

# 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

Wir beginnen mit einer Zusammenfassung der Physik der Schallausbreitung.

### 8.1.1 Druckwellen

Wir berechnen im Folgenden die Fortpflanzung von Schall in einer Dimension und betrachten hierfür einen luftgefüllten Zylinder. Dies ist z.B. das einfachste Modell für den äußeren Gehörgang. Eine Schallwelle entspricht einer zeitlich und räumlich periodischen Auslenkung von Druck und Dichte des Mediums. Dabei interessieren vor allem die Änderungen des Drucks, nicht der Mittelwert.

Für den Druck schreiben wir

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

und für die Dichte

$$\rho(x, t) = \rho_0 + \Delta \rho(x, t), \quad (8.1)$$

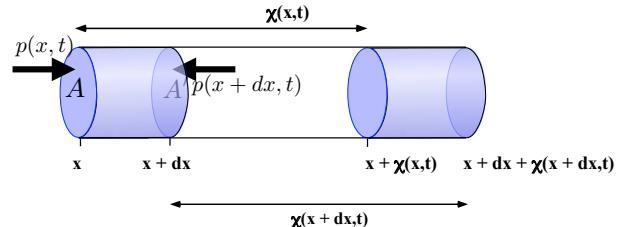


Abbildung 8.1: Beschreibung von Schallwellen.

wobei der Index  $0$  für die jeweiligen Gleichgewichtswerte steht (ohne Schallwelle).

Für die Beschreibung der Schallausbreitung benötigen wir drei Gleichungen: die erste gibt an, wie eine Gasbewegung zu einer Dichteänderung führt, die zweite beschreibt den Zusammenhang zwischen Dichte- und Druckänderung, die dritte zeigt, wie ein Druckgradient eine Gasbewegung zur Folge hat.

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 finden wir, dass die Gasmasse im neuen Volumen gleich der Masse im alten Volumen  $Adx$  sein muss:

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

Wir schreiben für die Auslenkung eine Taylor-Entwicklung 1. Ordnung

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

Damit können wir die Massenerhaltung schreiben als

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

Mit Gleichung (8.1) für die Dichte bekommt man:

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

oder

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

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  $\chi$

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

### 8.1.2 Die Wellengleichung

Die Dichteänderung entspricht einer Druckänderung. Die beiden sind in guter Näherung proportional zueinander. Wir verwenden die Abkürzung

$$\alpha = \frac{1}{\rho_0 \kappa} = \frac{\partial p}{\partial \rho} \Big|_{\rho_0}$$

für die Proportionalitätskonstante. 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

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

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

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

wobei wir wiederum angenommen haben, dass die Druckschwankungen klein sind,  $\rho \approx \rho_0$ . Wir ersetzen den Druck  $p$  mit Hilfe von Gl. (8.3) durch die Dichte und erhalten

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

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 können wir 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

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

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

### 8.1.3 Schallimpedanz und Intensität

Für die Geschwindigkeit, mit der sich die Luftmoleküle infolge der Druckschwankungen hin- und herbewegen, folgt

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

Man bezeichnet die Amplitude

$$v_0 = \omega \chi_0$$

dieser Geschwindigkeit als **Schallschnelle**.

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

$$\begin{aligned} \Delta p(x, t) &= p_0 \frac{\partial \chi}{\partial x} = -p_0 k \chi_0 \cos(\omega t - kx) \\ &= \Delta p_0 \cos(\omega t - kx). \end{aligned}$$

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

$$Z := \frac{\Delta p_0}{v_0} = \rho_0 c$$

zwischen Schallschnelle und Schalldruck wird als Wellenwiderstand oder Schallimpedanz bezeichnet. In Luft und Wasser beträgt sie

$$\begin{aligned} Z_{\text{Luft}} &= 1.2 \text{ kgm}^{-3} 340 \text{ ms}^{-1} = 430 \text{ Nsm}^{-3}, \\ Z_{\text{Wasser}} &= 1.46 \cdot 10^6 \text{ Nsm}^{-3}. \end{aligned}$$

Die Schallimpedanzen der beiden Medien, welche für das Hören am wichtigsten sind, unterscheiden sich somit um einen Faktor 3400.

Die **Energiedichte** einer Schallwelle ist gegeben durch die Summe aus kinetischer und Druckenergie. Bei der maximalen Geschwindigkeit  $v = v_0$  verschwindet die Druckenergie und wir haben nur kinetische Energie

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

Mit Hilfe von Gleichung (8.11) schreiben wir dies als

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

Daraus ergibt sich die **Intensität**

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

### 8.1.4 Schalldruckskala und Schallpegel

Der Schalldruck (die Amplitude) und die Frequenz der Schallschwingung sind für das Hören wichtig. 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 20  $\mu\text{Pa}$ ... 20 Pa (Effektivwerte).

