



Bildung und Kultur

Sokrates
Comenius



COMENIUS 2.1 AKTION

Qualifikation von pädagogischen Fachkräften in der Hörgeschädigtenförderung (QESWHIC)

Studienbrief 3

George Tavartkiladze

Audiologische Testverfahren

Inhalt

Psychoakustik	3
Reintonaudiometrie	3
Hörprüfung	5
Hörschwellenmessung	7
„WHO“-Skala zur Erfassung von Hörstörungen	8
Vertäubung	9
Cochleäre Funktionstests (überschwellige Tonaudiometrie)	10
Lautheitsausgleich	10
Der SISI-Test	12
Die Unbehaglichkeitsschwelle	12
Sprachaudiometrie	14
Die Spracherkennungsschwelle	14
Testmaterialien für die Messung der Spracherkennungsschwelle	15
Testverfahren zur Messung der Spracherkennungsschwelle	15
Testverfahren zur Messung überschwelliger Spracherkennung	15
Sprachdiskriminationstest	16
Sprachtestmaterial für Kinder	17
Vertäubung	17
Objektive audiologische Testverfahren	18
Akustische Impedanzmessung	18
Impedanztestverfahren	19
Tympanometrie	19
Statische Compliance	20
Stapediusreflexmessung	21
Hinweise zur Impedanzmessung bei Kleinkindern	22
Übersicht über auditorisch evozierte Potentiale und otoakustische Emissionen	23
Was sind auditorisch evozierte Potentiale?	23
Wesentliche Faktoren für Messung auditorisch evozierter Antworten	26
Elektrocochleographie (ECochG): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform	28
Hirnstammaudiometrie (Brainstem Evoked Response Audiometry, BERA): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform	30
Mittlere akustisch evozierte Potentiale (MAEP): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform	32
Späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform	33
Hörschwellenevaluation	34
Vor- und Nachteile	35
Elektrocochleographie	35
Hirnstammaudiometrie	35
Kortikale mittlere und späte Antworten (Cortical Response Audiometry)	35
Objektive Methoden bei der Auswahl von Cochlear-Implant-Kandidaten und bei der Einstellung des Sprachprozessors	36
Otoakustische Emissionen (OAE)	36
Meßparameter	38
Schlußfolgerungen	43
Zusammenfassung	44
Glossar	45

Psychoakustik

Die Psychoakustik untersucht die Verhaltensantworten auf akustische Stimulation. Der Psychoakustiker hat im wesentlichen zwei Methoden zur Messung der Antworten des Hörers zur Verfügung. Die erste Methode, die im allgemeinen als Diskriminationsverfahren bekannt ist, wird zur Bestimmung der kleinsten Differenz verwendet, die einem Hörer die Unterscheidung zwischen zwei Stimulusbedingungen ermöglicht. Als Endergebnis kann eine bestimmte Art von Hörschwelle beurteilt werden. Ein Ton mit festgelegter Amplitude, Frequenz und Startphase kann z. B. durch das Fehlen eines solchen Signals diskriminiert werden. In diesem Fall wird die absolute Hörschwelle gemessen. Diese Hörschwelle wird oft als Detektionsschwelle bezeichnet, da die zur Detektion eines Signals erforderlichen Stimulusparameter bestimmt werden.

Reintonaudiometrie

Die Reintonaudiometrie bildet die Grundlage der Hörprüfung. Bei der Reintonaudiometrie wird die Hörschwelle für reine Töne (Sinustöne) auf verschiedenen Testfrequenzen ermittelt. Die Hörschwelle wird normalerweise als unterste Schallpegelgrenze definiert, bei der das menschliche Hörorgan das Vorhandensein eines akustischen Signals zu etwa 50 % der Zeit wahrnehmen kann.

Um in der klinischen Audiologie die Hörschwelle relativ schnell bestimmen zu können, müssen bei den oben beschriebenen Variablen einige Kompromisse gemacht werden. Klinische Tests werden normalerweise nicht in reflexionsfreier Umgebung durchgeführt. Zudem treten unter klinischen Bedingungen oft Abweichungen aufgrund subjektiver Faktoren auf, die die Verhaltensantworten beeinflussen. Im Gegensatz zu Testpersonen in psychoakustischen Experimenten sind Patienten, die in der klinischen Audiologie getestet werden, in den meisten Fällen keine geschulten, kompetenten und zuverlässigen Beobachter, daher sind ihre Antworten oft inkonsistent.

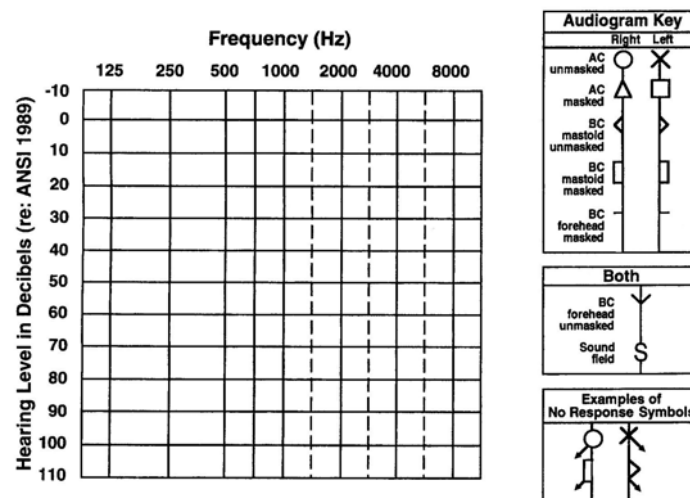


Abb. 1: Das Audiogramm mit dazugehörigem Symbolsystem.

Die Geräte und die Meßtechnik müssen den praktischen Anforderungen der Kosteneffektivität genügen. Die für den Test benötigte Zeit ist dabei ein wichtiger Faktor. Der Hörtest muß zudem für den Prüfer relativ einfach durchzuführen sein, da er schnell und beständig arbeiten muß.

Da oft nur wenig Zeit zur Verfügung steht, wird der Hörtest in 5-dB-Schritten durchgeführt. Bei jeder Frequenz werden die Hörschwellendaten auf einen Graphen übertragen, das sogenannte Audiogramm.

Das Audiogramm ist ein Diagramm, in das die Hörschwellen und andere Testergebnisse eingetragen werden. Abbildung 1 zeigt ein Beispiel eines Audiogramms sowie das entsprechende Symbolsystem, das von der *American Speech-Language-Hearing Association* empfohlen wird. Das Audiogramm entspricht einem Graphen, wobei die Signalfrequenzen (in Hertz – Hz) auf der x-Achse liegen und die Hörschwelle (in Dezibel – dB) auf der y-Achse dargestellt werden. Der Graph ist so gestaltet, daß eine Oktave auf der Frequenzskala 20 dB auf der Hörschwellenskala entspricht. Die horizontale Linie bei 0 dB Hearing Level (HL) entspricht der durchschnittlichen Hörschwelle eines normalen jungen Erwachsenen. Das menschliche Hörorgan nimmt den Schall jedoch nicht auf allen Frequenzen gleich gut wahr. Das Ohr ist am schallempfindlichsten in den mittleren Frequenzen (1000-4000 Hz) und weniger schallempfindlich sowohl in den höheren als auch in den tieferen Frequenzen. Bei normalem Hörvermögen ist ein größerer Schalldruck erforderlich, um eine Hörschwellenantwort bei 250 Hz zu generieren als bei 2000 Hz. Das Audiometer ist so kalibriert, daß diese Differenzen der Hörschwellensensitivität bei bestimmten Frequenzen entsprechend korrigiert werden. Folglich wird das Signal, wenn die Hörschwelle bei einer bestimmten Frequenz auf 0 gestellt wird, automatisch mit dem Schalldruckniveau (Sound Pressure Level – SPL) präsentiert, das ein normaler junger Erwachsener benötigt, um diese Frequenz zu hören.

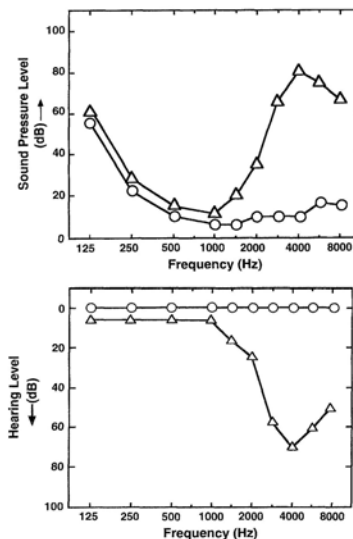


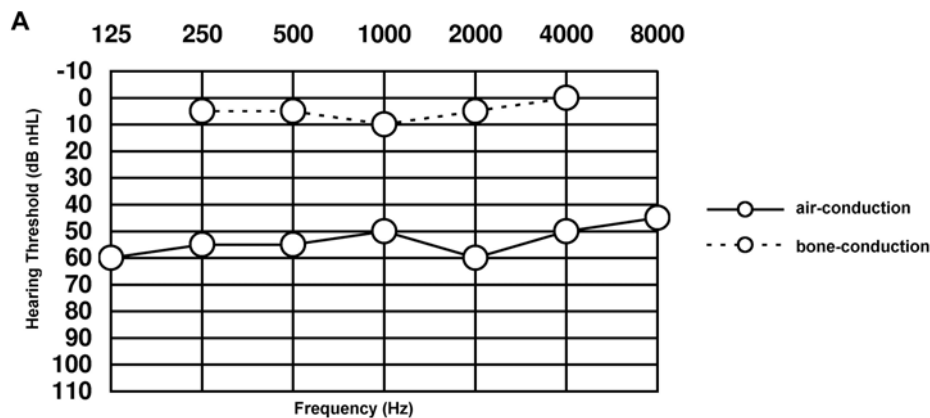
Abb. 2: Die Beziehung zwischen Dezibel SPL (oberes Audiogramm) und Dezibel HL (unteres Audiogramm); Kreise – Hörschwellen bei Normalhörenden; Dreiecke – Hörschwellen bei Patienten mit Hochtoninneschwerhörigkeit.

Abbildung 2 zeigt die Beziehung zwischen dB HL und dB SPL bei der jeweiligen Schallintensität.

Mit Hilfe der auf dem Audiogramm eingetragenen Meßergebnisse kann das Ausmaß einer Schwerhörigkeit klassifiziert werden. Diese Information ist für die Therapie der Schwerhörigkeit besonders wichtig. Das Reintonaudiogramm kann für eine Klassifikation herangezogen werden, da zwischen der Hörschwelle für die Hauptsprachfrequenzen (500, 1000 und 2000 Hz) und den niedrigsten Schallpegeln, bei denen Sprache noch korrekt zu 50 % gehört werden kann, eine Korrelation besteht. Letzteres wird im allgemeinen als Spracherkennungsschwelle (Speech Recognition Threshold, SRT) bezeichnet.

Hörprüfung

In der Reintonaudiometrie werden Hörschwellen sowohl über Luftleitung als auch über Knochenleitung ermittelt. Bei der Hörprüfung mittels Luftleitung werden verschiedene Reintonstimuli über einen Kopfhörer übertragen. Das Tonsignal gelangt durch den Gehörgang und durch die Paukenhöhle über die drei Gehörknöchelchen zur Hörschnecke und erreicht von dort das auditorische zentralnervöse System. Die Luftleitungshörschwelle spiegelt die Integrität des gesamten peripheren auditorischen Mechanismus wider. Zeigt sich bei einer Testperson eine Schwerhörigkeit in der Luftleitungshörprüfung, ist es jedoch unmöglich, den Ort der Hörstörung auf der Hörbahn zu ermitteln. Die Schwerhörigkeit könnte ihren Ursprung a) im äußeren Ohr oder im Mittelohr, b) im Innenohr, c) im Hörnerven oder d) in einer Kombination der genannten Orte haben. Wird die Luftleitungshörprüfung mit der Knochenleitungshörprüfung kombiniert, kann zwischen einer Schwerhörigkeit mit Ursprung im äußeren oder Mittelohr (Schalleitungsschwerhörigkeit) sowie einer Innenohrschwerhörigkeit (auch Schallempfindungsschwerhörigkeit oder sensorineurale Schwerhörigkeit genannt) unterschieden werden.



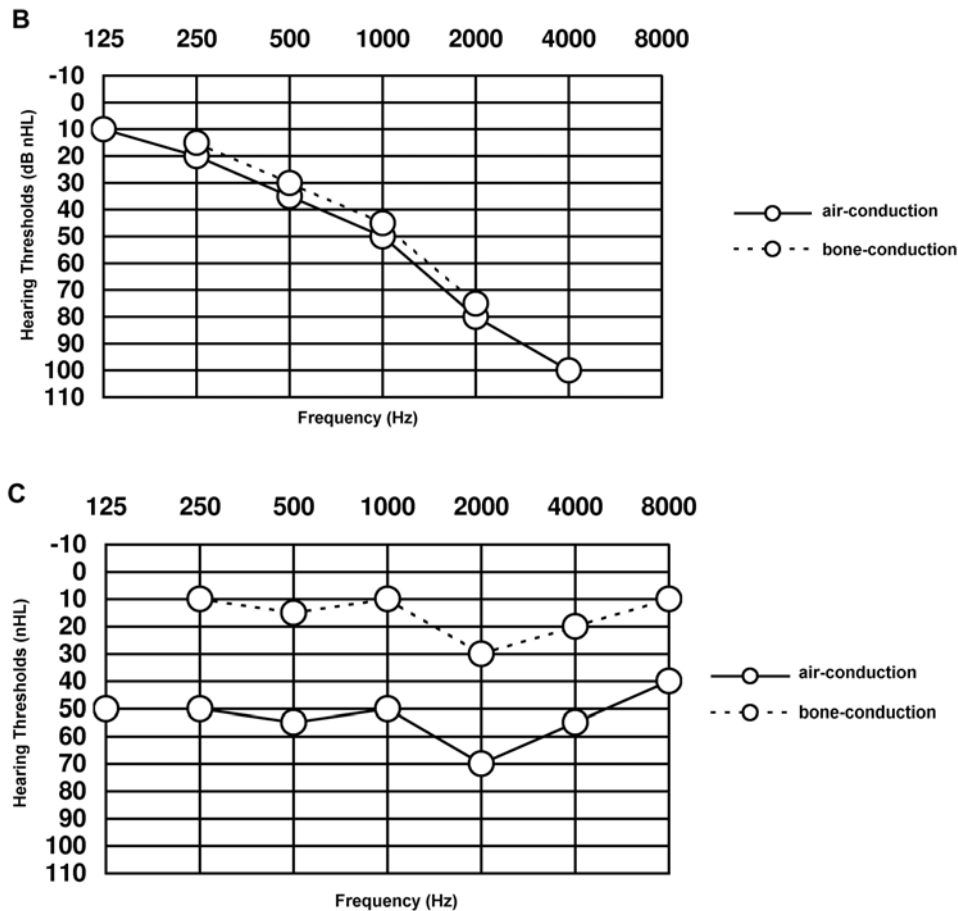


Abb. 3: A – Schalleitungsschwerhörigkeit; B – Schallempfindungsschwerhörigkeit (bzw. Innenohrschwerhörigkeit oder sensorineurale Schwerhörigkeit); C – kombinierte Schwerhörigkeit.

Bei der Knochenleitungsmessung werden die Schallreize über einen Knochenhörer übertragen, der normalerweise auf das Mastoid des Schädels oder auf die Stirn plaziert wird. Ein durch den Knochenhörer generiertes Signal bringt hierbei den Schädel zum Vibrieren. Der Sinuston stimuliert direkt das in den Schädel eingebettete Innenohr (auch Hörschnecke oder Cochlea genannt) und umgeht somit das äußere Ohr und das Mittelohr. Besteht aufgrund der Luftleitungsmessung der Verdacht auf eine Hörschädigung, obwohl die Knochenleitungsmessung ein normales Hörvermögen anzeigt, liegt die Ursache der Schwerhörigkeit wahrscheinlich im äußeren Ohr oder im Mittelohr. Dies wird als Schalleitungsschwerhörigkeit bezeichnet (Abb. 3a). Die Differenz zwischen Knochenleitungs- und Luftleitungshörschwelle auf einer bestimmten Frequenz wird auch Air-Bone Gap genannt. In Abbildung 3a beträgt diese bei 250 Hz 30 dB im rechten und 40 dB im linken Ohr. Eine Schalleitungsschwerhörigkeit tritt besonders bei Klein- und Schulkindern häufig nach mehrmaliger Mittelohrentzündung (Otitis media) oder sogar eitriger Mittelohrentzündung auf. Zu weiteren Krankheitsbildern mit Schalleitungsschwerhörigkeit gehören die angeborene Fehlbildung des äußeren Gehörganges (kongenitale Atresie), Mittelohrkrankheiten, Verschluss (Okklusion) des Gehörganges (z. B. durch Ohrenschmalz, auch Cerumen genannt), Perforation oder Vernarbung des Trommelfelles, Unterbrechung der Gehörknöchelchenkette und Otosklerose.

Es besteht ein Verdacht auf eine Schallempfindungsschwerhörigkeit (sensorineurale Schwerhörigkeit oder Innenohrschwerhörigkeit), wenn Luft- und Knochenleitungshörschwelle auf allen

Frequenzen ungefähr gleich (± 5 dB) sind (Abb. 3b). Eine Schallempfindungsschwerhörigkeit ist entweder angeboren oder erworben. Zu den Ursachen einer kongenitalen (angeborenen) Schallempfindungsschwerhörigkeit zählen Lärm, zunehmendes Alter, entzündliche Krankheiten (z. B. Masern und Mumps) und ototoxische Medikamente (z. B. Aminoglykoside, Antibiotika oder Salizylate).

Bei einer Schallempfindungsschwerhörigkeit zeichnet sich das Tonaudiogramm in der Regel durch eine flache, trogförmige Kurve aus, die im Hochfrequenzbereich leicht bis steil ansteigt. Letzteres ist wahrscheinlich die Hörkurve, die am häufigsten mit erworbener Schallempfindungsschwerhörigkeit assoziiert wird.

Deuten sowohl Luft- als auch Knochenleitungsmessung auf eine Schwerhörigkeit hin und die Knochenleitung liefert jedoch die besseren Ergebnisse, wird dies als kombinierte Schwerhörigkeit bezeichnet (Abb. 3c).

Hörschwellenmessung

Eine Hörprüfung wird in der Regel in einer schalldichten Kabine durchgeführt, damit störende Hintergrundgeräusche auf ein Minimum reduziert werden können. Die Reintonaudiometrie beginnt mit der Luftleitungshörprüfung in Oktavenintervallen im Frequenzbereich von 125-8000 Hz. Anschließend folgt die Knochenleitungshörprüfung in Oktavenintervallen zwischen 250-6000 Hz. Als erstes wird jedoch der Patient in den Untersuchungsablauf eingewiesen und instruiert.

Da 1000 Hz als die Frequenz gilt, die über Kopfhörer am leichtesten gehört wird und die Hörschwelle bei dieser Frequenz am zuverlässigsten gemessen werden kann, wird als erstes das besser hörende Ohr auf dieser Frequenz getestet. Gibt der Patient an, in beiden Ohren dasselbe Hörvermögen zu haben, so wird das rechte Ohr zuerst getestet.

Faktoren, die die Hörschwellenmessung beeinflussen

Zur Sicherstellung einer korrekten Messung ist es wichtig, daß Maßnahmen zur Eliminierung externer Variablen getroffen werden, die die Hörschwellenmessung beeinflussen können. Folgende Faktoren haben sich hierbei als wesentlich herausgestellt:

- Ordnungsgemäße Instandhaltung und Kalibrierung des Audiometers
- Testumgebung
- Plazierung der Kopfhörer
- Plazierung des Knochenhörers

Hörttestverfahren bei Kleinkindern

Das oben genannte Hörtestverfahren der Reintonaudiometrie wird für ältere Kinder und Erwachsene empfohlen. Bei Kleinkindern muß das Testverfahren entsprechend modifiziert werden:

- **Hörttest bei Kleinkindern im Alter von 2 Monaten bis 2 Jahren:** Ein Kind in diesem Alter ist besser zu testen als im Neugeborenenalter, da es eher in der Lage ist, zuverlässige Antworten zu geben. Mit etwa 3 Monaten kann das Kind angemessene Antworten geben und den Ort einer Schallquelle in der Horizontalen bestimmen. Die Art der positiven Ant-

wort variiert mit dem Alter des Kindes. Visuelle Hilfsmittel werden verwendet, um das Kind zu motivieren und nach einer Antwort entsprechend zu belohnen.

Die Art des Signals variiert ebenfalls. In einigen Kliniken wird bevorzugt lautes Spielzeug wie z. B. Quietschspielzeug, Glocken, Rasseln oder ein Löffel in einer Tasse verwendet. Obwohl diese Signale insofern positiv zu bewerten sind, als daß sie scheinbar die Aufmerksamkeit des Kindes erregen und eine Antwort entlocken, so sind dennoch die Frequenzcharakteristiken des Spielzeuges nicht zufriedenstellend. Fast alle lauten Spielzeuge geben Energie auf verschiedenen Frequenzen ab, was nicht nur die Beurteilung der Schwerhörigkeit über verschiedene Frequenzen erschwert, sondern es oft auch unmöglich macht zu bestimmen, ob eine Schwerhörigkeit überhaupt vorliegt.

In den ersten Lebensmonaten sind die Antworten eines Kindes typischerweise eher Schreckreaktionen, während ältere Kinder in der Lage sind, differenziertere Antworten mit Lokalisation der Schallquelle (z. B. durch Kopf- oder Augenbewegungen in Richtung des Lautsprechers) zu geben.

Die Verwendung visueller Hilfsmittel in der Hörprüfung bei Kleinkindern ist extrem wichtig. Die Gabe eines visuellen Stimulus nach einer Antwort des Kindes mit Schallquellenlokalisation bestärkt das Kind in seinem Antwortverhalten und führt dadurch zu einer genaueren Hörschwellenmessung. Diese Technik wird manchmal als Konditionierungsaudiometrie (Conditioned Orientation Reflex, COR) oder visuelle Belohnungsaudiometrie (Visual Reinforcement Audiometry) bezeichnet. Die visuellen Belohnungen, die einfacher oder komplexer Natur sein können, reichen von einem Blinklicht bis zu einem sich bewegenden Spielzeugtier. Der Freifeldaudiometrie bei Kleinkindern sind jedoch Grenzen gesetzt:

1. Hörschwellen können nicht für jedes Ohr separat gemessen werden.
2. Es kann keine Knochenleitungsmessung erfolgen.
3. Kleinkinder mit hochgradig bis an Taubheit grenzender Schwerhörigkeit können keine angemessenen Antworten geben.

