

Universitätsspital Zürich
Klinik und Poliklinik für Ohren-, Nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie
Direktor: Prof. Dr. med. S. Schmid

Arbeit unter Leitung von Prof. Dr. sc. techn. N. Dillier
und Dr. med. N. Schmuziger

**Der Einfluss von Artefakten beim Hörscreening
mit einem automatisierten OAE-Screener**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung der Doktorwürde der Zahnmedizin der Medizinischen Fakultät
der Universität Zürich

vorgelegt von
Christophe Kurt Schmuziger
von Aarau AG

Genehmigt auf Antrag von Prof. Dr. med. S. Schmid
Zürich 2006

An dieser Stelle möchte ich Herrn Prof. Dr. sc. techn. Norbert Dillier, Leiter des Labors für experimentelle Audiologie der ORL-Klinik Universitätsspital Zürich, Herrn Prof. Dr. med. S. Schmid, Direktor der Klinik und Poliklinik für Ohren-, nasen-, Hals- und Gesichtschirurgie, Herrn Dr. med. Nicolas Schmuziger, Oberarzt der HNO-Universitätsklinik Basel, Herrn Prof. Dr. med. R. Probst, Vorsteher der HNO-Universitätsklinik Basel und ganz besonders dem Schwerhörigenverein Basel für die wertvolle Unterstützung bei der Entstehung dieser Arbeit danken.

Diese Arbeit ist in grosser Dankbarkeit meiner Familie gewidmet

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1. Zusammenfassung	5
2. Einleitung	7
3. Material und Methode	11
4. Resultate	21
5. Diskussion	38
6. Literaturverzeichnis	51
7. Curriculum vitae	54

1. Zusammenfassung

1.1 Fragestellung

In den letzten Jahren sind portable, automatisierte OAE-Messgeräte auf den Markt gekommen, die eine expertenunabhängige „Pass-Refer“-Bewertung erlauben. Eines dieser Geräte, der ER-34 ERO•SCAN™ von Etymotic Research wurde in der Schweiz vor drei Jahren eingeführt. Wegen der Möglichkeit, DPOAE sowohl bei Neugeborenen als auch bei Erwachsenen in wenigen Sekunden zu messen, erschien uns dieses Gerät sehr attraktiv. Im Rahmen eines laufenden Projektes bei normalhörenden Jugendlichen wurde dieses Gerät für die DPOAE-Messung eingesetzt. Dabei fiel uns eine unerwartet hohe Rate von falsch-positiven Resultaten sowie eine tiefe intraindividuelle Testwiederholbarkeit auf. Dies veranlasste uns, dieses Gerät systematisch zu evaluieren. Wir wurden vom Hersteller kontaktiert mit der Bitte, unsere Messungen mit technisch verbesserten Geräten zu wiederholen. Das Ziel dieser Arbeit war es, durch eingehende Untersuchungen den Einfluss von Artefakten auf das Hörscreening bei der automatisierten OAE-Messung besser zu verstehen und dem Hersteller wichtige Erkenntnisse geben zu können.

1.2 Studiendesign

DPOAE-Messungen wurden mit der 1. ERO•SCAN-Version (zwei Geräte) an einer Gruppe von normalhörenden Jugendlichen, an hochgradig schwerhörigen Patienten sowie in einer Testkavität durchgeführt. Nach Umrüstung der Geräte durch den Hersteller wurden OAE-Messungen bei Normalhörenden, Neugeborenen, hochgradig Schwerhörigen und in derselben Testkavität wiederholt. Die Messparameter sowie die Passkriterien entsprachen

den Empfehlungen des Herstellers. Für die Bestimmung der Testwiederholbarkeit wurden die DPOAE-Messungen an Normalhörenden mit der 1. und 2. Version wiederholt.

1.3 Resultate

Die Spezifität der DPOAE-Messungen mit der 1. ERO•SCAN-Version betrug 82% und mit der 2. Version 100%, die Sensitivität 97 resp. 100%. Die DPOAE-Passraten für eine einzelne Frequenz bei hochgradig schwerhörigen Ohren betrug mit der 1. ERO•SCAN-Version 21% bei 2 kHz und 54% bei 3 kHz, mit der 2. Version 11% resp. 14%. Die entsprechenden Passraten in einer Messkavität waren für beide ERO•SCAN-Versionen unter 10%. Falls die einzelnen Frequenzen gemittelt wurden, betrug die durchschnittliche intraindividuelle Variabilität der DPOAE-Pegel bei Normalhörenden 2 dB mit der 1. Version und 1.2 dB mit der 2. Version. Die Anzahl Messungen, die frequenzabhängig wegen nicht vorhandenen OAE für die Auswertung nicht verwendet werden konnten, betrug max. 32% bei 6 kHz.

1.4 Schlussfolgerung

Die Messgenauigkeit hat sich mit der 2. ERO•SCAN-Version im Vergleich mit der 1. Version deutlich verbessert. Ein präzise arbeitendes Messgerät ist eine Vorbedingung für eine gute Sensitivität und Spezifität. Adäquate Passkriterien sind wichtig, aber abhängig von der Güte des Messsystems. DPOAE- und vermutlich auch TEOAE-Messungen in einer Testkavität simulieren nicht immer adäquat die Messbedingungen bei hochgradig schwerhörigen Personen. Eine Überprüfung eines OAE-Messsystems und die Ableitung von Passkriterien mittels Messungen in einer Testkavität sind also problematisch.

Die Hauptindikation für den klinischen Einsatz der OAE ist das Hörscreening, weniger die audiologische Diagnostik.

2. Einleitung

Evozierte otoakustische Emissionen (EOAE) werden am häufigsten im Rahmen eines Hörscreenings bei Neugeborenen und Säuglingen angewendet. Dessen Nutzen ist erwiesen und deshalb gelten die EOAE als eine der Methoden der Wahl für das universelle Neugeborenenhörscreening (Erenberg, Lemons, Sia, Trunkel, & Ziring, 1999).

Die meisten Screeningprogramme verwendeten transitorisch evozierte otoakustische Emissionen (TEOAE) als First-Line-Screening-Test. Es gibt Hinweise, dass für das Hörscreening Distorsionsproduktemissionen (DPOAE) ähnlich effektiv wie TEOAE sind mit dem möglichen Vorteil, Informationen über den höheren Hörfrequenzbereich zu erhalten (Gorga et al., 2000). Sowohl TEOAE als auch DPOAE können auf einen cochleären Hörverlust von 40 dB HL oder mehr hinweisen. Somit können Neugeborene und Säuglinge, die eine weitere audiologische Abklärung und ggf. Rehabilitation benötigen, mittels otoakustischen Emissionen (OAE) erkannt werden.

Eine First-line-Screeningmethode sollte hoch sensitiv sein, das heisst OAE sollten bei praktisch allen Ohren mit einer Schallempfindungsschwerhörigkeit nicht nachweisbar sein. Eine hohe Spezifität ist auch gefordert, das heisst OAE sollten nur bei Ohren mit einer normalen Kochleafunktion nachweisbar sein.

Die technische Entwicklung in den letzten Jahren erlaubt nun eine schnelle, einfache und kostengünstige Messung der OAE, die einen flächendeckenden Einsatz für das universelle Neugeborenenhörscreening ermöglicht. In den letzten Jahren sind verschiedene portable, automatisierte OAE-Messgeräte auf den Markt gekommen, die eine expertenunabhängige „Pass-Refer“-Bewertung der Messergebnisse erlauben. Eines dieser Geräte, der ER-34 ERO•SCAN™ von Etymotic Research, wurde in der Schweiz vor ca. drei Jahren auf dem Markt eingeführt. Die erste Version war ein reines DPOAE-Messgerät.