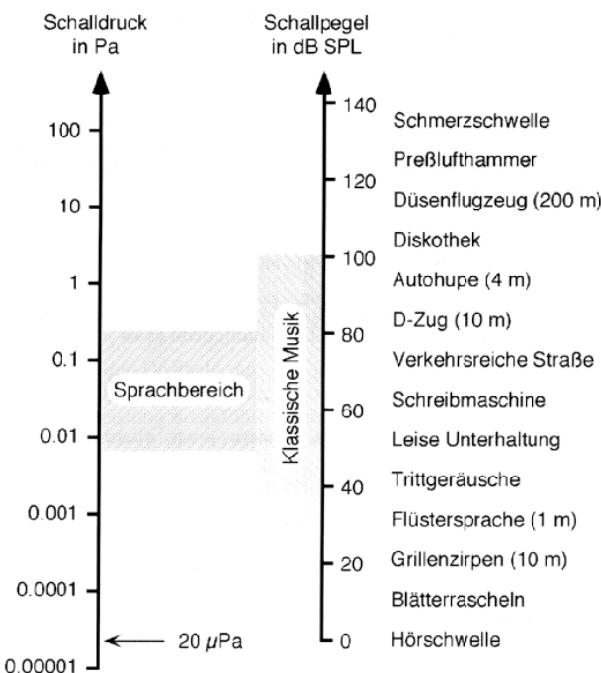
An der Hörschwelle (20  $\mu\text{Pa}$ ) beträgt die Intensität

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

An der Schmerzschwelle sind es etwa 12 Größenordnungen mehr, also  $I_{\text{max}} = 1 \text{ W/m}^2$ .

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:

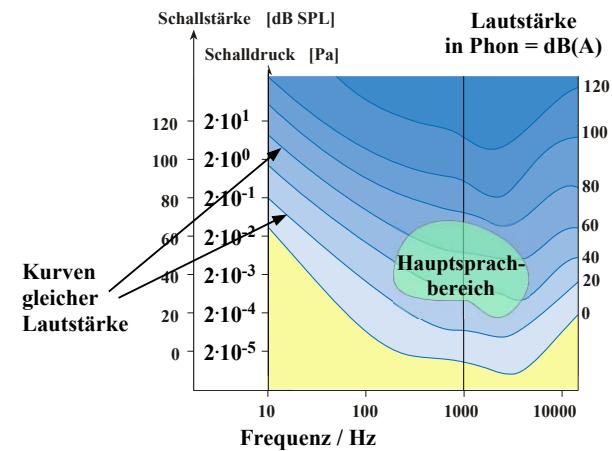
$$L = 20 \cdot \log \left( \frac{\Delta p}{\Delta p_0} \right) \text{ dB} = 10 \cdot \log \left( \frac{I}{I_0} \right).$$



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 nicht den physiologischen Lautstärkeindruck. 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.

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)



### 8.1.5 Reflexion und Transmission von Schallwellen

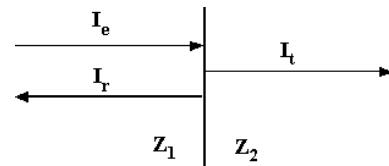


Abbildung 8.4: Reflexion an einer Grenzfläche

Im Ohr wird der Schall über Gebiete mit unterschiedlichen Dichten, Schallgeschwindigkeiten und Impedanzen transportiert. Wir betrachten deshalb eine Welle, die vom Gebiet 1 mit  $\rho_1, c_1$  und  $Z_1 = \rho_1 c_1$  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. Wir nehmen an, dass das System sich linear verhält, dass also eine Proportionalität zwischen einfallender, reflektierter und transmittierter Welle besteht.

Wir betrachten den einfachsten Fall, dass die Welle senkrecht auf die Grenzfläche einfällt und berechnen die Reflexions- und Transmissionskoeffizienten aus der Energieerhaltung: Die auf die Grenzfläche einfallende Energie wird entweder transmittiert oder

reflektiert. Somit gilt für senkrechten Einfall

$$I_e = I_r + I_t .$$

Wir schreiben den Ausdruck  $I = \frac{1}{2} \rho_0 \omega^2 \chi^2 c$  für die Schallintensität als  $I = \frac{1}{2} Z \omega^2 \chi^2$ . Damit wird die Energie-Erhaltungsgleichung zu

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

Zusammen mit der Stetigkeitsbedingung für die Auslenkung,  $\chi_e + \chi_r = \chi_t$ , erhalten wir ein quadratisches Gleichungssystem für die beiden Amplituden  $\chi_r$  und  $\chi_t$ . Lösen des Gleichungssystems ergibt die Transmissions- und Reflexionskoeffizienten:

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

Für die Intensitäten 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.

## 8.1.6 Abstandsabhängigkeit

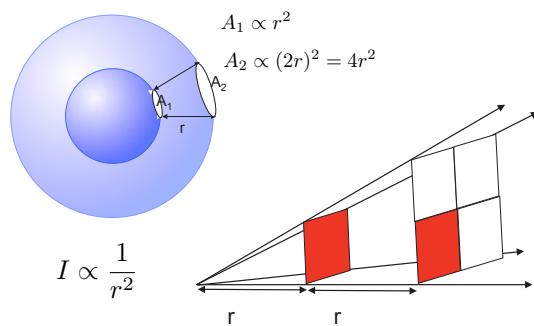


Abbildung 8.5: Fläche einer Kugelwelle als Funktion des Abstandes.

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

$$I \propto \frac{1}{r^2},$$

da sonst die Energie nicht erhalten wäre.

## 8.2 Anatomie und Schallübertragung

### 8.2.1 Anatomische Übersicht

Im menschlichen Ohr sind zwei Sinnesorgane lokalisiert: das **Gleichgewichtsorgan** und das **Gehörorgan**. Anatomisch bilden beide eine Einheit im Innenohr. Im Folgenden beschäftigen wir uns ausschließlich mit dem Gehörorgan.

