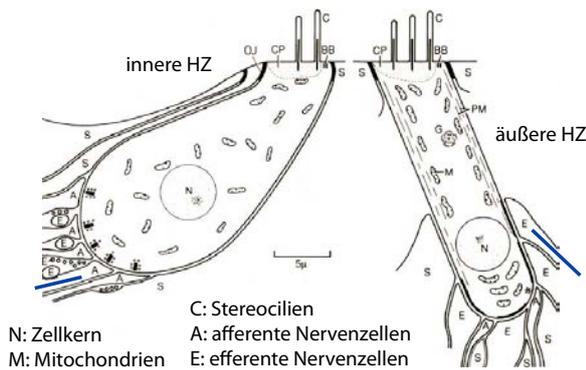


Abbildung 8.28: Innere und äußere Haarzellen.

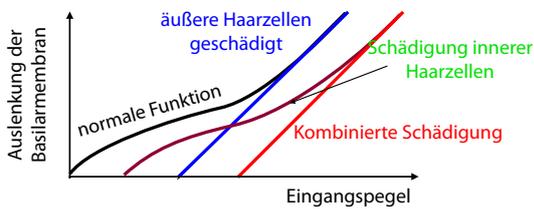


Abbildung 8.29: Empfindlichkeit des Gehörsinns als Funktion des Signalpegels für unterschiedliche Schädigungen der Haarzellen.

len gesteuert werden kann. Man vermutet zwei mögliche Anwendungen dieser aktiven Steuerung: zum einen kann die Empfindlichkeit angepasst werden, zum anderen könnte dadurch ein aktives Entdämpfungssystem konstruiert werden. Eine solche aktive Entdämpfung kann zum einen die Empfindlichkeit verbessern, zum andern die Frequenzauflösung. Man beobachtete, dass ein Ausfall der aktiven Prozesse zu Innenohr-Schwerhörigkeit führt.

Die Nervenimpulse codieren die Amplitude der Auslenkung wiederum in eine Frequenz. Da Nervenzellen maximal 300 Impulse pro Sekunde übertragen können und die Sinneszellen auch eine gewisse Spontanaktivität aufweisen, ist der dynamische Bereich auf etwa 40 dB beschränkt.

### 8.3.7 Aktives Detektionssystem

Das Modell der passiven Wanderwellen kann weder die hohe Frequenzauflösung des menschlichen

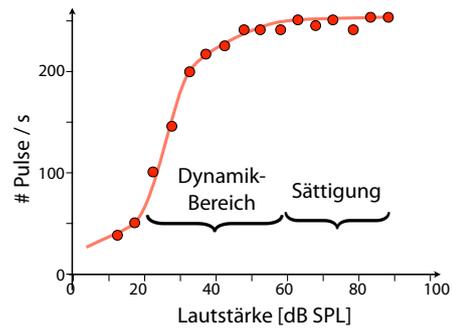


Abbildung 8.30: Rate der Nervenimpulse als Funktion des Schalldruckes.

Gehörs erklären ( $\frac{\Delta v}{2kHz} \approx 0,5\%$ ,  $\frac{\Delta v}{100Hz} \approx 3\%$ ) noch die beobachtete (nichtlineare) Empfindlichkeit. Diese wird erreicht durch die äußeren Haarzellen, die selber eine Kraft auf die Membranen ausüben können. Diesen Einfluss kann man in den Bewegungsgleichungen durch einen weiteren Term beschreiben, welcher der Dämpfung entgegen wirkt. So gelangt man zu aktiven Wanderwellen.

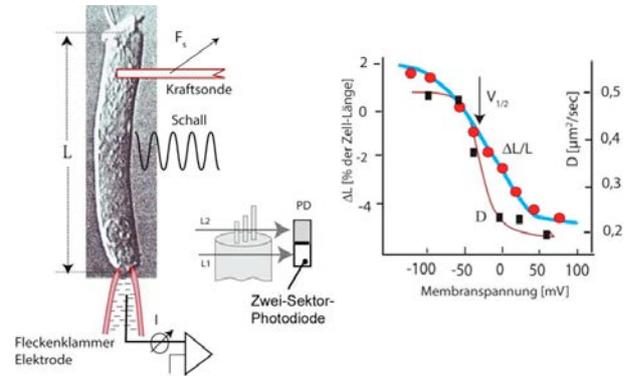


Abbildung 8.31: Elektrisch stimulierte Längenänderung einer OHZ und damit verbundene Änderung des lateralen Diffusionskoeffizienten in der Zellmembran.