- **Hörprüfung bei Kleinkindern im Alter von 2 bis 5 Jahren:** Da Kinder in diesem Alter bereits eine ausreichende Reife besitzen, können strukturierte Hörprüfungsmethoden Anwendung finden. Zu den beliebtesten Techniken gehören die konditionierte Spielaudiometrie, die tangible Belohnungsaudiometrie (Tangible Reinforcement Operant Conditioning Audiometry, TROCA), die visuelle Belohnungsaudiometrie (Visual Reinforcement Operant Conditioning Audiometry, VROCA) und die konventionelle Audiometrie mit Handsignal.

„WHO“-Skala zur Erfassung von Hörstörungen

(Die „WHO“-Skala basiert auf der durchschnittlichen Hörschwellenerfassung in dB für Sinustöne bei 500, 1000, 2000 und 4000 Hz.)

	dB
Geringgradige Schwerhörigkeit	26-40
Mittelgradige Schwerhörigkeit	41-55
Hochgradige Schwerhörigkeit	56-70
An Taubheit grenzende Schwerhörigkeit	71-90
Taubheit	>91

Vertäubung

Wenn eine Hörprüfung mit Kopfhörern oder Knochenhörern erfolgt, wird nicht immer das Ohr stimuliert, das der Prüfer testen möchte. Manchmal wird das auch kontralaterale Ohr durch den Schall stimuliert. Das liegt daran, daß beide Ohren nicht komplett voneinander isoliert sind. Der über Luftleitung dem zu prüfenden Ohr über konventionelle Kopfhörer dargebotene Schall wird zu etwa 40 dB abgeschwächt, bevor er das andere Ohr über die Schädelvibration stimuliert. Dieser Wert von 40 dB für die interaurale Abschwächung (die Abschwächung „zwischen den Ohren“) ist eigentlich nur ein Minimalwert. Die interaurale Abschwächung bei der Luftleitung variiert in Abhängigkeit von der Frequenz des Testsignals und liegt immer über 40 dB. Bei der Knochenleitung liegt der Minimalwert der interauralen Abschwächung bei 0 dB, d. h. der auf dem Mastoidknochen hinter dem linken Ohr plazierte Knochenhörer vibriert den gesamten Schädel, so daß die Stimulation des rechten Ohres mit der des linken Ohres gleichzusetzen ist. Es ist daher unmöglich, bei der Knochenleitungshörprüfung zu unterscheiden, ob das rechte oder das linke Ohr auf die Stimulation reagiert, ohne daß die Beteiligung des kontralateralen Ohres eliminiert wird.

Die Vertäubung (auch Masking genannt) ermöglicht dem Audiologen die Ausschaltung des Gegenohres bei der isolierten Hörschwellenmessung des Prüfohres. Dabei wird das zu vertäubende Ohr mit einem Rauschen so hoch belastet, daß der vom Prüfohr übergeleitete Anteil des Signals unter-schwellig bleibt.

Um zu entscheiden, ob das Gegenohr vertäubt werden soll, muß der Audiologe zwei einfache Regeln befolgen, wobei eine Regel für die Luftleitungs- und die andere für die Knochenleitungsmessung gilt. Bei der Luftleitungsmessung muß bei einer bestimmten Frequenz vertäubt werden, wenn die Luftleitungsschwelle des Prüfohres die Luftleitungsschwelle des Gegenohres um mehr als 35 dB übersteigt. Wir erinnern uns, daß die Knochenleitungsschwelle genauso gut oder besser als die Luftleitungsschwelle, jedoch nie schlechter ist. Aus diesem Grund ist, wenn eine Differenz von 50 dB zwischen den Luftleitungsschwellen beider Ohren für eine bestimmte Frequenz besteht, die Differenz mindestens genauso groß, wenn die Luftleitungsschwelle des Testohres mit der Knochenleitung des Gegenohres verglichen wird, bevor sich der Audiologe zu einer Vertäubung bei der Luftleitungsmessung entscheidet. Das folgende Beispiel soll dies verdeutlichen.

Der Patient gibt an, daß er rechts besser hört als links, daher wird mit der Luftleitungsmessung auf dem rechten Ohr begonnen. Bei 1000 Hz wird ein Pegel von 10 dB HL gemessen. Nach der Messung auf allen Frequenzen für das rechte Ohr wird das linke Ohr getestet. Bei 1000 Hz wird eine Luftleitungsschwelle von 50 dB HL gemessen. Handelt es sich nun hierbei um eine genaue Angabe des Hörverlustes bei 1000 Hz im linken Ohr? Der Audiologe kann dies nicht sicher beurteilen. Da die Luftleitungsschwelle des rechten Ohres 10 dB HL beträgt, kann man davon ausgehen, daß die Knochenleitungsschwelle für dieses Ohr bei 1000 Hz diesen Wert nicht übersteigt. Daher besteht eine Differenz von mindestens 40 dB zwischen der Luftleitungsschwelle des Prüfohres bei 1000 Hz (50 dB HL) und der Knochenleitungsschwelle des Gegenohres (≤ 10 dB HL). Wenn der Schädel nur den über Luftleitung an das Prüfohr übertragenen Schall um 40 dB abschwächt, dann erreicht das Gegenohr ein Pegel von etwa 10 dB HL. Der Pegel des gekreuzten Signales ist annähernd die Knochenleitungsschwelle des Gegenohres und kann daher von dem Gegenohr wahrgenommen werden. Nehmen wir nun einmal an, daß dem Gegenohr ein Vertäubungspegel dargeboten wird, der die Hörschwelle des Gegenohres auf 30 dB HL anhebt. Bleibt die Luftleitungsschwelle des Prüfohres bei 50-55 dB HL, können wir daraus schließen, daß die gemessene Schwelle den Hörverlust in diesem Ohr korrekt wiedergibt. Warum? Dies liegt darin begründet, daß der Patient eigentlich das dem Prüfohr dargebotene Signal

mit dem Gegenohr wahrgenommen hat. Senkt man die Hörschwelle im Gegenohr um 20 dB (von 10 dB auf 30 dB HL), würde sich auch die Hörschwelle im Prüfohr um 20 dB verschieben (von 50 dB auf 70 dB HL).

Bei der Knochenleitungsmessung muß immer dann vertäubt werden, wenn die Differenz zwischen der Luftleitungsschwelle des Prüfohres und der Knochenleitungsschwelle des Prüfohres auf derselben Frequenz (Air-Bone Gap) ≥ 10 dB beträgt. Da die interaurale Abschwächung bei der Knochenleitungshörprüfung 0 dB beträgt, wird die Knochenleitungsschwelle immer durch das Ohr mit dem besseren Knochenleitungshörvermögen bestimmt. Betrachten wir das folgende Beispiel. Die Luftleitungsmessung für beide Ohren ergibt in dem linken Ohr einen Hörverlust von 30 dB auf allen Frequenzen, während für das rechte Ohr auf allen Frequenzen eine Schwelle von 0 dB gemessen wird. Die Knochenleitungsprüfung beider Ohren zeigt eine Schwelle von 0 dB HL auf allen Frequenzen. Handelt es sich bei der Air-Bone Gap von 30 dB im linken Ohr um eine tatsächliche Indikation einer Schalleitungsschwerhörigkeit im linken Ohr? Ohne Vertäubung bei der Knochenleitungsmessung im linken Ohr kann der Audiologe diese Frage nicht mit Sicherheit beantworten. Wir wissen, daß die Knochenleitungsschwelle des Gegenohres (also rechts) tiefer oder genauso hoch liegt wie die Luftleitungsschwelle des zu prüfenden Ohres (0 dB HL). Wenn wir also dieselbe Knochenleitungsschwelle bei der Prüfung des linken Ohres erhalten, gibt es hierfür zwei mögliche Erklärungen. Zum einen könnte die Knochenleitungsschwelle eine tatsächliche Indikation des Knochenleitungshörvermögens in diesem Ohr sein, d. h. es würde eine Schalleitungsschwerhörigkeit vorliegen. Andererseits könnte die Knochenleitungsschwelle des Prüfohres in Wirklichkeit unter 0 dB HL liegen, aber die Antwort des besseren Ohres (des Gegenohres mit einer Schwelle von 0 dB HL) weiterleiten. Durch Vertäubung des Gegenohres kann diese Frage geklärt werden. Bleibt die Knochenleitungsschwelle des Prüfohres bei einem ausreichenden Vertäubungspegel unverändert, können wir davon ausgehen, daß dies eine korrekte Indikation des Knochenleitungshörvermögens in diesem Ohr ist.

Wie wir gesehen haben, muß das Gegenohr vertäubt werden. Die Vertäubungsregeln sind relativ einfach. Verschiedene Vertäubungsverfahren wurden entwickelt, um zu bestimmen, wie hoch der Vertäubungspegel tatsächlich sein sollte.

Cochleäre Funktionstests (überschwellige Tonaudiometrie)

Zwei diagnostische Testverfahren zur Überprüfung der Innenohrfunktion sind der Lautheitsausgleichstest und der SISI-Test (Short Increment Sensitivity Index). Der Lautheitsausgleichstest wurde von Fowler (1936) zum Vergleich der Lautheitsempfindung eines kranken und gesunden Ohres entwickelt. Jerger et al. (1959) entwickelten den SISI-Test im Rahmen ihrer Studien über die Intensitätswahrnehmung (Difference Limen for Intensity, DLI) (Jerger, 1952, 1953).

Lautheitsausgleich

Seit mehr als 60 Jahren wird über auffälliges Lautheitsempfinden Forschung betrieben. Pohlman und Kranz (1924) sowie Fowler (1928) beschrieben als erste ein auffälliges Lautheitsempfinden bei schwerhörigen Patienten, während Fowler 1937 den Ausdruck Recruitment prägte. Recruitment wird als auffälliges Lautheitsempfinden für überschwellige Schallreize definiert. Nehmen wir zum Beispiel einen Patienten mit einer Hörschwelle von 5 dB HL bei

1000 Hz in dem einen und 45 dB HL in dem anderen Ohr. Bei 5 dB bzw. 45 dB werden die Töne als gleich laut empfunden, da es sich jeweils um die Hörschwelle handelt. Würde der Pegel auf 70 dB HL (65 dB SL) in dem gesunden Ohr angehoben und ein Pegel von 70 dB HL (25 dB SL) in dem schlechter hörenden Ohr als gleich laut empfunden, wird dies als ein auffälliges Lautheitsempfinden oder Recruitment bezeichnet. Eine Steigerung von nur 25 dB über der Hörschwelle war in dem schlechter hörenden Ohr notwendig, damit der Schallreiz genauso laut wie ein Anstieg von 65 dB über der Hörschwelle in dem gesunden Ohr empfunden wurde, d. h. das schlechter hörende Ohr zeigte einen rapiden Lautheitsanstieg.

Das obige Beispiel verdeutlicht eine der beiden am häufigsten verwendeten Methoden zur Messung des Lautheitsausgleichs, den ABLB-Test (Alternate Binaural Loudness Balance). Der ABLB-Test nach Fowler (1936) ist bei einseitiger Schwerhörigkeit anzuwenden. Da die meisten Patienten jedoch beidseitig schwerhörig sind, entwickelte Reger (1936) den MLB-Test (Monaural Loudness Balance), der für solche Fälle geeignet ist.

Im wesentlichen benötigt jedes Testverfahren einen Lautheitsausgleich zwischen einer Frequenz im normalen Bereich (25 dB HL oder höher) und einer Frequenz, die eine Schwerhörigkeit aufzeigt. Wird das Testverfahren angewendet, wenn auf beiden Frequenzen eine Schwerhörigkeit vorliegt, können die Testergebnisse doppeldeutig sein („kein Recruitment“ könnte so z. B. auf ein Recruitment in beiden Ohren deuten).

Im ABLB-Test wird der Lautheitsanstieg auf denselben Frequenzen für beide Ohren verglichen. Im MLB-Test hingegen wird der Lautheitsanstieg zwischen zwei Frequenzen in demselben Ohr verglichen. Im ABLB-Test wird die Tonintensität in einem Ohr konstant gehalten, während sie in dem anderen Ohr verändert wird, bis der Patient angibt, beide Tonsignale gleich laut zu hören. Das Ohr mit der konstanten Tonintensität wird hierbei das Referenzohr genannt, da das Lautheitsempfinden des Patienten sich an diesem Ohr orientiert. Die Signale werden bei dem ABLB-Test von einem Ohr zum anderen alterniert, während bei dem MLB-Test zwischen den Frequenzen alterniert wird. Die Einschätzung des Patienten zum Lautheitsausgleich erfolgt bei bestimmten Tonintensitäten im Referenzohr.

Die Aufgabe des Patienten besteht darin anzugeben, ob der variable Ton „leiser“, „lauter“ oder „gleich laut“ im Vergleich zum Referenzohr ist. Um sicher zu gehen, daß der Patient die Vorgehensweise verstanden hat, und um die Validität und Zuverlässigkeit der Ergebnisse zu maximieren, sollten die ersten Einschätzungen des Patienten auf einem variablen Ton basieren, der eindeutig als „lauter“ empfunden wird als der Referenzton, während als nächstes ein Tonsignal gegeben wird, das wahrscheinlich „leiser“ als der Referenzton ist. Im weiteren Verlauf nähert sich der variable Ton dem Pegel an, bei dem auf beiden Seiten in etwa die gleiche Lautstärke besteht. Der Patient wird darüber informiert, daß er jeweils zwei Tonsignale hören wird, wobei eines immer gleich laut ist und das andere in der Lautstärke variiert. Die Einschätzung der Lautstärke soll dabei von dem variablen Ohr im Vergleich zum Referenzohr gegeben werden. Der Patient sollte dabei bei jedem Schallpegel einige Sekunden lang das konstante Signal im Referenzohr hören, bevor der variable Ton präsentiert wird. Hierdurch wird er die Lautstärke besser einschätzen können. Der Patient wird dazu angehalten, seine Aufmerksamkeit nur der Lautstärke des Tonsignals zuzuwenden und Tonhöhenunterschiede zu ignorieren. Dies gilt sowohl für den MLB- als auch für den ABLB-Test, denn derselbe Ton könnte aufgrund einer Diplakusis in jedem Ohr anders klingen.

Seit diesen frühen Studien werden ABLB- und MLB-Tests in Testbatterien verwendet, um cochleäre von retrocochleären Hörstörungen zu unterscheiden. Viele Arbeiten konzentrieren sich auf einseitige Hörstörungen und somit auf die Verwendung des ABLB-Tests. In den meisten Berichten liegen retrocochleären Hörstörungen Tumoren des achten Hirnnerven zugrunde.

ABLB-Studien haben durchweg öfter das erwartete Recruitment bei cochleären Hörstörungen gezeigt als das Fehlen des Recruitments bei retrocochleären Hörstörungen. Es ist also sehr wahrscheinlich, daß bei einer cochleären Hörstörung ein Recruitment auftritt. Wird kein Recruitment beobachtet, sollte dies jedoch ebenfalls berücksichtigt werden, denn es könnte sich um ein falsch positives Ergebnis handeln, das auf eine retrocochleäre Beteiligung hindeuten könnte. In der Literatur tritt ein fehlendes Recruitment in 15-27 % der Fälle mit cochleären Hörstörungen auf.

Wird bei Vorliegen einer Innenohrschwerhörigkeit kein Recruitment beobachtet, deutet dies darauf hin, daß keine cochleäre, sondern möglicherweise eine retrocochleäre Hörstörung vorliegt. Bei cochleären Läsionen variiert das Ergebnis der Recruitment-Messung jedoch erheblich.

Der SISI-Test

Der SISI-Test (Short Increment Sensitivity Index) wurde erstmals von Jerger et al. (1959) beschrieben. Ausgehend von einem 20 dB SL (re) über der Reintonschwelle liegenden Ton wurde der Schallpegel alle 5 Sekunden gesteigert. Der Patient sollte Bescheid geben, sobald er einen Intensitätsanstieg wahrnahm. Der Test begann mit Steigerungen von 5 dB, da diese von den meisten Patienten am leichtesten wahrgenommen werden. Nach dieser Einführung wurden zwanzig Steigerungen um 1 dB durchgeführt. Die Antwort auf jede dieser Steigerungen entsprach 5 %. Konnte der Patient die meisten Steigerungen wahrnehmen (SISI-Test positiv), so deutete dies auf eine cochleäre Hörstörung hin. Nahm er hingegen wenige oder gar keine Steigerungen wahr (SISI-Test negativ), so konnte dies als ein Zeichen für ein normales Hörvermögen oder für einen anderen Ort der Hörstörung gewertet werden. Testergebnisse zwischen 0 % und 20 % wurden negativ gewertet und traten häufig in Fällen mit normalem Hörvermögen, Schalleitungsschwerhörigkeit oder Schädigungen des achten Hirnnerven auf. Testergebnisse zwischen 25 % und 65 % galten als fragwürdig. Testergebnisse zwischen 70 % und 100 % wurden als positiv bezeichnet und in Fällen mit cochleären Funktionsstörungen häufig beobachtet. Die Testergebnisse können mit der Testfrequenz in Verbindung gebracht werden, da sie bei Frequenzen zwischen 250-4000 Hz ansteigen.

Die Unbehaglichkeitsschwelle

Die Bestimmung der Unbehaglichkeitsschwelle (Uncomfortable Loudness Level, UCL) beginnt mit der Messung der Luftleitungsschwelle in Oktavintervallen zwischen 250-8000 Hz. Die Tonintensität wird langsam von dem Hörschwellenpegel ausgehend gesteigert, bis der Patient den Ton als unangenehm laut empfindet. Auf keinen Fall darf der Schallpegel jedoch Schmerzen erzeugen. Bei normalhörenden Menschen und bei Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit, bei denen ein Recruitment gemessen wurde, liegt die Unbehaglichkeitsschwelle bei etwa 80-90 dB. Es muß erwähnt werden, daß bei Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit und angehobener Hörschwelle der dynamische Bereich (der Bereich zwischen Unbehaglichkeitsschwelle und Hörschwelle) entsprechend kleiner ist. Bei Patienten mit Schalleitungsschwerhörigkeit liegt die Unbehaglichkeitsschwelle bei etwa 110 dB oder ist unmöglich zu bestimmen. Dieses Testverfahren ist nur begrenzt sinnvoll für die Diagnostik retrocochleärer Hörstörungen.

Abschließende Bemerkungen	<p>Die Beschreibung der Messung des Lautheitsausgleichs, des SISI-Tests und der Bestimmung der Unbehaglichkeitsschwelle zeigt, daß diese Testverfahren bei Vorliegen einer cochleären Hörstörung wertvolle diagnostische Hilfsmittel darstellen, aber bei einer retrocochleären Hörstörung nur bedingt sinnvoll sind. Retrocochleäre Hörstörungen werden in den meisten Fällen als Funktionsstörung des Hörnerven diagnostiziert. Aufgrund mehrerer Faktoren geht man davon aus, daß diese Testverfahren nur eine untergeordnete Rolle in der Differentialdiagnostik spielen. Die Stapediusreflexmessung und die Hirnstammaudiometrie (siehe unten) besitzen einen größeren diagnostischen Wert als der Lautheitsausgleichstest und der SISI-Test bei Vorliegen einer Funktionsstörung des Hörnerven.</p>
----------------------------------	---

Sprachaudiometrie

Obwohl die Reintonaudiometrie viel über die Funktion des auditorischen Systems verrät, bietet sie dem Audiologen keine Möglichkeit zur Beurteilung des Sprachverständnisses eines Patienten. Die Sprachaudiometrie hingegen ist ein Testverfahren, mit dessen Hilfe die Fähigkeit eines Patienten eingeschätzt werden kann, Sprache zu hören und zu verstehen. Die Sprachaudiometrie hat sich mittlerweile zu einem Grundwerkzeug in der Hörprüfung entwickelt.

Die meisten diagnostischen Audiometer bieten die technischen Möglichkeiten für die Durchführung sowohl der Reinton- als auch der Sprachaudiometrie. Für die Sprachaudiometrie wird ein Verstärkersystem mit einer Auswahl an Optionen für den Input und Output von Sprachsignalen benötigt. In der Regel besitzt das Sprachaudiometer einen Eingang für ein Mikrofon, einen Cassettenrecorder und ein CD-Abspielgerät. Sprachtests können über Mikrofon oder mit Hilfe von vorab aufgenommenem Material durchgeführt werden. Das Sprachsignal kann dem Patienten über Kopfhörer, Knochenhörer oder einem in der Hörkabine aufgestellten Lautsprecher dargeboten werden. Viele diagnostische Audiometer besitzen ein Zweikanalsystem, das es dem Prüfer ermöglicht zwei Inputs gleichzeitig zu verwenden und diese Signale auf die zur Verfügung stehenden Outputs zu verteilen.

Ebenso wie das Reintonaudiometer muß das Sprachaudiometer regelmäßig kalibriert werden, damit eine zuverlässige Messung sichergestellt wird. Der akustische Output des Sprachaudiometers wird in Dezibel unter Berücksichtigung der normalen Hörschwelle (dB HL) kalibriert. Gemäß den aktuellen Standards für Sprachaudiometer entspricht 0 dB HL bei der Hörprüfung über Kopfhörer einem Pegel von 20 dB SPL. Bei Sprachsignalen besteht eine Differenz von etwa 7,5 dB zwischen der Messung über Kopfhörer und im Freifeld. Daher entspricht 0 dB HL im Freifeld einem Lautsprecheroutput von etwa 12 dB SPL. Die so kalkulierte Differenz des audiometrischen Nullpegels bei Kopfhörern und Lautsprechern ermöglicht eine äquivalente Hörschwelle für Sprache in Dezibel HL bei den oben genannten Gegebenheiten.