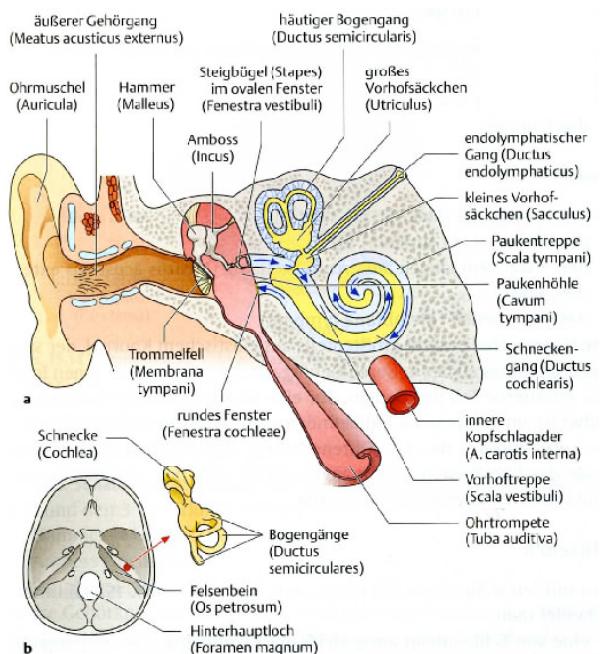


Abbildung 8.6: Anatomischer Aufbau des menschlichen Ohrs.

Zum **äußeren Ohr** gehört die Ohrmuschel, sowie der etwa 3 cm lange äußere Gehörgang mit dem Trommelfell als Abschluss. Dieses trennt das äußere Ohr vom **Mittelohr**. Die Schallleitung erfolgt über das Trommelfell und die drei Gehörknöchelchen (Hammer, Amboss und Steigbügel) bis zum **ovalen Fenster**. An diesem ovalen Fenster beginnt **das Innenohr**. Es ist in Knochen eingebettet und besteht aus der **Cochlea (Schnecke)** und den Bogenläufen, welche das Gleichgewichtsorgan enthalten. Es liegt nahe beim Gehirn und ist durch die Einbettung in Knochen gut von störenden Einflüssen isoliert, wie z.B. Bewegungen von Muskeln.

Die Hohlräume im Knochen sind mit einer Flüssigkeit gefüllt (Perilymphe); Gehör- und Gleichgewichtsorgan befinden sich darin eingelagert im häutigen Labyrinth. Dieses ist mit einer etwas anderen Flüssigkeit gefüllt, welche als Endolymphe bezeichnet wird. Peri- und Endolymphe unterscheiden sich vor allem im Gehalt an Natrium- und Kaliumionen.

Die Schnecke ist etwa 3 cm lang, hat ungefähr 2.5 Windungen und verjüngt sich zu ihrem Ende hin. Die Schnecke wird in 3 verschiedene Räume unterteilt, welche durch Membranen getrennt sind: die Vorhofstreppe, die am ovalen Fenster beginnt und bis zur Schneckenspitze läuft. Dort schließt sich die Paukentreppe 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. Das Innenohr nimmt eine Frequenz- und Amplitudenanalyse der Schallwellen vor. Die Hörnervenen 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 denjenigen 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.

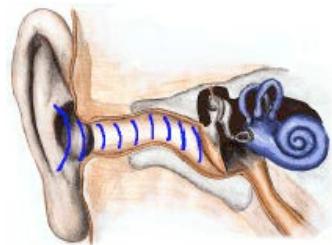


Abbildung 8.7: Zuleitung der Schallwellen. [1]

Die Ohrmuschel hat nur einen geringen Verstärkungseffekt, sie verbessert aber das Richtungshören. Der **äußere Gehörgang** kann als einseitig abgeschlossener Resonator 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 Ohrtrumpe. 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.

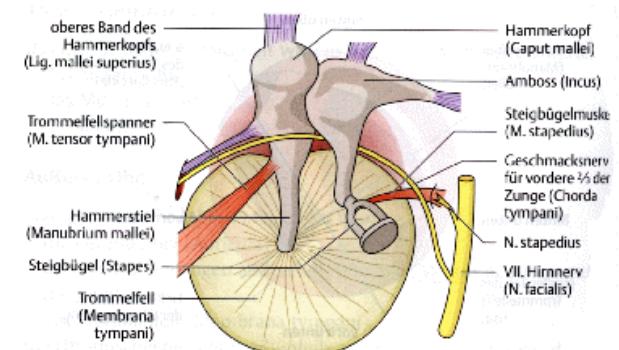


Abbildung 8.8: Mittelohr

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 Ausschwingen des Sprachschalls und vergrößern den Arbeitsbereich des Mittelohrs. Ansonsten wären nur Schallereignisse  $< 40$  dB SPL außerhalb des Sättigungsreichs der Sinneszellen.

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

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

$$T = \frac{I_t}{I_e} = 4 \frac{Z_1 Z_2}{(Z_1 + Z_2)^2} \approx 10^{-3}.$$

Das heisst, ohne Mittelohr würde 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.

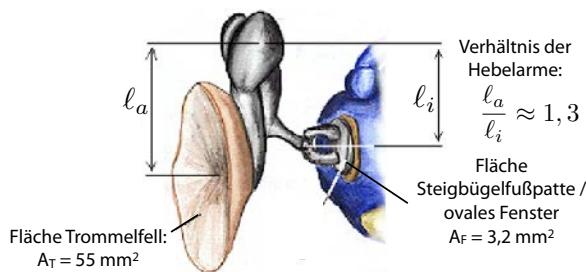


Abbildung 8.9: Trommelfell, Gehörknöchelchen und Steigbügelfußplatte.