Wegen der Möglichkeit, DPOAE sowohl bei Neugeborenen als auch bei Erwachsenen in wenigen Sekunden zu messen, erschien uns dieses Gerät sehr attraktiv. Die Testparameter (Anzahl getesteter Frequenzen, die Lautstärken der Primärtöne und die Mittelungszeit) sind in der sog. Standardeinstellung vom Hersteller schon voreingestellt, können aber auch durch den Anwender modifiziert werden. Als Pass-Kriterium wird der Signalrauschabstand (signal-to-noise ratio [SNR]) verwendet.

Wir entschlossen uns, im Rahmen eines laufenden Projektes über die Früherkennung von Hörstörungen bei Jugendlichen, dieses Gerät für das DPOAE-Screening als Bestandteil der audiologischen Testbatterie einzusetzen. Dabei fiel uns eine unerwartet hohe Rate von falsch-positiven Resultaten bei normalhörenden Jugendlichen sowie eine hohe intraindividuelle Test-Retest Variabilität auf. Dies veranlasste uns, dieses Gerät systematisch zu evaluieren. Wir führten Messungen sowohl an normalhörenden Jugendlichen als auch an Patienten mit dokumentierter hochgradiger Schallempfindungsschwerhörigkeit durch. Zum Vergleich wurden TEOAE-Messungen am gleichen Patientenkollektiv mit einem kommerziell erhältlichen, weit verbreitetem und gut untersuchtem System, dem ILO88 System von Otodynamics, vorgenommen. Die vorläufigen Ergebnisse wurden an der Schweizerischen HNO-Frühjahresversammlung 2001 in Solothurn präsentiert (Schmuziger, Gantenbein, & Smurzynski, 2002).

Wir wurden anschliessend vom Hersteller kontaktiert, der sich freundlicherweise anbot, unsere zwei DPOAE-Messgeräte aufzurüsten, um die Messungen mit dem verbesserten System zu wiederholen.

ERO•SCAN ist ein Handelsname von Etymotic Research und wird seit drei Jahren von Maico Diagnostics vertrieben. Das ERO•SCAN OAE System ist in drei verschiedenen Konfigurationen erhältlich: a) ERO•SCAN Screener, b) ERO•SCAN Standard und

c) ERO•SCAN Combo System (<http://www.etymotic.com/pro/oaets-sc.asp>). Mit dem Screener werden entweder DPOAE oder TEOAE bei voreingestellten Messparametern gemessen. Die Stimuluspegel sind also durch den Hersteller vorgegeben und können nicht variiert werden. Mit der Standard Konfiguration werden ebenfalls DPOAE oder TEOAE gemessen, wobei bei dieser Konfiguration zwei vom Hersteller voreingestellte Programme wählbar sind. Im Combo System sind beide Messmethoden (TEOAE und DPOAE) implementiert, wobei vier vom Hersteller voreingestellte Testprogramme wählbar sind. Die Gründe für das Anbieten von verschiedenen Messprogrammen bzw. Konfigurationen scheinen vor allem abrechnungstechnischer Natur zu sein. Der Einsatz des ERO•SCAN Screeners erlaubt in den USA lediglich eine Abrechnung mit dem CPT-Kode 92587, während der Gebrauch der Standard und der Combo System Konfiguration die Abrechnung mit dem CP-Kode 92588 erlaubt, der um ca. 50% höher bewertet ist als der erstgenannte. Die Tarife variieren von Bundesstaat zu Bundesstaat und betragen beispielsweise für Manhattan 76 \$ für den CPT Kode 92587 und 100 \$ für den Kode 92588. CPT ist die Abkürzung für “Current Procedural Terminology”. Die CPT-Kodes werden von der American Medical Association definiert (im Internet unter www.webstore.ama-assn.org abrufbar). Die beiden Kodes sind folgendermassen definiert: a) 92587: Evozierte otoakustische Emissionen; limitierter Einsatz (Gebrauch eines einzigen Stimuluspegels, entweder für TEOAE oder DPOAE bzw. transitorisch evozierte und Distorsionsprodukt-Emissionen; b) 92588: Evozierte otoakustische Emissionen für eine eingehende oder diagnostische Evaluation (TEOAE und/oder DPOAE im Vergleich bei verschiedenen Pegeln und Frequenzen). Gemäss Hersteller erlaubt das ERO•SCAN-OAE-System Messungen bei Neugeborenen, Kindern in allen Altersstufen und Erwachsenen. Offensichtlich war es das Ziel des

Herstellers, mit seinem System OAE-Messungen bei allen Altersgruppen sowohl für das Hörscreening als auch für die audiologische Diagnostik zu ermöglichen.

Gemäss Maico Diagnostics USA ist es vorgesehen, dass im Jahre 2003 DPOAE im Hochfrequenzbereich bis 10 kHz mit der Standard und Combo Konfiguration messbar sind (www.maico-diagnostics.com).

Die 1. ERO•SCAN Version entspricht also der Standard Konfiguration für die Messung der DPOAE. Für unsere Studie haben wir nicht das Screeningprogramm, sondern eines der modifizierbaren DPOAE-Messprogramme (DPOAE custom) verwendet. Die Messparameter sind im nächsten Kapitel aufgelistet. Die 2. ERO•SCAN-Version entspricht der Combo Konfiguration. Zum Vergleich mit unserer 1. ERO•SCAN-Version haben wir mit der 2. ERO•SCAN-Version das gleiche DPOAE-Programm (DPOAE custom) verwendet, zusätzlich aber auch andere Programmeinstellungen. Details sind im nächsten Kapitel angegeben.

Im Rahmen dieser eingehenden Untersuchungen kamen wir zu verschiedenen Beobachtungen. Wir hoffen, durch unsere Ergebnisse und Schlussfolgerungen den Einfluss von Artefakten auf das Hörscreening bei der automatisierten OAE-Messung besser zu verstehen und dem Hersteller und Anwender wichtige Erkenntnisse geben zu können.

3. Material und Methode

3.1. Messungen mit der 1. ERO•SCAN Version

3.1.1 Patienten

Normalhörendes Kollektiv

Die Gruppe der Jugendlichen beinhaltete 54 Probanden (30 weiblich, 24 männlich) im mittleren Alter von 17 Jahren (Bereich: 16 bis 19 Jahre). Die Otoskopie und die Impedanzaudiometrie waren bei allen Probanden im Normbereich, die Hörschwelle im Tonaudiogramm bei 0.5 bis 8 kHz (in Oktavschritten inklusive Halboktavfrequenzen von 1.5, 3 und 6 kHz) ≤ 15 dB HL. Eine Hörstörung bzw. exzessive Lärmbelastung in der Vorgeschichte wurden verneint. Bei jedem Probanden wurden die Messungen an beiden Ohren durchgeführt.

Schwerhöriges Kollektiv

Die Schwerhörigengruppe beinhaltete 25 Patienten (11 weiblich, 14 männlich) mit einem dokumentierten hochgradigen sensorineuralen Hörverlust. Das mittlere Alter betrug 53 Jahre, der Bereich 6 bis 78 Jahre. Alle Patienten waren in gutem Allgemeinzustand. Die Otoskopie und die Tympanometrie waren im Normbereich.

Die Hörschwelle im Tonaudiogramm betrug 60 dB oder mehr bei allen Oktavfrequenzen von 0.5 bis 8 kHz inklusive Interoktavfrequenzen bei 1.5, 3 und 6 kHz. Die Messungen wurden bei 11 Patienten beidseitig und bei 14 Patienten einseitig durchgeführt.

3.1.2 Messgeräte

Mit der 1. Version des ERO•SCAN™-Systems wurden Distorsionsprodukte otoakustischer Emissionen (DPOAE) gemessen. Das Gerät entspricht gemäss aktueller Einteilung von Maico Diagnostics, USA, der ERO•SCAN Standard Konfiguration (www.maico-diagnostics.com). Dieses Gerät wird während der Messung von Hand gehalten und die integrierte Sonde direkt in den Gehörgang platziert unter Verwendung eines Ohrstöpsels aus Plastik. Die Primärtonpegel wurden gemäss Geräteeinstellung mit 65 dB SPL für den tieferfrequenten Ton L_1 sowie mit 55 dB SPL für den höherfrequenten Ton L_2 angegeben. Das Frequenzverhältnis von f_2/f_1 betrug 1.2. DPOAE wurden bei den Frequenzen $2f_1-f_2$ gemessen mit $f_2 = 1.5, 2, 3, 4, 5$ und 6 kHz. Die Mittelungszeit betrug 4 Sekunden. Diese Testparameter entsprachen der DPOAE custom Standardeinstellung.

