



Martin Kompis

Audiologie

5., überarbeitete und erweiterte Auflage



Audiologie

Audiologie

Martin Kompis

Martin Kompis

Audiologie

5., überarbeitete und erweiterte Auflage

unter Mitarbeit von

Hans Holzherr

Gianni Pauciello



Prof. Dr. Dr. Martin Kompis

Leitender Arzt, Stationsleiter Audiologie
Universitätsklinik für HNO, Kopf- und Halschirurgie
Inselspital, Universität Bern
3010 Bern
Schweiz
Martin.Kompis@insel.ch

Wichtiger Hinweis: Der Verlag hat gemeinsam mit den Autoren bzw. den Herausgebern große Mühe darauf verwandt, dass alle in diesem Buch enthaltenen Informationen (Programme, Verfahren, Mengen, Dosierungen, Applikationen, Internetlinks etc.) entsprechend dem Wissensstand bei Fertigstellung des Werkes abgedruckt oder in digitaler Form wiedergegeben wurden. Trotz sorgfältiger Manuskripterstellung und Korrektur des Satzes und der digitalen Produkte können Fehler nicht ganz ausgeschlossen werden. Autoren bzw. Herausgeber und Verlag übernehmen infolgedessen keine Verantwortung und keine daraus folgende oder sonstige Haftung, die auf irgendeine Art aus der Benutzung der in dem Werk enthaltenen Informationen oder Teilen davon entsteht. Geschützte Warennamen (Warenzeichen) werden nicht besonders kenntlich gemacht. Aus dem Fehlen eines solchen Hinweises kann also nicht geschlossen werden, dass es sich um einen freien Warennamen handelt. Der Verlag weist ausdrücklich darauf hin, dass im Text enthaltene externe Links vom Verlag nur bis zum Zeitpunkt des Redaktionsschlusses eingesehen werden konnten. Auf spätere Veränderungen hat der Verlag keinerlei Einfluss. Eine Haftung des Verlags ist daher ausgeschlossen.

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek

Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://www.dnb.de> abrufbar.

Dieses Werk einschließlich aller seiner Teile ist urheberrechtlich geschützt. Jede Verwertung außerhalb der engen Grenzen des Urheberrechtes ist ohne Zustimmung des Verlages unzulässig und strafbar. Das gilt insbesondere für Kopien und Vervielfältigungen zu Lehr- und Unterrichtszwecken, Übersetzungen, Mikroverfilmungen sowie die Einspeicherung und Verarbeitung in elektronischen Systemen.

Anregungen und Zuschriften bitte an:

Hogrefe AG
Lektorat Medizin
z.Hd.: Susanne Ristea
Länggass-Strasse 76
3012 Bern
Schweiz
Tel. +41 31 300 45 00
info@hogrefe.ch
www.hogrefe.ch

Lektorat: Barbara Müller
Herstellung: Daniel Berger
Illustrationen: Hans Holzherr
Umschlagabbildung: Gianni Pauciello
Umschlaggestaltung: Claude Borer, Basel
Satz: Claudia Wild, Konstanz
Druck und buchbinderische Verarbeitung: Multiprint Ltd., Kostinbrod
Printed in Bulgaria

5., überarbeitete und erweiterte Auflage 2022

© 2022, Hogrefe Verlag, Bern

© 2004, 2009, 2013, 2016. Verlag Hans Huber/Hogrefe AG Bern

(E-Book-ISBN_PDF 978-3-456-96245-0)

(E-Book-ISBN_EPUB 978-3-456-76245-6)

ISBN 978-3-456-86245-3

<https://doi.org/10.1024/86245-000>

Nutzungsbedingungen

Der Erwerber erhält ein einfaches und nicht übertragbares Nutzungsrecht, das ihn zum privaten Gebrauch des E-Books und all der dazugehörigen Dateien berechtigt.

Der Inhalt dieses E-Books darf von dem Kunden vorbehaltlich abweichender zwingender gesetzlicher Regeln weder inhaltlich noch redaktionell verändert werden. Insbesondere darf er Urheberrechtsvermerke, Markenzeichen, digitale Wasserzeichen und andere Rechtsvorbehalte im abgerufenen Inhalt nicht entfernen.

Der Nutzer ist nicht berechtigt, das E-Book – auch nicht auszugsweise – anderen Personen zugänglich zu machen, insbesondere es weiterzuleiten, zu verleihen oder zu vermieten.

Das entgeltliche oder unentgeltliche Einstellen des E-Books ins Internet oder in andere Netzwerke, der Weiterverkauf und/oder jede Art der Nutzung zu kommerziellen Zwecken sind nicht zulässig.

Das Anfertigen von Vervielfältigungen, das Ausdrucken oder Speichern auf anderen Wiedergabegeräten ist nur für den persönlichen Gebrauch gestattet. Dritten darf dadurch kein Zugang ermöglicht werden. Davon ausgenommen sind Materialien, die eindeutig als Vervielfältigungsvorlage vorgesehen sind (z. B. Fragebögen, Arbeitsmaterialien).

Die Übernahme des gesamten E-Books in eine eigene Print- und/oder Online-Publikation ist nicht gestattet. Die Inhalte des E-Books dürfen nur zu privaten Zwecken und nur auszugsweise kopiert werden.

Diese Bestimmungen gelten gegebenenfalls auch für zum E-Book gehörende Download-Materialien.