Die Reflexionen können reduziert werden, wenn die Impedanz auf beiden Seiten der Grenzfläche (=Mittelohr) gleich gemacht wird. Die Impedanz ist  $Z = \frac{\Delta p_0}{v_0}$ , d.h. sie ist proportional zur Druckänderung

durch die Welle. Die Druckänderung wird im Mittelohr folgendermaßen angepasst: Auf das Trommelfell wirkt die Kraft

$$F_a = \Delta p_a A_T,$$

wobei  $\Delta p_a$  die Druckänderung durch die äußere (eilaufende) Welle darstellt und  $A_T$  die Fläche des Trommelfells. Auf der Innenseite 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 Drehmomenten 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 Änderung der effektiven Impedanz 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 transmittierte Intensität steigt um etwa diesen Faktor an, also auf etwa 2,5 %.

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 Killion and Dallos [15].

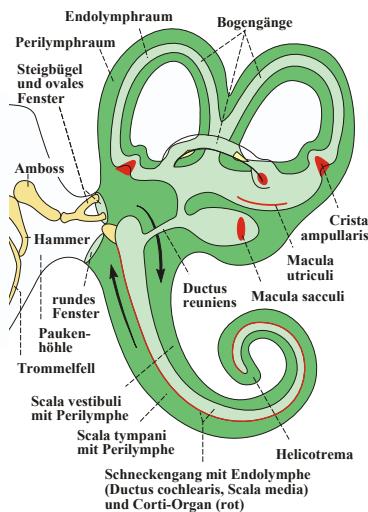


Abbildung 8.10: Anatomie des Innenohrs.

#### 8.2.4 Das Innenohr

Das **Innenohr** enthält das Gleichgewichtsorgan und die **Schnecke (Cochlea)**, die das eigentliche Hörorgan darstellt. Die Aufgabe des Innenohrs im Bezug auf das Hören ist die Reizweiterleitung an Sinneszellen und die Reiztransformation von mechanischen Schwingungen in Nervenimpulse.

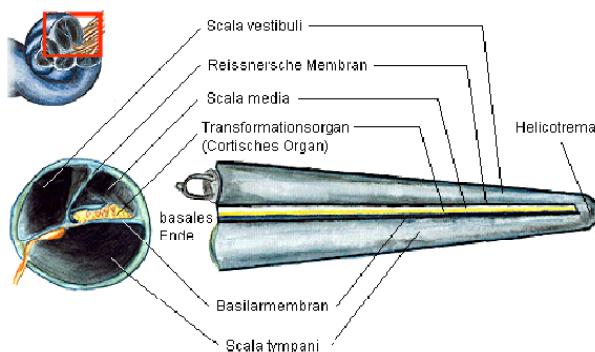


Abbildung 8.11: Innenohr. [1]

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 Vorhertreppe (scala vestibuli), die vom ovalen Fenster, auf dem der Steigbügel sitzt, zur Spitze der Schnecke läuft, die Paukentreppe (scala tympani), die von der Spitze der Schnecke zum runden Fenster läuft (beide sind mit Perilymphe gefüllt). Zwischen den beiden liegt der mittlere Schnecken-

gang (scala media), der mit Endolymphe gefüllt ist.

Der mittlere Schneekengang ist von der Vorhertreppe durch die Reissner-Membran, und von der Paukentreppe durch die **Basilarmembran** getrennt. Die Reissner-Membran ist sehr flexibel, so dass die Vorhertreppe und die Paukentreppe 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** (= Tectorialmembran), einer gallertartigen Schicht, verbunden. Hier findet der eigentliche Hörprozess, die Umwandlung mechanischer Schwingungen in Nervenimpulse, statt.

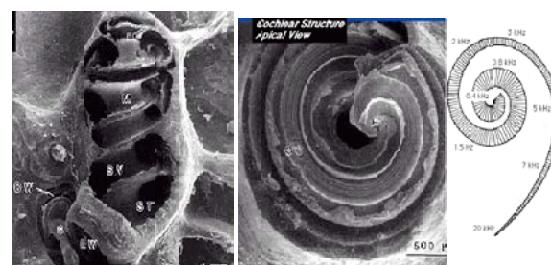


Abbildung 8.12: Cochlea (Schnecke).

Die Basilarmembran verändert ihre mechanischen Eigenschaften während ihres Verlaufs vom basalen zum apikalen 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.

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.

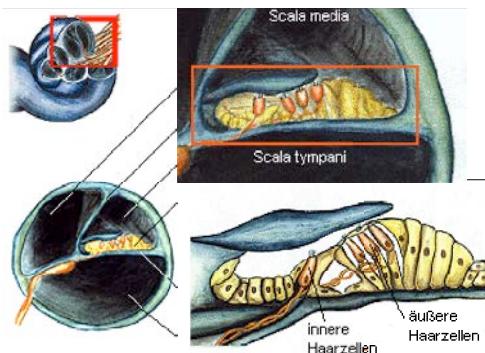


Abbildung 8.13: Transformationsorgan. [1]

## 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. Wir vergleichen deshalb die Wellenlängen mit der Größe des Resonators: 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  $\approx 3,5$  cm zu kurz für die 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 aufgerollt 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 Längenelement

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

### 8.3.2 Ortskodierung der Tonhöhe

Technische Tonaufzeichnungen unterscheiden unterschiedliche Frequenzen indem sie diese mit einer hohen zeitlichen Rate digitalisieren. Der menschliche Gehörsinn ist dazu nicht in der Lage. Außerdem würde die dabei anfallende Datenmenge das Gehirn überfordern. Statt dessen werden einzelne Frequenzen getrennt detektiert und in Nervensignale umgewandelt.

Um Schwingungen unterschiedlicher Frequenz unterscheiden zu können, müssen die entsprechenden Schwingungen getrennt werden. Das Ohr verwendet dafür eine räumliche Codierung.