Wir verwendeten für unsere Messungen zwei ERO•SCAN™-Messgeräte der 1. Version mit den Seriennummern 0834021 und 1035.

TEOAE wurden mit Hilfe des ILO 88-Systems gemessen, das durch einen portablen Compaq III Computer angesteuert wurde. Verwendet wurde ein Click im nichtlinearen Stimulus-Mode mit einem Stimuluspegel von 80 ± 3 dB SPL (Kemp, Ryan, & Bray, 1990). Insgesamt wurden jeweils 520 Stimulusgruppen in zwei verschiedenen Speichern gemittelt. Die Resultate wurden für eine spätere Analyse gespeichert. Die Sonde wurde unter Verwendung eines E-A-R Schaumstoffstöpsels im Gehörgang platziert.

3.1.3 Vorgehen

Zur Bestimmung der Testwiederholbarkeit wurden bei den 54 normalhörenden Jugendlichen die DPOAE jeweils zweimal auf beiden Ohren gemessen, wobei die Sonde zwischen beiden

Messungen aus dem Gehörgang entfernt und repositioniert wurde. Insgesamt wurden 216 DPOAE-Messungen durchgeführt.

Es konnten Messungen an 36 hochgradig schwerhörige Ohren vorgenommen werden. Damit die Anzahl Messungen beider Gruppen ähnlich waren, wurde die DPOAE-Messung auf jedem Ohr dreimal durchgeführt.

Die Testwiederholbarkeit der TEOAE mit dem Referenzsystem ILO 88 wurde schon in einer früheren Studie beschrieben (Harris, Probst, & Wenger, 1991), sodass wir auf eine erneute Bestimmung der Testwiederholbarkeit mit dem ILO 88-System verzichteten. Die TEOAE mit dem Referenzsystem ILO 88 wurden deshalb einmal auf jedem Ohr gemessen.

Es wurden die vom Gerätehersteller empfohlenen Passkriterien verwendet. Eine DPOAE galt als vorhanden, wenn die SNR bei mindestens 3 von 6 Frequenzen ≥ 5 dB betrug.

TEOAE galten als vorhanden, wenn die Gesamtreproduzierbarkeit $\geq 60\%$ und der gewichtete TEOAE-Pegel ≥ 2 dB SPL betrug. Diese Kriterien wurden empirisch festgelegt und basieren auf eine frühere Studie (Bertoli & Probst, 1997). Zusätzlich wurden die TEOAE der Frequenzbänder, zentriert bei 1, 2, 3, und 4 kHz, analysiert. Eine TEOAE galt als vorhanden, wenn für jedes Frequenzband die Reproduzierbarkeit $\geq 50\%$ und die SNR ≥ 3 dB betrug.

3.2. Messungen mit der 2. ERO•SCAN Version

3.2.1 Patienten

Normalhörendes Kollektiv

Das normalhörende Kollektiv umfasste 30 Ohren von 16 jungen Erwachsenen (mittleres Alter 26.4 Jahre, Bereich: 22-30 Jahre; 8 weiblich, 8 männlich).

Eine Hörstörung bzw. exzessive Lärmbelastung in der Vorgeschichte wurden verneint.

Neugeborenen-Kollektiv

Das Neugeborenen-Kollektiv umfasste 60 Ohren von 32 gesunden Neugeborenen (mittleres Alter 4.6 Tage, Bereich: 2-13 Tage; 21 weiblich, 11 männlich).

Einschlusskriterien für alle Neugeborenen waren ein Gestationsalter von der 38. bis 42.

Schwangerschaftswoche, eine blande Familienanamnese bezüglich Schwerhörigkeit und

fehlenden Risikofaktoren wie perinataler Infekt, kraniofaziale Fehlbildungen, niedriges

Geburtsgewicht, Hyperbilirubinämie, bakterielle Meningitis, ototoxische Medikation über 5

Tage oder eine perinatale Asphyxie.

Schwerhöriges Kollektiv

Das schwerhörige Kollektiv umfasste 30 Ohren von 16 Patienten (mittleres Alter 51 Jahre,

Bereich: 3-79 Jahre; 8 weiblich, 11 männlich). Die Otoskopie und die Tympanometrie waren

normal. Die Hörschwelle im Tonaudiogramm betrug 60 dB oder mehr bei allen

Oktavfrequenzen von 0.5 bis 8 kHz inklusive Interoktavfrequenzen bei 1.5, 3 und 6 kHz.

3.2.2 Messgeräte

Die beiden ERO•SCAN™-Geräte (“1. Version”) wurden durch unseren Lieferanten Audiocare, Schweiz, für die Überprüfung und Umrüstung dem Hersteller Etymotic Research, USA, zugesandt. Gemäss Reparaturformular wurden die beiden Geräte in ein Combo-Gerät (ER-34 COMBO 7.57) umgebaut und umprogrammiert. Nach der Umrüstung lauteten die Seriennummern 0834021 und 1854007. Offenbar wurde das Gerät mit der ursprünglichen Seriennummer 1035 vollständig ersetzt und das andere umgebaut.

Eine externe Sonde mit Kabelverbindung wurde nach der Umrüstung mitgeliefert, die mit der ersten Geräteversion nicht zur Verfügung stand.

Mit dem ERO•SCAN COMBO Gerät können TEOAE- und DPOAE-Messungen durchgeführt werden. Die verschiedenen, vom Hersteller definierten Grundeinstellungen mit den entsprechenden Parametern sind unten aufgeführt.

- Standardeinstellung „TEOAE“

Der Stimuluspegel beträgt 83 dB SPL_{peak}. Das Gesamtantwortsspektrum wird in 6 Frequenzbanden unterteilt, zentriert bei 1.5, 2.0, 2.5, 3.0 3.5 and 4.0 kHz. Die Mittelungszeit beträgt max. 64 Sekunden.

- Standardeinstellung „TEOAE custom“

Der Stimuluspegel beträgt 83 dB SPL_{peak}. Das Gesamtantwortsspektrum wird in 6 Frequenzbanden unterteilt, zentriert bei 0.7, 1.0, 1.4, 2.0, 2.8 und 4.0 kHz. Die Mittelungszeit beträgt max. 64 Sekunden.

- Standardeinstellung „DPOAE“

Die Primärtonpegel betragen 65 dB SPL für den tieferfrequenten Ton L₁ sowie 55 dB SPL für den höherfrequenten Ton L₂. Das Frequenzverhältnis von f₂/f₁ beträgt 1.2. DPOAE

werden bei den Frequenzen $2f_1-f_2$ gemessen mit $f_2= 2, 3$ und 4kHz . Die Mittelungszeit beträgt 2 Sekunden pro Frequenz.

- Standardeinstellung „DPOAE custom“

Die Primärtonpegel betragen 65 dB SPL für den tieferfrequenten Ton L_1 sowie 55 dB SPL für den höherfrequenten Ton L_2 . Das Frequenzverhältnis von f_2/f_1 beträgt 1.2. DPOAE werden bei den Frequenzen $2f_1-f_2$ gemessen mit $f_2= 1.5, 2, 3, 4, 5$ und 6 kHz . Die Mittelungszeit beträgt 2 Sekunden pro Frequenz.

3.2.3 Vorgehen

Normalhörende

Bei den 30 normalhörenden Ohren wurden die TEOAE und die DPOAE jeweils mit beiden Grundeinstellungen (TEOAE/TEOAE custom resp. DPOAE/DPOAE custom) gemessen und die Messungen nach Entfernung und Repositionierung der integrierten Sonde wiederholt. Analog wurden die Messungen auch mit der externen Sonde mit Kabelverbindung durchgeführt.