Inhaltsverzeichnis

Zu diesem Buch	9
Vorwort zur fünften Auflage	11
1 Grundlagen der Akustik und der auditiven Wahrnehmung	13
1.1 Akustik und Wellenausbreitung	13
1.2 Allgemeine Sinnesphysiologie	15
1.3 Auditive Wahrnehmung und logarithmische Maße	16
1.4 Richtungshören	24
2 Anatomie und Physiologie des Ohrs	29
2.1 Äußeres Ohr	30
2.2 Mittelohr	31
2.3 Innenohr	33
2.4 Hörnerv, Hörbahn, primäre Hörrinde	37
3 Reintonaudiometrie	39
3.1 Technische Voraussetzungen	39
3.2 Messung der Hörschwelle	49
3.3 Freifeldaudiometrie	61
3.4 Messung der Unbehaglichkeitsschwelle	63
3.5 Schwellenschwund	65
3.6 Békésy-Audiometrie	67
4 Hörstörungen	71
4.1 Schallleitungsschwerhörigkeit	71
4.2 Schallempfindungsschwerhörigkeit	76

4.2.1	Innenohrschwerhörigkeit	78
4.2.2	Retrokochleäre Hörstörungen	84
4.2.3	Auditorische Synaptopathie/Neuropathie	85
4.3	Vergleich Schallleitungsschwerhörigkeit – Schallempfindungsschwerhörigkeit, gemischte Schwerhörigkeit	86
4.4	Zentrale Hörstörungen	88
5	Stimmgabeltests	91
5.1	Rinne-Test	91
5.2	Weber-Test	94
5.3	Übersicht über den Rinne- und den Weber-Test	95
5.4	Weitere Stimmgabeltests	96
6	Sprachaudiometrie	97
6.1	Audiologische Aspekte der Sprache	97
6.2	Die Hörweitenprüfung	102
6.3	Das Sprachaudiogramm	104
6.4	Sprachverstehen im Störlärm	113
6.4.1	Basler Satztest	114
6.4.2	HSM-Satztest	116
6.4.3	Oldenburger Satztest	117
6.4.4	Dreinsilber Test	118
6.5	Weitere Sprachtests	119
6.5.1	Weitere Satztests	119
6.5.2	Logatomtests und Minimal-Pair-Tests	120
6.5.3	Sprachtests in anderen Sprachen	122
6.5.4	Sprachtests für Kinder	123
7	Überhören und Vertäubung	127
7.1	Überhören	127
7.2	Vertäubung in der Reintonaudiometrie	129
7.2.1	Berechnung des Mindest- und des Höchstvertäubungspegels	131
7.2.2	Gleitende Vertäubung	134
7.2.3	Freiburger 70-80-90 dB Regel	136
7.3	Vertäubung in der Sprachaudiometrie	137

8	Recruitment	139
8.1	Messung der Unbehaglichkeitsschwelle	141
8.2	Hörflächenskalierung	142
8.3	Fowler-Test	143
8.4	Lüscher-Test und SISI-Test	144
9	Tympanometrie und Stapediusreflexmessung	147
9.1	Tympanometrie	147
9.2	Stapediusreflexmessung	151
9.3	Reflexermüdbarkeit	154
10	Otoakustische Emissionen (OAE)	155
10.1	Spontane otoakustische Emissionen (SOAE)	156
10.2	Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE)	156
10.3	Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE)	160
10.4	Wertung und Anwendungsbereiche	164
11	Auditorisch evozierte Potentiale	165
11.1	Frühe auditorisch evozierte Potentiale	167
11.2	Frequenzspezifische ERA	172
11.3	Andere Potentiale und weitere Messverfahren	177
12	Kinderaudiologie	181
12.1	Hörstörungen bei Kindern	181
12.2	Anamnese und Beobachtung	183
12.3	Hörprüfungen bei Kindern	184
	12.3.1 Subjektive Hörprüfungen bei Kindern	185
	12.3.2 Objektive Hörprüfungen bei Kindern	189
12.4	Neugeborenen-Hörscreening	190
12.5	Therapie der Schwerhörigkeit beim Kind	191
13	Psychogene Hörstörung, Simulation und Aggravation	193
13.1	Diagnostik	193
	13.1.1 Objektive Untersuchungen	193
	13.1.2 Hinweise in der routinemäßigen Hörprüfung	194
	13.1.3 Simulationstests bei einseitig normaler Hörschwelle	195

13.1.4	Simulationstests bei beidseitig erhöhter Hörschwelle . . .	196
13.2	Praktische Aspekte und Fallbeispiele	197
14	Hörgeräte	201
14.1	Luftleitungshörgeräte	202
14.1.1	Aufbau und Bauformen	202
14.1.2	Eigenschaften und Optionen	205
14.1.3	Hörgerätetechnologie und Anpassung	212
14.2	Knochenleitungshörgeräte, knochenverankerte und implantierbare Hörgeräte	213
14.3	Hörgerätekontrolle und Quantifizierung des Nutzens einer Hörgeräteversorgung	217
15	Cochlea-Implantate	221
15.1	Bau und Funktion	221
15.2	Indikation und Ergebnisse	226
15.3	Abklärungen und CI-Versorgung	228
16	Tinnitus	233
16.1	Ursachen und Einteilung	233
16.2	Diagnostik	235
16.3	Therapie	236
17	Audiometer Simulator Software	239
17.1	Installation	240
17.2	Bedienung	240
17.3	Anpassungen und Support	243
Literatur		245
Hinweise zu Zusatzmaterialien		259
Sachwortverzeichnis		261

Zu diesem Buch

Das vorliegende Buch „Audiologie“ basiert auf dem Inhalt der gleichnamigen Vorlesung und verschiedener Kurse an den Universitäten Bern und Fribourg. Es richtet sich an Leser, die in Gesundheitsberufen tätig sind oder sich auf eine solche Tätigkeit vorbereiten und erst wenig oder noch gar nicht mit der Audiologie in Kontakt gekommen sind. Aufgrund seines Inhalts und seiner kompakten Form ist es für Studierende der Logopädie, der Medizin, aber auch für Ingenieure, Audiometristinnen und Audiometristen oder Hörgeräteakustiker geeignet. Es soll den ersten Kontakt mit dem interessanten Gebiet der Audiologie erleichtern, verständlich, übersichtlich und kurzweilig sein.