Die Spracherkennungsschwelle

Die Spracherkennungsschwelle (Speech Recognition Threshold, SRT) ist die Schallsignalintensität, bei der ein Mensch einfaches Sprachmaterial zu etwa 50 % der Zeit identifizieren kann. Dieser Test gehört aus zwei Gründen zu den Hörprüfungsverfahren. Zum einen können dadurch die gemessenen Reintonschwellen verifiziert werden, und zum anderen besteht eine starke Korrelation zwischen den im Durchschnitt gemessenen Reintonschwellen bei den Hauptsprachfrequenzen (500, 1000 und 2000 Hz) und der Spracherkennungsschwelle. Bestehen zwischen der Spracherkennungsschwelle und den durchschnittlich gemessenen Reintonschwellen große Diskrepanzen, könnte dies auf eine funktionelle (oder nichtorganische) Schwerhörigkeit hinweisen. Ein zweiter wichtiger Grund für die Durchführung der SRT-Messung im Rahmen der Hörprüfung besteht darin, daß dieser Test als Grundlage für die Auswahl des Schallpegels dient, bei dem die Spracherkennungsfähigkeiten des Patienten getestet werden sollten. Außerdem ist die Spracherkennungsschwelle auch wichtig für die Bestimmung des Hörgewinnes in der Hörgeräteanpassung.

Testmaterialien für die Messung der Spracherkennungsschwelle

Die bei Audiologen beliebtesten Materialien für die SRT-Messung sind Spondeen (zweisilbige Wörter, deren Silben gleich lang ausgesprochen werden). Englischsprachiges Material wird hierbei vom *Central Institute for the Deaf* (CID) zur Verfügung gestellt (Auditory Test W-1-CID W1).

Testverfahren zur Messung der Spracherkennungsschwelle

Verschiedene Testverfahren mit Spondeen-Material werden für die SRT-Messung empfohlen. Das Komitee „Audiometrische Leitlinien“ der *American Speech-Language-Hearing Association* (ASHA) empfiehlt die Verwendung fast aller 36 Spondeen des oben genannten W1-Testes des *Central Institute for the Deaf*. Der Test beginnt mit der Präsentation aller Spondeen auf einem angenehmen Pegel. Auf diese Weise kann sich der Patient mit den in der SRT-Messung verwendeten Wörtern vertraut machen.

Die eigentliche Testmethode besteht aus einem Verfahren mit absteigender Schwelle, das jeweils aus zwei Phasen besteht, nämlich einer Vorphase und einer Testphase. In der Vorphase wird das Wort entweder bei 30-40 dB über der geschätzten Schwelle (Reintondurchschnitt) bzw. bei 50 dB HL präsentiert, falls die Schwelle nicht geschätzt werden kann. Kann der Patient bei diesem Pegel keine Antwort geben oder antwortet er falsch, wird der Anfangspegel um 20 dB erhöht. Dies wird wiederholt, bis der Patient eine korrekte Antwort gibt. Nach Erhalt einer korrekten Antwort wird der Pegel in Intervallen von 10 dB gesenkt, bis der Patient eine falsche Antwort gibt. Bei diesem Pegel wird dann ein zweites Wort präsentiert. Der Pegel wird anschließend wieder in 10-dB-Schritten verringert, bis zwei aufeinander folgende Wörter auf demselben Pegel von dem Patienten falsch wiederholt wurden. Der Pegel wird dann um 10 dB erhöht. Dieser Pegel ist dann der Anfangspegel für die zweite Phase, die Testphase.

Während der Testphase werden zwei Spondeen mit dem Anfangspegel und mit in 2-dB-Schritten absteigenden Pegeln präsentiert. Werden fünf der ersten sechs Wörter korrekt wiederholt, wird so weiter verfahren, bis fünf der letzten sechs Wörter falsch wiederholt wurden. Wurden fünf der ersten Stimuli nicht korrekt wiederholt, wird der Anfangspegel um 4-10 dB erhöht und anschließend die Stimulusserie mit absteigenden Pegeln präsentiert.

Das von der ASHA empfohlene Testverfahren mit absteigenden Pegeln beginnt mit einem Sprachpegel, der über der Schwelle liegt und gesenkt wird, bis die Schwelle erreicht ist. Bei den ersten Pegeln werden etwa 80 % der Wörter (fünf von sechs) korrekt wiederholt. Bei dem letzten Pegel werden jedoch nur 20 % (eines von sechs) der Wörter korrekt wiederholt. Die Spracherkennungsschwelle wird dann mittels einer Formel berechnet. Die Spracherkennungsschwelle repräsentiert somit die geringste Schallintensität bei der man 50 % des Sprachmaterials erkennen kann.

Testverfahren zur Messung überschwelliger Spracherkennung

Obwohl die Spracherkennungsschwelle dem Audiologen einen Hinweis auf die Schwerhörigkeit des Patienten im Hauptsprachfrequenzbereich gibt, liefert der Test keine Informationen über die Fähigkeit des Patienten, verschiedene akustische Signale in der gesprochenen Sprache bei normaler Konversationslautstärke zu unterscheiden. Im Gegensatz zur SRT-Messung waren Versuche der Beurteilung des Sprachverständnisses bei angenehmer Lautstärke auf der Basis des Reintonaudiogrammes bisher nicht erfolgreich. Aus diesem Grund wurden verschiedene

überschwellige Spracherkennungstests zur Beurteilung des Sprachverständnisses bei Konversationslautstärke entwickelt. Drei der am häufigsten verwendeten Spracherkennungstests sind phonetisch ausgewogene Wörterlisten, Multiple-Choice-Tests und Satztests.

Sprachdiskriminationstest

Bei dem Sprachdiskriminationstest dient eine Serie von Wörtern als Testmaterial, die 30-40 dB über der vorher gemessenen Spracherkennungsschwelle präsentiert werden. Der Patient wird gebeten, jedes Wort, das er hört, zu wiederholen. Der Prozentsatz korrekt wiedergegebener Wörter bildet das Testergebnis (Discrimination Score). Auf der Grundlage dieses Ergebnisses wird ein sogenanntes Sprachaudiogramm erstellt.

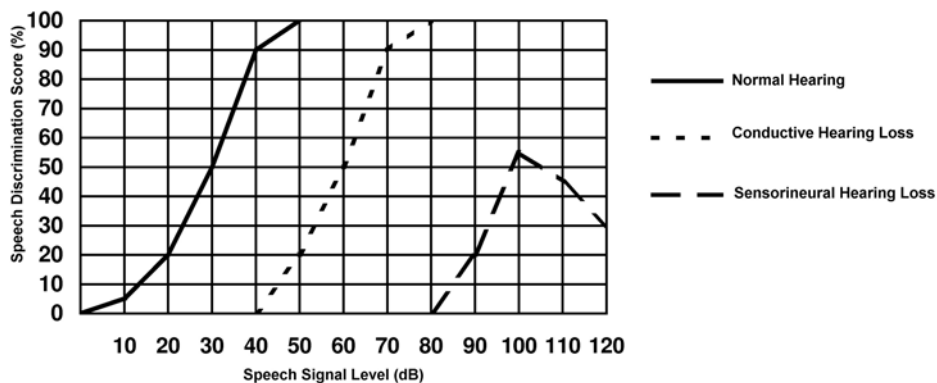


Abb. 4: Sprachaudiogramm bei normalem Hörvermögen, Schalleitungsschwerhörigkeit und Innenohrschwerhörigkeit

In diesem Test werden ausschließlich einsilbige und phonetisch ausgewogene Wörter verwendet. Phonetisch ausgewogen bedeutet, daß alle Wörter auf der Liste das gesamte phonetische Spektrum einer Sprache abdecken. Erzielt der Patient ein schlechtes Ergebnis bei 30 dB über seiner Schwelle, kann der Test bei ansteigenden Pegeln wiederholt werden, bis die Unbehaglichkeitsschwelle erreicht ist.

Der Wortdiskriminationstest spielt aus verschiedenen Gründen eine wichtige Rolle. Mit Hilfe dieses Tests kann zwischen Schalleitungsschwerhörigkeit, bei der die Diskrimination zwischen 80 % und 100 % liegt, und Innenohrschwerhörigkeit, bei der insgesamt eine schlechte Diskrimination erreicht wird, unterschieden werden. Was noch wichtiger ist, der Wortdiskriminationstest gibt weiterhin einen Hinweis darauf, ob es sich bei einer Innenohrschwerhörigkeit eher um eine Schwerhörigkeit mit cochleärem oder retrocochleärem Ursprung handelt. Obwohl die Diskrimination in beiden Fällen schlecht ist, ist sie bei Patienten mit retrocochleärer Schwerhörigkeit (z. B. einem Akustikusneurinom) mit 0-40 % in der Regel wesentlich schlechter als bei Patienten mit cochleärer Schwerhörigkeit (40-80 %).

Der Diskriminationstest kann also ein wertvolles Hilfsmittel bei der objektiven Beurteilung der Effektivität von Hörgeräten darstellen und wird auch bei der Frage nach einer Cochlear-Implant-Versorgung zur Einschätzung der Sprachdiskrimination mit und ohne optimaler Hörgeräteversorgung verwendet.

Sprachtestmaterial für Kinder

In diesem Abschnitt soll eine Auswahl der häufig verwendeten Sprachtestmaterialien zur Beurteilung der Worterkennung bei Kindern untersucht werden. Unbedingt beachtet werden sollte, daß das Sprachtestmaterial dem Vokabular des getesteten Kindes angemessen ist. Die gewünschte Antwort des Kindes muß außerdem altersspezifisch sein. So wäre es z. B. nicht angemessen, in einem Worterkennungstest von einem vierjährigen Kind eine schriftliche Antwort zu verlangen.

Zu den drei beliebtesten Tests bei Kindern im englischen Sprachraum gehören a) der „Phonetically Balanced Kindergarten Test“ (PBK-50s), b) der „Word Intelligibility by Picture Identification (WIPI) Test“ und c) der „North-Western University Auditory Test No. 6 (NU-6)“. Die NU-6-Testmaterialien sind für Erwachsene und Kinder ab acht Jahren geeignet. Der PBK-50s, ein sog. Open-Response-Test, scheint angemessener zu sein für Kinder zwischen fünf und sieben Jahren.

Für viele Kleinkinder sind die Tests PBK-50s und NU-6 aufgrund ihres Testaufbaus zu schwierig, was sich auch in der Testdurchführung und Berechnung des Testergebnisses niederschlägt. Ein Kind mit einem Sprachfehler ist z. B. schwierig zu beurteilen, da die mündliche Antwort des Kindes nicht unbedingt die eigentliche Spracherkennung des Kindes widerspiegelt. Außerdem verliert ein Kind häufig das Interesse, weil der Test sehr aufwendig gestaltet ist. Viele Kindertests enthalten daher auch Worttests im Closed Set, um einige dieser Probleme zu umgehen.

Der WIPI-Test ist wahrscheinlich der beliebteste Multiple-Choice-Test für hörgeschädigte Kinder. Dieser Test besteht aus vier Wortlisten mit je 25 Einsilbern, die dem Vokabular von Kindern im Vorschulalter angepaßt sind. Bei jedem Wort wird dem Kind eine Seite mit sechs Bildern ausgehändigt, wobei eines der Bilder das jeweilige Wort darstellt. Das Kind soll auf das passende Bild zeigen. Der WIPI-Test ist besonders für Kinder im Alter von zweieinhalb bis sechs Jahren geeignet.

Vertäubung

In der Sprachaudiometrie kann genauso wie in der Reintonaudiometrie eine Beeinflussung des Prüfohres durch das Ohr der Gegenseite auftreten. Daher ist eine Vertäubung empfehlenswert, wenn der Pegel des Sprachsignals, das an das Prüfohr gegeben wird, die Knochenleitungsschwelle des Gegenohres um mehr als 35 dB übersteigt.

Objektive audiologische Testverfahren

Der zweite Teil dieses Kapitels enthält Grundlagen über objektive audiologische Testverfahren. Hierzu gehört die Messung akustischer Impedanzen, auditorisch evozierter Potentiale und otoakustischer Emissionen.

Akustische Impedanzmessung

Impedanz wird definiert als Widerstand gegen den Energiefluß durch ein System.

Wenn eine Schallwelle das Trommelfell eines gesunden Ohres erreicht, wird ein Teil des Signales durch das Mittelohr an das Innenohr weitergeleitet, während der übrige Teil der Welle zurück in den äußeren Gehörgang reflektiert wird. Die reflektierte Energie bildet eine nach außen wandernde Schallwelle mit einer von dem Widerstand des Trommelfells abhängigen Amplitude und Phase. Die Energie der reflektierte Welle ist am größten, wenn das Mittelohr steif oder unbeweglich ist, wie es bei verschiedenen Krankheitsbildern der Fall ist (z. B. seröse Otitis media oder Otosklerose). Andererseits reflektiert ein Ohr mit unterbrochener Gehörknöchelchenkette wesentlich weniger Schall zurück in den Gehörgang, da die Kette weniger steif ist. In diesem Fall wird ein größerer Teil der Schallwelle in das Mittelohr geleitet. Die reflektierte Schallwelle liefert also Informationen über den Zustand des Mittelohres.

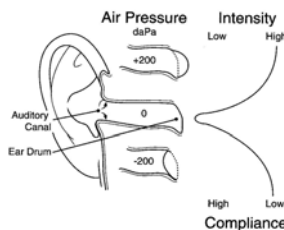


Abb. 5: Die Impedanzmessung

Die Messung der akustischen Impedanz am Trommelfell ist ein wichtiger Teil der grundlegenden Hörprüfungsverfahren. Mit Hilfe dieses sensitiven objektiven Hilfsmittels kann z. B. festgestellt werden, ob sich im Mittelohr Flüssigkeit befindet. Es kann außerdem die Eustachsche Tube und Funktion des Hörnerven beurteilt werden, es können audiometrische Befunde vorhergesagt werden und es kann die Art des Hörschadens sowie der Ort der Hörstörung bestimmt werden. Die Testmethode gilt außerdem als hilfreich in der Untersuchung von schwer zu testenden Patienten (z. B. Kleinkindern).

Abbildung 5 zeigt, wie dieses Konzept in der Praxis umgesetzt werden kann. Eine bewegliche Sondenspitze wird vorsichtig in den Gehörgang eingeführt und luftdicht verschlossen, so daß verschiedene Luftdrücke in das Mittelohr gegeben werden können, indem Luft entweder in den Gehörgang hinein oder herausgepumpt wird. Ein positiver Luftdruck (in der Regel +200 daPa) wird anschließend in den luftdicht verschlossenen Gehörgang gegeben, der das Trommelfell nach innen drückt. Das Trommelfell wird dadurch steifer als in seiner natürlichen Position. Es wird dann ein tieffrequenter Reinton dargeboten, wobei mit Hilfe eines winzigen Mikrofons

gemessen wird, wieviel Schall von dem steifen Trommelfell reflektiert wird. Es wird deswegen ein tieffrequenter Ton gewählt, weil dieser Frequenzbereich am meisten durch Veränderungen wie Steifheit beeinflusst wird. Während die Tonintensität im Gehörgang konstant gehalten wird, wird der Luftdruck langsam gesenkt, wodurch das Trommelfell flexibler und weniger steif ist. Je flexibler das Trommelfell wird, desto größer ist der Anteil des Signals, der durch das Mittelohr wandert, und somit wird weniger Schall in den äußeren Gehörgang reflektiert. Ist der Luftdruck im Gehörgang genauso groß wie der Luftdruck im Mittelohr, bewegt sich das Trommelfell am leichtesten. Senkt man den Luftdruck weiter, wird das Trommelfell nach außen gezogen und ist somit wiederum weniger beweglich. Wie zuvor gilt, daß je steifer das Trommelfell ist, desto mehr tieffrequente Energie wird vom Trommelfell reflektiert, und der Schallpegel im Gehörgang erhöht sich.

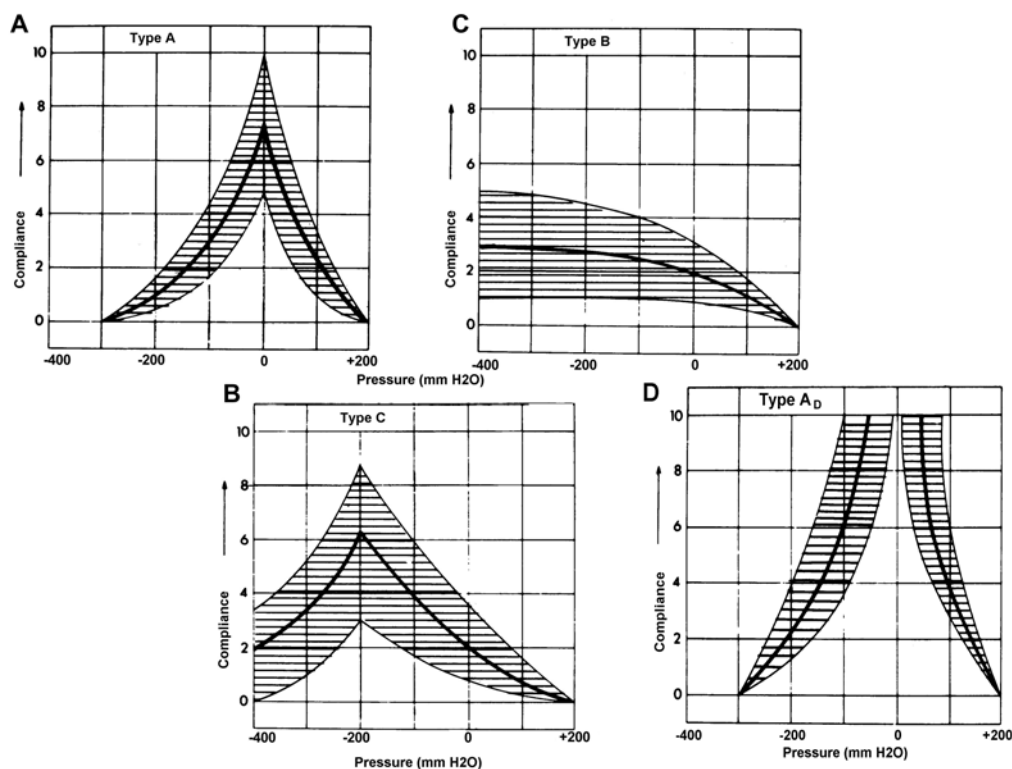


Abb. 6 a) Typ A, b) Typ C, c) Typ B, d) Typ AD

Impedanztestverfahren

Die Impedanzmessung besteht in der Regel aus drei grundlegenden Messungen: Die Tympanometrie, die Messung der statischen Compliance und die Stapediusreflexmessung.

Tympanometrie

Die akustische Impedanz des Trommelfells eines gesunden Ohres verändert sich systematisch in Abhängigkeit davon, ob der Luftdruck im äußeren Gehörgang über oder unter dem Außenluftdruck liegt. Liegt jedoch eine Mittelohrkrankheit vor, verändert sich die normale Beziehung zwischen Luftdruck- und Impedanzveränderungen. Die *Tympanometrie* ist die Messung der

Mobilität des Mittelohres bei einem Luftdruck zwischen +200 und -400 daPa (mm H₂O) im äußeren Gehörgang. Die Ergebnisse der Tympanometrie werden auf einem Diagramm eingetragen, wobei die x-Achse den Luftdruck und die y-Achse die Impedanz bzw. Compliance darstellt. Abbildung 6 zeigt eine Auswahl typischer Tympanogramme von gesunden und kranken Ohren.

Verschiedene Versuche wurden bereits am gesunden Mittelohr durchgeführt, um zu beurteilen, bei welchem Luftdruck im äußeren Gehörgang am wenigsten Schallenergie reflektiert wird.

Der Luftdruck wird üblicherweise als Peak Pressure Point (Druckspitzenpunkt) bezeichnet. In einem normalen Tympanogramm bei einem Erwachsenen (Abb. 6a) liegt dieser Punkt zwischen -100 und +40 daPa, was die Annahme nahe legt, daß die Mittelohrfunktion bei Umgebungsdruck (0 daPa) am besten ist. Tympanogramme, deren Spitze unter dem allgemein anerkannten Bereich normalen Luftdruckes liegt (Abb. 6b), liefern einen Hinweis auf eine Funktionsstörung des Druckausgleichsystems des Mittelohres. Diese Funktionsstörung kann ihren Ursprung in einer Tubenfunktionsstörung, in einer frühen oder ausklingenden Otitis media oder in einer akuten Otitis media haben. Befindet sich Flüssigkeit hinter dem Trommelfell (Paukenerguß), schlägt sich dies in einem flachen Tympanogramm mit hohen Impedanzen bzw. einem niedrigen Durchlässigkeitswert ohne Druckspitzenpunkt nieder (Abb. 6c). Dies impliziert ein besonders steifes System, das bei keinem Luftdruckverhältnis eine erhöhte Schallübertragung durch das Mittelohr zuläßt.

Die Amplitude (Höhe) des Tympanogramms liefert ebenfalls Informationen über die Compliance oder Elastizität des Systems. Ein steifes Mittelohr (wie z. B. bei Gehörknöchelchenkettensfixation) zeichnet sich durch eine flache Amplitude aus, was auf eine hohe akustische Impedanz oder geringe Durchlässigkeit deutet. Umgekehrt besitzt das Tympanogramm bei einem Ohr mit besonders geringer akustischer Impedanz oder hoher Durchlässigkeit (wie z. B. bei Gehörknöchelchenkettensunterbrechung oder einem hyperbeweglichen Trommelfell) eine sehr hohe Amplitude (Abb. 6d).

Wie oben erwähnt, werden die meisten Tympanogramme mittels tieffrequenten Sondentönen, die in den Gehörgang gegeben werden, erstellt. Am häufigsten werden Frequenzen zwischen 220 und 660 Hz verwendet. In den letzten Jahren ist das Interesse an der Verwendung multipler Frequenzen gestiegen, mit deren Hilfe eine „Tympanogrammfamilie“ für einen größeren Bereich an Sondenfrequenzen erstellt wird (Mehrfrequenztympometrie). Dies erfolgt in der Regel durch einen Durchlauf der Sondenfrequenz von einem sehr niedrigen bis zu einem sehr hohen Wert bei verschiedenen Luftdruckverhältnissen oder durch Veränderung des Luftdruckes von positiv nach negativ (oder umgekehrt) bei Verwendung verschiedener Frequenzen. Die Mehrfrequenztympometrie ermöglicht die Messung und Spezifikation der Resonanzfrequenz des Mittelohres. Obwohl bisher angenommen wurde, daß Veränderungen der Resonanzfrequenz im Mehrfrequenztympogramm die diagnostischen Möglichkeiten der Tympanometrie erweitert, muß erst noch nachgewiesen werden, daß diese zusätzlichen Informationen klinisch verwertbar sind. Mehrfrequenztympogramme scheinen jedoch sinnvoller zu sein als Tympanogramme, die nur mit einem Sonden Ton von 220 Hz oder 660 Hz erstellt werden, da sie einen Hinweis auf einen Paukenerguß bei Kleinkindern (im Alter von unter 4 Monaten) geben können.