Neugeborene

Bei den 60 Ohren der 32 Neugeborenen wurden TEOAE und DPOAE analog zur normalhörenden Gruppe mit den vier Grundeinstellungen einmal gemessen. Um die Neugeborenen nicht übermässig zu belasten, wurden die Messungen nicht wiederholt. Bei vier Neugeborenen war eine Messung wegen Unruhe nur einseitig möglich. Alle Messungen wurden mit der externen Sonde durchgeführt, die bei Neugeborenen geeigneter als die integrierte Sonde ist.

Schwerhörige

Die TEOAE und DPOAE wurden an 30 hochgradig schwerhörigen Ohren mit den vier Grundeinstellungen jeweils einmal gemessen sowohl mit der integrierten als auch mit der externen Sonde. Wegen nicht korrekter Sondenlage waren die Messungen in Einzelfällen nicht immer möglich, sodass die Anzahl wirklich durchgeführter OAE-Messungen von 30 leicht abwich (Details siehe Tabelle 3)

Passkriterien

a) Signalrauschabstand (SNR)

Es wurden die vom Gerätehersteller empfohlenen Passkriterien verwendet.

Bei der Standardeinstellung „DPOAE“ galt eine DPOAE als vorhanden, wenn die SNR bei 3 von 3 Frequenzen ≥ 5 dB betrug.

Bei der Standardeinstellung „DPOAE custom“ galt eine DPOAE als vorhanden, wenn die SNR bei mindestens 3 von 6 Frequenzen ≥ 7 dB betrug. Das Passkriterium pro Frequenz wurde also vom Hersteller von 5 dB bei der 1. Geräteversion, auf 7 dB bei der 2. Version erhöht.

Bei den Grundeinstellungen „TEOAE und TEOAE custom“ galt eine TEOAE als vorhanden, wenn die SNR bei 3 von 6 Frequenzbanden ≥ 4 dB betrug.

b) Minimaler Signalpegel („minimal value on“)

Werte unter einem gewissen absoluten minimalen Pegel wurden nicht als OAE bewertet, auch wenn die Passkriterien für den Signalrauschabstand erfüllt wurden. Dieser Grenzwert betrug -12 dB SPL für die TEOAE und -5 dB SPL für die DPOAE. Diese Option stand für die 1. Geräteversion nicht zur Verfügung und bei der zweiten Version muss diese Option vom Bediener angewählt werden (minimal value on: OAE-Messungen müssen einen

minimalen absoluten Pegel aufweisen, um als vorhanden bewertet zu werden; minimal value off: ein minimaler Signalpegel ist sinngemäss nicht notwendig, damit eine OAE als vorhanden gilt).

3.2.4 Cursorische Validierung der Primärtonpegel der DPOAE-Messung

Bei der frequenzspezifischen Auswertung der Passraten fanden wir geringere Passraten für die höherfrequenten DPOAE-Anteile als für die tieferfrequenten Anteile. Als mögliche Ursache dachten wir an frequenzabhängige, vom Sollwert abweichende Variationen der Primärtonpegel. Die beim Gerätelieferanten vorhandene technische Infrastruktur erlaubte eine semiquantitative Überprüfung der Primärtonpegel an einem Signalanalysator. Diese Messungen wurden an einem firmeneigenen ERO•SCAN COMBO-Gerät durchgeführt, das am gleichen Tag dort nach Vorschrift geeicht wurde.

3.3. *ERO•SCAN 1. und 2. Version*

3.3.1 Messparameter und Passkriterien

Die Messparameter und Passkriterien sind übersichtshalber in Tabelle 1 nochmals zusammengefasst. Mit der ersten Geräteversion wurden lediglich die DPOAE mit der Standardeinstellung “DPOAE custom” gemessen, wobei das Passkriterium für eine einzelne Frequenz 5 dB SNR betrug. Mit der 2. Geräteversion wurde alle vier OAE-StandardEinstellungen verwendet.

Tabelle 1 Standardeinstellungen für Messparameter und Passkriterien

Parameter	DPOAE	DPOAE custom	TEOAE	TEOAE custom
Anzahl Frequenzen	3	6	6	6
Frequenzbereich (kHz)	2-4	1.5-6	1.5-4	0.7-4
Stimuluspegel (dB SPL)	L ₁ =65 L ₂ =55	L ₁ =65 L ₂ =55	83	83
Mittelungszeit (sec)	2/Frequenz	2/Frequenz	max. 64	max. 64
Passkriterium einzelne Frequenz (dB SNR)	5	7 (5)*	4	4
Test-Passkriterien (Anzahl Freq. mit “Pass”)	3	3	3	3

* Passkriterium in Klammer gilt für die 1. ERO•SCAN Version

3.3.2 Kriterien für die Bestimmung der Testwiederholbarkeit der DPOAE

Zum Vergleich wurden die DPOAE (custom Einstellung) bei den normalhörenden Jugendlichen mit der integrierten Sonde der 1. ERO•SCAN Version sowie bei der normalhörenden Gruppe mit der integrierten und externen Sonde der 2. ERO•SCAN Version gemessen. Diese Messung wurde nach Entfernung und Repositionierung der Sonde wiederholt. Messungen mit einem Pegel von ≤ 7 dB SNR bei der Frequenz $2f_1-f_2$ wurden bei der Auswertung nicht berücksichtigt.

3.3.3 DPOAE-Messungen in einer Testkavität

Mit der 1. und 2. ERO•SCAN Version wurden Messungen in der gleichen 0.5 ccm Kunststoffkavität von Grason Stadler (1722-1007 Test Cavity) durchgeführt. Messungen in einer grösseren Kavität wie beispielsweise 1.5 ccm wurden wegen technischen Problemen bei der Autokalibrierung nicht toleriert.

3.3.4 Datenauswertung

Zur Bestimmung von ggf. besseren Passkriterien wurden für die Datenauswertung verschiedene Passkriterien „off line“ bzw. „auf dem Papier“ durchgespielt. Details sind in den nachfolgenden Tabellen im nächsten Abschnitt aufgeführt.

Statistische Berechnungen wurden mit der Sigmastat Version 2.03 der Firma SPSS® Science software products, Chicago, USA durchgeführt.

4. RESULTATE

4.1 Normalhörende

Die Passraten der EOAE-Messungen sind in Tabelle 2 aufgelistet. Bei den DPOAE-Messungen mit der 1. ERO•SCAN Geräteversion waren die Passraten kriterienabhängig im Bereich von 82-86% und mit der 2. Geräteversion bei 100%. Dieser Unterschied war statistisch signifikant (Chi-square Test, $p \leq 0.005$). Bei der DPOAE-Messung mit der 2. ERO•SCAN Version fällt die tiefe Passrate von 82% bei Verwendung eines minimalen Signalpegels (“minimal value on”) als zusätzliches Passkriterium auf. Die im Vergleich mit den anderen EOAE-Messungen tiefere Passrate erklärt sich durch den Umstand, dass bei der DPOAE-Messung (=Screeningeinstellung) bei drei von drei Frequenzen die Passkriterien erfüllt sein müssen und bei den übrigen EOAE-Messungen bei drei von sechs Frequenzen.