Eine elektrisch stimulierte Längenänderung einer Haarzelle konnte von Ashmore direkt gemessen werden. Neben der Längenänderung wurde durch die Änderung des Membranpotenzials auch die Konsistenz der Zellmembran beeinflusst, was sich z.B. im lateralen Diffusionskoeffizienten zeigt.

Die nichtlineare Auslenkung der Basilarmembran

zusammen mit der Rückkopplung auf die Schallwelle ergibt eine nichtlineare Wellengleichung. Das Verhalten des Systems, wie es durch diese Gleichung vorhergesagt wird, passt in vielen Aspekten gut mit den Beobachtungen überein. So nimmt unser Ohr bei einem Signal mit zwei Frequenzen  $\nu_1$  und  $\nu_2$  auch verschiedene Mischfrequenzen wahr, wie z.B.  $\nu_1 - \nu_2$ ,  $2\nu_1 - \nu_2$  etc. Dies wird als Tartini-Effekt bezeichnet.

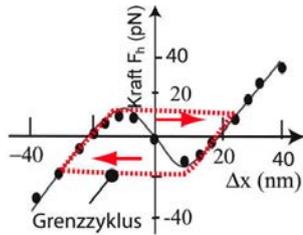


Abbildung 8.32: Nichtlineare Kraft-Dehnungskennlinie der inneren Haarzellen des Ochsenfrosches und daraus resultierender Grenzyklus. [37]

Ist die Entdämpfung zu stark, so beginnt das System selbständig zu schwingen. Abb. 8.32 zeigt dies für die inneren Haarzellen des Ochsenfrosches. Die Kraft-Dehnungskurve ist ausgeprägt nichtlinear und besitzt am Nullpunkt eine negative Steigung. Somit ist die Kraftkonstante negativ und eine vorhandene Auslenkung wird verstärkt. Das System führt deshalb eine selbständige Oszillation mit seiner Eigenfrequenz durch. Dieser Grenzyklus ist mit der roten gestrichelten Kurve markiert.

Solche selbständigen Oszillationen müssen in ihrer Amplitude beschränkt sein. Für kleine Amplituden ergeben sie jedoch einen sehr empfindlichen Nachweis von Schwingungen mit der richtigen Frequenz. Ist die Verstärkung so, dass das System im Ruhezustand knapp unterhalb der Schwelle für spontane Schwingungen bleibt, so kann es durch eine kleine Anregung in einen Schwingungszustand versetzt werden und wird dadurch sehr empfindlich.

Wie in Abb. 8.33 gezeigt, führt dieses aktive System zu einer starken Lokalisierung der Anregung auf der Basilarmembran und zu einer selektiven Verstärkung der niedrigen Amplituden. Diese aktive Entdämpfung kann auch als Filter genutzt werden, um inter-

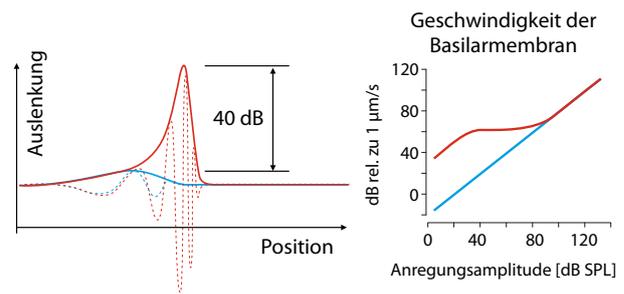


Abbildung 8.33: Nichtlineare Verstärkung im Modell mit aktiver Entdämpfung. Die blaue Kurve entspricht dem Modell ohne Rückkopplung, rot mit Rückkopplung.

essante Geräusche aus einer Mischung von anderen Geräuschen herauszufiltern [16].