Das Hauptgewicht liegt auf den gängigen audiologischen Untersuchungen und deren praktischen Ausführungen. Aufgrund der Kürze des Buches ist es nicht möglich, alle Untersuchungsmethoden, Krankheitsbilder und therapeutischen Möglichkeiten ausführlich darzustellen. Einige Themen, deren Wichtigkeit unbestritten ist, wie beispielsweise die Nachbetreuung nach einer Cochlea-Implantation oder nach einer Hörgeräteversorgung bei Kindern, sind in diesem Buch darum bewusst nicht ausführlich behandelt.

Für den Textteil wurde eine Darstellung gewählt, die das Lesen und Lernen unterstützen soll. Für die ersten Lernphasen ermöglichen die Inhaltsangaben in der linken Spalte eine rasche Übersicht über das Stoffgebiet, in der Vertiefungsphase kann zur Selbstkontrolle der Textteil rechts mit einem Blatt Papier abgedeckt werden.

Dieses Buch wäre ohne die Hilfe und Unterstützung vieler Kollegen, Freunde und Mitarbeiter nicht entstanden. Zu besonderem Dank verpflichtet bin ich Dr. O. Bernath, M. Bettler, B. Bormann, R. Hänni, E. Häsler, Prof. Dr. R. Häusler, Dr. M. Irla, M. Krebs, G. Pauciello, Dr. K. Reinhardt, B. Richard, S. Schenk,

PD Dr. E. Seifert, Ch. Schmid und Ch. Stieger. Nicht zuletzt für das Auffinden zahlreicher Fehler in früheren Fassungen des Manuskripts bin ich ihnen sehr dankbar. Für die verbleibenden Fehler bin ich alleine verantwortlich. Umso mehr freue ich mich über alle Rückmeldungen und Verbesserungsvorschläge. Meine Adresse lautet:

PD Dr. Dr. Martin Kompis
Klinik für HNO, Hals-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Inselspital
Universität Bern
3010 Bern
Schweiz

Bern, im Frühjahr 2004

M. Kompis

Vorwort zur fünften Auflage

Neue Entwicklungen und wertvolle Rückmeldungen von Lesern zu den ersten vier Auflagen waren Basis für die Verbesserungen in der vorliegenden, 5. Auflage.

Mehrere Kapitel wurden aktualisiert und ein kurzer Abschnitt über das Richtungshören ist neu hinzugekommen. Ganz herzlichen Dank an Ch. Schmid und M. Siegrist für die sorgfältige Durchsicht einzelner Kapitel und für wertvolle Hinweise. Mehrere Abbildungen wurden erneuert, um den technischen Entwicklungen seit der letzten Auflage Rechnung zu tragen. Dies betrifft insbesondere die Kapitel über Hörgeräte und Cochlea Implantate. Mein Dank gebührt einmal mehr Herrn H. Holzherr für seine professionellen Zeichnungen.

In dieser 5., überarbeiteten und erweiterten Auflage sind die Hörbeispiele nicht mehr auf einer CD in der Beilage zu finden, sondern als Zusatzmaterial in der Mediathek des Hogrefe-Verlags. Auch die bewährten Powerpoint-Dateien mit allen Abbildungen und Tabellen des Buches sind dort wieder verfügbar. Sie sollen die Abbildungen für den Unterricht leichter zugänglich machen.

Wie in den früheren Auflagen steht auch die Software „Audiometer Simulator“, Version 3.1.2 (nur für Windows), wieder zur Verfügung. Das Programm kann zum Einüben der Reinton- und der Sprachaudiometrie, sowie von einigen Simulationstests eingesetzt werden.

Ich hoffe, dass das Buch dank dieser Neuerungen noch ein wenig nützlicher geworden ist. Wenn es neben der Fachinformation auch etwas Spass an der spannenden Materie zu vermitteln vermag, ist sein Zweck erfüllt. Weiterhin freue ich mich über alle Rückmeldungen und Verbesserungsvorschläge. Meine Anschrift lautet:

Prof. Dr. Dr. Martin Kompis
Klinik für HNO, Hals-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
Inselspital
Universität Bern
3010 Bern
Schweiz

Bern, im Frühjahr 2022

M. Kompis

1 Grundlagen der Akustik und der auditiven Wahrnehmung

1.1 Akustik und Wellenausbreitung

Akustik beschäftigt sich mit mechanischen Schwingungen in Gasen, Flüssigkeiten und festen Körpern, die für Menschen hörbar sind.

Definition

Schallwellen sind mechanische Schwingungen der Teilchen in einem Gas, einer Flüssigkeit oder in einem festen Körper. Im luftleeren Raum können sich keine Schallwellen ausbreiten. Schallwellen (und damit auch die in ihnen enthaltene Information und Energie) breiten sich aus, ohne dass sich das Gas oder der Festkörper, in dem sie sich ausbreiten, im Mittel von der Stelle bewegt. Jedes einzelne Teilchen schwingt lediglich um eine Ruheposition und gibt die Information an benachbarte Teilchen weiter (s. **Abb. 1-1**).