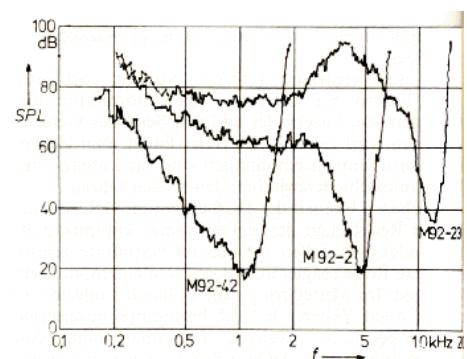


Abbildung 8.14: Signalstärke einzelner Nervenfasern einer Katze als Funktion der Frequenz

Dies kann man z.B. belegen, indem man die Signalstärke einzelner Nervenfasern misst. Figur 8.14 zeigt als Beispiel die Signalstärke von drei Nervenfasern einer Katze, jeweils als Funktion der Tonhöhe.

Offenbar sind die drei Nerven auf unterschiedliche Tonhöhen empfindlich.

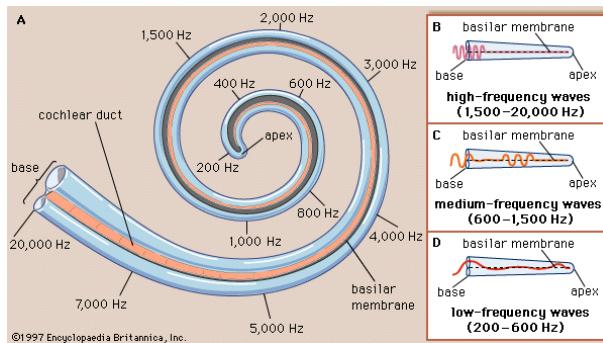


Abbildung 8.15: Frequenzabhängige Amplitudemaxima in der Schnecke.

Figur 8.15 zeigt wo in der Cochlea die einzelnen Frequenzen maximale Anregung erzeugen. Die Frequenzselektivität wird jedoch nicht durch die Sinneszellen erreicht, sondern durch einen geeigneten Aufbau der Cochlea.

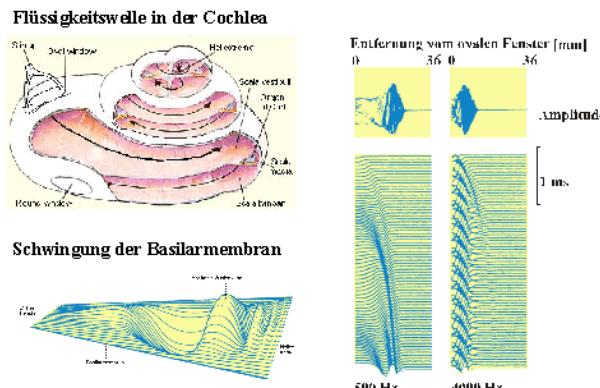


Abbildung 8.16: Die Wanderwelle erzeugt in der Cochlea eine ortsabhängige Auslenkung der Basilarmembran. Der Ort der maximalen Auslenkung hängt von der Frequenz ab.

### 8.3.3 Oszillatormodell

Um dies zu verstehen, betrachten wir die Ausbreitung der Flüssigkeitswelle in der Cochlea. 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.

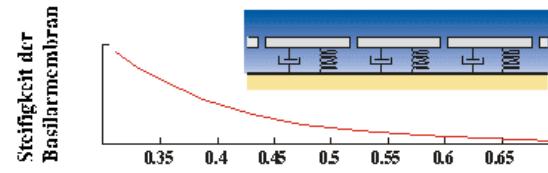


Abbildung 8.17: Modell einer Kette von Oszillatoren

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. Die Rückstellkraft, welche auf jedes Massenelement wirkt, ist

$$m_i \ddot{x}_i + h_i \dot{x}_i + k_i x_i = f_i(t).$$

Hier stellt  $h_i \dot{x}_i$  eine Dämpfung dar und  $f_i$  eine periodische äußere Kraft, welche in diesem Fall von der Druckwelle hervorgerufen wird. Die Rückstellkraft  $k_i$  ist proportional zum Elastizitätsmodul der Membran.

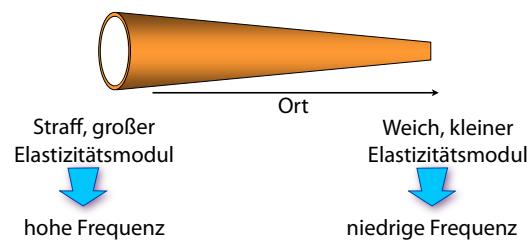


Abbildung 8.18: Resonanzüberhöhung als Funktion des Ortes

Wie bei jedem harmonischen Oszillator besitzt das System eine Resonanzfrequenz, welche durch das Verhältnis aus Kraftkonstante und bewegter Masse gegeben ist,  $\omega = \sqrt{\frac{E}{m}}$ . Bei dieser Frequenz wird die Schwingungsamplitude maximal und damit der Transfer durch die Membran. Hier stellt  $E$  den Elastizitätsmodul der Membran und  $m$  die bewegte Masse dar.

Bei tiefen Frequenzen ist es möglich, die gesamte Flüssigkeit in der Cochlea zu bewegen, während bei hohen Frequenzen die Kopplung durch die Membran leichter fällt. Da die Elastizität der Basilmembran zum Ende der Cochlea zunimmt, wird dort die Übertragung niedriger Frequenzen zusätzlich erleichtert.