Statische Compliance

Bei der Messung der statischen Compliance wird der Fluß der akustischen Energie durch das Mittelohr gemessen. Dies wird normalerweise in äquivalentem Volumen in Kubikzentimetern

angegeben. Zur Durchführung der Messung werden zunächst die Impedanzen bei positivem Luftdruck (+200 daPa), der künstlich im Gehörgang erzeugt wird, gemessen. Bei extrem positivem Luftdruck wird nur sehr wenig Schall durch das Mittelohr geleitet und ein Großteil der akustischen Energie zurück in den Gehörgang reflektiert. Anschließend wird eine ähnliche Messung mit dem Trommelfell in seiner beweglichsten Position gemacht, wobei die Weiterleitung durch das Mittelohr maximiert wird. Die arithmetische Differenz zwischen diesen zwei Impedanzwerten, die in der Regel in Kubikzentimetern (oder Millilitern) angegeben wird, liefert einen geschätzten Impedanzwert am Trommelfell.

Liegt die Compliance bei weniger als bzw. genau bei $0,25 \text{ cm}^3$ (ml) äquivalenten Volumens, deutet dies auf eine geringe akustische Impedanz hin, was wiederum einen Hinweis auf Krankheitsbilder mit steifem Mittelohrsystem liefert. Werte größer oder gleich $2,0 \text{ cm}^3$ deuten im allgemeinen auf eine ungewöhnlich hohe Impedanz hin, was auf eine Kettenunterbrechung oder zugeheilte Trommelfellperforation schließen lässt.

Stapediusreflexmessung

Die Stapediusreflexschwelle wird als die geringste Intensität definiert, die notwendig ist, um eine Kontraktion des Mittelohrmuskels (Stapediusmuskels) hervorzurufen. Die Kontraktion des Stapediusmuskels, die durch intensiven Schall verursacht wird, resultiert in einer kurzzeitigen Erhöhung der Mittelohrimpedanzen. Der Stapediusreflex ist ein konsensuelles Phänomen. Akustische Stimulation in einem Ohr ruft eine Muskelkontraktion mit anschließender Veränderung der Impedanzwerte in beiden Ohren hervor. Häufig wird der Stapediusreflex im Gehörgang des kontralateralen Ohres, also nicht in dem Ohr, das den Schallstimulus erhält, gemessen. Abb. 7 zeigt den Ablauf der Messung. Ein Kopfhörer wird auf einem Ohr aufgesetzt und die Meßsonde in das kontralaterale Ohr eingeführt.

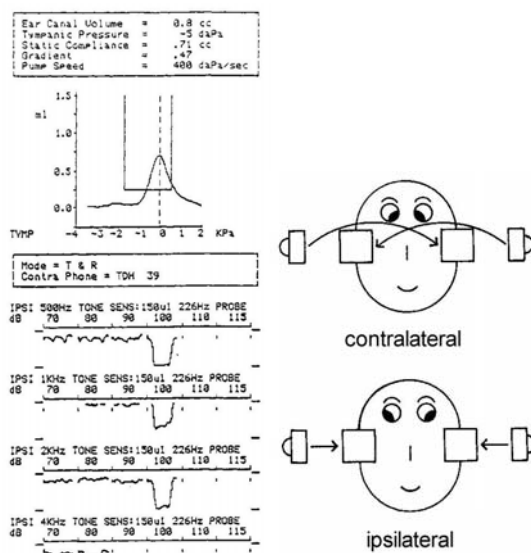


Abb. 7: Stapediusreflexmessung

Wenn das über den Kopfhörer weitergeleitete Signal ausreichende Intensität erreicht, um einen Stapediusreflex hervorzurufen, erhöht sich die Steifheit des Mittelohres auf beiden Seiten. Dies resultiert in der Reflexion eines größeren Anteils des Schalls vom Trommelfell und in einer

anschließenden Erhöhung des Schalldruckes, der mit dem Impedanzmeßinstrument erfaßt wird. Bei der Messung dieser Werte wird normalerweise das stimulierte Ohr als das Prüfohr bezeichnet. Da das stimulierte Ohr kontralateral zu dem Ohr ist, in dem der Reflex gemessen wird, wird diese Schwelle als kontralaterale Reflexschwelle bezeichnet. Es ist auch häufig möglich, durch die Meßsonde selbst einen lauten Stimulus zu geben, der den Reflex aktiviert. In diesem Fall wird der Reflex in demselben Ohr aktiviert und gemessen. Dies wird als ipsilateraler Reflex bezeichnet.

Im gesunden Ohr erfolgt die Kontraktion des Stapediusmuskels bei Sinustönen zwischen 65 und 95 dB HL. Bei einer Schalleitungsschwerhörigkeit wird die Stapediusreflexantwort entweder angehoben oder sie fehlt ganz. Werden die durch die Stapediusreflexmessung erhaltenen Informationen zusammen mit den Befunden der Tympanometrie und der statischen Impedanzmessung kombiniert, kann hierdurch das Vorliegen einer Mittelohrpathologie belegt werden. Wird bei Vorliegen einer einseitigen Schalleitungsschwerhörigkeit kein Stapediusreflex gemessen, so hängt dies von der Größe der Differenz zwischen Luft- und Knochenleitung sowie von dem Ohr ab, in das die Meßsonde eingeführt wird. Wird der Stimulus dem besser hörenden Ohr zugeführt und die Sondenspitze in das schlechter hörende Ohr plaziert, wird aufgrund einer Air-Bone Gap von nur 10 dB kein Stapediusreflex gemessen. Wird jedoch der Stimulus dem betroffenen Ohr zugeführt und die Sonde in das gesunde Ohr inseriert, muß die Air-Bone Gap mindestens 25 dB betragen, damit kein Stapediusreflex gemessen wird oder die Reflexschwelle wesentlich angehoben wird.

Stapediusreflexschwellen können auch eine wichtige Rolle spielen, wenn bestimmt werden soll, ob eine Innenohrschwerhörigkeit ihren Ursprung im Innenohr oder im Hörnerven hat. Bei gering- bis hochgradigen Hörstörungen ist es wahrscheinlicher, daß die Stapediusreflexschwelle angehoben ist oder der Reflex nicht gemessen werden kann, wenn eine neurale Funktionsstörung vorliegt als wenn eine cochleäre Schädigung vorliegt. Das Muster der Stapediusreflexschwellen bei ipsilateraler und kontralateraler Stimulation bei beiden Ohren kann zudem für die Diagnostik von Hirnstammschädigungen, die die Reflexweiterleitung in den auditorischen Hirnstamm weiterleiten, wertvolle Informationen liefern.

Hinweise zur Impedanzmessung bei Kleinkindern

Die Impedanzmessung ist besonders bei der Untersuchung von Kleinkindern ein wichtiges Hilfsmittel, auch wenn es nur begrenzten diagnostischen Wert besitzt. Obwohl die elektroakustische Impedanzmessung normalerweise einfach und schnell durchgeführt werden kann, müssen bei Kleinkindern einige Besonderheiten beachtet werden.

Obgleich die Impedanzmessung auch bei Neugeborenen und Kleinkindern recht erfolgreich durchgeführt werden kann, besitzt die Tympanometrie nur einen eingeschränkten diagnostischen Wert bei Kindern unter sieben Monaten, da bei jüngeren Kindern eine schlechte Korrelation zwischen der Tympanometrie und dem tatsächlichen Status des Innenohres besteht. Bei sehr kleinen Kindern bedeutet ein normales Tympanogramm nicht notwendigerweise auch, daß ein normales Mittelohrsystem vorliegt. Da ein flaches Tympanogramm jedoch einen deutlichen Hinweis auf eine Mittelohrkrankheit liefert, ist es trotzdem lohnenswert, die Impedanzmessung bei Kleinkindern durchzuführen.

Ein weiterer Nachteil der Impedanzmessung ist, daß sich die Messung bei einem hyperaktiven Kind oder einem Kind, das zum Meßzeitpunkt weint, gähnt oder ununterbrochen redet, schwierig durchführen läßt. Bei einem Kleinkind, das sich ständig bewegt oder den Kopf hin und her dreht, ist es nahezu unmöglich, den Gehörgang mit der eingeführten Sonde luftdicht zu ver-

schließen. Spricht das Kind, so verursacht dies ebenso eine Stapediusmuskelaktivität, die Veränderungen in der Beweglichkeit des Trommelfells mit sich bringt, was eine Impedanzmessung wiederum unmöglich macht. Bei schwer zu untersuchenden Kindern und bei Kleinkindern sind besondere Techniken erforderlich, damit das Kind relativ ruhig gehalten wird. Bei Kleinkindern ist es immer empfehlenswert, eine zweite hinzuzuziehen. Wenn das Kind auf dem Schoß des Vaters oder der Mutter sitzt, kann eine Person den Kopfhörer aufsetzen und die Meßsonde einführen, während die zweite Person das Meßinstrumentarium bedient.

Bei Kindern unter zwei Jahren ist es oft schwierig, den Kopfhörer und das Stirnband am Kopf des Kindes zu befestigen. Es ist vielleicht einfacher, den Kopfhörer vom Stirnband zu lösen, das Stirnband an der Schulter der Mutter abzulegen und dann die Meßsonde in das Ohr des Kindes einzuführen. Es ist auch hilfreich, das Kind während der Untersuchung abzulenken.

Übersicht über auditorisch evozierte Potentiale und otoakustische Emissionen

Dieses Kapitel bietet eine Einführung über akustisch (bzw. auditorisch) evozierte Potentiale (AEP) und otoakustische Emissionen (OAE), die insbesondere an Leser gerichtet ist, die sich mit diesen Themen noch nicht auskennen.

Was sind auditorisch evozierte Potentiale?

Akustisch (bzw. auditorisch) evozierte Potentiale (AEP) sind Aktivitäten bzw. Antworten („Potentiale“) im auditorischen System (Ohr, Hörnerv oder auditorische Regionen des Gehirns), die durch Schall („auditorische“ oder akustische Stimuli) generiert oder stimuliert („evoziert“) werden. Abbildung 8 zeigt eine repräsentative Wellenform der wichtigsten AEP. AEP sind, kurz gesagt, Hirnstromwellen (elektrische Potentiale), die hervorgerufen werden, wenn ein Hörorgan mit Schall stimuliert wird. Als Schallreize dienen alle Reize von Klickreizen (sehr kurzen Schallreizen) bis zu Tonsignalen und sogar Sprache. Die Intensität des Schallreizes (entsprechend der Lautstärke) kann hoch (laut) oder niedrig (leise) sein. In der Regel produzieren höhere Schallpegel auch größere Potentiale. Die Schallreize werden über eine Art akustischen Transducer (Überträger) entweder über einen herkömmlichen Kopfhörer oder einen in den Gehörgang eingeführten Hörer dem Ohr zugeleitet.

Die durch die Schallreize evozierte Hirnaktivität wird von Elektroden aufgenommen. Diese werden in der Regel an bestimmten Stellen auf die Kopfhaut (z. B. auf der Stirn) und in Ohrnähe (z. B. an den Ohrläppchen oder auf dem Mastoidknochen) aufgeklebt. Eine typische Elektrode besteht aus einem Draht mit einer Scheibe an einem Ende, die auf die Haut aufklebt wird, und einem Stecker an dem anderen Ende, der in ein entsprechendes Meßgerät eingestöpselt wird. Die durch die Schallreize evozierte Aktivität wird durch Strukturen im Ohr (Haarzellen), Nerven und Gehirn in einem bestimmten Abstand von den Hautklebelektroden hervorgerufen. Diese sensorische und neurale Aktivität wird von den auditorischen Strukturen durch das Körpergewebe und durch die Flüssigkeiten zu den Oberflächenelektroden weitergeleitet. Über Kabel wird diese elektrische Aktivität anschließend an einen empfindlichen biologischen Verstär-

ker und von dort zu einem speziell programmierten Computer mit Hochgeschwindigkeitsverarbeitung geleitet.

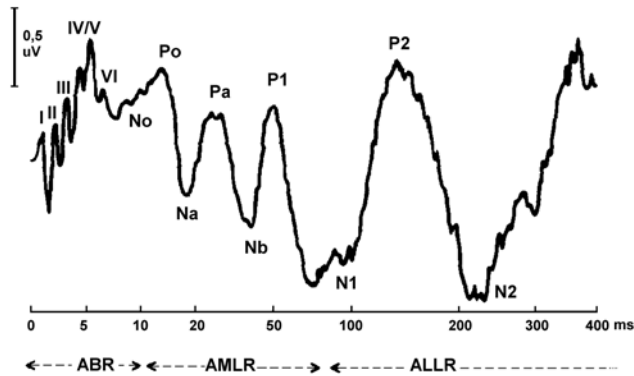


Abb. 8: Repräsentative Wellenform auditorisch evozierter Potentiale

Eine logische Frage, die hier gestellt werden muß, ist folgende: Wenn die Elektroden relativ weit von dem Generator der Antworten entfernt liegen, woher weiß der Prüfer dann, aus welchem Bereich des Gehirns die Antworten kommen? Da es sich bei dem Stimulus um einen Schallreiz handelt, ist es offensichtlich, daß die Antwort irgendwo im auditorischen System generiert wird. Es ist schwierig oder sogar unmöglich, die spezifische Quelle der Antwort im auditorischen System zu identifizieren. Nichtsdestotrotz können oft durch eine Analyse des Antwortmusters und durch die Kalkulation der Zeit, die zwischen der Stimulation und dem Ableiten der Antwort vergangen ist, die Regionen im auditorischen System bestimmt werden, die diese Antwort hervorrufen. AEP treten immer innerhalb eines Zeitraumes von weniger als einer Sekunde nach der Stimulation auf. Aus diesem Grund werden die Zeitabstände der Peaks nach der Stimulation (Latenzen) im Antwortmuster (Wellenform) in Millisekunden beschrieben.

Die Potentiale mit den kürzesten Latenzen werden von dem Innenohr und dem Hörnerven evoziert. Einige Millisekunden später treten einzigartige Antwortmuster auf, die die Aktivität im auditorischen Hirnstamm widerspiegeln. Kurz darauf werden die Potentiale gemessen, die durch die Aktivität in den höher gelegenen auditorischen Anteilen des Gehirns generiert werden, wie z. B. dem zerebralen Cortex. Die bisherige Erfahrung bei der Ableitung akustisch evozierter Potentiale von verschiedenen Hirnregionen bei normalhörenden und schwerhörigen Menschen macht es möglich, einige hilfreiche Korrelationen zwischen den Antwortmustern, den Poststimulationsperioden und den AEP-Generatoren aufzustellen. Die Terminologie, die für die verschiedenen Kategorien akustisch evozierter Potentiale verwendet wird, bezieht sich in manchen Fällen auf die auditorischen Strukturen, die die Potentiale hervorrufen. Beispielhaft seien hier die Elektrocochleographie (von Cochlea oder Innenohr) und die Hirnstammaudiometrie (vom Hirnstamm) genannt. Die AEP-Terminologie ist jedoch zu einem großen Teil inkonsistent und sehr verwirrend.

Die Hirnaktivität, die die akustisch evozierten Potentiale hervorruft, besitzt nur eine geringe elektrische Spannung und wird in Mikrovolt (μV) gemessen. Aktivität, die in den höheren Regionen des auditorischen Systems (dem zerebralen Cortex) auftritt, bezieht Hunderttausende – vielleicht sogar Millionen – von Gehirnzellen mit ein. Die Elektroden befinden sich also in rela-

tiv großer Nähe dieser Aktivität. Daher werden hier in der Regel Potentiale mit größeren Amplituden (etwa 5-10 μV) abgeleitet. Im Gegensatz hierzu involviert die Aktivität, die durch das Ohr, den Hörnerven und den Hirnstamm evoziert wird, weniger neurale Einheiten und tritt weiter entfernt von den Elektroden auf, so daß nur sehr kleine Amplituden (etwa 0,10-0,50 μV) generiert werden. Da die auditorisch evozierte Hirnaktivität so gering ist, sind zwei Prozesse für die Ableitung der akustisch evozierten Potentiale von besonderer Bedeutung. Einer dieser Prozesse ist die Verstärkung der elektrischen Spannung. So wird z. B. geringe Spannung vom Ohr, Hörnerven und Hirnstamm oft hunderttausendfach verstärkt, bevor die Antworten analysiert werden.

Der zweite Prozeß ist die Durchschnittsberechnung des Signales (Signal Averaging). Bevor dies definiert wird, muß zunächst die Notwendigkeit hierfür erklärt werden. Das Signal (die tatsächliche auditorisch evozierte Aktivität im Gehirn) wird von anderer Hirnaktivität (allgemeiner Hirnaktivität im Hintergrund, Elektroenzephalogramm-Aktivität, EEG) sowie von elektrischer Aktivität und Muskelaktivität aus Quellen, die außerhalb des auditorischen Systems liegen (z. B. Fluoreszenzlicht in der Untersuchungskabine, Bewegung des Kopfes oder Nackens), überdeckt. Diese elektrische Aktivität, die nicht von dem auditorischen Stimulus herrührt wird als „Lärm“ bezeichnet. Würde ein Schallsignal einer Testperson nur einmal präsentiert werden, wäre es unmöglich, zwischen dem winzigen auditorisch evozierten Signal (im Ohr, Hörnerven oder Gehirn) und der sehr viel größeren elektrischen Hintergrundaktivität, die ebenfalls von den Elektroden aufgenommen wird (dem Lärm), zu unterscheiden.

Verschiedene Techniken stehen zur Verfügung, um die Stärke des Signals (AEP) zu erhöhen und die Lärms (anderer elektrischer Aktivität) zu reduzieren – d. h. das Signal-Geräusch-Verhältnis (Signal-to-Noise Ratio, SNR) zu verbessern. Die wichtigste Methode hierfür ist die Durchschnittsberechnung des Signals, die wie folgt beschrieben werden kann. Jedes Mal, wenn ein Stimulus gegeben wird, mißt der Computer die durch die Elektroden abgeleitete Hirnaktivität einschließlich der auditorischen Antwort, falls eine solche ableitbar ist. Während der Durchschnittsberechnung des Signals werden Hunderte, wenn nicht sogar Tausende von Stimuli präsentiert und die elektrische Hirnaktivität gespeichert. Die grundlegende Hypothese, die dem Signal Averaging zugrunde liegt, lautet, daß das Muster der durch jeden einzelnen Stimulus erzeugten auditorischen Hirnaktivität fast immer ungefähr gleich aussieht und in Relation zum Stimulus ungefähr zur gleichen Zeit auftritt. Während der Messung folgt jedem Stimulus jeweils eine ähnliche Volt-Antwort. Mit jeder neuen Stimulation werden die zuvor erhaltenen Potentiale verstärkt. Das Meßergebnis wird normalerweise durch die Anzahl der Stimuli geteilt und auf diese Weise die durchschnittliche Antwort berechnet. In der Zwischenzeit verdichtet sich auch die Messung der elektrischen Hintergrundaktivität, die jedoch als willkürlich betrachtet wird und die nicht nach jeder Stimulusgabe dasselbe Muster aufweist. Zum Beispiel könnte zu einem bestimmten Zeitpunkt nach Stimulusgabe der „Lärm“ eine positive Spannung (z. B. +1 μV), jedoch nach dem nächsten Stimulus eine negative Spannung (z. B. -1 μV) besitzen. Diese aufeinander folgenden willkürlichen Messungen der Hintergrundaktivität werden addiert und heben sich letztendlich gegenseitig auf, so daß nur noch die auditorisch evozierten Potentiale übrig bleiben.

Wie im folgenden Teil des Kapitels ausgeführt, besitzen auditorisch evozierte Potentiale eine interessante und wechselhafte Geschichte, die sich bis auf das Jahr 1930 zurückverfolgt läßt. Der dramatischste Anstieg in der Verwendung der AEP im klinischen Alltag ist jedoch seit 1970 zu beobachten und steht in direkter Beziehung zur Verfügbarkeit relativ kleiner, günstiger

und trotzdem leistungsstarker Computer. Heute gibt es viele Hersteller benutzerfreundlicher AEP-Meßgeräte. Da die Gerätschaften nun überall verfügbar sind und verschiedene Gesundheitsexperten auditorisch evozierte Potentiale in ihre Praxis miteinbezogen haben, hat sich die klinische Anwendung ebenfalls entsprechend erweitert. Zu den Beispielen für die klinische Anwendung gehören das Hörscreening bei neugeborenen und älteren Risikokindern, die Diagnostik von Innenohrkrankheiten (z. B. Morbus Menière), die Erkennung von Tumoren und anderen Krankheiten des auditorischen zentralnervösen Systems (Hörnerv, Hirnstamm oder Großhirn), das Monitoring des zentralnervösen Systems während Nerven- oder Hirneingriffen und sogar die Diagnose von Hirntod.

Wesentliche Faktoren für Messung auditorisch evozierter Antworten

Subjektspezifische Faktoren

Subjektcharakteristika sind ein logischer Ausgangspunkt für eine Betrachtung der beeinflussenden Faktoren, da ohne einen lebenden Organismus keine AEP abgeleitet werden könnten. Mit wenigen Ausnahmen beschränken sich die Informationen in diesem Kapitel auf menschliche AEP. Bei den Subjektvariablen ist die anatomische und physiologische Grundlage der AEP wohl die kontroverseste und dennoch klinisch wichtigste. Die Anwendung von AEP in der frequenzspezifischen Beurteilung der auditorischen Sensitivität erfordert z. B. Kenntnisse darüber, welche Anteile der cochleären Trennwand (Basilarmembran) zu der gemittelten Antwort für bestimmte tonale Stimulusparameter beitragen. Eine effektive Verwendung der AEP in der Evaluation von Krankheiten des zentralnervösen Systems (ZNS) wie z. B. die Identifikation und Lokalisation von Hirnläsionen steht in direkter Abhängigkeit von dem Wissen über den bzw. die neuronalen Generator(en) spezifischer Wellenkomponenten.