Tabelle 2 Passraten (%) bei Normalhörenden

ERO•SCAN	1. Version	2. Version			
Messungen	n=216	n=60			
Min.Value	Off			On	
Sonde	integriert		extern	integriert	extern
TE		100%	98%	93%	93%
TE custom		100%	98%	98%	97%
DP		95%	97%	82%	88%
DP c. (7 dB)	82%	100%	98%	86%	98%
DP c. (5 dB)	82%	100%	100%	93%	100%
DP c. (3 dB)	86%	100%	100%	93%	100%

TE: TEOAE; DP: DPOAE; DP c.: DPOAE custom;

Passkriterium in Klammern: Entsprechende SNR bei 3 von 6 Frequenzen

Die frequenzspezifischen Passraten der DPOAE Messung (custom) zeigte eine deutlich tiefere Passrate von < 80% bei 4, 5 und 6 kHz mit der 1. ERO•SCAN. Version (siehe Tabelle 3). Die Messungen mit der 2. ERO•SCAN -Version wiesen im Vergleich mit der 1. ERO•SCAN-Version bessere Passraten auf mit Ausnahme von 6 kHz. Dort betrug die Passrate lediglich 68-75% für beide ERO•SCAN-Versionen. Diese Befunde liessen an ein Eichungsproblem denken. Möglicherweise waren vom Sollwert abweichende Primärtonpegel (65 dB SPL für L₁ resp. 55 dB SPL für L₂) bei den einzelnen Frequenzen für diese Passraten verantwortlich.

Tabelle 3 DPOAE-Messung bei Normalhörenden: Frequenzspez. Passraten

ERO•SCAN	1.Version	2. Version	
Messungen/Frequenz	n=216	n=60	
Sonde	integriert		extern
1.5 kHz	81%	92%	93%
2 kHz	82%	90%	95%
3 kHz	89%	95%	97%
4 kHz	76%	97%	97%
5 kHz	74%	92%	82%
6 kHz	69%	68%	75%

SNR: signal-to-noise ratio (Signalrauschabstand)

Passkriterium ≥ 7 dB, Minimal Value Off

Der Gerätelieferant MAICO Diagnostics GmbH mit Sitz in Berlin erklärte sich freundlicherweise bereit, diese Hypothese in ihrer firmeneigenen Eichungsstelle überprüfen zu lassen. Die Messungen wurden durch den firmeneigenen Techniker von MAICO am

1. Oktober 2002 in Beisein von zwei wissenschaftlichen Mitarbeitern der Hörforschungsabteilung der HNO-Universitätsklinik Basel (Frau Sandra Meier und Herr Nicolas Schmuziger) durchgeführt. Nach vorschriftsmässiger Eichung eines firmeneigenen Gerätes (ERO•SCAN Combo) wurden die Primärtonepegel L_1 und L_2 mit einem Signal-Analysator semiquantitativ überprüft.

Der Pegel von L_1 war jeweils grösser als L_2 . Der Pegelunterschied zwischen L_1 und L_2 betrug 11, 7, 22, 20, 15 und 3 dB für $f_2 = 1.5, 2, 3, 4, 5$ und 6 kHz und wich teilweise beträchtlich vom Sollunterschied von 10 dB ab. Ein Beispiel bei 4 kHz für f_2 ist in Abbildung 1 dargestellt.

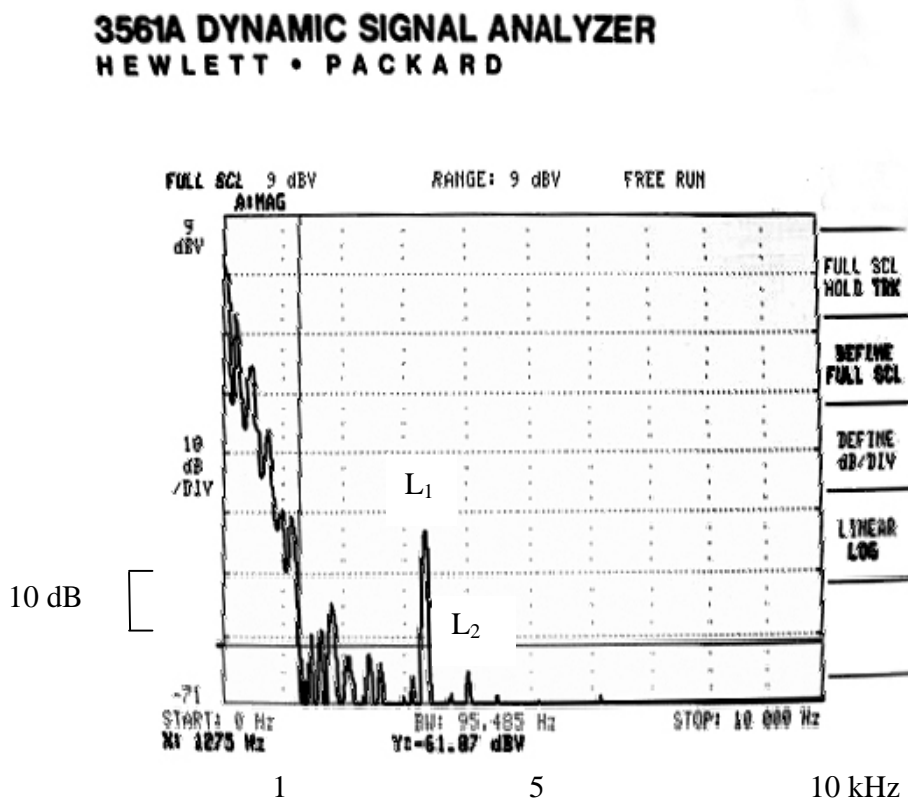


Abb. 1 Validierung der Primärtonepegel L_1 und L_2 bei $f_2 = 4$ kHz mit dem Signal-Analysator im Labor von MAICO Diagnostics GmbH in Berlin nach Kalibrierung eines firmeneigenen Screeninggerätes (ERO•SCAN Combo) gemäss Vorschrift des Herstellers.

Die frequenzspezifischen Passraten der TEOAE- Messung (custom) zeigen eine deutlich tiefere Passrate bei der 4 kHz-Frequenzbande im Vergleich mit den tieferfrequenten Banden sowohl mit der integrierten als auch mit der externen Sonde. Als Ursache kommen Eigenschaften des Stimulus und/oder des Mikrofons in Frage, sowie die Tatsache, dass die Energie der TEOAE bei 4 kHz stark abfällt.

Tabelle 4 TEOAE-Messungen bei Normalhörenden: Frequenzspez. Passraten

ERO•SCAN	2. Version	
Messungen/Frequenz	n=60	
Sonde	integriert	extern
1.5 ± 0.25 kHz	97%	98%
2 ± 0.25 kHz	92%	97%
2.5 ± 0.25 kHz	82%	95%
3 ± 0.25 kHz	80%	93%
3.5 ± 0.25 kHz	85%	82%
4 ± 0.25 kHz	62%	65%

Passkriterium (SNR) ≥ 4 dB, Minimal Value Off

4.2 Neugeborene

EOAE-Messungen an 60 Ohren von 30 Neugeborenen ohne Risikofaktoren wurden mit der 2. ERO•SCAN-Version mit der externen Sonde durchgeführt, wobei die vom Hersteller empfohlenen Parameter verwendet wurden. Auffällig ist die bei der DPOAE-Messung (Screeningeinstellung) im Vergleich mit den übrigen EOAE-Messungen deutlich tiefere Passrate, insbesondere wenn das Kriterium des minimalen absoluten Signalpegels verwendet wurde („minimal value on“).

Die bei der DPOAE-Messung im Vergleich mit den anderen EOAE-Messungen tiefere Passrate erklärt sich durch die Passkriterien. Bei der DPOAE-Messung (Screeningeinstellung) müssen nämlich bei drei von drei Frequenzen und bei den anderen EOAE-Messungen bei drei von sechs Frequenzen das Passkriterium erfüllt sein.

Tabelle 5 Passraten (%) bei Neugeborenen

ERO•SCAN	2. Version	
Minimal Value	Off	On
TE	98%	93%
TE custom	98%	98%
DP	85%	65%
DP custom (7 dB)	93%	88%
DP custom (5 dB)	93%	90%
DP custom (3 dB)	95%	92%

Anzahl Messungen n=60, externe Sonde mit Kabelverbindung

4.3 Schwerhörige

In Tabelle 6 sind die Failraten der EOAE-Messungen mit der 1. und 2. ERO•SCAN -Version bei 30 schwerhörigen Ohren aufgelistet. Wegen nicht korrekter Sondenlage war die Messung in Einzelfällen nicht möglich. Gemäss Hersteller betrug das Passkriterium bei der DPOAE-Messung mit der 1. Version 5 dB SNR bei drei von sechs Frequenzen; die Passrate betrug 3% und entsprach drei Messungen bei drei verschiedenen Patienten. Bei allen drei Patienten war die Diagnose einer hochgradigen Schwerhörigkeit belegt.