Schallwellen

Die Geschwindigkeit der Schallausbreitung hängt vom Ausbreitungsmedium ab. In der Luft beträgt sie rund 340 m/s, der Schall legt also in 3 Sekunden rund 1 km zurück. Die Schallgeschwindigkeit ist temperaturabhängig. Wegen der schnelleren Bewegung der Gasmoleküle breitet sich Schall in warmer Luft etwas schneller aus. Im Wasser breitet sich Schall etwa fünfmal schneller aus (1500 m/s) als in der Luft. (Übrigens: Die Ausbreitungsgeschwindigkeit von Licht ist rund 1000 000-mal höher

Schallgeschwindigkeit

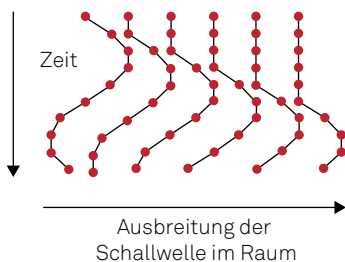


Abbildung 1-1:

Ausbreitung einer Schallwelle:
Die einzelnen Teilchen (rote Punkte) schwingen um eine Ruheposition und bleiben im Mittel am Ort, während sich die Schallwelle ausbreitet.

als die von Schall. Licht und andere elektromagnetischen Wellen können sich zudem auch im luftleeren Raum ausbreiten.)

Physikalische Beschreibung
Schall erzeugt im Medium, in dem er sich ausbreitet, Druckschwankungen. Bei vielen in der Audiologie interessierenden Signalen sind diese Druckschwankungen wiederkehrend (periodisch). Zur Beschreibung solcher akustischer Signale sind verschiedene Begriffe und Größen gebräuchlich. Die wichtigsten sind in **Abbildung 1-2** sowie **Tabelle 1-1** zusammengestellt.

Hertz, Hz und kHz
Die Maßeinheit für die Frequenz ist das Hertz, abgekürzt Hz. 1 Hz entspricht einer Schwingung pro Sekunde. Bei hohen Frequenzen kann es praktisch sein, statt Hz *Kilohertz* (kHz) zu verwenden. 1 kHz entspricht 1000 Hz.

Amplitude und Schallintensität
Statt der Druckamplitude in Pascal (Pa) wird bei manchen Fragestellungen die Schallintensität angegeben. Die Schallintensität ist die Schallleistung (Leistung = Energie pro Zeiteinheit), die durch eine gegebene Fläche hindurchtritt. Die Schall-

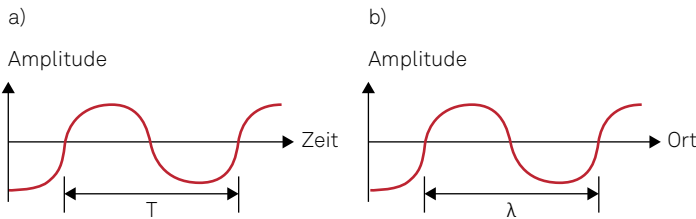


Abbildung 1-2: Darstellung des Amplitudenverlaufs eines periodischen Signals, aufgetragen als Funktion der Zeit (a) und des Ortes (b).

Tabelle 1-1: Gebräuchliche Formelzeichen und Maßeinheiten zur Beschreibung periodischer akustischer Signale

Größe	Gebräuchliches Formelzeichen	Gebräuchliche Maßeinheit
Zeit	t	Sekunden (s)
Periode	T	Sekunden (s)
Frequenz	$f = 1/T$	Hertz (Hz)
Wellenlänge	λ	Meter (m)
Wellenzahl	$k = 1/\lambda$	1/Meter (m^{-1})
Amplitude (meist Druckamplitude; Druck = Kraft pro Fläche)	A oder p	Pascal (Pa) = N/m^2

intensität ist proportional zum Quadrat des Schalldrucks. Die Einheit der Schallintensität ist W/m^2 (Watt pro Quadratmeter).

Schall, der sich über die Luft ausbreitet, wird als Luftschall bezeichnet. Schall, der sich über feste Körper ausbreitet (z.B. über den Schädel bei einer auf der Stirn aufgesetzten Stimmgabel oder über Eisenträger in einem Gebäude) wird Körperschall genannt. Die Ausbreitung von Luftschall kann durch geeignete mechanische Hindernisse vermindert werden (geschlossene Türen, Kabinen mit Doppelwänden etc.). Um die Ausbreitung von Körperschall effizient einzuschränken, muss der akustische Übertragungsweg unterbrochen werden.

Luftschall und Körperschall

1.2 Allgemeine Sinnesphysiologie

Der Mensch kann seine Umwelt über verschiedene Sinnesmodalitäten wahrnehmen. Beispiele verschiedener Sinnesmodalitäten sind das Hören, das Sehen oder das Riechen.

Sinnesmodalitäten

Innerhalb jeder Sinnesmodalität können verschiedene Sinnesqualitäten wahrgenommen werden. Beim Hören ist dies die Tonhöhe, beim Sehen die Helligkeit und die drei Farben Rot, Blau und Grün.

Sinnesqualitäten

Der adäquate Reiz ist diejenige physikalische Reizform, auf die ein Sinnesorgan mit der niedrigsten Schwelle reagiert. Der adäquate Reiz für das Auge ist das Licht, für das Ohr der Schall. Wird ein Sinnesorgan mit einem anderen, nicht adäquaten Reiz stark genug stimuliert (z. B. Schlag auf das Auge = starker mechanischer Reiz), so wird dies subjektiv analog zum adäquaten Reiz wahrgenommen: Man sieht unter Umständen „Sterne“.

Adäquater Reiz

Je stärker der physikalische Reiz S , desto stärker ist in der Regel die subjektive Empfindung E . Der Zusammenhang ist für viele Sinnesorgane in einem weiten Bereich nicht linear, sondern ungefähr logarithmisch:

Zusammenhang zwischen Reizstärke und Stärke der Empfindung

$$E = K \cdot \log S \quad (K = \text{Konstante})$$

Dieser Zusammenhang ist unter dem Namen **Weber-Fechner'sches Gesetz** bekannt. Seine Auswirkungen auf das menschliche Gehör sind Gegenstand des folgenden Abschnitts.

1.3 Auditive Wahrnehmung und logarithmische Maße

Physikalische Eigenschaften des Schalls und auditive Wahrnehmung

Akustische Signale mit hoher Amplitude werden als laut empfunden, solche mit kleiner Amplitude als leise. Akustische Signale mit niedriger Frequenz werden als tief klingend wahrgenommen, diejenigen mit hoher Frequenz als hoch klingend.