Folgende Subjektcharakteristika, die bekanntermaßen die Ableitung auditorisch evozierter Potentiale beeinflussen, müssen bei der Interpretation der klinischen Befunde berücksichtigt werden:

- Alter
- Geschlecht (Differenzen bei weiblichen/männlichen Testpersonen)
- Körpertemperatur
- Wachheits-/Erregungszustand
- Muskuläre Artefakte
- Medikamenteneinfluß

Diese Faktoren können wichtige Variationen bei verschiedenen AEP hervorrufen. Das Geschlecht beeinflusst z. B. hauptsächlich die Antworten des auditorischen Hirnstammes, während das Alter einen wichtigen Einfluß auf alle AEP ausübt. Der Wachheits- bzw. Erregungszustand und der Einfluß bestimmter Medikamente auf das ZNS sind für die Beurteilung der frühen Latenzen (ECochG und BERA) von geringerer Bedeutung, müssen jedoch bei den späteren Latenzen (SAEP und P300) berücksichtigt werden.

Schließlich muß die Relation zwischen AEP und Krankheiten des peripheren auditorischen Systems (Mittelohr, Cochlea und achter Hirnnerv) und dem zentralauditorischen System (Hirnstamm und Großhirn) berücksichtigt werden. Es gibt unzählige Interaktionen zwischen verschiedenen Krankheiten, AEP-Meßparametern und AEP-Meßergebnissen – Interaktionen, die bei verschiedenen AEP unterschiedlich ausfallen.

Stimuluspezifische Faktoren

Die Hauptstimulusparameter, die berücksichtigt werden sollten, sind folgende:

- Art des Stimulus (z. B. Klick- oder Tonreize)
- Zeitdauer des Stimulus
- Intensität in Dezibel (dB)
- Reizrate
- Akustische Polarität
- Modus der Stimulusgabe (z. B. monaural oder binaural)
- Art des Transducers

Die Auswahl der geeigneten Reizparameter für ein bestimmtes Subjekt hängen im großen und ganzen von der Art der zu messenden AEP und von dem Zweck der Untersuchung ab. Die Konsequenzen der Auswahl ungeeigneter Reizparameter können variieren. Wird z. B. ein tieffrequenter Tonstimulus mit extrem langen Anstiegs- und Abstiegszeiten und einem Plateau (z. B. einem 500-Hz Tone-Pip mit Anstiegs- und Abstiegswerten von jeweils 10 ms, 5 ms, 10 ms) für die Hirnstammaudiometrie statt eines transienten (Klick-) Reizes gewählt, werden sogar bei normalhörenden Patienten geringe oder keine Antworten ableitbar sein. Dieselben Reizparameter wären jedoch geeignet und wirkungsvoll für die Ableitung später akustisch evozierter Potentiale (SAEP). Auf der anderen Seite hat die Erhöhung der Reizrate bei der Klickstimulation auf 21,1/Sek. keinen größeren Einfluß auf die BERA, verhindert jedoch die Ableitung von SAEP.

Meßspezifische Faktoren

Meßtechnische Faktoren bestimmen weitgehend die Art der abgeleiteten AEP (z. B. ECochG oder SAEP) und den Erfolg der Messung. In vielen Kliniken wird eine metallegierte, scheibenförmige EEG-Elektrode verwendet, die auf die Haut geklebt wird, obwohl für Monitoring oder Neugeborenen-Hörscreening oft andere Elektrodenarten verwendet werden müssen. Die Platzierung der Elektrode bzw. des Elektrodenträgers ist bei allen AEP-Messungen ein wesentlicher Faktor, wobei die Ergebnisse stark von der Art der zu messenden AEP sowie von dem Zweck der Messung abhängt.

Mehr als jeder andere Faktor hat wohl die Analysezeit der Poststimulus-evozierten Antwort einen wesentlichen Einfluß auf die abzuleitenden AEP. Ohne eine der Antwortregion angemessene Analysezeitdauer (z. B. mindestens 10 ms bei der BERA) kann keine Antwort abgeleitet werden, selbst wenn alle anderen Meßparameter für die Messung geeignet sind. Die Analysezeit, die Anzahl der bei der Ableitung der AEP gesampelten Datenpunkte und die Zeitauflösung der Messung stehen in Relation zueinander. Bei ständiger neurogener, myogener und Hintergrundaktivität wird die AEP-Ableitung durch die Herausfilterung der Frequenzregionen der unerwünschten Aktivität erleichtert. Durch unangemessenes Filtern wird jedoch ein Teil oder die gesamte evozierte Antwort ebenfalls entfernt.

Prüferspezifische Faktoren

Die AEP-Ableitung wird häufig als eine „objektive“ Methode zur Beurteilung des Status des peripheren und zentralauditorischen Systems bezeichnet. AEP werden wohl als objektiv beschrieben, weil im Gegensatz zu den herkömmlichen Hörprüfungsmethoden keine direkte Antwort von dem Patienten erforderlich ist. AEP sind elektrophysiologische Phänomene und keine Verhaltensantworten, d. h. daß der Patient bei geeigneten Meßbedingungen normalerweise eine Antwort produziert, ohne daß er eine äußerlich sichtbare Verhaltenshandlung ausführt.

Obwohl die Messung als objektiv gilt, hängt die Analyse der AEP-Wellenform von der subjektiven Analyse des Prüfers ab. Die Interpretation der Antworten wird von der klinischen Erfahrung und den Fähigkeiten des Prüfers stark beeinflusst. Es gibt hier jedoch einige mögliche Ausnahmen. Es wurden z. B. in den letzten Jahren Geräte für die automatisierte Analyse der Potentiale entwickelt. Nichtsdestotrotz muß der Audiologe a) ein besonderes Merkmal der Antwort (z. B. eine Wellenkomponente) identifizieren, b) ein Maß oder einen Index für diese Komponente (z. B. Latenz oder Amplitude) berechnen und c) die Zuverlässigkeit der Antwort und die Genauigkeit der Berechnung beurteilen. Dies kann ein sehr stark subjektiv geprägter Prozeß sein.

Weiterhin gibt es weder standardisierte Protokolle für die AEP-Messung noch akzeptierte Kriterien für die Definition bzw. Beurteilung der Meßergebnisse. Die Antwortparameter wie Morphologie oder Frequenzkomposition (Spektrum) mit Ausnahme der Wellenlatenz (Amplitude) wurden bisher noch nicht routinemäßig klinisch analysiert. Man kann keine einzige Technik benennen, die bei der Messung der auditorisch evozierten Potentiale ausnahmslos verwendet werden sollte. Der beste Ansatz ist immer der, der die besten Ergebnisse und genauesten Antworten produziert. Umgekehrt gibt es viele Möglichkeiten, die Messung zu verfälschen. Kurz gesagt, die Ableitung auditorisch evozierter Potentiale bringt größere Herausforderungen mit sich, als nur Elektroden auf den Kopf des Patienten zu kleben, dem Ohr Schallreize zuzuführen, einige Knöpfe zu drücken und sofort bestimmen zu können, ob das Ergebnis normal oder auffällig ist.

Elektrocochleographie (ECochG): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform

Bei der Elektrocochleographie (ECochG) wird die elektrische Aktivität gemessen, die in der Cochlea und in der Nähe der Cochlea in einem Zeitfenster von 1 bis 10 ms nach der Stimulation auftritt. Bei der Aktivität handelt es sich a) um präsynaptische Rezeptoraktivität von den Haarzellen (Cochlear Microphonics, CM; Summationspotentiale, SAP) vom peripheren Anteil des cochleären Nerven und b) um postsynaptische neurale Aktivität (z. B. auditorische Compound Action Potentials, CAP) vom peripheren Anteil des cochleären Nerven.

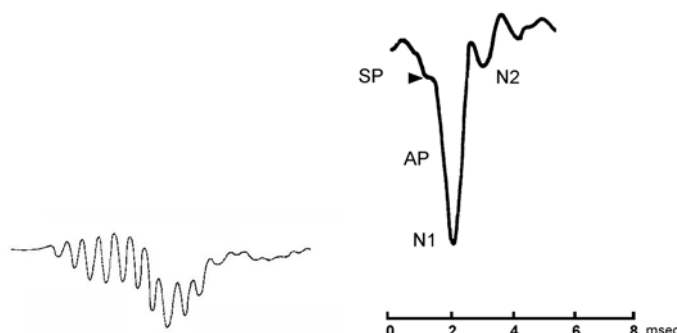


Abb. 9: ECoChG-Wellenformen. Links CM, AP und SP, rechts AP-SP-Komplex nach Reduktion der CM.

Abbildung 9 zeigt typische ECoChG-Wellenformen. Die vom Innenohr und vom achten (auditorischen) Hirnnerven produzierten Antworten treten innerhalb der ersten 2 oder 3 ms nach einem abrupten Stimulus auf. Die ersten Komponenten, die unter bestimmten Meßbedingungen beo-

bachtet werden, sind die cochleären Mikrofonpotentiale (Cochlear Microphonics, CM). Dies sind alternierende präsynaptische elektrische Potentiale, die von den Haarzellen des Innenohres generiert werden. Mit einem einpolaren tonalen Stimulus erscheinen die Cochlear Microphonics als Wellenform mit einer Serie sich wiederholender ansteigender Peaks und sich absenkender negativer Peaks. Die CM-Komponente kann spätere Komponenten in der ECochG-Wellenform verschleiern, da sie anhaltend auftritt, solange der Stimulus gegeben wird.

Die Verwendung von Stimuli alternierender Polarität ist ein effektives Mittel zur Reduktion der CM. Die durch die Stimuli mit positiver Spannung generierten Peaks werden mit den durch die Stimuli mit negativer Spannung generierten negativen Peaks gemittelt. Dadurch werden die CM in der Regel eliminiert, was meistens bei der ECochG-Messung wünschenswert ist. Die nächsten zwei Komponenten bei der ECochG-Messung sind die Aktionspotentiale (AP) und Summationspotentiale (SP). AP werden auch als N_1 (der erste negative Peak) oder BERA-Welle I bezeichnet. Die SP erscheinen als separater Peak vor den AP, der entweder in dieselbe Richtung wie die AP oder in die entgegengesetzte Richtung zeigt. SP können sich auch als Vorsprung oder Höcker auf dem beginnenden Anstieg der AP darstellen. Der AP-Peak ist in der Regel größer als der SP-Peak, und seine Latenz (zeitliches Auftreten nach dem Stimulus) beträgt etwa 1,5 ms. Ob die AP (und manchmal die SP) ansteigen oder abfallen, hängt von der Position der beiden (nichtinvertierenden und invertierenden) Meßelektroden ab. Hier werden die AP absteigend dargestellt.

Die SP sind präsynaptische Potentiale, die ihren Ursprung im Innenohr haben, während die AP (die sich übrigens aus den Aktionspotentialen vieler Nervenfasern zusammensetzen) vom distalen (cochleären) Ende des Hörnerven (8. Hirnnerv) generiert werden. So ist die Terminologie sogar bei den frühen Potentialen inkonsistent. Die Elektrocochleographie beinhaltet also Komponenten, die nicht direkt aus dem Innenohr kommen. Ein zweiter größerer Peak tritt normalerweise nach den AP auf und wird unter Bezugnahme auf ECochG beschrieben. Ob dieser Peak nach oben oder nach unten zeigt, hängt wiederum von der Elektrodenkonfiguration ab. N_2 hat seinen Ursprung ebenfalls nicht direkt im Innenohr, sondern wird vom proximalen Ende des Hörnerven (außerhalb des inneren Gehörganges) generiert und ist äquivalent mit der BERA-Welle II.

Die Ableitungen werden von Elektroden erstellt, die entweder durch das Trommelfell hindurchgeführt werden oder außerhalb des Trommelfells verbleiben. Für ersteres wird in der Regel eine dünne, flexible, Edelnadenelektrode verwendet, die durch das Trommelfell hindurchgestochen und auf das Promontorium im Mittelohr aufgesetzt wird.

Bei Elektroden, die außerhalb des Trommelfells verbleiben, kann es sich z. B. um Elektroden in Form von Silber- oder Stahlnadeln, Silberdrähten, Silberkugeln, Plastik-Clips oder kleinen leitenden Schwämmchen handeln, die so geformt sind, daß sie in den äußeren Gehörgang passen.

Die elektrische Aktivität von beiden Elektrodenarten wird normalerweise in Bezug zu der von einer am Ohr läppchen platzierten Elektrode gemessenen Aktivität gesetzt. Beide Elektrodenarten sind sowohl mit Vorteilen als auch mit Nachteilen verbunden. Ein Unterschied besteht z. B. in der Stärke der evozierten Potentiale, die bei den durch das Trommelfell hindurchgestochenen Nadelelektroden zehnmal höher liegt.

Hirnstammaudiometrie (Brainstem Evoked Response Audiometry, BERA): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform

In der Hirnstammaudiometrie (Brainstem Evoked Response Audiometry, BERA) wird die elektrische Aktivität des Hörnerven und von Teilen des Hirnstammes in einem Zeitfenster von 1-15 ms gemessen.

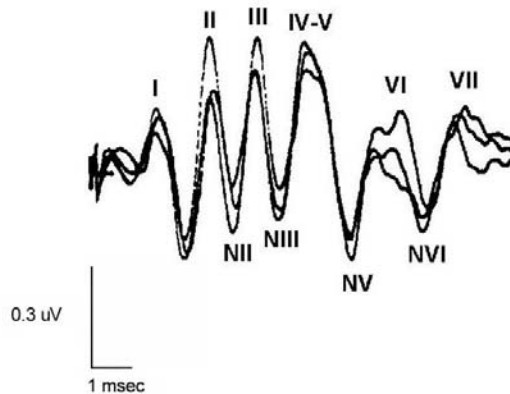


Abb. 10: BERA-Wellenform

Im englischen Sprachraum wird die Hirnstammaudiometrie Auditory Brainstem Response (ABR) genannt. Dieser Begriff wurde erstmals durch Davis (1979) in einem Bericht über ein amerikanisch-japanisches Seminar über „Auditory Responses from the Brain Stem“ eingeführt. Die Literaturangaben in diesem Bericht zeigten, daß es für die Hirnstammaudiometrie eine Vielzahl von Begriffen gibt. Zwei weitere häufig verwendete Termini sind „Brainstem Auditory Evoked Response“ (BAER) – ein üblicher Begriff in der Neurologie – und „Brainstem Auditory Evoked Potential“ (BAEP). Der in den späten Siebziger Jahren populäre Begriff „Brain-Stem Evoked Response“ (BSER) ist eigentlich nicht korrekt, da das auditorische System nicht spezifiziert wird. Antworten von anderen sensorischen Systemen, z. B. vom somatosensorischen System, enthalten ebenfalls Hirnstammkomponenten. Der Terminus „Hirnstamm“ wird oft ebenfalls völlig falsch verwendet („Was sind die Hirnstammerngebnisse des Patienten?“). Dasselbe gilt für die mittleren Latenzen (Middle Latency Response, MLR).

In der Vergangenheit wurde für die Verwendung des spezifischen Begriffs Potential statt des allgemeineren Begriffs Antwort plädiert und auf scheinbare Unterschiede in der neurophysiologischen Bedeutung dieser Begriffe hingewiesen. Obwohl es möglich ist, daß der Terminus „Antwort“ für einige Leser eine offenkundige, freiwillige Verhaltensreaktion auf einen sensorischen Stimulus impliziert, wollen wir diesen Begriff hier keineswegs abschätzig, sondern im Interesse einer einheitlichen Bezeichnung verwenden, wobei wir ihn als austauschbar mit dem Begriff „Potential“ betrachten. Des weiteren verwenden wir im folgenden ausschließlich die Bezeichnung „Brainstem Evoked Response Audiometry“, abgekürzt BERA.

Wellenkomponenten erhalten römische Ziffern, Indikatoren für positive (P) bzw. negative (N) Spannung plus arabische Ziffern, oder werden einfach durch arabische Ziffern betitelt. Wie bereits gezeigt, wird die Polarität des Scheitelpunktes inkonsistent bezeichnet (negativ bzw. posi-

tiv). Die römische Bezifferung wurde durch Jewett und Williston (1971) eingeführt, wobei Wellen mit positivem Scheitelpunkt in den Graphen als nach oben zeigend eingetragen werden. Das heißt, über die Elektrode am Scheitelpunkt (d. h. an der Stirn) wird positive und über die Elektrode am Ohrläppchen (bzw. am Mastoid) negative Spannung abgeleitet. Dadurch wird die typische BERA-Wellenform erzeugt. Einige Forscher, besonders japanische (z. B. Hashimoto) oder europäische (z. B. Terkildsen) Audiologen, kehren dieses Elektrodenarrangement um (negative Spannung am Scheitel bzw. an der Stirn), d. h. die Peaks in der entstehenden Wellenform zeigen nach unten. Die meisten bekannten europäischen Elektrophysiologen verwenden dieses Arrangement jedoch nicht. Auf der anderen Seite gibt es mehrere prominente auditorische Neurophysiologen in den Vereinigten Staaten (z. B. A. Møller) und Kanada (z. B. T. Picton), die ebenso dem Brauch folgen, positive Peaks nach unten und negative Peaks nach oben zeigend in das Diagramm einzutragen.

Einige Forscher (Lev u. Sohmer, 1972; Thornton u. Coleman, 1975) bezeichnen die Wellen IV-V mit der Nummer 4 und verwenden die Nummer 5 (oder P5 bzw. N5) für das, was herkömmlich als Welle VI bezeichnet wird – wahrscheinlich weil bei der BERA-Ableitung, die typischerweise mit einer Elektrode am Scheitel und einer anderen am ipsilateralen Ohr (Ohrläppchen oder Mastoid) gemessen wird, oft eine Unterscheidung zwischen den Wellen IV und V fehlt. Traditionell wird den negativen Peaks, die den BERA-Peaks folgen, jedoch wenig Aufmerksamkeit gewidmet, obwohl die negativen Peaks verschiedenen anatomischen Regionen zugeordnet und daher klinisch wertvoll sein können.

Bei relativ hohen Stimuluspegeln (70 dB HL und höher) und bei Verwendung von Klickreizen tritt die Welle I normalerweise bei ungefähr 1,5 ms nach der Stimulation auf, wobei die nachfolgenden Wellen in Intervallen von etwa 1,0 ms folgen (Welle II bei 2,5 ms, Welle III bei 3,5 ms etc.). Eine Annäherung an die normalen absoluten Latenzen jeder BERA-Welle ist möglich, indem die Anzahl der Wellen nach Welle I gezählt wird (2 plus 1,5 ms ergibt 3,5 ms). Eine Schätzung der durchschnittlichen Interwellenintervalle ist also recht einfach, da in der Regel zwischen den Wellen ein zeitlicher Abstand von 1,0 ms liegt. Das Latenzintervall für die Wellen I bis V (ein wichtiger Antwortparameter in der BERA-Neurodiagnostik) wird geschätzt, indem man 1 von 5 subtrahiert oder die Intervalle (1,0 ms) zwischen den zwischenzeitlich aufgetretenen Wellen (Welle I-II, Welle II-III, Welle III-IV und Welle IV-V) addiert. Auf jeden Fall ist das Ergebnis ein durchschnittliches Latenzintervall für die Wellen I-V von 4,0 ms.

Man kann sich die vitalen normativen BERA-Daten für die Stimulation mit hohen Pegeln gut einprägen, wenn man sich merkt, daß Welle V bei 5,5 ms auftritt und eine Amplitude von etwa 0,5 μ V (die Fünf ist hier die „magische Zahl“) besitzt. Außerdem befindet sich die obere Grenze bei Erwachsenen (genauer gesagt, bei Testpersonen, die älter als 1,5 Jahre sind) für ein normales Intervall der Wellen I-V in einem Bereich von 4,5 ms, wobei das Latenzintervall bei Neugeborenen typischerweise nicht über 5,0 ms liegt. Außerdem liegt die Grenze für ein normales Amplitudenverhältnis der Welle V zur Welle I (d. h. die geringste Amplitude, die noch als normal gilt) bei 0,5 μ V. Werden die Stimuluspegel unter 70 dB HL gesenkt, steigen die absoluten Latenzwerte für alle BERA-Komponenten systematisch an, und die oben genannten Richtlinien gelten in diesem Fall nicht mehr. Die Latenzwerte liegen außerdem bei Kleinkindern unter 18 Monaten und bei Verwendung der Tonstimulation (statt Klickstimulation) wesentlich höher.

Die Relation zwischen diesen BERA-Wellenkomponenten und den zugrunde liegenden neuronalen Generatoren (d. h. die anatomischen Strukturen im auditorischen System, die aktiviert werden und die Antwort auslösen) gab bereits Anlaß für Verwirrung und sogar Kontroversen. Die bekannteste Interpretation ist, daß die BERA-Antworten die Aktivität vom Hörnerv (N VIII), Nucleus cochleari (NC) und möglicherweise von dem oberen Olivenkomplex (Superior Olivary Complex, SOC), dem lateralen Lemniscus (LL) und dem inferioren Colliculus (IC) wiedergibt.

Mittlere akustisch evozierte Potentiale (MAEP): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform

Wie bei der BERA, so ist auch bei den mittleren akustisch evozierten Potentialen (MAEP) die Terminologie recht verwirrend. Im englischen Sprachraum werden die MAEP „Auditory Middle Latency Response“ (AMLR) genannt. Zu den weiteren, häufig gebrauchten Termini gehören „Middle Latency Response“ (MLR) und „Auditory Middle Response“ (AMR), die wir aber im Interesse der Klarheit und Konsistenz in diesem Material nicht benutzen. MLR ohne das Wort „Auditory“ ist ein ziemlich mehrdeutiger Begriff, da er sich ebenso auch auf Komponenten anderer Antworten beziehen kann (z. B. auf somatosensorische Antworten, die in derselben Latenzregion auftreten). Der Begriff AMR spezifiziert zwar, daß das auditorische System betroffen ist, verdeutlicht jedoch nicht, was das Wort „mittel“ beschreibt. Da andere akustisch evozierte Potentiale auf der Grundlage des optimalen Meßsitus (z. B. „Auditory Vertex Response“) benannt wurden, könnte der Begriff AMR implizieren, daß die Antwort am besten von der Mitte des Kopfes abgeleitet wird, was jedoch nicht der Fall ist.