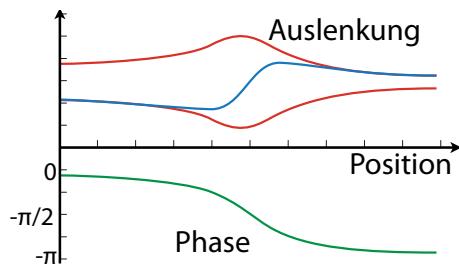


Abbildung 8.19: Resonanzüberhöhung als Funktion des Ortes

Löst man die Wellengleichung für die Cochlea, so erhält man tatsächlich eine gewisse Ortsauflösung. Allerdings ist diese nicht hoch genug, um die Fähigkeiten unseres Gehörs befriedigend erklären zu können. Die empirisch gefundene Fähigkeit des Menschen, Töne mit einer Frequenzdifferenz von  $< 1 \text{ Hz}$  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

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. Wir betrachten ein einfaches Modell gekoppelter harmonischer Oszillatoren [18], bei dem die Scherviskosität einen Beitrag liefert, der

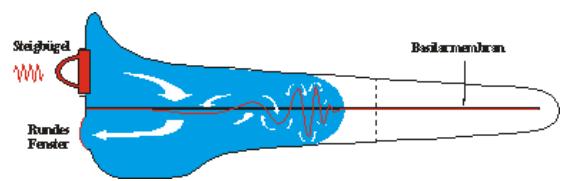


Abbildung 8.20: Hydrodynamik und Membranschwingung bei der Schallausbreitung im Innenohr

proportional zu Geschwindigkeitsgradienten ist:

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

Hier stellt  $s_i$  die Stärke der Kopplung zwischen benachbarten Oszillatoren dar. Es wurde angenommen, dass die Kopplung symmetrisch wirkt (dass beide Terme auf der linken Seite den gleichen Kopplungsterm enthalten), dass die Kopplungsstärke aber ortsabhängig sein kann.

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 Basilmembran entlang und erreicht an unterschiedlichen Orten eine maximale Amplitude.

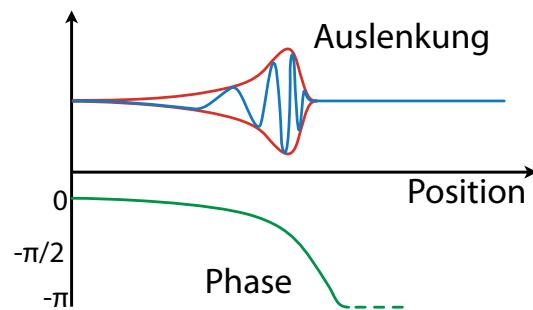


Abbildung 8.21: Wanderwelle: Effekt der hydrodynamischen Kopplung

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

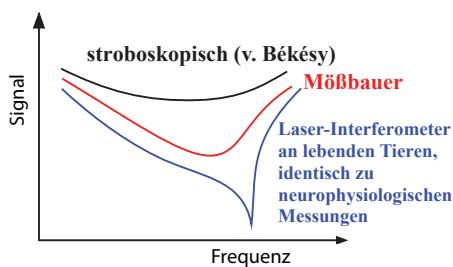


Abbildung 8.22: Gemessene Frequenzabhängigkeiten der neurophysiologischen Empfindlichkeit: Aufgetragen ist der Pegel eines Sinustons, in Abhängigkeit von seiner Frequenz, der notwendig ist, um eine bestimmte Auslenkung der Basilarmembran zu erreichen.

mit stroboskopischen optischen Methoden durch. Späteren, präziseren Messungen verwendeten Mößbauer 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. Noch später verwendete man Laser-Interferometrie. Dazu wird an einem lebenden Tier ein kleiner Reflektor auf die Basilarmembran befestigt und deren Auslenkung gemessen.

### 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, Flüssigkeitsswellen in der Cochlea, Schwingungen von Basilar- und Tektorialmembran. Die Membranschwingungen haben einer sehr geringe Amplitude: Bei normaler Sprachlautstärke (60 dB) beträgt sie  $\approx 0.1$  nm.

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

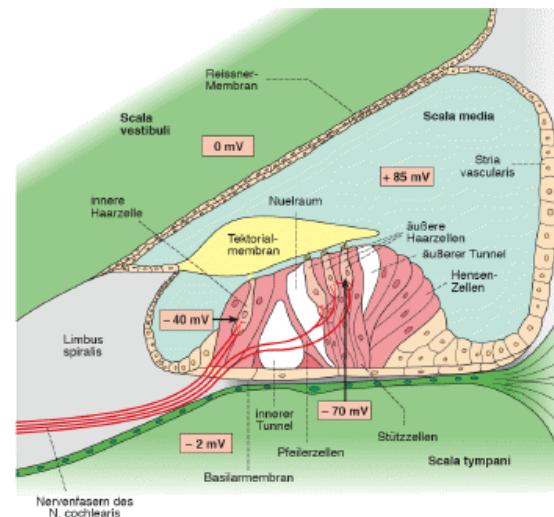


Abbildung 8.23: Die Relativbewegung von Basilar- und Tektorialmembran erzeugt einer Scherung der Haarzellen.

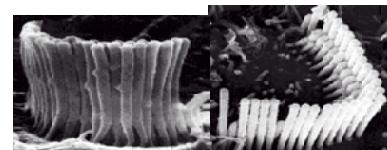


Abbildung 8.24: Links: Stereozilien der inneren Haarzellen, rechts: der äußeren Haarzellen.