Die objektiv messbare Amplitude entspricht subjektiv der Lautheit. Die objektiv messbare Frequenz entspricht subjektiv der Tonhöhe.

Logarithmische Wahrnehmung

Entsprechend dem Weber-Fechner'schen Gesetz ist sowohl der Zusammenhang für die Lautheit, als auch derjenige für die Tonhöhe mit den entsprechenden physikalischen Eigenschaften des Schalls ungefähr logarithmisch. Die Beispiele in den Zusatzmaterialien veranschaulichen dies.

Frequenzbereich der Wahrnehmung

Junge normalhörende Personen können akustische Signale im Frequenzbereich zwischen ca. 16 und 20 000 Hz wahrnehmen. Im Alter nimmt die Empfindlichkeit vor allem im hohen Frequenzbereich ab.

Oktave

Eine Verdoppelung der Frequenz entspricht einer Oktave. Entsprechend dem Weber-Fechner'schen Gesetz werden nicht gleich große absolute Differenzen in der Frequenz (z.B. 1000 Hz) als gleich großer Schritt in der Tonhöhe empfunden, sondern gleich große Verhältnisse (z.B. Verdoppelung der Frequenz).

Andere Tonabstände in der Musik

Auch andere Tonabstände in der Musik sind logarithmisch geordnet. So entspricht ein Ganztonschritt unabhängig von der absoluten Frequenz einer Frequenzänderung um den Faktor 1,12, eine große Terz einer Änderung um den Faktor 1,26.

(NB: Die Notenskala ist nicht genau logarithmisch: Bei sehr hohen und sehr tiefen Frequenzen, so beispielsweise bei den obersten und untersten Oktaven beim Klavier, müssen die Frequenzabstände etwas größer gewählt werden, als sich rein rechnerisch ergeben würde. Zudem gibt es einzelne Hinweise, dass Musik bei fast allen Kulturen auf logarithmischen Tonskalen basiert, aber nicht bei allen. Der Musik der Nasca Indianer in Peru lag möglicherweise eine lineare Tonskala zugrunde, was für unsere Ohren ausgesprochen seltsam klingt. Tracks 3

und 4 im Zusatzmaterial enthalten Beispiele verschiedener Tonleitern.)

Ein normalhörender Mensch kann unter günstigen Bedingungen im mittleren Frequenzbereich Frequenzunterschiede in der Größenordnung von nur 0,2% noch wahrnehmen, also z. B. den Unterschied zwischen 1000 Hz und 1002 Hz.

Ein akustisches Signal kann aus mehreren Komponenten bestehen, die sich in ihrer Frequenz unterscheiden. Das Gehör ist in der Lage, solche komplexen akustischen Signale aufgrund ihrer Frequenzkomponenten sehr detailliert zu analysieren. (Die vergleichbare Frequenzanalyse für die Farbkomponenten des Lichts durch das menschliche Auge ist übrigens sehr viel weniger detailliert).

Aufgrund dieser Frequenzanalyse können drei Kategorien von akustischen Signalen unterschieden werden: Ton, Klang und Geräusch.

Der Ton, auch „reiner Ton“ oder „Sinuston“ genannt, enthält nur eine einzige Frequenzkomponente. Im Zeitbereich (d. h. in der grafischen Darstellung der Amplitude als Funktion der Zeit; s. **Abb. 1-3a**) entspricht der Ton einer Sinusfunktion, die Darstellung im Frequenzbereich (Amplitude als Funktion der Frequenz; s. **Abb. 1-3b**) zeigt nur eine einzige Frequenzkomponente. Viele Menschen empfinden reine Töne als schneidend und eher unangenehm. Track 5 „Töne und Klänge“ im Online-Zusatzmaterial enthält Sinustöne verschiedener Frequenzen.

Ein Klang besteht aus mehreren Komponenten, deren Frequenz jeweils ganzzahligen Vielfachen der niedrigsten Frequenz, der sogenannten Grundfrequenz, entspricht. Die Komponente mit der doppelten Grundfrequenz wird als zweite Harmonische oder erste Oberwelle, die Komponente mit der dreifachen Grundfrequenz als dritte Harmonische oder zweite Oberwelle

**Frequenz-
unter-
scheidungs-
vermögen**

**Wahrnehmung
verschiedener
Frequenz-
komponenten**

**Ton, Klang,
Geräusch**

Ton

Klang

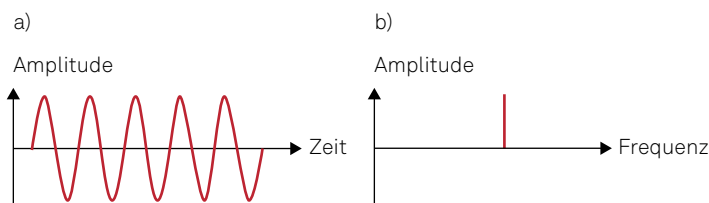


Abbildung 1-3: Ton im Zeit- (a) und Frequenzbereich (b)

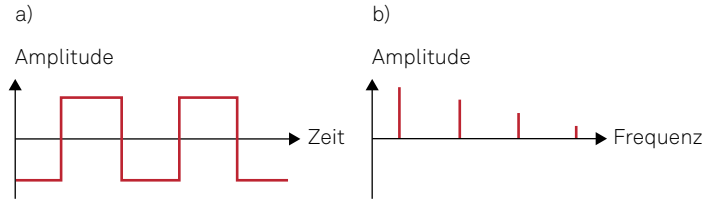


Abbildung 1-4: Beispiel eines Klangs im Zeit- (a) und Frequenzbereich (b)

bezeichnet usw. Verschiedene Klänge unterscheiden sich durch die relative Amplitude der einzelnen Komponenten. Einzelne Komponenten können dabei auch ganz fehlen (beim Rechteckklang in **Abbildung 1-4a** fehlen beispielsweise alle geradzahlig Harmonischen). Entsprechend können die Kurvenformen im Zeitbereich sehr unterschiedlich aussehen, bleiben aber immer periodisch. Beinahe alle Musikinstrumente erzeugen Klänge. An der unterschiedlichen Verteilung der Harmonischen lassen sich die verschiedenen Instrumente erkennen. Tracks 6, 7 und 8 im Online-Zusatzmaterial enthalten verschiedene Klänge und den Vergleich mit Tönen.