Die MAEP treten in einem Zeitabschnitt zwischen 12 ms und 50 ms (Abb. 11) auf, also nach der BERA und vor den SAEP. Zugegebenermaßen ist eine solche Definition für die MAEP sowohl willkürlich als auch künstlich, da unter angemessenen Meßbedingungen fast alle der sogenannten exogenen oder stimulusabhängigen (im Gegensatz zu den aufmerksamkeitsabhängigen) AEP ein Kontinuum der elektrischen Aktivität, die ihren Ursprung in den peripheren und später in den zentralen Regionen des auditorischen Systems hat, darstellen (siehe Abb. 8). In der Tat wurde der Begriff „mittlere Latenzen“ erst nach der Entdeckung der BERA geprägt. Vorher wurden die Komponenten der mittleren Latenzen – im Vergleich zu den noch später auftretenden Latenzen (SAEP) – als frühe oder schnelle Antworten betrachtet.

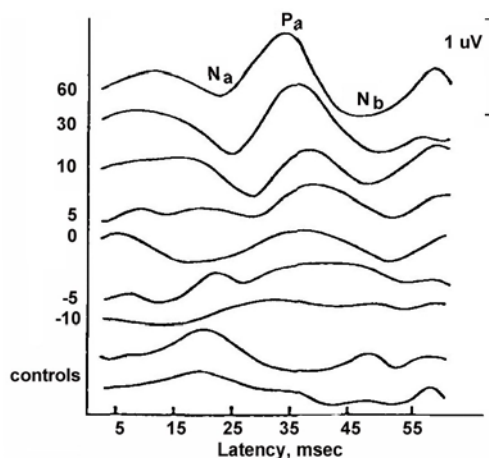


Abb. 11: MAEP-Wellenform

Da die MAEP in der Regel mit einer nicht invertierten Elektrode auf dem Scheitel des Kopfes (auf der Mittellinie am Scheitel oder auf der Stirn bzw. an der Seite des Kopfes etwa in der Mitte zwischen Ohr und Scheitel) und mit einer zweiten (invertierten) Elektrode in der Nähe des Ohres abgeleitet werden, werden MAEP-Wellen mit der positiven Spannung nach oben dargestellt (Abb. 11). In Anlehnung an die von Goldstein (1967) eingeführte Nomenklatur wird jede positive Spannungskurve mit einem groß geschriebenen „P“ und jede negative Spannungskurve mit einem groß geschriebenen „N“ bezeichnet. Die Wellensequenz wird alphabetisch in Kleinbuchstaben notiert (z. B. N_a, P_a, N_b und P_b). Hierbei handelt es sich um ein inzwischen so gut wie universales Bezeichnungssystem. Einige MAEP-Wellenformen zeigen eine kleine positive Welle vor P_a. Diese Komponente – gewöhnlich „P₀“ genannt – ist kein invarianter Teil der MAEP-Wellenformen, und über ihren Ursprung wurde oft debattiert. Wahrscheinlich ist „P₀“ tatsächlich keine richtige Komponente der MAEP – d. h. es handelt sich nicht um eine neurogene Komponente, die aus dem Nervensystem stammt, sondern eher um eine Reflektion der postaurikulären Muskelaktivität.

Wie bei der BERA gibt es einige allgemeine einheitliche Faktoren in der Latenz und Amplitude der MAEP-Komponenten, die als Gedächtnisstütze dienen können. Bei einem hohen Pegel für fast alle Stimulusarten (Klickreize oder kurz anhaltende Reintonstimuli) tritt der markante Peak (P_a) normalerweise mit einer Latenz von 25 ms auf. Der nächste positive Peak (P_b), der sehr variabel und oft selbst bei normalhörenden Testpersonen nicht meßbar ist, tritt 25 ms später auf. Die Amplitude des Komponenten P_a beträgt beim Normalhörenden im Durchschnitt 1,0 µV. Es ist wichtig zu beachten, daß hier komplexe Interaktionen zwischen den Latenz- und der Amplitudenwerten, dem Alter des Patienten (jünger als 10 Jahre), dem Wachheitszustand des Patienten (d. h. wach, im natürlichen Schlafzustand, sediert oder in Narkose), der Stimulusrate, den Filtersettings, den Elektrodenorten und anderen Faktoren auftreten. Daher können die Latenz- und Amplitudenwerte, die in MAEP-Studien zitiert werden, aufgrund der verschiedenen Methodologien stark variieren.

MAEP werden wahrscheinlich in den Zentren des medialen Geniculums im Thalamus und/oder im primären auditorischen Cortex generiert.

Späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP): Allgemeine Beschreibung und Terminologie der Wellenform

Im englischen Sprachraum werden die späten akustisch evozierten Potentiale (SAEP) üblicherweise als „Auditory Long Latency Response (ALLR)“ bezeichnet. Seit sie im Jahr 1939 erstmals beschrieben wurden, wurden sie mit verschiedenen und oft verwirrenden Begriffen betitelt. Angefangen mit dem beschreibenden Begriff „On-Effects in the Waking Human Brain“ bis zu akustischen Stimuli beinhaltet die Liste auch „Evoked Response Audiometry (ERA)“, der einer der populärsten Begriffe war und durch H. Davis geprägt wurde, „Averaged Evoked EEG Audiometry (AEA)“, „Averaged Electroencephalic Response (AER)“, „Electroencephalic Audiometry“, „Evoked Auditory Response (EAR)“, „Cortical Audiometry“, „Human Vertex (or V) Potential“, „Sound-Evoked Cerebral Response“, „Averaged Evoked Potentials“, „Acoustic-Evoked Response“ und einfach „Auditory-Evoked Response (AER)“.

SAEP-Komponenten werden in einem Zeitabschnitt von etwa 50 bis 250 ms nach akustischer Stimulation bei einer relativ langsamen Rate (ein Stimulus alle 1 oder 2 ms) abgeleitet. Im Vergleich zu früheren Antworten ist die Amplitude für die SAEP groß (normalerweise zwischen 3 und 10 μ V, manchmal sogar größer). Die Hauptkomponenten und ihre charakteristischen Latenzwerte (Abb. 12) sind P_1 (50-80 ms), N_1 (100-150 ms) und N_2 (180-250 ms). Die Bezeichnungen für diese Peaks beziehen sich auf die erwartete Spannungspolarität der vom Scheitel abgeleiteten Antwort. Es sollte darauf hingewiesen werden, daß die Komponente N_1 bei der herkömmlichen Nomenklatur sowohl bei der ECochG als auch bei den SAEP vorkommt.

Hörschwellenevaluation

Werden elektrophysiologische Techniken für die Beurteilung der Hörschwelle angewandt, treten zwei allgemeine Probleme auf. Das erste Problem besteht in der Identifikation der Antwort, d. h. die Präsenz eines elektrischen Potentials muß nachgewiesen werden. Dies wird als methodologisches Problem bezeichnet. Das zweite Problem ist die Applikation des elektrophysiologischen Ergebnisses, d. h. die klinische Verwendung der Schwelle eines elektrischen Potentials. Dies wollen wir als klinisches Problem bezeichnen.

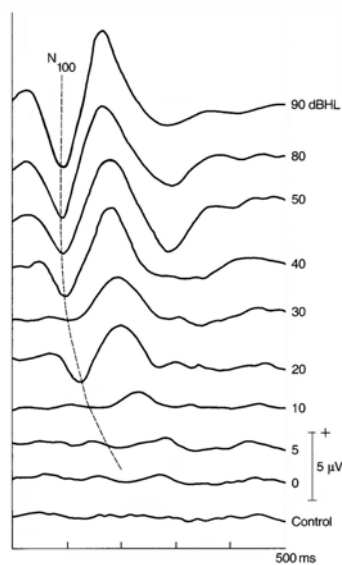


Abb. 12: SAEP-Wellenformen

Wenn die Schwelle identifiziert wird, wird sie normalerweise in der audiologischen Evaluation des Patienten verwendet. Meistens ist das Ziel hierbei eine Einschätzung des „unbekannten“ Reintonaudiogramms. Ein normales Reintonaudiogramm basiert auf der Schwellenwahrnehmung des Patienten von lang anhaltenden Tonpulsen (Zeitdauer von etwa 1 Sekunde). Im Gegensatz dazu basiert die elektrophysiologische Schwelle auf der beobachteten Schwelle von elektrischen Vorgängen (den elektrischen Potentialen), die in spezifischen Strukturen der Hörbahn ihren Ursprung haben. Weiterhin sind die gegebenen Stimuli oft sehr verschieden von den lang anhaltenden Tonpulsen. Bei der ECochG und BERA werden z. B. kurze Schallreize verwendet. Der Vergleich mit den elektrophysiologischen Schwellen mit dem Reintonaudiogramm ist daher sehr schwierig, und nur die klinische Erfahrung hat gezeigt, daß ein Vergleich überhaupt sinnvoll sein kann. Audiologen können die visuell beobachteten elektrischen Potentiale

als die elektrophysiologisch äquivalenten Verhaltenswerte, die psychoakustisch bestimmt werden, interpretieren.

Beim Normalhörenden liegt die psychoakustische Schwelle eines Tonpulses von 1 ms etwa 25 dB höher als das eines kontinuierlichen Tons derselben Frequenz. Bei Patienten mit cochleären Hörstörungen senkt sich diese Differenz mit ansteigendem Hörverlust. Die Differenz der Schwellen von langen und kurzen Tonpulsen wird als temporale Integration bezeichnet und kann durch die kurze Tonaudiometrie gemessen werden.

Vor- und Nachteile

Elektrocochleographie

Vorteile:

1. Unabhängig von Schlaf- und Narkosestadium
2. Monaurales Testverfahren
3. Nachweis sowohl von Schalleitungs- als auch Schallempfindungsschwerhörigkeit möglich
4. Beurteilung von sowohl prä- als auch postsynaptischen Funktionen

Nachteile:

1. Invasives Testverfahren (Nadelektrode wird durch das Trommelfell hindurchgestochen), Narkose ist erforderlich
2. Kostspielige Untersuchung (Beteiligung von Arzt, Anästhesist, Audiologe und Schwester)
3. Keine Beurteilung retrocochleärer Läsionen, aber eine Unterscheidung zwischen peripheren und sensorischen und neuralen Läsionen ist möglich. (Oft zeigt sich eine auffällige CAP-Morphologie bei Patienten mit Akustikusneurinom.)
4. Eingeschränkte Frequenzspezifität
5. Schwellenevaluation bei Frequenzen unter 1 kHz nicht sicher möglich

Hirnstammaudiometrie

Vorteile:

1. Unabhängig vom Schlaf- und Narkosestadium
2. Sehr einfach durchzuführendes, nichtinvasives Testverfahren (Oberflächenelektroden)
3. Beurteilung sowohl cochleärer und retrocochleärer Funktionen (Das beste Verfahren für die Differenzierung!)

Nachteile:

1. Keine spezifischen Informationen über die Innenohrfunktion
2. Eingeschränkte Frequenzspezifität bei hohen Pegeln
3. Keine zuverlässige Schwellenevaluation bei Frequenzen unter 1 kHz
4. Kein monaurales Testverfahren, daher sollte eine Vertäubung erfolgen.

Kortikale mittlere und späte Antworten (Cortical Response Audiometry)

Vorteile:

1. Frequenzspezifische Messung

2. Der größte Teil der Hörbahn wird getestet
3. Nichtinvasives Testverfahren (Oberflächenelektroden)

Nachteile:

1. Abhängig vom Schlaf- und Narkosestadium
2. Nichtspezifisch hinsichtlich der topischen Diagnostik
3. Kein monaurales Testverfahren, daher sollte eine Vertäubung erfolgen.

Objektive Methoden bei der Auswahl von Cochlear-Implant-Kandidaten und bei der Einstellung des Sprachprozessors

Weltweit gibt es immer mehr hochgradig schwerhörige Kleinkinder, die mit Cochlea-Implantaten versorgt werden. Die herkömmlichen Auswahlverfahren und Sprachprozessoreinstellungsmethoden sind jedoch für Kinder in den ersten Lebensjahren ungeeignet. Bei solchen Kindern spielen objektive Meßverfahren sowohl vor als auch nach der Implantation eine wichtige Rolle für die Bestimmung des Grades der Hörstörung, die Selektion der Kandidaten für eine CI-Versorgung, die Auswahl des Ohres und bieten außerdem eine wertvolle Hilfestellung bei der Einstellung des Gerätes bei schwierig zu testenden und sehr jungen Kindern. Neuerdings werden BERA, Stapediusreflexmessung, Neural Response Telemetry (NRT), MAEP und SAEP als objektive Meßverfahren verwendet. Diese Verfahren sollten in Zukunft noch weiterentwickelt werden.

Otoakustische Emissionen (OAE)

Otoakustische Emissionen (OAE), erstmals von Kemp (1978) beschrieben, sind Schallsignale, die im äußeren Gehörgang als Reflektion aktiver Prozesse in der Cochlea gemessen werden. Genauer gesagt, die Bewegung (Motilität) der äußeren Haarzellen generiert mechanische Energie im Innenohr, die über Mittelohr und Trommelfell nach außen in den Gehörgang weitergeleitet wird. Die Vibration des Trommelfells produziert ein akustisches Signal (die otoakustischen Emissionen), das mit Hilfe eines empfindlichen Mikrofons gemessen werden kann. Sind die äußeren Haarzellen in ihrer Struktur beschädigt oder nicht mehr funktionsfähig, können keine otoakustischen Emissionen durch die akustischen Reize evoziert werden. Da es sich bei der OAE-Messung um ein nichtinvasives Verfahren handelt, mit dessen Hilfe die Funktion des Innenohres (insbesondere die Funktion der äußeren Haarzellen) genau und objektiv beurteilt werden kann, kommt die OAE-Messung für verschiedene klinische Anwendungen vom Hörscreening bis zur Innenohrdiagnostik in Frage.

Otoakustische Emissionen werden in zwei Kategorien unterteilt, nämlich in spontane und evozierte otoakustische Emissionen. Spontane otoakustische Emissionen (SOAE), die selbst bei Normalhörenden nur in etwa 60 % der Fälle abgeleitet werden können, werden im äußeren Gehörgang gemessen, ohne daß mit einem externen Schallreiz stimuliert wird. SOAE sind geschlechtsspezifisch. Bei Frauen werden SOAE doppelt so häufig gemessen wie bei Männern. Evozierte otoakustische Emissionen werden durch niedrige bis mittlere Schallreizpegel im äußeren Gehörgang evoziert und werden in der Regel in Abhängigkeit von den Eigenschaften des

verwendeten Schallreizes bzw. der cochleären Aktivität klassifiziert. Stimulusfrequenzevozierte otoakustische Emissionen (SFOAE), deren Messung technisch ziemlich schwierig ist, wurden bisher von allen evozierten otoakustischen Emissionen am wenigsten untersucht. Die Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) – auch Verzerrungsprodukte genannt – werden produziert, wenn zwei Reintonstimuli der Frequenzen f_1 und f_2 dem Ohr gleichzeitig präsentiert werden. Die stärksten DPOAE treten bei der Frequenz auf, die durch die Gleichung $2f_2 - f_1$ bestimmt wird, wobei der tatsächliche cochleäre Frequenzbereich, der mittels DPOAE beurteilt werden soll, in der Mitte zwischen diesen beiden Frequenzen liegt (geometrisches Mittel zwischen f_1 und f_2). Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE) werden durch kurze akustische Stimuli (Klickreize oder sog. Tone Bursts) evoziert.

Der Wert der OAE-Messung als Teil der audiologischen Testbatterie wird zweifellos gesteigert, wenn wir anwenden, was wir bereits über die klinische Entwicklung der Messung von Emissionen und über die BERA wissen. Wir wollen hier einige der Faktoren benennen, die wohl für eine OAE-Messung zur Beurteilung der auditorischen Sensitivität und in der neurootologischen Diagnostik wichtig sind.

OAE-Daten können zu anderen audiometrische Befunden (einschließlich der Effekte einer chirurgischen und medikamentösen Therapie von Ohrkrankheiten) zur Beschreibung des Mittelohrzustandes ergänzend hinzugezogen werden. Die klinische Erfahrung zeigt, daß die OAE-Messung nicht vernachlässigt werden sollte, nur weil kein otologischer oder anderer audiometrischer Nachweis einer Mittelohrkrankheit vorliegt. Aufgrund der bekannten unklaren Effekte einer Mittelohrfunktionsstörung auf das OAE-Meßergebnis werden bei Patienten, bei denen nachweislich eine Mittelohrfunktionsstörung vorliegt, normalerweise keine OAE-Messungen durchgeführt. Selbst in Studien über Hörscreening bei Kindern mittels OAE-Messung werden Daten von Kindern, bei denen der Verdacht auf eine Mittelohrkrankheit besteht oder bei denen eine solche nachgewiesen wurde, nicht analysiert. Die meisten Untersuchungen, die sich speziell mit dem Einfluß des Mittelohrzustandes auf OAE befassen, verwenden experimentelle Manipulationen des Mittelohres bei normalhörenden Testpersonen (z. B. Änderung des Luftdruckes im äußeren Gehörgang). Diese künstlich induzierten Veränderungen der Mittelohrfunktion steigern die Steifheit des Mittelohres und reduzieren die EOAE-Amplitude, besonders im tieffrequenten Bereich des EOAE-Spektrums.

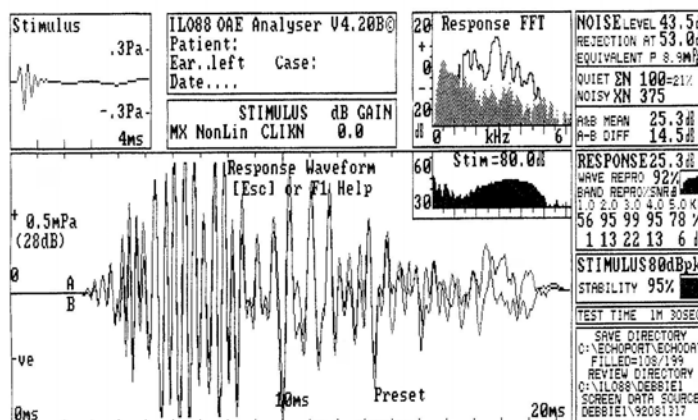


Abb. 13: Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen

Meßparameter

TEOAE: Da in der publizierten Literatur über TEOAE hauptsächlich das Gerät ILO88 (Otodynamics Ltd.) in der Standardeinstellung verwendet wurde, sind die Stimulus- und Meßparameter in allen Studien überwiegend einheitlich gewählt worden (Abb. 13). Zu den Stimulusparametern zählen u. a. Stimulusart, -dauer, -intensität und -rate. Die meisten klinischen TEOAE-Daten werden mittels akustischer Breitbandklickreize von 80 μ s (0,08 ms) Länge erhoben, die mit einer Rate von 50/s und einem Pegel von 80 dB SPL präsentiert wurden. In der Standardeinstellung werden TEOAE für 260 Stimuli gemittelt. TEOAE können ebenfalls unter Verwendung von Tone Bursts gemessen werden. Drei weitere Stimulusparameter (Stabilität, zeitliche Wellenform und Spektrum) werden auch mit dem ILO88 definiert. Die Stabilität ist ein Index für die Übereinstimmung der Stimulusintensität am Anfang und am Ende der Serie von 260 Klickreizen. Eine hohe Stimulusstabilität (z. B. über 90 %) ist hierbei wünschenswert. Während der Sondenanpassung vor Beginn der Messung sowie während der Messung hat der Prüfer die Möglichkeit, die zeitliche Wellenform des Stimulus und das Stimulusspektrum im Gehörgang zu beurteilen. Die Hauptmeßparameter bei der TEOAE-Messung sind die Meßzeit und der Modus der Messung (linear bzw. nichtlinear). In der Standardeinstellung beträgt die Meßzeit 20 ms, und die Messung ist nichtlinear.

Obwohl man meinen könnte, eine Übereinstimmung der Stimulus- und Meßparameter in den Studien wäre vorteilhaft, kann die Verwendung der Standardeinstellung bei der TEOAE-Messung für die klinische Untersuchung des Einflusses der Meßparameter auf das Ergebnis der TEOAE-Messung durchaus nachteilig sein. Es gibt keine Dokumentation darüber, daß die Standardeinstellung bei verschiedenen Patientengruppen optimal ist (z. B. bei Kleinkindern oder bei Patienten mit sensorischen Störungen) – jedenfalls ist dies nicht in den Ergebnissen der umfassenden Studien publiziert. Es ist wahrscheinlich, daß andere TEOAE-Meßparameter klinisch erfolgreich eingesetzt werden könnten. Die mögliche Interaktion zwischen den Stimulus- und Meßparametern sowie den Charakteristiken des Subjektes (z. B. Alter, Geschlecht, Hörvermögen) wurde bisher unzureichend untersucht. So würde man die BERA-Messung z. B. auch nicht routinemäßig mit einem einzigen Schallpegel durchführen. TEOAE werden jedoch fast immer mit einer Stimulusintensität von etwa 80 dB SPL gemessen, auch wenn der tatsächlich im Gehörgang gemessene Pegel einige Dezibel darüber oder darunter liegen kann. TEOAE mit verschiedenen Stimuluspegeln sollte wahrscheinlich wenigstens in einigen klinischen Studien untersucht werden.

Es gibt keine allgemein akzeptierten Kriterien oder wenigstens Richtlinien für die klinische Interpretation der TEOAE. Einige OAE-Meßgeräte bewerten zwei Antwortparameter – Reproduzierbarkeit (in %) und „Echolevel“ (in dB). Die Reproduzierbarkeit liefert einen Hinweis auf die Korrelation zwischen zwei TEOAE-Datensätzen, die in verschiedenen Speicherpuffern gespeichert werden und die während derselben Untersuchung erhoben wurden. Die Reproduzierbarkeit wird für das gesamte TEOAE-Spektrum sowie separat in Oktavintervallen von Frequenzen von 1000 Hz bis zu 6000 Hz angegeben. Der Echolevel ist die TEOAE-Amplitude in dB. Offensichtlich wäre es sehr sinnvoll, TEOAE-Standarddefinitionen für bestimmte Patientengruppen festzulegen.