Man unterscheidet zwischen inneren und äußeren Haarzellen. Beide besitzen etwa 90 Stereozilien (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. Dieser elektrische Impuls wird über die Nerven ins Gehirn übertragen.

Innere und äußere Haarzellen unterscheiden sich bezüglich ihrer Funktionsweise: Die inneren Haarzellen lösen bei einer Bewegung der Basilarmembran 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 ak-

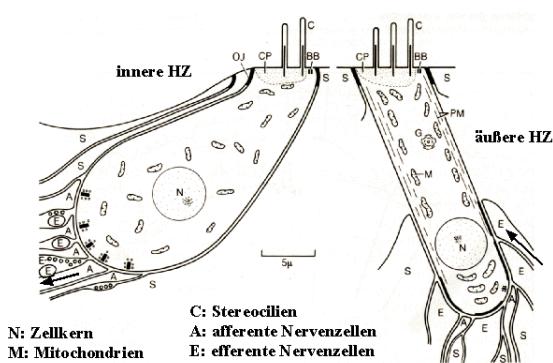


Abbildung 8.25: Innere und äußere Haarzellen.

tiven Kontraktion fähig, welche von Nervensignalen 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.

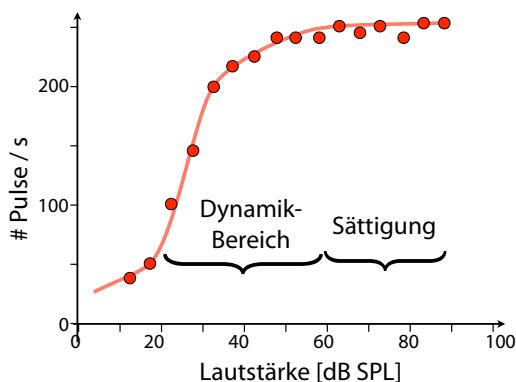


Abbildung 8.26: Rate der Nervenimpulse als Funktion des Schalldruckes.

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.

### 8.3.6 Aktives Detektionssystem

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

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.

Ist die Entdämpfung zu stark, so beginnt das System selbstständig zu schwingen; dies ist offensichtlich für ein Sinnesorgan kein sinnvoller Betriebszustand. Wählt man die Verstärkung aber 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.

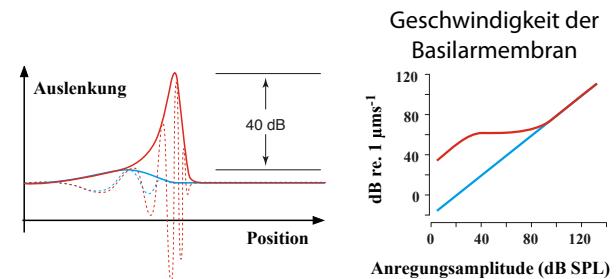


Abbildung 8.27: Nichtlineare Verstärkung im Modell mit aktiver Entdämpfung

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

Im realen Ohr sind die Parameter des Gleichungssystems wie zum Beispiel die dort auftauchenden Massen nicht mehr diskret, sondern kontinuierlich und ortsabhängig. Diese Größen können aus Messungen der Cochlea gewonnen werden: Breite, Masse, Dichte, Elastizität, ...

### 8.3.7 Empfindlichkeit

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.

Wir vergleichen dies mit der thermischen Leistung auf Grund der Brown'schen Bewegung. Die thermische Energie beträgt

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

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

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

Wir berechnen die zugehörige Auslenkung aus

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

indem wir nach der Auslenkungsamplitude  $\chi_0$  auflösen:

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

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

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

also weniger als ein Atomdurchmesser.

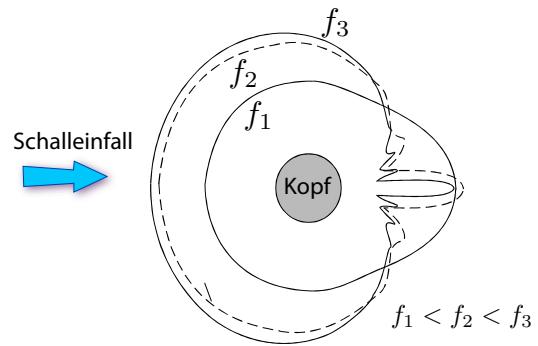


Abbildung 8.28: Freifeldübertragungsfunktion bei frontaler Beschallung. [1]

### 8.3.8 Übertragungsfunktionen

Wegen der Beugungs- und Brechungerscheinungen 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.

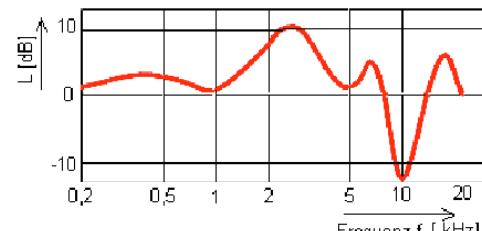


Abbildung 8.29: Freifeldübertragungsfunktion bei frontaler Beschallung. [1]

Der äußere Gehörgang kann als abgeschlossenes Rohr modelliert werden.

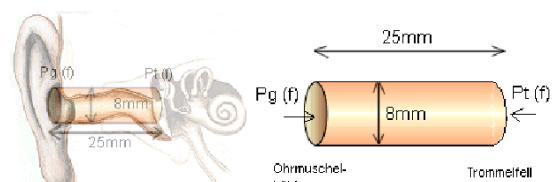


Abbildung 8.30: Einfaches Modell für den Gehörgang. [1]

Bei einem abgeschlossenen Rohr mit der Länge 25

mm und dem Durchmesser von 8mm findet man eine Resonanzfrequenz von 3430 Hz. Dieses ist bei der Auftragung der Ruhehörschwelle gegen die Frequenz als Minimum zu erkennen, bei dieser Frequenz ist der benötigte Schalldruckpegel am geringsten. Daher ergibt sich ein Minimum bei der Ruhehörschwelle bei dieser Frequenz.