Geräusch Geräusche weisen im Zeitbereich unregelmäßige, sich nicht wiederholende Amplitudenverläufe auf. **Abbildung 1-5** zeigt ein Beispiel: Geräusche können zeitlich begrenzt (z.B. zufallende Tür, Klatschen) oder unbegrenzt sein (z.B. Wasserrauschen). Das Frequenzspektrum ist in beiden Fällen kontinuierlich, also im Gegensatz zu Tönen und Klängen nicht auf einzelne Frequenzlinien beschränkt.

Dezibel (dB) Der Pegel von Schallsignalen wird üblicherweise in Dezibel (dB) angegeben. Streng genommen handelt es sich dabei nicht um eine Einheit, sondern um ein Verhältnismaß.

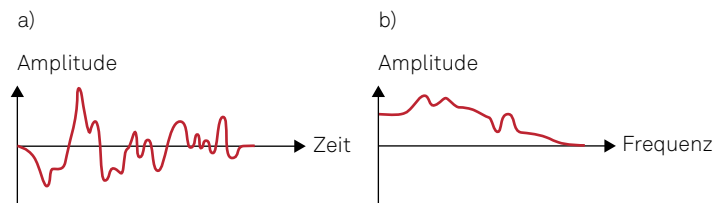


Abbildung 1-5: Beispiel eines Geräusches im Zeit- (a) und Frequenzbereich (b)

Das dB ist ein **relatives Maß**. Ähnlich wie bei einer Prozentangabe muss wenigstens implizit der Bezugswert, auf den sich die Angabe bezieht, bekannt sein.

dB: einige Eigenschaften

Das dB ist zudem ein **logarithmisches Maß**. Gleich große Pegeländerungen (z.B. von 20 dB) bedeuten nicht etwa gleich große absolute Änderungen der Druckamplitude, sondern gleich große Verhältnisse, also beispielsweise bei 20 dB eine Amplitudenänderung um den Faktor 10.

Beispiel 1: Amplitude 0,001 Pa um 20 dB erhöht = 0,01 Pa

Beispiel 2: Amplitude 1 Pa um 20 dB erhöht = 10 Pa

Es existieren zwei gleichwertige Formeln zur Berechnung des Pegels in dB: Die eine, falls die Signalamplitude A bekannt ist, die andere falls die Leistung P oder Intensität des Signals bekannt ist:

Definition und Berechnung

$$L = 20 \cdot \log_{10} (A/A_0) \text{ oder}$$

$$L = 10 \cdot \log_{10} (P/P_0)$$

L = Pegel in dB

$\log_{10}$ = Logarithmus zur Basis 10

A = Amplitude des betrachteten Signals

A_0 = Amplitude des Bezugssignals

P = Leistung oder Intensität des betrachteten Signals

P_0 = Leistung oder Intensität des Bezugssignals

Wendet man diese Formeln auf verschiedene Verhältnisse zwischen dem betrachteten Signal und dem Referenzsignal an, ergibt sich die Aufstellung in **Tabelle 1-2**.

Pegel in dB, Schallamplitude und Schallleistung

Die Amplituden- und Leistungsverhältnisse nehmen für große Pegeldifferenzen sehr stark zu. **0 dB bedeutet nicht etwa, dass kein Signal da ist; die Amplitude ist in diesem Fall einfach gleich groß wie diejenige des Bezugssignals.** Negative Werte in dB bezeichnen Pegel, die kleiner sind als das Bezugssignal.

Der kleinste gerade noch wahrnehmbare Intensitätsunterschied wird Intensitätsunterschiedsschwelle genannt. Sie ist abhängig vom absoluten Pegel des Signals (vgl. Tab. 8-1). Sie beträgt beim Menschen rund 1 dB, was anhand der Beispiele auf Track 9 bis 11 im Online-Zusatzmaterial nachvollzogen werden kann.

Intensitätsunterschiedsschwelle

Tabelle 1-2: Amplituden- und Leistungsverhältnisse zweier Signale für einige Pegeldifferenzen

Pegeldifferenz (dB)	Amplitudenverhältnis	Leistungs- oder Intensitätsverhältnis
−40 dB	0,01	0,0001
−20 dB	0,1	0,01
0 dB	1	1
20 dB	10	100
40 dB	100	10 000
60 dB	1 000	1 000 000
80 dB	10 000	100 000 000
100 dB	100 000	10 000 000 000
120 dB	1 000 000	1 000 000 000 000

Pegel und Lautheit Mit einer Pegelangabe wird die objektiv messbare Amplitude oder Intensität eines Signals beschrieben. Die Lautheit bezeichnet dagegen die durch das akustische Signal ausgelöste subjektive Empfindung. Wie die Tonhöhenwahrnehmung ist auch die menschliche Lautheitsempfindung in etwa logarithmisch, was aufgrund des Weber-Fechner’schen Gesetzes nicht überrascht. Tracks 9 bis 12 im Online-Zusatzmaterial enthalten Beispiele für lineare und logarithmische Abstufungen der Schallamplitude. Nur die logarithmische Abstufung wird als gleichmäßig empfunden. Bei linearer Abstufung erscheinen die Schrittgrößen subjektiv bei höheren Pegeln zu klein, bei niedrigen Pegeln hingegen zu groß.