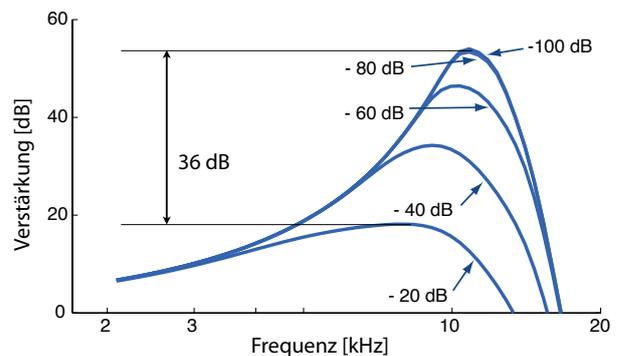


Abbildung 8.34: Variation der Verstärkung mit der Frequenz und der Lautstärke.[16]

Bei höherem Schallpegel wird der Effekt der Entdämpfung durch die Haarzellen geringer, die Verstärkung nimmt somit ab (siehe Abb. 8.34). Dieser Aspekt des Modells erklärt sehr gut die beobachtete nichtlineare Verstärkung und die Änderung dieses Verhaltens wenn die äußeren Haarzellen geschädigt werden (siehe Abb. 8.29).

### 8.3.8 Kooperative Signalverarbeitung

Die erzeugten Aktionspotenziale laufen auf dem Weg zum zentralen Nervensystem durch erste Verarbeitungsstufen. Dabei findet insbesondere eine Kopplung zwischen den Signalen von benachbar-

ten Haarzellen statt, welche zu einer Verschmälerung der Resonanzen, d.h. zu einer besseren Frequenzauflösung führt.

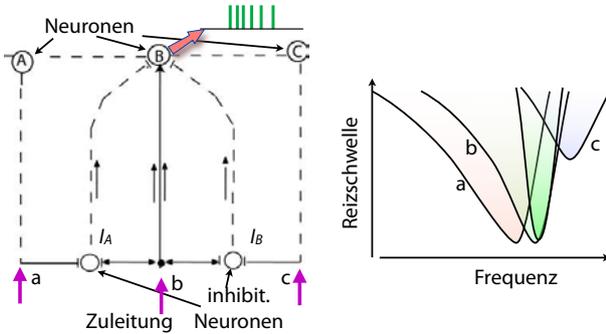


Abbildung 8.35: Modell der Kopplung zwischen benachbarten Bereichen der Cochlea und resultierender Frequenzgang.

Wie in Abb. 8.35 gezeigt, findet hier teilweise eine inhibitorische Kopplung zwischen benachbarten Bereichen statt. In der rechten Hälfte der Figur sind für drei benachbarte Regionen der Basalmembran die induzierten Signale als Funktion der Anregungsfrequenz dargestellt. Sie besitzen leicht gegeneinander verschobene Empfindlichkeitsmaxima. Durch die inhibitorische Kopplung wird das Signal reduziert, wenn der Nachbarbereich ebenfalls angeregt wird. Damit werden die Flanken der Resonanzlinie steiler, die Breite nimmt ab.

### 8.3.9 Übertragungsfunktionen

Die akustischen Signale, die wir wahrnehmen, unterscheiden wesentlich von denen, welche von der Quelle erzeugt werden, vor allem, weil nicht alle Signale gleich effektiv bis in die Cochlea übertragen werden. Auf den verschiedenen Schritten bis zum Innenohr werden insbesondere unterschiedliche Frequenzen unterschiedlich stark abgeschwächt.

Wegen der Beugungs- und Brechungserscheinungen der Schallwellen am Körper unterscheiden sich die Ohrsignale, die vor den Trommelfellen auftreten von denen, welche in Abwesenheit der Person vorhanden gewesen wären. Die Freifeldübertragungsfunktion ist der Unterschied zwischen dem Schallfeldsignal ohne Person und dem Ohrsignal.

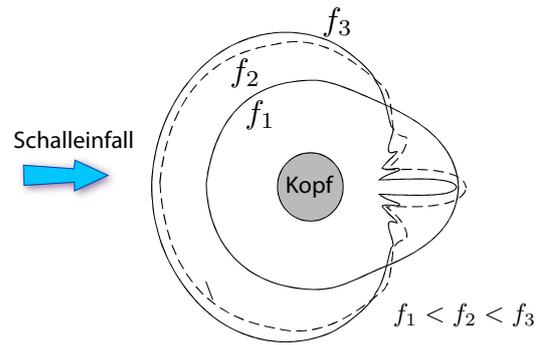


Abbildung 8.36: Freifeldübertragungsfunktion bei frontaler Beschallung. [2]