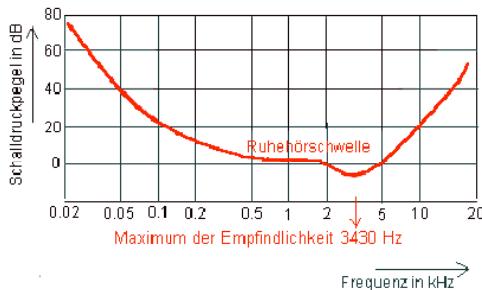


Abbildung 8.31: Verlauf der Ruhehörschwelle. [1]

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.

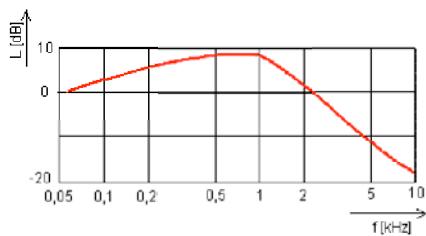


Abbildung 8.32: Übertragungsfunktion des Mittelohres. [1]

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.

### 8.3.9 Richtungshören

Wenn sich eine Schallquelle genau hinter oder vor einer Person befindet, dann sind die Signale der beiden Ohren gleich. Bei anderen Winkeln ist dies

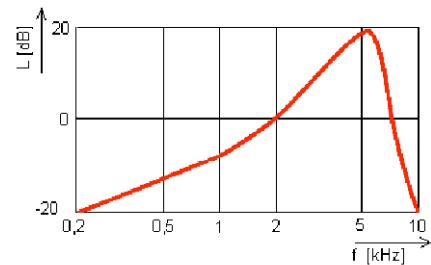


Abbildung 8.33: Übertragungsfunktion des Innenohrs für eine feste Stelle der Basilarmembran. [1]

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.

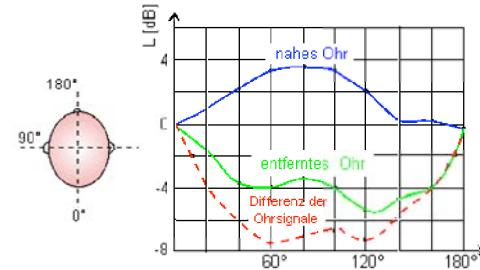


Abbildung 8.34: Interaurale Intensitätsdifferenz. [1]

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

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

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

Für  $v < 500$  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.

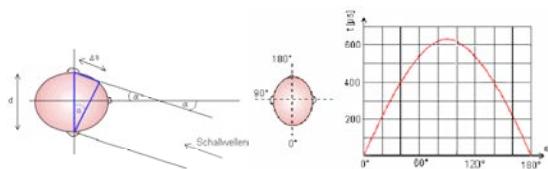


Abbildung 8.35: Laufzeitunterschiede. [1]

Die Laufzeitdifferenz beträgt

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

Experimentell findet man, dass unter optimalen Bedingungen eine Winkelauflösung von ca.  $1^\circ$  möglich 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.



Abbildung 8.36: Schallverstärkung durch Hörgerät.



Abbildung 8.37: Implantiertes Hörgerät im Mittelohr.

## 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  $\Delta S = 10 \cdot \log 10^{1.5}$  höher ist als bei einem gesunden Ohr. Entsprechend groß muss die Verstärkung gewählt werden.

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-Implantat

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 Nervenlei-

tungen 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.

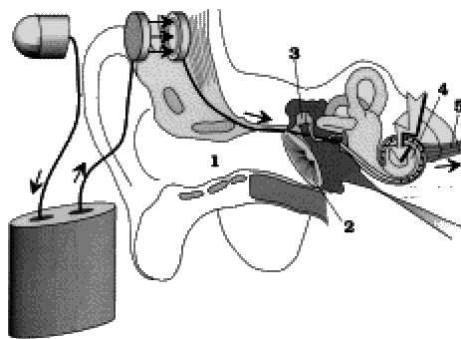


Abbildung 8.38: Funktionsweise eines Cochlea-Implantats.

Das Gerät nimmt den Schall mit einem Mikrofon auf, verarbeitet das Signal und leitet es an die auditorischen Nervenfasern weiter. 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.

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

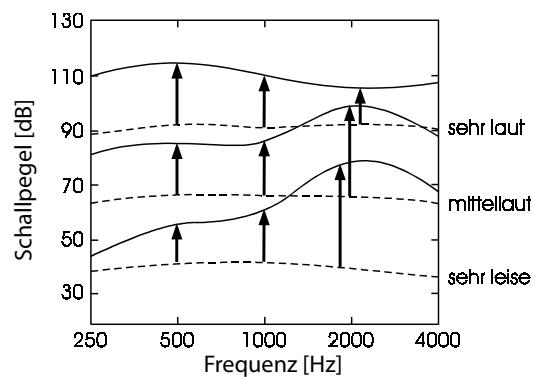


Abbildung 8.39: Hörbereich für eine normalhörende und eine Person mit geschädigtem Innenohr.

der größte Teil des aufgenommenen Schalls in den empfindlichen Bereich abgebildet wird. Dieses Vorgehen wird auch als "automatic gain control" (AGC) bezeichnet.