Die TEOAE-Werte, Lärmpegel (die Differenz zwischen den Datensätzen A und B in dB) und der Reproduzierbarkeit werden von den Subjektcharakteristika (Alter und Geschlecht) und der

Testumgebung stark beeinflusst. Die Kriterien, die für die Definition normaler bzw. auffälliger TEOAE-Befunde verwendet werden, sind in den Studien sehr unterschiedlich gewählt worden. Das mit Abstand häufigste Ziel in den publizierten Studien war das Neugeborenen-Hörscreening, obwohl auch hier verschiedene Kriterien für die Identifikation eines hörgeschädigten Kindes angesetzt wurden. Andere Antwortparameter wie z. B. die Latenz fanden keine klinische Anwendung. Das Gerät POEMS steht möglicherweise für die zukünftige Richtung der TEOAE-Messung. Zusätzlich zur visuellen Aufbereitung der Daten liefert das Gerät eine statistische Analyse der TEOAE-Daten. Mittels statistischer Kriterien wird automatisch bestätigt, ob TEOAE (im Gegensatz zu Lärmpegeln) ableitbar sind.

Heute haben wir durch die zunehmende kommerzielle Verfügbarkeit von OAE-Meßgeräten in der audiologischen Praxis viel mehr Möglichkeiten, die diagnostischen Hilfsmittel, die auf der TEOAE-Messung basieren, weiterzuentwickeln.

DPOAE: Für die Messung der DPOAE sind zwei Stimuli (f_1 und f_2) erforderlich. Daher sind die Möglichkeiten der Stimulusparametervariation für die DPOAE-Messung wesentlich komplexer als für die TEOAE-Messung. Es gibt hauptsächlich zwei Meßverfahren. Bei dem ersten Verfahren wird der Pegel konstant gehalten, während die DPOAE für verschiedene Frequenzbereiche gemessen werden (normalerweise systematisch von den tiefen zu den hohen Frequenzen). Dies wird auch DP-Gramm genannt (Abb. 14). Bei dem anderen Verfahren wird die Frequenz konstant gehalten und die Stimulusintensität variiert (ansteigend oder absteigend). Dies wird als Input/Output-Funktion (I/O-Funktion) bezeichnet.

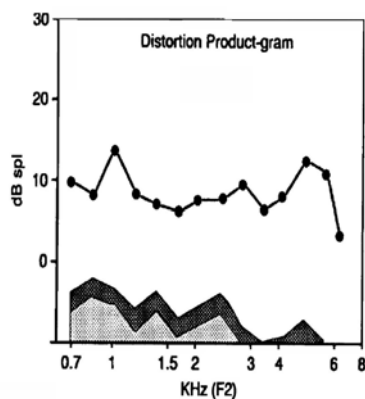


Abb. 14: Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen

Die Effekte der verschiedenen Stimulusvariationen auf das DPOAE-Meßergebnis wurden eingehend untersucht, zumindest jeweils für eine geringe Anzahl normalhörender Erwachsener. Ein Parameter, das der Prüfer auswählen muß, ist die Stimulusintensität (L1 und L2). Bei normalhörenden Erwachsenen werden DPOAE mit maximalen Amplituden gemessen, wobei L1 mit L2 gleichzusetzen ist oder L2 niedriger als L1 liegt (z. B. um 10 dB).

Ein weiterer Parameter ist die absolute Frequenz für f_2 und f_1 und das Verhältnis zwischen f_2 und f_1 . Das tatsächliche durch das Innenohr generierte Distorsionsprodukt (DP) wird durch eine algebraische Gleichung definiert. Das stärkste DP tritt bei einer Frequenz auf, die niedriger als die niedrigste der beiden Stimulusfrequenzen (f_1) ist und wird durch die Gleichung $2f_1 - f_2$ definiert. Andere Distorsionsprodukte können ebenfalls durch das Innenohr hervorgerufen und

durch die DPOAE-Messung erfaßt werden. Der Bereich des Innenohres, in dem die DPOAE abgeleitet werden, wird durch das geometrische Mittel von f_1 zu f_2 definiert, d. h. er liegt mitten zwischen diesen beiden Frequenzen. Normalerweise wird ein f_2/f_1 -Verhältnis von etwa 1,2 verwendet, obwohl nachgewiesen wurde, daß das f_2/f_1 -Verhältnis, das die größte DPOAE-Amplitude evoziert, stark von der Testperson, der Funktion des Stimuluspegels (L_1 und L_2) und dem gewählten Frequenzbereich abhängig ist. Die DPOAE-Amplitude für tieffrequente Stimuli (mit einem geometrischen Mittel bei etwa 1000 Hz) oder Stimuli mit größeren Pegeln (z. B. 80 dB) ist zum Beispiel meistens größer, wenn das f_2/f_1 -Verhältnis über 1,2 liegt (z. B. 1,25-1,30) und umgekehrt.

Die erste Entscheidung, die vor Durchführung einer DPOAE-Messung getroffen werden muß, ist, ob ein DP-Gramm (DPOAE-Amplitude über einen Frequenzbereich) oder eine DPOAE-Input/Output-Wachstumsfunktion für bestimmte Frequenzen erstellt werden soll. Für ein DP-Gramm muß zunächst bestimmt werden, welcher Frequenzbereich gemessen werden soll (z. B. von 500 bis 8000 Hz) und welche Frequenzintervalle gemessen werden sollen, d. h. wie viele DPOAE-Messungen pro Oktave erfolgen sollen. Für den zweiten Ansatz müssen die zu messenden Stimuluspegel und die Intervalle bestimmt werden. Diese Entscheidungen werden weitgehend davon beeinflußt, ob das Ziel der DPOAE-Messung die Diagnostik oder das Screening ist, obwohl andere Faktoren (z. B. Umgebungsgeräusche) ebenso eine Rolle spielen können.

Wie bei der TEOAE-Messung gibt es auch hier keine allgemein anerkannten Kriterien wie für die DPOAE-Analyse. Die DP-Amplitude kann für jede Frequenz im DP-Gramm und jede Pegelstärke der I/O-Funktion berechnet werden. Eine DP-Amplitude, die 3 dB über dem Lärmpegel in demselben Frequenzbereich liegt, wurde als mögliches Kriterium für eine Antwort vorgeschlagen. Sobald ein normativer Bereich für die Daten eines DP-Gramms entwickelt wurde, kann das Meßergebnis schnell interpretiert werden. Die normativen Daten müssen jedoch mit genau demselben Testprotokoll (d. h. mit denselben Stimulus- und Meßparametern) erhoben werden, die auch klinisch verwendet werden.

Die bisherigen Erfahrungen mit der BERA haben gezeigt, daß Testprotokolle, die für Normalhörende geeignet sind, nicht unbedingt auch für andere Patientengruppen sinnvoll sind. Der klinische Wert der OAE kann nicht voll ausgenutzt werden, bis wir Teststrategien entwickelt haben, die sich als effektiv für bestimmte Patientengruppen in typischer klinischer Testumgebung erwiesen haben. Eine systematische Untersuchung der Effekte von verschiedenen TEOAE- und DPOAE-Meßparametern nicht nur bei normalhörenden Erwachsenen, sondern auch bei Säuglingen und Kleinkindern und Patienten mit einer peripheren Hörschädigung ist erforderlich. Ein offensichtliches Potential der klinischen Anwendung von OAE-Messungen liegt in der frequenzspezifischen Bestimmung der Hörsensitivität, besonders bei Säuglingen und Kleinkindern. Durch Verwendung einer Kombination von Klickreizen und Tone Bursts in der BERA-Ableitung kann die Hörsensitivität für die tiefen, mittleren und hohen Frequenzen in jedem Ohr beurteilt werden. Eine gesamte pädiatrische BERA-Messung kann ohne Narkose jedoch nicht konsequent bei Kindern im Alter von 6 Monaten bis etwa 5 Jahren durchgeführt werden. Eine schnellere Meßmethode ist auf jeden Fall erforderlich, die im Idealfall ohne Narkose Anwendung finden sollte. Kann die OAE-Messung diese klinischen Anforderungen erfüllen?

Seit ihrer Entdeckung wurden die Eigenschaften von TEOAE-Input/Output-Funktionen, besonders mit mittleren bis hohen Stimuluspegeln, bei Normalhörenden beschrieben. Über TEOAE-Meßergebnisse als Funktion der Stimulusintensität wurde bisher jedoch wenig klinische For-

schung betrieben. Es ist bekannt, daß TEOAE nicht abgeleitet werden können, wenn eine Innenohrschwerhörigkeit von mehr als etwa 30-40 dB HL vorliegt. In Anbetracht dieser Tatsache sowie der Möglichkeit, daß die Korrelation zwischen TEOAE und Innenohrschwerhörigkeit je nach Ätiologie der Hörstörung (z. B. bei Morbus Menière im Vergleich zu lärminduzierter Schwerhörigkeit) unterschiedlich ausgeprägt sein kann und angesichts unserer eingeschränkten Kenntnisse über die Input-Output-Funktion einer Innenohrschwerhörigkeit in Abhängigkeit von der Ätiologie wäre es voreilig, wenn man auf der Grundlage des Ergebnisses der TEOAE-Messung eine Beurteilung der frequenzspezifischen auditorischen Sensitivität bei Erwachsenen oder Kindern abgeben würde.

Über DPOAE-Input/Output-Funktionen wurde relativ viel klinische Forschung betrieben – in erster Linie bei Patienten mit sensorischer Schwerhörigkeit. Dennoch sind Veränderungen der DPOAE-Amplitude, die als Funktion der Stimulusintensität auftreten, nicht immer vorhersehbar. Die Erkennungsschwelle (Low-Intensity Tail) von Input-Output-Funktionen und ihrer Form in Relation zu den Intensitätspegeln kann von Patient zu Patient oder sogar bei einem einzigen Patienten bei verschiedenen Frequenzen variieren. Es ist nicht bekannt, ob diese verschiedenen I/O-Formen von Bedeutung für die Diagnostik sind. Zudem wurde die Relation zwischen der audiometrischen Schwelle und der OAE-Schwelle selbst bei Erwachsenen noch nicht ausreichend definiert. Die Differenz zwischen der audiometrischen Schwelle und dem niedrigsten Intensitätspegel, bei dem noch DPOAE abgeleitet werden können, kann bei verschiedenen Patienten oder sogar bei einem Patienten frequenzspezifisch in einem Bereich zwischen 40-60 dB variieren. Bisher noch nicht definierte Faktoren scheinen diese Korrelation zu beeinflussen. Zusammenfassend ist es mit Hilfe der DPOAE normalerweise möglich, ein normales Hörvermögen von sensorischen Hörstörungen bei bestimmten Frequenzen zu unterscheiden, obwohl eine genaue Beurteilung der Hörschwellen noch nicht möglich ist. Weitere Untersuchungen über die Relation zwischen der OAE-Schwelle und der Hörschwelle würden für die klinische Verwertung der OAE einen wichtigen Beitrag leisten.

Hintergrundgeräusche: Bei der BERA-Messung besteht das übergeordnete Ziel darin, eine korrekte neurophysiologische Antwort (z. B. ein zuverlässiges [BERA-]Signal-Geräusch-Verhältnis) trotz Vorhandensein ständiger bioelektrischer Hintergrundaktivitäten abzuleiten. Wenn die BERA stabil ist – bei Normalhörenden normalerweise bei Klickreizen mit hohem Intensitätspegel – und der Patient sich im Ruhezustand befindet, besteht ein angemessenes Signal-Geräusch-Verhältnis, und eine Durchschnittsberechnung des Signals ist weitaus weniger notwendig als wenn ein kleineres Signal produziert wird oder mehr elektrischer „Lärm“ vorhanden ist. Der optimale Umfang der Signaldurchschnittsberechnung, die für ein angemessenes Signal-Geräusch-Verhältnis erforderlich ist, kann durch einen erfahrenen Prüfer oder mit Hilfe statistischer Techniken bestimmt werden. Bei der OAE-Messung ist das Konzept des Signal-Geräusch-Verhältnisses genauso wichtig, auch wenn es sich um ein akustisches Signal (OAE im Gehörgang) und akustischen Lärm (Hintergrund- oder Umgebungsgeräusche) handelt.

Obwohl es keine spezifischen Kriterien gibt, mit deren Hilfe bestimmt werden kann, wann OAE vorhanden sind oder fehlen, besteht doch der Konsensus, daß Hintergrundgeräusche berücksichtigt werden müssen, da sie die OAE-Messung beeinflussen. Kommerziell erhältliche OAE-Meßgeräte führen eine ständige Kontrolle des Lärmpegels im Gehörgang durch und beziehen diesen in die Datenerhebung mit ein. Die Lärmpegel werden in der Regel auf demselben Graphen wie die OAE eingetragen. Hintergrundgeräusche sind besonders störend bei der Messung tieffrequenter OAE. Standardprotokolle berücksichtigen abweichende Signal-Geräusch-

Verhältnisse jedoch nicht, die bei der klinischen Messung der OAE auftreten können. In den meisten Fällen wird bei Standardprotokollen angenommen, daß die OAE mit einem hohen Reizpegel in einem schallisolierten Raum bei einem Normalhörenden gemessen werden. Unter anderen Bedingungen muß das Testprotokoll unter Umständen entsprechend geändert werden. Eine mögliche Strategie für die Reduzierung des Lärms wäre die Durchführung der OAE-Messung in einer schalldichten Kabine, was jedoch nicht immer machbar ist. Auf jeden Fall fällt das Signal-Geräusch-Verhältnis bei Verwendung geringer Reizpegel und bei schwerhörigen Patienten wahrscheinlich geringer aus. Ist das Signal schwächer oder der Lärm stärker, sollten die OAE bezüglich der zeitlichen Anordnung einer größeren Anzahl von Stimuli angepaßt werden. Die Qualität der DPOAE-Daten, die in einem schalldichten Raum erhoben werden, kann angeglichen werden, indem die Anzahl der zeitlichen Durchschnitte ein gutes Stück über den Standardwert erhöht werden. Dadurch wird die Differenz zwischen den Distorsionsprodukten und dem Lärm besonders in den tiefen Frequenzen verbessert (z. B. 1000 Hz). TEOAE-Werte werden ebenfalls von der Anzahl der Stimuli während der Messung beeinflusst. Obwohl diese TEOAE-Ergebnisse bei jeder Messung für einen Normalhörenden als normal eingeschätzt werden würden, scheint sich die TEOAE-Qualität (weniger Lärm, höhere Echowerte, größere Reproduzierbarkeit) mit steigender Anzahl der Stimuli zu verbessern. Alternativ kann die TEOAE-Messung in einem schalldichten Raum erfolgen. Selbstverständlich verändert sich die für die Produzierbarkeit eines akzeptablen Signal-Geräusch-Verhältnisses notwendige Mittelung ebenfalls mit der Funktion der OAE-Frequenz. Da Umgebungsgeräusche normalerweise im tieffrequenten Bereich verstärkt auftreten, ist für tieffrequente Reize relativ viel Mittelung notwendig, um ein akzeptables Signal-Geräusch-Verhältnis zu erhalten. Bei Verwendung von Klickstimuli, die die Breitbandenergie miteinschließen, sollte sich die ausgewählte Mittelung bei der OAE-Messung nach dem erforderlichen Signal-Geräusch-Verhältnis für den tieffrequenten Bereich des OAE-Spektrums richten.

Alter und Geschlecht des Patienten: Das Alter und das Geschlecht des Patienten beeinflusst so gut wie jede auditorische Funktionsmessung. Innerhalb der ersten zehn Jahre nach Entdeckung der BERA wurden Dutzende von Studien durchgeführt, die den wesentlichen Einfluß des Alters (bei Kindern und Erwachsenen) sowie des Geschlechts auf die Latenz- und Amplitudenwerte der BERA dokumentierten. Seitdem wurden diese beiden wichtigen Faktoren routinemäßig bei der klinischen Interpretation der BERA-Befunde berücksichtigt. In letzter Zeit wurden vermehrt Untersuchungen über eine klinisch wichtige Interaktion zwischen Alter, Geschlecht und Innenohrschwerhörigkeit bei der BERA-Messung durchgeführt. Einige Fragen hinsichtlich der Auswirkungen von Alter und Geschlecht auf die BERA-Messung konnten inzwischen geklärt werden. Man ist sich weltweit inzwischen darüber einig, daß sowohl TEOAE- als auch DPOAE-Amplituden bei Neugeborenen nach dem ersten Lebenstag am größten sind und dann im Verlauf der Kindheit dramatisch abnehmen. Weiterhin scheinen sich die Amplitudenwerte mit zunehmendem Alter fortschreitend zu senken, obwohl Informationen über TEOAE- und DPOAE-Werte bei audiometrisch unauffälligen älteren Erwachsenen unzureichend dokumentiert sind.

Das Geschlecht der Testperson ist ein wichtiger Faktor bei der TEOAE-Messung, zumindest bei audiometrisch unauffälligen Erwachsenen. Die TEOAE-Amplitudenwerte liegen bei weiblichen Testpersonen erheblich höher als bei männlichen Testpersonen. Die größere Prävalenz spontaner OAE bei Frauen könnte zu diesen geschlechtsspezifischen Unterschieden beitragen, wenn diese dadurch auch nicht vollständig erklärt werden. Auf jeden Fall sind geschlechtsspezifische Unterschiede ein Argument für die Verwendung separater normativer Datensätze bei weiblichen und männlichen Testpersonen (zumindest bei jungen Erwachsenen). Die ge-

schlechtsspezifischen Unterschiede bei der DPOAE-Messung scheinen sich auf geringe Differenzen in der Wahrnehmungsschwelle zu reduzieren.

Die meisten Studien über altersspezifische Unterschiede bezogen sich in der Vergangenheit auf die TEOAE-Messung bei Verwendung von Standardgeräteeinstellungen. Bisher wurden die Auswirkungen von Alter und Geschlecht auf TEOAE- und DPOAE-Amplituden – und auch auf Input/Output-Funktionen – noch nicht im größeren Rahmen untersucht. Es wäre ideal, wenn im Rahmen solcher Studien eine Datenbank für die sinnvolle klinische Interpretation von altersspezifischen OAE-Meßergebnissen eingerichtet werden könnte. Der mögliche Einfluß anderer Charakteristiken der Testperson wie z. B. die Körperhaltung während der OAE-Messung (sitzend im Vergleich zur Rückenlage) sollte ebenfalls eingehender untersucht werden.

Schlußfolgerungen

Seit den Neunziger Jahren scheint es unumgänglich, otoakustischen Emissionen bei den audiometrischen Testverfahren eine wesentliche Rolle zuzuweisen. Der Übergang von der OAE-Messung bei kleinen Patientengruppen durch Hörforscher in Laboratorien bis zur Anwendung der otoakustischen Emissionen bei verschiedenen Patientenpopulationen durch Audiologen im klinischen Alltag wird u. a. durch folgende sechs Faktoren erleichtert:

1. Verfügbarkeit von Meßgeräten verschiedener Hersteller
2. Dokumentation des diagnostischen Wertes von TEOAE und DPOAE im Rahmen umfassender klinischer Forschung an verschiedenen Patientengruppen
3. Beschreibung der Beziehung zwischen OAE-Ableitungen und Meßergebnissen anderer audiologischer Testverfahren
4. Umfassende Informationen über die Auswirkungen der Subjektcharakteristika auf TEOAE und DPOAE
5. Verfügbarkeit einer aktuellen Begriffsordnung (Current Procedural Terminology Codes) und Abrechnungsmöglichkeiten für OAE-Messungen
6. Richtlinien für OAE-Messungen bei Kleinkindern, älteren Kindern und Erwachsenen, für Screening bzw. für diagnostische Zwecke sowie für schallisolierte und nicht schallisolierte Meßkabinen.

Der letzte Punkt wird voraussichtlich einen wesentlichen Beitrag dazu leisten, daß Kliniker ein für sie neues audiologisches Verfahren akzeptieren und anwenden. Zur Zeit werden OAE mit Reiz- und Meßparametern abgeleitet, die zum großen Teil in Laboratorien anhand einer relativ kleinen Anzahl von normalhörenden Erwachsenen oder erwachsenen Patienten mit Innenohrschwerhörigkeit (mit unterschiedlicher Genese) entwickelt wurden. Einige OAE-Testprotokolle wurden nur in monographischen oder nicht publizierten Arbeiten vorgestellt und nicht in wissenschaftlichen Zeitschriften veröffentlicht, wo sie vor der Publikation einen Begutachtungsprozeß durch andere Fachleute durchlaufen. Der klinische Wert der OAE wird außerdem durch weitere Informationen über ihre anatomische und physiologische Grundlage erhöht. Gleichmaßen sollte die Qualität der OAE-Messung sichergestellt werden, indem Kurse über die

Anatomie und Physiologie des Innenohres einschließlich praktischer Übungen zur OAE-Messung und -Analyse für angehende Audiologen angeboten werden.

Letztendlich sollten sich Kliniker einige praktische Fragen stellen, bevor sie die OAE-Messung in ihre routinemäßig angewandte audiologische Testbatterie mitaufnehmen: Welche Art der OAE-Messung (TEOAE oder DPOAE) sollte klinische Anwendung finden? Ist es notwendig, beide Messungen durchführen zu können? Welche Informationen können durch die OAE-Messung gewonnen werden, die nicht schon durch andere audiometrische Testverfahren zur Verfügung stehen? Sollten normative Daten von jeder Klinik erhoben werden? Wenn dies der Fall ist, welche Testprotokolle in welcher Testumgebung (z. B. schalldichte Kabine) sollte für wieviele Testpersonen aus welchen Patientengruppen (männlich, weiblich, Kinder, Erwachsene etc.) Anwendung finden? Welchen Bezug haben OAE-Meßergebnisse zu den Ergebnissen der Reinton- und Sprachaudiometrie sowie zur Impedanzmessung und zur BERA-Ableitung? Gibt es Muster bei der OAE-Messung, die auf bestimmte sensorineurale Hörstörungen (z. B. Morbus Menière, lärminduzierte Schwerhörigkeit, Ototoxizität, Presbyakusis, Akustikusneurinom) hinweisen? Welche klinische Bedeutung haben nicht ableitbare OAE bei ansonsten audiometrisch unauffälligen Patienten? Hat eine Person, die durch konventionelle Audiometrie als normalhörend gilt und bei der jedoch keine OAE meßbar sind, eine Hörstörung? Welche Kompensation und welche medicolegalen Implikationen ergeben sich durch diesen Befund? Kann die auditorische Sensitivität eines Patienten mit Hilfe der OAE-Messung korrekt beurteilt werden? Wenn dem so ist, innerhalb welcher Grenzen kann ein Hörschaden zuverlässig mit Hilfe der OAE-Messung beurteilt werden?