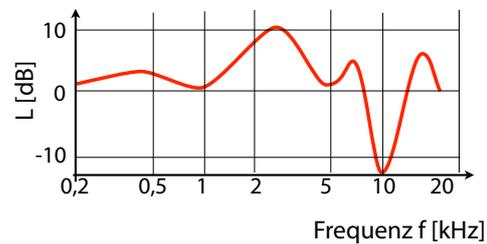


Abbildung 8.37: Freifeldübertragungsfunktion bei frontaler Beschallung. [2]

Die weitere Übertragung von Schall bis ins Innenohr ist vor allem von der Frequenz abhängig. Die Verluste, die dabei entstehen, können teilweise modelliert werden. Für die Übertragung von Schallwellen zum Trommelfell kann der äußere Gehörgang als abgeschlossenes Rohr modelliert werden.

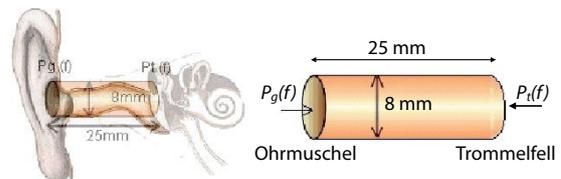


Abbildung 8.38: Einfaches Modell für den Gehörgang. [2]

Bei einem abgeschlossenen Rohr mit der Länge 25 mm und dem Durchmesser von 8 mm findet man eine Resonanzfrequenz von 3430 Hz. Dieses ist bei der Auftragung der Hörschwelle gegen die Frequenz als Minimum zu erkennen, bei dieser Frequenz ist der benötigte Schalldruckpegel am geringsten. Dies ist

ein Beitrag dazu, dass die Ruhehörschwelle bei dieser Frequenz ein Minimum zeigt.

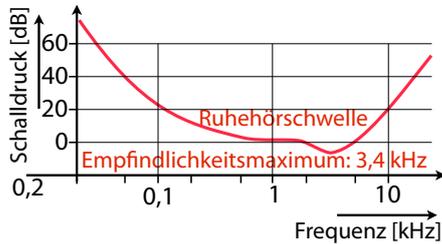


Abbildung 8.39: Verlauf der Ruhehörschwelle. [2]

Mit der Übertragungsfunktion des Mittelohres wird das Verhältnis der Schallamplitude im ovalen Fenster zur Amplitude am Trommelfell beschrieben. Sie besitzt ein Tiefpassverhalten mit der Grenzfrequenz 1,5 kHz.

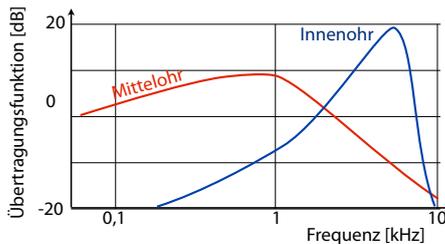


Abbildung 8.40: Übertragungsfunktion des Mittelohres und des Innenohres für eine feste Stelle der Basilarmembran.

Auch das Innenohr besitzt eine Übertragungsfunktion. Dies ist das Verhältnis der Auslenkung der Basilarmembran zur Auslenkung des Steigbügels im ovalen Fenster. Das beobachtbare Maximum ist abhängig vom Messpunkt.

### 8.3.10 Richtungshören

Unsere Fähigkeit, Schallquellen zu lokalisieren beruht darauf, dass je nach Ort der Schallquelle die Signale von den beiden Ohren sich bezüglich Amplitude und Phase unterscheiden. Als erstes soll die Amplitudendifferenz diskutiert werden.

Wenn sich eine Schallquelle genau hinter oder vor einer Person befindet, dann sind die Signale der

beiden Ohren gleich. Bei anderen Winkeln ist dies nicht mehr der Fall. Der menschliche Kopf ist ein Schallhindernis und die unterschiedliche geometrische Lage der Ohren zur Quelle führen dazu, dass die Signale unterschiedlich sind. Dieser Unterschied wird durch die interaurale Übertragungsfunktion beschrieben.