Tabelle 6 Failraten (%) bei Schwerhörigen

ERO•SCAN	1. Version	2. Version			
Min.Value	Off	Off		On	
Sonde	integriert	integriert	extern	integriert	extern
TE		96% (28)	100% (30)	100% (28)	97% (30)
TE custom		100% (28)	100% (29)	100% (28)	100% (29)
DP		96% (28)	100% (29)	100% (28)	100% (29)
DP c. (7 dB)	100% (108)	100% (28)	100% (29)	100% (28)	100% (29)
DP c. (5 dB)	97% (108)	100% (28)	100% (29)	100% (28)	100% (29)
DP c. (3 dB)	93% (108)	82% (28)	100% (28)	100% (28)	100% (29)

In Klammern: Anzahl durchgeführter EOAE-Messungen

TEOAE-Messungen wurden mit der 2. ERO•SCAN -Version durchgeführt. Jeweils eine Patientin bzw. ein Patient (siehe Abb. 2 und Tabelle 7) wiesen ein Pass auf, obwohl ein

TEAOE-Messungen bei einem 25 jährigen Mann mit höchstgradiger Innenohrschwerhörigkeit bds. bei Klinefelter-Syndrom sind in Tabelle 7 dargestellt. Die Mittelohrfunktion war normal. Die akustisch evozierten Potentiale waren links bei hohen Stimulusintensitäten um 115 dB SPL nicht auslösbar. Die TEOAE-Messung mit der 2. Version des ERO•SCAN-Messgerätes und Verwendung der externen Sonde erfolgte nach üblicher Selbstkalibrierung. Bei der ersten Messung, oben dargestellt, wurde ein ungewöhnlich hoher Stimuluspegel von 90 dB SPL_{peak} registriert und TEOAE nachgewiesen. Bei einer nachfolgenden Messung waren bei einem üblichen Stimuluspegel von 83 dB SPL keine TEOAE mehr nachweisbar.

Tabelle 7 TEOAE-Messungen bei einem 25 jährigen Mann mit höchstgradiger Innenohrschwerhörigkeit bds.

Stimuluspegel links ipsilateral 90 dB SPL_{peak}

	Frequenz (kHz)					
(dB SPL)	1.5	2	2.5	3	3.5	4
Signal	23	4	-2	2	2	-5
Rauschen	-11	-12	-13	-13	-7	-9
SNR (dB)	34	16	11	15	9	4

Stimuluspegel links ipsilateral 83 dB SPL_{peak}

	Frequenz (kHz)					
(dB SPL)	1.5	2	2.5	3	3.5	4
Signal	-19	-23	-26	-28	-24	-26
Rauschen	-20	-24	-25	-26	-24	-22
SNR (dB)	1	1	-1	-2	0	-3

SNR: Signal-to-noise ratio (Signalrauschabstand).

Die Passraten der DPOAE-Messungen (custom) mit der 1. und 2. ERO•SCAN - Version bei hochgradig schwerhörigen Patienten sind für jede einzelne Frequenz in Tabelle 8 und 9 aufgelistet.

In Tabelle 8 betrug das Passkriterium (SNR) für eine als vorhanden bewertete DPOAE 5 dB oder mehr. In Tabelle 9 betrug das Passkriterium 7 dB oder mehr.

Mit der ersten ERO•SCAN Version betrug die Passrate 21% bei 2 kHz und über 50% bei 3 kHz. Diese bei hochgradig schwerhörigen Patienten gemessenen Signale sind keine DPOAE, sondern Artefakte. Diese Artefakte traten bei der DPOAE-Messung mit der 2. ERO•SCAN-Version seltener auf, wobei auch hier deutliche frequenzspezifische Unterschiede festzustellen waren. So betrug die Passrate mit der integrierten Sonde 14% bei 3 kHz und jeweils 4 % bei 4 und 5 kHz.

Tabelle 8 DPOAE-Messung bei hochgradig schwerhörigen Patienten:
Frequenzspezifische Passraten (SNR \geq 5 dB)

ERO•SCAN	1. Version	2. Version	
Messungen/Frequenz	n=108	n=28	
Sonde	integriert	integriert	extern
1.5 kHz	15%	11%	7%
2 kHz	21%	11%	4%
3 kHz	54%	14%	11%
4 kHz	4%	4%	7%
5 kHz	2%	4%	0%
6 kHz	2%	14%	7%

Passkriterium (SNR) \geq 5 dB, Minimal Value Off

Falls ein Passkriterium von 7 dB oder mehr für jede einzelne Frequenz vorausgesetzt wurde, betrug die Passrate bei der DPOAE-Messung mit der 1. ERO•SCAN Version knapp 40% bei 3 kHz. Die Passrate bei den übrigen Frequenzen betrug kleiner als 10% sowohl mit der 1. als auch mit der 2. ERO•SCAN -Version.

Tabelle 9 DPOAE-Messung bei hochgradig schwerhörigen Patienten:
Frequenzspezifische Passraten (SNR \geq 7 dB)

ERO•SCAN	1. Version	2. Version	
Messungen/Frequenz	n=108	n=28	
Sonde	integriert	integriert	extern
1.5 kHz	8%	7%	4%
2 kHz	9%	4%	4%
3 kHz	39%	7%	7%
4 kHz	2%	0%	0%
5 kHz	1%	4%	0%
6 kHz	0%	7%	4%

Passkriterium (SNR) \geq 7 dB, Minimal Value Off

Die Abbildung 3 veranschaulicht die unterschiedliche Verteilung der Anzahl Signale bei der Frequenz f_2 in Abhängigkeit der SNR. Während bei 4 kHz für f_2 die weitaus grösste Anzahl Signale bei einer SNR von 0 dB auftrat, traten bei der Frequenz von 3 kHz für f_2 vermehrt Signale mit einer SNR bis zu 8 dB auf.