Zusammenfassung

Es wurden die grundlegenden Testverfahren zur Beurteilung der auditorischen Funktion vorgestellt. Hierzu zählen die Messung der Reintonhörschwelle mittels Luft- und Knochenleitung, überschwellige Hörtestverfahren, die Sprachaudiometrie, die Impedanzmessung und die Ableitung akustisch evozierter Potentiale sowie otoakustischer Emissionen. Die Ergebnisse dieser verschiedenen Untersuchungen in ihrer Gesamtheit liefern dem Audiologen einen guten Überblick über die Art und den Umfang einer Hörstörung.

Glossar

Aktionspotential (AP), Auditory Nerve Compound Action Potential: Die der Signalfortleitung dienende kurzzeitige Änderung des Membranpotentials; nach der IONENTHEORIE der Erregung erfolgt durch einen depolarisierenden Reiz zunächst Zunahme der Na⁺-Leitfähigkeit, d. h. Na⁺-Einstrom in die Zelle durch Öffnung der Natriumionen-Kanäle, wodurch das Membranpotential in der Phase der Depolarisation (»Aufstrich«) vom negativen Ruhemembranpotential ausgehend rasch positive Werte (ca. + 30 mV; »Overshoot«) erreicht; die Na⁺-Kanäle schließen sich, K⁺-Kanäle werden geöffnet, u. es erfolgt Repolarisation, der sich in der Regel eine Nachhyperpolarisation anschließt, bevor das Ruhemembranpotential wieder erreicht wird; im EMG auch (unscharfes) Synonym für Muskelaktionspotential. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Akustische Impedanz: Der der Schalleitung entgegenwirkende Widerstand, definiert als Quotient aus Schalldruck und Schallfluß. Als Widerstand des Trommelfell-Gehörknöchelchen-Apparates indirekt meßbar (Impedanzaudiometrie) durch Tympanometrie oder Stapediusreflex. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Akustisch evozierte Potentiale (AEP): Durch Schallreizung des Hörorgans auslösbare elektrische Potentiale, meist als akustisch evozierte Hirnstammpotentiale (AEHP) zur Hörprüfung mittels Electric Response Audiometry (ERA, BERA) oder zur neurologischen Diagnostik (z. B. Hirnstammerkrankungen, Kleinhirnbrückenwinkeltumoren). (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Audiogramm: Die bei der Audiometrie gewonnene graphische Darstellung der Meßwerte in Form einer Kurve (mit Erfassen der Frequenz auf der Abszisse u. der Tonintensität – in dB – auf der Ordinate). (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Binaural: mit beiden Ohren, beidohrig. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Brainstem Evoked Response Audiometry (BERA): Ableitung akustisch evozierter Hirnstammpotentiale zur objektiven Hördiagnostik. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Cochlear Microphonics (CM): Von den Sinneszellen des Innenohrs ableitbare, von den äußeren Haarzellen ausgehende Potentialschwankungen als Folge der radiären Auslenkung der Basilarmembran. Breiten sich elektronisch aus (»Cochlearisströme«; Frequenz bis 1600 Hz, der des zugeleiteten Tones entsprechend); sind Bindeglied zwischen dem Reiz und der Erregung von Gehörafferenzen (»Reizfolgestrom«). (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Dezibel (dB): Dimensionslose Größe zur Definition einer Dämpfung oder Verstärkung um den 10⁻¹fachen Wert des Bel; $1 \text{ dB} = 10 \log I_1/I_0 = 20 \log P_1/P_0$ (I_1/I_0 , P_1/P_0 = Verhältnis zweier

Intensitäten, Schallstärken etc. bzw. zweier Spannungen, Schalldrücke etc.). Durch die willkürliche Festlegung von I_0 u. P_0 gibt das dB einen Pegel an. Allgemein – unter Bezug auf die Schallintensität 10^{-16} W/cm^2 bzw. den Schalldruck $2 \cdot 10^{-4} \text{ } \mu\text{bar}$ (= Schwellenwert des Ohres bei 1000 Hz) – ist 1 dB der Intensitätsunterschied, den das menschliche Ohr eben noch wahrnimmt (u. damit = 1 Phon). (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Diplakusis: Interaurale Tonhöhendifferenzen bei Normalhörenden, die auf physiologisch bedingte Frequenzabhängigkeiten der Frequenz-Tonhöhe-Charakteristiken der beiden Ohren zurückgeführt werden.

Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE): Es handelt sich hierbei um ein Phänomen, das an Innenohren von Säugern beobachtet werden kann. Wird ein Innenohr mit zwei sinusförmigen Schallreizen angeregt, deren Frequenzen in einem bestimmten Verhältnis zueinander stehen, so wird im Innenohr eine dritte Schwingung mit einer anderen Frequenz erzeugt. Die genaue Ursache der DPOAE ist nicht bekannt. Es ist jedoch sehr wahrscheinlich, daß die äußeren Haarzellen eine wichtige Rolle dabei spielen. Teile der im Innenohr erzeugten Schwingung werden über das Mittelohr zurück an das Außenohr übertragen. (Quelle: <http://www.net-lexikon.de>)

Dynamischer Bereich (Dynamic Range): Die Dynamik eines elektronischen Übertragungssystems bezeichnet den Unterschied zwischen leisestem und lautestem verarbeiteten Signal. Die Dynamik einer akustischen Information gibt das Verhältnis von geringster zu größter Lautstärke wieder. Die Dynamik der Sprache umfaßt 40 dB und mehr. (Quelle: <http://www.schwerhoerigenforum.de/lexikon>)

Elektrocochleographie (ECochG oder ECoG): Eine objektive audiometrische Meßmethode, bei der mit akustisch auslösbaren Potentialänderungen des Hörnervs Aussagen über das auditive System möglich sind. (Quelle: <http://www.schwerhoerigenforum.de/lexikon>)

Evozierte otoakustische Emissionen (EOAE): Evozierte otoakustische Emissionen werden durch akustische Stimulation mit niedrigen bis mittleren Stimuluspegeln im äußeren Gehörgang abgeleitet. EOAE werden in der Regel nach der Art des Stimulus oder nach der Art der cochleären Ereignisse, die diese generieren, klassifiziert.

Frequenz: Die Häufigkeit eines wiederkehrenden Ereignisses je Zeiteinheit; z. B. in der Physik die Schwingungszahl (f) je Zeiteinheit (Reziprokwert der Schwingungsdauer), mit der Einheit »Hertz« ($\text{Hz} = 1 \text{ Schwingung/Sek.}$). (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Frühe akustisch evozierte Potentiale (FAEP): Hirnstammpotentiale. Nach akustischer Stimulation können etwa 25-30 Wellen registriert werden, die nach Picton (1974) in Abhängigkeit der Latenz als frühe (FAEP, innerhalb der ersten 10 ms), mittlere (MAEP, zwischen 10-60 ms) und zwischen 50 und 1000 ms als späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP) bezeichnet werden. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Hörschwelle: Die geringste noch wahrnehmbare Schallintensität; als Schalldruckwert in Dezibel angegeben; audiometrisch bestimmt mit Schwingungen von 16–12 000 Hz. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Ipsilateraler akustischer Reflex: Durch akustische Stimulation des ipsilateralen Ohres evozierter Reflex.

Knochenleitung: Die physiologisch über die Schädelknochen erfolgende Schalleitung an das Corti-Organ. Prüfung möglich z.B. durch Rinne-Versuch oder – bei Tonaudiometrie – durch Aufsetzen eines elektrischen Prüfgerätes auf den Warzenfortsatz. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Kontralateraler akustischer Reflex: Durch akustische Stimulation des kontralateralen Ohres evozierter Reflex.

Lautheitsausgleich: Patienten, die unter einer Schädigung des Innenohres leiden, weisen ein spezielles Phänomen auf, das man als Lautheitsausgleich (=Recruitment) bezeichnet. Bei diesen Patienten steigt das Lautstärkeempfinden auf dem schwerhörigen Ohr mit zunehmendem Pegel ungewöhnlich rasch an und erreicht bei Pegeln um 100 dB normale Werte. Deshalb können innenohrschwerhörige Patienten zum Beispiel 20 dB über der Hörschwelle Intensitätsänderungen von 1 dB wahrnehmen, während Normalhörende oder Patienten mit andersartigen Hörstörungen derartig geringe Intensitätsänderungen 20 dB über der Schwelle nicht erkennen können. (Quelle: <http://www.uniklinikum-giessen.de>)

Lautstärkepegel: Die Stärke der Hörempfindung; abhängig von Tonhöhe u. Schallstärke (I). Als Normal-Lautstärke (I₀) gilt die eines Tons von 1000 Hz mit Schalldruck 0,0002 µbar (= 0,00002 N/m²; der Hörschwelle entsprechend); rel. Einheit: Phon. – Als Schädigungsgrenze (gem. ISO) gilt die 85-dB-Linie. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Luftleitung: Physiologische Schalleitung zum Corti-Organ durch – zuletzt in Flüssigkeitsschwingungen umgeformte – Luftschwingungen über den sog. Schalleitungsapparat (Ohrmuschel, äußerer Gehörgang, Trommelfell, Gehörknöchelchen, ovales Fenster, Perilymphe); optimal bei normaler Trommelfellvibration und Aktion der Binnenohrmuskeln, ausreichender Paukenhöhlenventilation und Elastizität der Fenstermembran. Vergleich mit Knochenleitung durch Rinne-, Weber-, Schwabach-Versuch; graphische Darstellung erfolgt als »Luft(leitungsschwellen)kurve«. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Mittlere akustisch evozierte Potentiale (MAEP): Nach akustischer Stimulation können etwa 25-30 Wellen registriert werden, die nach Picton (1974) in Abhängigkeit der Latenz als frühe (FAEP, innerhalb der ersten 10 ms), mittlere (MAEP, zwischen 10-60 ms) und zwischen 50 und 1000 ms als späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP) bezeichnet werden. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Monaurales Hören: Nur mit einem Ohr (= monotisch) erfolgendes Hören; geht einher mit Teilverlust des Richtungshörens. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Otoakustische Emissionen (OAE): Von den äußeren Haarzellen des Innenohrs selbst produzierte Schallaussendungen; Phänomen, das als Nebenprodukt des aktiven Hörvorgangs anzusehen ist. Die otoakustischen Emissionen können mit sehr empfindlichen Mikrofonen registriert werden. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Recruitment: Lautheitsausgleich bei Schwerhörigkeit durch Haarzellschädigung, d.h. starke (überschwellige) Schallreize werden trotz der erhöhten Hörschwelle ebenso laut (oder lauter: »Overrecruitment«) empfunden wie mit dem gesunden Ohr (= positives Recruitment; z.B. nach Schalltrauma); bei negativem Recruitment ist jedoch die Lautheitsempfindung im überschweligen Bereich um den Betrag der Differenz der beidseitigen Hörschwellen geringer (z.B. bei Schalleitungsschwerhörigkeit). Die Bestimmung erfolgt mittels überschwelliger oder mittels Geräuschaudiometrie (= Fowler- bzw. Lüscher-Test). (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Schalldruckniveau (Sound Pressure Level, SPL): Schalldruck ist der »Schallwechseldruck« im Schallausbreitungsmedium als Folge der Teilchenschwingungen. Wird als Luft-Schalldruck durch die Schalleitungskette des Schalleitungsapparates auf das etwa 22fache verstärkt (v. a. durch die Differenz der wirksamen Flächen von Trommelfell und Steigbügelplatte); gleichzeitig erfolgt Anpassung der Schallimpedanz der Luft an die der Perilymphe, wodurch die sonst fast vollständige Reflexion der Schallenergie am ovalen Fenster wesentlich vermindert wird. Auslösung einer Hörempfindung erfordert Mindesthöhe des Schallwechseldrucks (»P«; Dimension $1 \text{ N/m}^2 = 1 \text{ Pa}$), z.B. beträgt P_0 bei 1 Hz $2^4 \cdot 10^4 \mu\text{bar}$. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Schalleitungsschwerhörigkeit: Schwerhörigkeit infolge krankhafter Veränderungen im Schalleitungsapparat (einschließlich Flüssigkeitsansammlung und Druckdifferenz zwischen Mittelohr und Gehörgang); im engeren Sinn die Mittelohrschwerhörigkeit bei Schalleitungsblock. Audiogramm: herabgesetzte Luftleitung bei normaler (für tiefe Töne sogar heraufgesetzter) Knochenleitung, Hörverlust besonders für die tiefen Töne (d. h. untere Tongrenze erhöht). Der Rinne-Versuch ist auf der kranken Seite negativ; beim Weber-Versuch erfolgt Lateralisation in das kranke Ohr. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Schallempfindungsschwerhörigkeit (Innenohrschwerhörigkeit, sensorineurale Schwerhörigkeit): Die »cochleäre« oder »labyrinthäre Schwerhörigkeit« (Schallempfindungsstörung), die alle Frequenzen betreffen kann, als Altersschwerhörigkeit (Presbyakusis) vor allem die mittleren und hohen Töne; häufig mit – hohen, klingenden – Ohrgeräuschen verbunden; ist von retrocochleärer Hörstörung (»Nervenschwerhörigkeit«) nicht streng zu trennen; Audiogramm: übereinstimmende Senkung der Luft- u. Knochenleitungskurven. Erworben z. B. durch Rötelnembryopathie (angeborene Innenohrschwerhörigkeit), chronische Lärmbelastung, Schädelbasisfraktur, Labyrinthblutung, Labyrinthitis, Zirkulationsstörung (Arteriosklerose, Menière-Krankheit, Angiopathia diabetica etc.), Infekt (Typhus, Mumps, Diphtherie etc.), chemisch-toxisch (Chinin, Streptomycin etc.), Endolymphstörung (z.B. als akuter Hörsturz). Als erbliche Innenohrschwerhörigkeit bei Alport-, Gräfe-, Sjögren-, Pendred-Syndrom; ferner als hereditär-degenerative Innenohrschwerhörigkeit eine dominant erbliche, angeborene oder – häufiger – in der Jugend auftretende Innenohrschwerhörigkeit, meist mit schleichendem Beginn u. oft jahre-

langem Stillstand, evtl. in Taubheit übergehend; es findet sich eine Dislokation des Corti-Organ, Verdünnung (= Typ Scheibe) oder hochgradige Fehlbildung (= Typ Mondini) der Schneckenwindel (Modiolus) und Skalensepten, Proliferation des Neuroepithels. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Schallpegel: Der 20fache Zehnerlogarithmus des Verhältnisses zweier Schalldrücke:

$$A = 20 \log_{10} \frac{P_i}{P_0}$$

angegeben in Dezibel; entspricht für Schallmessungen mit Bezugsdruck P_0 ($= 2 \cdot 10^{-4}$ µbar) der Hörschwelle. Als VDI-Richtwert gelten 90 dB (A), die als jahrelange Lärmeinwirkung gehörschädigend wirken können. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Schwerhörigkeit: Geringgradige Schwerhörigkeit – 26-40 dB, mittelgradige Schwerhörigkeit – 41-55 dB; hochgradige Schwerhörigkeit – 56-70 dB; hochgradige, an Taubheit grenzende Schwerhörigkeit – 71-90 dB; Taubheit – >91 dB.

Sensation Level (SL): Schallpegel in Dezibel in Relation zum Schwellenpegel für ein Individuum.

Sensorineurale Schwerhörigkeit: Siehe Schallempfindungsschwerhörigkeit.

Signal Averaging: Durchschnittsberechnung des Signals, d. h. Akkumulieren und anschließendes Mitteln der Spektren.

Sondentöne bei der akustischen Impedanzmessung: 220 und 660 Hz.

Späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP): Nach akustischer Stimulation können etwa 25-30 Wellen registriert werden, die nach Picton (1974) in Abhängigkeit der Latenz als frühe (FAEP, innerhalb der ersten 10 ms), mittlere (MAEP, zwischen 10-60 ms) und zwischen 50 und 1000 ms als späte akustisch evozierte Potentiale (SAEP) bezeichnet werden. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Spontane otoakustische Emissionen (SOAE): Spontane otoakustische Emissionen; entstehen durch oszillierende Kontraktionen in Phase schwingender äußerer Haarzellen (Cochlea als aktive Energiequelle). SOAEs werden nur von gesunden Ohren produziert (Bereich 500 Hz bis 7 kHz, v. a. im Bereich 1 bis 2 kHz), ihre Schallamplituden sind sehr klein. Dennoch können nicht bei allen gesunden Ohren SOAEs nachgewiesen werden (je älter der Proband desto unwahrscheinlicher nachweisbar). (Quelle: <http://www.rcs.ei.tum.de>)

Sprachaudiometrie: Von den akustischen Eigenschaften des Raumes unabhängige apparative Audiometrie mit Prüfung des Sprachverständnisses für bestimmte, nach Frequenzspektren geordnete Prüfwörter einer mit verschiedener Lautstärke dargebotenen Sprache. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Sprachdiskriminationstest: Bei dem Sprachdiskriminationstest wird dem Patienten Wortmaterial mit einem Pegel von 30-40 dB über der zuvor bestimmten Spracherkennungsschwelle präsentiert.

Spracherkennungsschwelle (Speech Recognition Threshold, SRT): Pegel, bei dem eine Testperson einfaches Sprachmaterial zu 50 % der Zeit identifizieren kann.

Stapediusreflexschwelle: Der Stapediusmuskel setzt am Köpfchen des Steigbügels (Stapes) an. Wird ein Ohr einem Ton von 70-90 dB Lautstärke ausgesetzt, kommt es normalerweise zu einer Kontraktion des Stapediusmuskels beidseits und damit zu einer Änderung der Schallreflexion und Schalldurchlässigkeit (Impedanz) des Trommelfells. Der Stapediusreflex läßt sich mit speziellen Geräten messen. Bei einer Veränderung oder einem Fehlen des Stapediusreflexes lassen sich Rückschlüsse auf die Funktion des Ohres ziehen. (Quelle: HNO-Lexikon Dr. M. Mauderli, <http://www.mauderli-hno.ch>)

Statische Compliance: Die arithmetische Differenz zwischen zwei Impedanzwerten, die bei positivem Luftdruck (+200 daPa) gemessen werden. Der positive Luftdruck wird hierbei künstlich im Gehörgang induziert, wobei sich das Trommelfell in seiner flexibelsten Position befindet. Die Compliance wird in der Regel in Kubikzentimetern (oder Millilitern) äquivalenten Volumens angegeben.

Summationspotential (SP): Präsynaptisches Potential, das von der Cochlea generiert wird. Das Summationspotential kann als separater Peak vor dem Aktionspotential auftreten, der entweder in dieselbe Richtung oder in die entgegengesetzte Richtung wie das Aktionspotential zeigt. Es kann auch als Vorsprung oder Höcker auf dem Anstieg eines Aktionspotentials manifestieren.

Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE): Es handelt sich hierbei um eine akustische Antwort des Innenohrs auf einen kurzen aber breitbandigen akustischen Reiz. Die TEOAE sind ein wichtiges Mittel zur Diagnose von Erkrankungen des Innenohrs. Sie werden für so genannte Screenings bei Neugeborenen eingesetzt, die Hörstörungen früher als bisher möglich zu Tage fördern sollen. Dabei wird in den Gehörgang eine Meßsonde eingesetzt, in der sich ein Lautsprecher und ein Mikrofon befinden. Über den Lautsprecher wird ein Schallreiz (ein kurzes Klicken) in das Ohr hineingestrahlt. Dieses produziert darauf selbst Töne, die wiederum von dem Mikrofon aufgefangen werden. Damit kann man überschlägig das Hörvermögen im Bereich zwischen 1.000-5.000 Hz beurteilen. Hörstörungen über 20-30 dB HL können durch ein Ausbleiben der TEOAE erkannt werden. (Quelle: <http://www.net-lexikon.de>)

Tympanogramm: Mit Hilfe einer über die Sonde angeschlossenen Druckpumpe kann im äußeren Gehörgang ein definierter Druck erzeugt werden. Zur Durchführung der Tympanometrie verändert das Tympanometer diesen Druck kontinuierlich im Bereich von +300 bis -300 daPa (Druckeinheit: daPa = Deka-Pascal) und mißt die damit verbundene Trommelfellbeweglichkeit in der oben beschriebenen Weise. Die dabei entstehende Kurve nennt man Tympanogramm. Ein Tympanogramm stellt also die Trommelfellbeweglichkeit in Abhängigkeit vom Luftdruck im äußeren Gehörgang dar. (Quelle: <http://www.uniklinikum-giessen.de>)

Tympanometrie: (Schuster 1934) Bestimmung der Mittelohr-Impedanz, gemessen als reflektierter Schallanteil bzw. als Compliance des Systems (in ml). Das mit x-y-Schreiber erstellte

»Tympanogramm« dient der Diagnostik von Tuben-Mittelohr-Katarrh, Paukenerguß, Otosklerose, Defekt der Gehörkette, Ohrgeräuschen, Tubenklaffen etc. u. wird ergänzt durch Bestimmung des kontralateralen Impedanzsprunges und Messen des Stapedius-, Tensorreflexes. (Quelle: Roche Lexikon Medizin, 4. Auflage, Urban & Fischer, <http://www.gesundheit.de/roche>)

Unbehaglichkeitsschwelle: Die Unbehaglichkeitsschwelle (Uncomfortable Loudness Level, UCL) ist die Grenze, bei der die Schallpegel zwar als „unangenehm“ empfunden werden, jedoch noch keinen Schmerz verursachen. Nur wenn dem Hörakustiker die individuelle Unbehaglichkeitsgrenze bekannt ist, kann er die Hörsysteme so einstellen, daß wichtige Signale wie z. B. Sprache zwar ausreichend verstärkt werden, die lauten Schallsignale jedoch die Unbehaglichkeitsgrenze nicht überschreiten. (Quelle: Geers Hörakustik Lexikon <http://www.geers.de/89.html>)

Vertäubung (Masking): Die Ausschaltung des Gegenohres bei isolierter Messung des Prüfohres genannt. Dabei wird das zu vertäubende Ohr mit einem Rauschen so hoch belastet, daß der übergeleitete Teil des Signals unerschwellig bleibt. (Quelle: <http://www.schwerhoerigenforum.de/lexikon>)

Visuelle Belohnungsaudiometrie: Visuelle Stimulation nach angemessener Schallquellenlokalisierung mit dem Ziel einer genaueren Hörschwellenbestimmung bei Kleinkindern, die hierdurch in ihrem Antwortverhaltens bestärkt werden sollen.