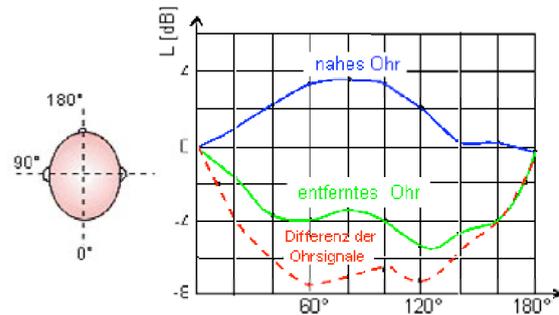


Abbildung 8.41: Interaurale Intensitätsdifferenz als Funktion der Richtung des Schalleinfalls. [2]

Die Intensitätsdifferenz ist u.a. auch abhängig von der Frequenz (Wellenlänge). Bei einer Frequenz von 660 Hz beträgt die Wellenlänge

$$\lambda = \frac{330}{660} \text{ m} = 0.5 \text{ m}.$$

Aufgrund der großen Wellenlänge sind die Druckunterschiede an den beiden Ohren klein.

Für  $\nu < 500$  Hz kann das Gehör Intensitätsunterschiede von ca. 0.5 dB unterscheiden. Dies entspricht einem relativen Intensitätsunterschied von  $\Delta I/I \approx 10^{0.05} - 1 \approx 0.12$ .

Es tritt auch noch ein zweiter Effekt auf, eine Laufzeitdifferenz. Die Laufzeitdifferenzen und die frequenzabhängige Abschattung des Schalls durch den Kopf spielen eine wichtige Rolle für die Schallquellenlokalisierung und das räumliche Hören.

Die Laufzeitdifferenz beträgt

$$\Delta t = \frac{d \sin \alpha}{c} = \frac{0.2 \text{ m}}{330 \text{ m/s}} \sin \alpha \approx 600 \mu\text{s} \sin \alpha.$$

Experimentell findet man, dass unter optimalen Bedingungen eine Winkelauflösung von ca. 1° möglich

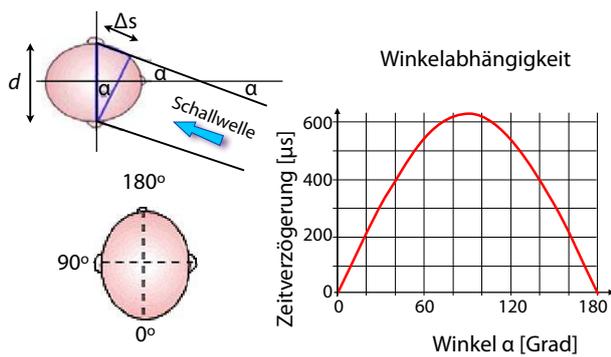


Abbildung 8.42: Unterschiedliche Wege und resultierende Laufzeitunterschiede als Funktion der Einfallrichtung.

ist. Dies bedeutet, dass unser Gehör eine Zeitauflösung von  $\Delta t \approx 10 \mu\text{s}$  erreicht.

Auch die Kombination von Amplituden- und Phaseninformation erlauben keine eindeutige Lokalisation. So erlauben sie keine Unterscheidung, ob eine Quelle sich oben oder unten befindet. Dafür wertet das Gehör offenbar zusätzliche Informationen aus, welche mit der Beugung von Schall am Kopf, resp. der Knochenleitung zusammenhängen.

Einen weiteren Beitrag zum Richtungshören liefern die Ohrmuscheln. Durch ihre Form gibt es zwei Wege, die der Schall zurücklegen und damit das Innenohr erreichen kann. Die Länge der beiden Wege unterscheidet sich um etwa 6,6 cm, was einer Laufzeitdifferenz von ca. 0,2 ms entspricht.

## 8.4 Hörgeräte

Hörgeräte dienen dazu, gestörte auditorische Funktionen zu kompensieren. Die Art des Hörgeräts hängt somit davon ab, welche Funktionen betroffen sind.

### 8.4.1 Konventionelle Hörgeräte

Konventionelle Hörgeräte arbeiten nach dem Prinzip der Schallverstärkung, d.h. der Vergrößerung der Druckamplitude vor dem Trommelfell. Ein Hörverlust von 15 dB bedeutet, dass die Schallempfindlichkeit gleich ist, wenn der Schallpegel um den Faktor



Abbildung 8.43: Schallverstärkung durch Hörgerät.

$\Delta S = 10^{1,5}$  höher ist als bei einem gesunden Ohr. Entsprechend groß muss die Verstärkung gewählt werden.



Abbildung 8.44: Implantiertes Hörgerät im Mittelohr.