Bedeutung 10 dB Ein um 10 dB höherer Signalpegel bedeutet:

- einen Zuwachs um den Faktor 10 in der Schallleistung oder Schallintensität
- einen Zuwachs um den Faktor von ca. 3 in der Druckamplitude
- einen Zuwachs nur um etwa den Faktor 2 in der subjektiv wahrgenommenen Lautheit!

Rechnen mit Logarithmen Ein großer Vorteil der dB-Skala ist, dass Multiplikationen der Übertragungswerte, wie sie beim Hintereinanderschalten mehrerer Einheiten (z.B. Mikrofon – Verstärker 1 – Verstärker 2 – Lautsprecher) auftreten, durch Additionen ersetzt werden können. Dadurch wurden Berechnungen vor allem im Zeitalter vor

der Verfügbarkeit erschwinglicher Taschenrechner vereinfacht. Ein Beispiel für ein dreistufiges System (die beiden Zahlenkolonnen entsprechen sich und sind gleichwertig):

1. Stufe (Verstärkung):	$\times 100$	+ 40 dB
2. Stufe (Verstärkung):	$\times 2,5$	+ 8 dB
3. Stufe (Dämpfung):	$\times 0,1 (= : 10)$	- 20 dB
Gesamtverstärkung:	$\times 25$	+ 28dB

In der Audiologie werden vor allem drei verschiedene Bezugswerte verwendet:

**Bezugswerte
für Pegel-
angaben in dB**

1. *Der absolute Schalldruck* $P_o = 2 \cdot 10^{-5} \text{ N/m}^2 = 20 \text{ } \mu\text{Pa}$
Angaben in dB mit diesem physikalischen Bezugswert werden mit der zusätzlichen Angabe SPL (für Sound Pressure Level) gekennzeichnet (z. B. 65 dB SPL).
2. *Die Hörschwelle junger, normalhörender Probanden*
Angaben in dB mit diesem physiologischem Bezugswert werden zuweilen mit der Angabe **HL** (für Hearing Level) gekennzeichnet. Dies ist der häufigste Bezugswert in der Audiologie und die Präzisierung HL wird oft weggelassen.
3. *Die Hörschwelle des untersuchten Ohrs*
Die Angabe bezieht sich auf die jeweilige, individuelle Hörschwelle und wird mit dem Zusatz **SL** (für Sensation Level) bezeichnet.

Pegelangaben in dB HL ist nur für tonale Stimuli definiert. Für nicht tonale Stimuli, wie sie beispielsweise bei der Ableitung auditorisch evozierter Potenziale verwendet werden, werden Angaben in dB **nHL** (für normal Hearing Level oder normalized Hearing Level) verwendet. Sie beziehen sich aber, wie Angaben in dB HL, ebenfalls auf die Hörschwellen normalhörender Erwachsener.

Da das menschliche Ohr in einem mittleren Frequenzbereich um 1000 bis 4000 Hz am empfindlichsten ist und die Empfindlichkeit zu höheren und tieferen Frequenzen hin abnimmt, ergibt sich ein frequenzabhängiger Unterschied zwischen Pegelangaben in dB SPL und dB HL gemäß **Tabelle 1-3**.

**Korrektur-
faktoren
SPL/HL**

An einem Ohr mit einer leichtgradigen Schwerhörigkeit sei die Hörschwelle bei 2000 Hz um 35 dB schlechter als bei einem normal hörenden Ohr. Über ein Audiometer wird bei 2000 Hz

Beispiel 1

Tabelle 1-3: Differenz zwischen Angaben in dB HL und dB SPL (freies Schallfeld; Schalleinfall von vorne, nach ISO 389-7)

Frequenz	Differenz dB SPL – dB HL
125 Hz	–22,0 dB
250 Hz	–11,0 dB
500 Hz	–4,0 dB
1000 Hz	–2,0 dB
2000 Hz	+ 1,5 dB
4000 Hz	+ 6,5 dB
8000 Hz	–11,5 dB

ein Ton von 55 dB angeboten. Ohne weitere Präzisierung sind in der Audiologie damit 55 dB HL gemeint. Aufgrund der um 35 dB erhöhten Hörschwelle kann der Schallpegel für dieses Ohr auch mit $55\text{ dB} - 35\text{ dB} = 20\text{ dB SL}$ angegeben werden.

Beispiel 2 Eine Person stehe in einem hallfreien Raum vor einem Lautsprecher, aus dem schmalbandige Signale mit einer Mittenfrequenz von abwechselungsweise 250 Hz und 4000 Hz abgestrahlt werden. Der Schallpegel beträgt für beide Signale 60 dB SPL. Trotzdem werden die beiden Signalanteile subjektiv nicht als gleich laut empfunden: Der Pegel entspricht bei 250 Hz: $60\text{ dB} - 11,0\text{ dB} = 49\text{ dB HL}$, bei 4000 Hz hingegen: $60\text{ dB} + 6,5\text{ dB} = 66,5\text{ dB}$ (Korrekturwerte aus Tabelle 1-3).

Lautstärke und Phon Zuweilen werden Lautstärkeangaben mit der Einheit Phon verwendet. Definitionsgemäß entspricht die Lautstärke eines Sinustones von 1000 Hz in Phon gerade dessen Schalldruckpegel in dB SPL. Bei allen anderen Frequenzen entspricht die Lautstärke in Phon dem Pegel eines von Normalhörenden als gleich laut empfundenen Tones bei 1000 Hz in dB SPL. Da das Ohr etwa im Bereich 1000 bis 4000 Hz am empfindlichsten ist, sind für bei den meisten anderen Frequenzen höhere Pegel in dB SPL nötig, um die gleiche Lautstärke in Phon zu erreichen wie bei 1000 Hz.