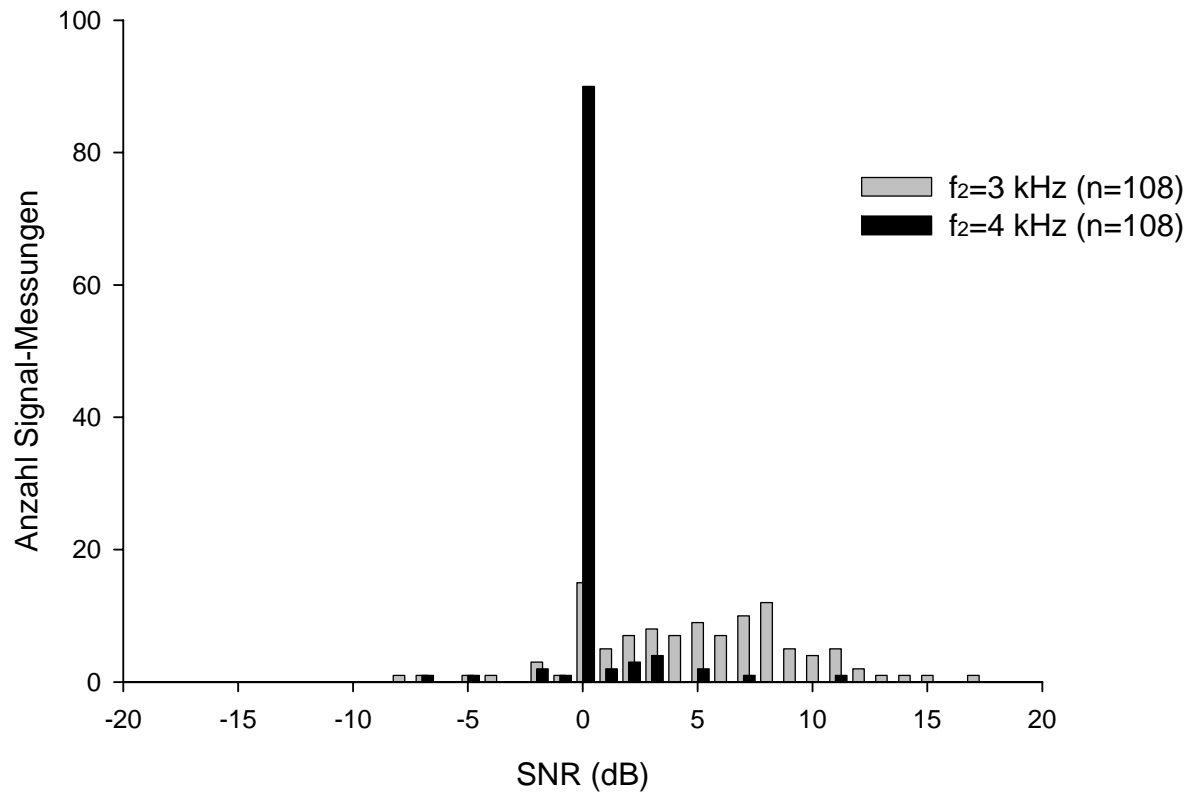


Abb. 3 Signal-Messungen mit der 1. Version des ERO•SCAN-Testgerätes bei $f_2=3$ und 4 kHz an 36 hochgradig schwerhörigen Ohren mit zweimaliger Wiederholung (Anzahl Messungen insgesamt $n=108$ für jede einzelne Frequenz).
X-Achse: Nutzstörschallabstand (dB); SNR=signal-to-noise ratio. Y-Achse: Anzahl DPOAE-Messungen mit entsprechendem relativen Signalpegel.

4.4 Testwiederholbarkeit

Die Test-Retest Variabilität der DPOAE-Messungen bei Normalhörenden mit der 1. und 2. ERO•SCAN-Version ist mittels Balkendiagrammen in Abbildung 4 dargestellt. Bei den DPOAE-Messungen mit der 1. ERO•SCAN-Version stand nur eine integrierte Sonde zur Verfügung. Bei den DPOAE-Messungen mit der 2. ERO•SCAN-Version stand sowohl eine integrierte als auch eine externe Sonde zur Verfügung. Für die Auswertung wurden Messungen mit einem relativen Signalpegel von $< 7\text{dB SNR}$ nicht berücksichtigt. Die Anzahl berücksichtigter Messungen inklusive Testwiederholung ist in Tabelle 10 aufgelistet. Die maximal mögliche Anzahl Messungen betrug 108 mit der 1. und 30 mit der 2. ERO•SCAN-Version.

Die mittlere Variabilität bei jeder einzelnen Frequenz war mit der ersten ERO•SCAN Version (integrierte Sonde) grösser als mit der 2. Version (integrierte Sonde), wobei der Unterschied nur bei 4 und 6 kHz statistisch signifikant war (Mann-Whitney Rank Sum Test, p jeweils = 0.004).

Die mittlere Variabilität mit der zweiten ERO•SCAN-Version war mit der integrierten Sonde bei 3 und 5 kHz signifikant grösser als mit der externen Sonde (Wilcoxon Signed Rank Test, $p = 0.003$ resp. < 0.001). Bei den übrigen Frequenzen war der Unterschied statistisch nicht signifikant.

Tabelle 10 Test-Retest Variabilität: Anzahl für die Auswertung berücksichtigte Messungen mit Testwiederholung

ERO•SCAN	Sonde	Frequenz (kHz)					
		1.5	2	3	4	5	6
1. Version	integriert	81	81	91	75	75	67
2. Version	integriert	27	26	29	29	27	20
2. Version	extern	28	28	29	29	23	22

Die mittlere Variabilität bei jeder einzelnen Frequenz war mit der ersten ERO•SCAN Version (integrierte Sonde) grösser als mit der 2. Version (externe Sonde), und der Unterschied war bei allen Frequenzen statistisch signifikant (Mann-Whitney Rank Sum Test, p jeweils ≤ 0.01).

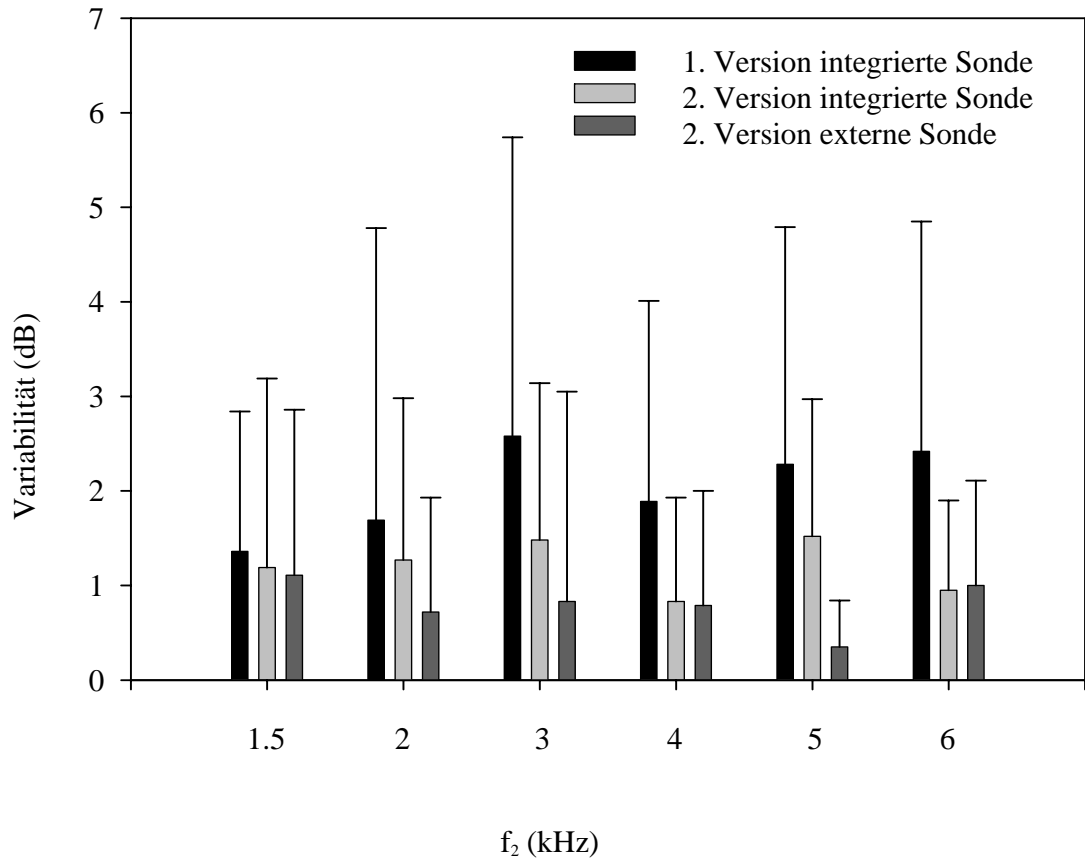


Abb. 4 Test-Retest Variabilität der DPOAE-Messungen bei Normalhörenden für jede einzelne Frequenz bei $2f_1$ - f_2 . Schwarzer Balken: mittlere Variabilität mit der integrierten Sonde der 1. ERO•SCAN-Version. Grauer Balken: mittlere Variabilität mit der integrierten Sonde der 2. ERO•SCAN-Version. Dunkelgrauer Balken: mittlere Variabilität mit der externen Sonde der 2. ERO•SCAN-Version. Fehlerbalken: erste Standardabweichung.