Implantierbare Hörgeräte setzen das Schallsignal direkt in Vibrationen um, die unmittelbar auf die Gehörknöchelchen, den Schädelknochen oder auf das ovale Fenster übertragen werden. Damit ist eine qualitativ hochwertige Übertragung des Signals ohne akustische Verzerrung möglich. Diese Geräte werden eingesetzt bei Innenohrschwerhörigkeit und kombinierter Mittelohr- und Innenohrschwerhörigkeit.

### 8.4.2 Cochlea Implantate

Die oben diskutierten Hörgeräte setzen voraus, dass die auditorischen Sinneszellen (die Haarzellen) funktionieren. Wenn diese geschädigt sind, z.B. wegen eines Unfalls oder einer Erkrankung, nützen konventionelle Hörgeräte nichts. Sind die Nervenleitungen noch intakt, ist es möglich, die Haarzellen zu überbrücken, mit Hilfe eines Cochlea-Implantats. Diese werden in das Innenohr implantiert und stimulieren direkt den Hörnerv.

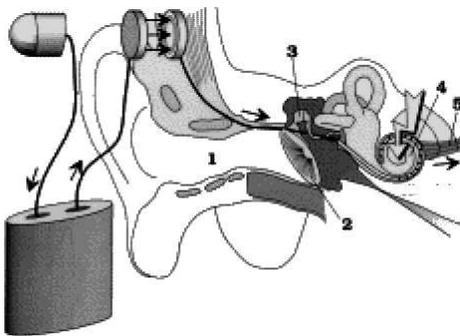


Abbildung 8.45: Funktionsweise eines Cochlea-Implantats.

Das Gerät nimmt den Schall mit einem Mikrofon auf, verarbeitet das Signal und leitet es an die auditorischen Nervenfasern weiter. Es besteht aus zwei Teilen, einem externen, welches einem konventionellen Hörgerät gleicht, sowie einem Teil, das hinter dem Ohr unter die Haut implantiert wird. Die Kommunikation zwischen den beiden Teilen erfolgt über Induktionsspulen. Das Implantat stimuliert die vorhandenen Nervenzellen. Diese elektrische Nervenreizung wird dann vom Gehirn nach einem Gewöhnungsprozess als Höreindruck wahrgenommen. Im auditorischen Nerv befinden sich 30'000-40'000 einzelne Nervenfasern; sie lassen sich beim heutigen Stand der Technik jedoch nicht einzeln ansprechen, sondern nur mit 6-22 Elektroden.

Weil das Gerät kein direkter Ersatz für die Haarzellen darstellt, muss ein Patient, dem eines implantiert wird, lernen, es zu nutzen. Dieses Training kann mehrere Monate dauern. Das Gerät kommt nur in Fällen zum Einsatz, in denen auf beiden Ohren ein schwerer Gehörschaden existiert, welcher nicht

durch konventionelle Hörgeräte korrigiert werden kann.

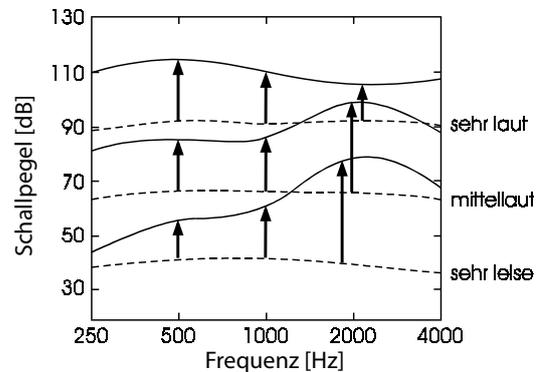


Abbildung 8.46: Hörbereich für eine normalhörende und eine Person mit geschädigtem Innenohr.

Die Altersschwerhörigkeit, welche oft auf einer Schädigung der äußeren Haarzellen beruht, führt meist zu einer Kompression des Dynamik-Bereichs: Nur noch Schall in einem relativ engen Bereich von Lautstärken kann verarbeitet werden. Um dies zu kompensieren, komprimieren entsprechend angepasste Hörgeräte den eintreffenden Schall: laute Geräusche werden weniger verstärkt als leise, so dass der größte Teil des aufgenommenen Schalls in den empfindlichen Bereich abgebildet wird. Dieses Vorgehen wird auch als "automatic gain control" (AGC) bezeichnet.