Hörfeld Das Hörfeld ist eine grafische Darstellung des für normalhörende Menschen wahrnehmbaren Bereichs akustischer Signale. Es ist der Bereich zwischen der tiefsten und der höchsten wahrnehmbaren Frequenzen auf der x-Achse einerseits und den physikalischen Schalldruckpegeln zwischen der Hörschwelle und der Schmerzschwelle, die bei rund 120 Phon liegt, auf der

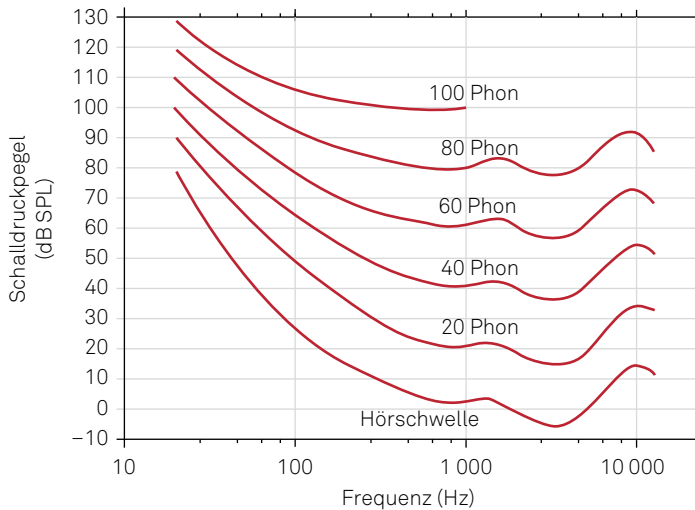


Abbildung 1-6: Hörfeld und einige Isophonen (nach ISO 226-2003, freies Schallfeld)

y-Achse. Die **Abbildung 1-6** zeigt eine grafische Darstellung des Hörfelds mit einigen Kurven gleicher Lautstärke, den sogenannten Isophonen.

Aus **Abbildung 1-6** ist ersichtlich, dass das menschliche Ohr bei leisen Tönen in der Nähe der Hörschwelle im mittleren Frequenzbereich um 1000 bis 4000 Hz am empfindlichsten ist. Für höhere Schallpegel verlaufen die Kurven gleicher Lautheitswahrnehmung zunehmend flacher.

Die Verwendung des Bezugs „dB HL“ ist nur für sogenannte schmalbandige Signale sinnvoll, also Signale, deren Schallenergie auf einen schmalen Frequenzbereich begrenzt ist. Viele alltägliche akustische Signale sind breitbandig. Um den Pegel solcher komplexer, breitbandiger Signale dem menschlichen Hörvermögen entsprechend zu gewichten, werden häufig sogenannte A-bewertete Schalldruckpegel verwendet. Dabei werden vor der Pegelmessung in dB SPL die spektralen Komponenten des Signals (ungefähr) entsprechend ihrem Beitrag zum Höreindruck beim Normalhörenden gewichtet. Der Frequenzgang des A-Filters ist in **Abbildung 1-7** dargestellt. Sie entspricht in etwa der Umkehrung der Hörschwellenkurve in **Abbildung 1-6**. Bei der Angabe von A-bewerteten Schalldruckpegeln wird meist

**A-bewerteter
Pegel (dB A)**

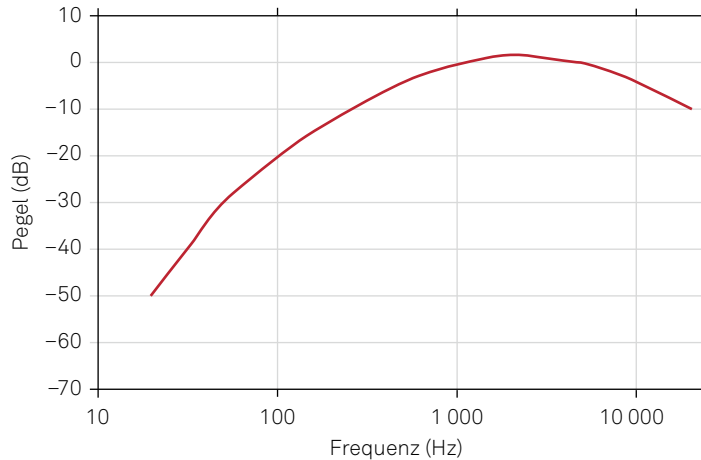


Abbildung 1-7: Bewertungsfilter für die Messung von A-bewerteten Schalldruckpegeln

die Einheit „dB A“ angegeben. Angaben in „dB A“ werden beispielsweise bei Lärmmessungen häufig verwendet.

1.4 Richtungshören

Auflösung und Einfluss- faktoren

Normal hörende Personen können die Richtung, aus welcher ein akustisches Signal eintrifft, in günstigen Situationen sehr genau bestimmen. So kann noch ein Unterschied von rund 1° bis 3° festgestellt werden, wenn sich die Schallquelle horizontal vor dem Zuhörer bewegt. Etwas schlechter ist die Schalllokalisation, wenn der Schall von der Seite einfällt oder wenn statt der horizontalen Position die vertikale Position (Höhe) verändert wird. Doch auch solche Positionsunterschiede können durchaus wahrgenommen werden. Die Schalllokalisation hängt zudem von der Frequenz des akustischen Signals ab, das geortet werden soll, bzw. von dessen Spektrum.

Mechanismen der Schall- ortung

Es gibt mindestens 3 Mechanismen, welche wesentlich zur Schallortung beitragen:

- die interaurale Pegeldifferenz
- die interaurale Laufzeitdifferenz und
- die richtungsbestimmenden Bänder, auch Blauertsche Bänder genannt