4.5 Testkavität

Signal-Messungen in einer Kunststoffkavität mit der Grundeinstellung "DPOAE custom" wurden sowohl mit der ersten als auch mit der zweiten ERO•SCAN-Version durchgeführt und sind in Tabelle 10 bei einem Passkriterium (SNR) von 5 dB oder mehr sowie in Tabelle 11 bei einem Passkriterium von 7 dB oder mehr aufgelistet. Bei diesen Messungen wurden beide Geräte gleich häufig eingesetzt und die Resultate fielen jeweils ähnlich aus. Mit der ersten ERO•SCAN Version traten Artefakte bei 2 und 3 kHz auf, wobei die Häufigkeit mit jeweils 6 resp. 8% bei einem Passkriterium (SNR) von 5 dB oder mehr deutlich niedriger ausfiel im Vergleich mit den "DPOAE"-Messungen an Schwerhörigen. Mit der zweiten ERO•SCAN -Version traten selten Artefakte auf mit Ausnahme von 17% bei 1.5 kHz bei einem Passkriterium (SNR) von 5 dB oder mehr und Verwendung der externen Sonde.

Tabelle 11 "DPOAE"-Messungen in einer Testkavität

Passkriterium (SNR) 5 dB

ERO•SCAN	1. Version	2. Version	
Messungen/Frequenz	n=96	n=96	
Sonde	integriert	extern	
1.5 kHz	0%	3%	17%
2 kHz	6%	0%	3%
3 kHz	8%	0%	0%
4 kHz	0%	0%	1%
5 kHz	0%	0%	1%
6 kHz	0%	0%	0%

Passkriterium (SNR) \geq 5 dB, Minimal Value Off

Die frequenzspezifischen Passraten der "DPOAE"-Messungen in einer Testkavität bei einem Passkriterium (SNR) von 7 dB oder mehr betrugen maximal 3% sowohl mit der 1. als auch 2. ERO•SCAN -Version mit Ausnahme einer Passrate von 9% bei 1.5 kHz und Verwendung der externen Sonde.

Tabelle 12 DPOAE-Messungen in einer Testkavität
Passkriterium (SNR) 7 dB

EO•SCAN	1. Version	2. Version	
Sonde	integriert		extern
1.5 kHz	0%	3%	9%
2 kHz	0%	0%	1%
3 kHz	2%	0%	0%
4 kHz	0%	0%	0%
5 kHz	0%	0%	0%
6 kHz	0%	0%	0%

Messungen/Frequenz n=96, Passkriterium ≥ 7 dB, Minimal Value Off

4.6 Hintergrundgeräuschpegel

In der Tabelle 13 sind die durchschnittlichen Hintergrundgeräuschpegel (in Klammern: einfache Standardabweichung) im Rahmen der vergleichbaren DPOAE-Messungen bei Normalhörenden, Schwerhörigen und in der Testkavität für beide ERO•SCAN-Versionen im Vergleich aufgelistet. Die jeweiligen Geräuschpegel für jede einzelne Frequenz mit der 2. ERO•SCAN-Version waren im Vergleich mit der 1. Version ähnlich oder höher, sodass der Lärmpegel die besseren Resultate mit der 2. Version nicht erklärte.

Tabelle 13 Mittlere Geräuschpegel (dB SPL) der DPOAE-Messungen für jede einzelne Frequenz. In Klammern: einfache Standardabweichung

Kollektiv	ERO•SCAN	Frequenz (kHz)					
		1.5	2	3	4	5	6
Normal- hörige	1. Version	-12.4 (4.4)	-14.6(4.4)	-17.1 (2.9)	-17.6 (1.8)	-17.3 (2.8)	-17.8 (0.9)
	2. Version	-10.7 (1.9)	-12.5 (2.1)	-16.0 (1.5)	-17.8 (0.8)	-17.9(0.4)	-17.2 (2.6)
Schwer- hörige	1. Version	-11.6 (5.2)	-14.3 (4.6)	-16.6 (3.0)	-17.7 (1.3)	-17.6 (1.4)	-17.9 (0.2)
	2. Version	-8.3 (4.5)	-9.8 (5.6)	-15.1 (3.1)	-17.0 (3.3)	-16.6 (3.1)	-17.0 (2.9)
Testkavität	1. Version	-16.0 (0)	-17.9 (0.4)	-17.8 (2.2)	-18.0 (0)	-18.0 (0)	-18.0 (0.3)
	2. Version	-13 (0)	-15 (0.1)	-18.0 (0)	-18.0 (0)	-18.0 (0)	-18.0 (0)

5. DISKUSSION

Bei Verwendung der vom Hersteller empfohlenen Messparameter und Passkriterien betrug die Spezifität der DPOAE-Messungen mit der 1. ERO•SCAN Version 82% und mit der 2. ERO•SCAN Version 100%, die Sensitivität 97 resp. 100%. Die bei höheren Frequenzen im Vergleich zu den tieferen Frequenzen geringeren DPOAE-Passraten liessen an ein Kalibrierungsproblem denken. Diese Vermutung konnte anhand von Messungen mit einem Signal-Analyzer beim Gerätelieferanten erhärtet werden.

Falls ein Passkriterium von ≥ 5 dB SNR verwendet wurde, betrug mit der 1. ERO•SCAN-Version die Passrate für eine einzelne Frequenz bei hochgradig schwerhörigen Ohren 20% bei 2 kHz und gut 50% bei 3 kHz, mit der 2. Version deutlich tiefer mit 11% resp. 14%. Die entsprechenden Passraten in einer Messkavität waren für beide ERO•SCAN-Versionen unter 10%. Anhand dieser Ergebnisse lässt sich aussagen, dass DPOAE-Messungen in einem Kuppler nicht mit DPOAE-Messungen bei hochgradig schwerhörigen Ohren übereinstimmen müssen und deshalb eine Testkavität die Verhältnisse bei hochgradig schwerhörigen Ohren ungenügend simuliert. Der Kuppler weist eine starre, unveränderbare Geometrie auf, während die Geometrie und auch der akustische Widerstand des menschlichen Ohres variabel ist. Die Ankoppelung der Gerätesonde im menschlichen Ohr ist variabler als im Kuppler. Zudem finden sich im menschlichen Ohr biologische, z.B. muskulär- und strömungsgeräuschbedingte Hintergrundgeräusche, die im Kuppler nicht auftreten.

In Anbetracht unser Resultate muss angenommen werden, dass bei der DPOAE-Messung mit der 1. ERO•SCAN-Version häufig Artefakte bei 2 und 3 kHz auftraten. Von den Gerätelieferanten wurden Software-Probleme angegeben, ohne dabei näher ins Detail zu gehen. Als eine mögliche Ursache kommen Eichungsprobleme mit vom Sollwert

abweichende Stimuluspegel der Primärtöne in Betracht, d.h. bei 2 und 3 kHz zu hohe und bei 5 und 6 kHz zu niedrige Stimuluspegel. Als weitere Ursache kommen Probleme mit der akustischen Sonde in Betracht.

5.1 Vergleich mit anderen Arbeiten

Christensen und Killion von der Firma Etymotic Research führten 480 Messungen mit vier ERO•SCAN DPOAE Testsystemen in einem DB-100 Kuppler durch. Die Resultate wurden 1999 im Rahmen des Symposiums der „International Evoked Response Audiometry Study Group“ in Tromsø, Norwegen unter dem Titel „A PASS/REFER CRITERION FOR SCREENING NEWBORNS USING DPOAEs“ vorgestellt und anschliessend im Internet auf der firmeneigenen Homepage der Öffentlichkeit zugänglich gemacht (www.etymotic.com). Christensen und Killion fanden bei 2 kHz für f_2 in 10% der Messungen Signale mit einer SNR von ≥ 7 dB. Christensen und Killion erklärten sich dieses Ergebnis mit der zufälligen „Variabilität der Rauschpegel“ (Gemeint ist hier die mittlere Variabilität der jeweils zwei benachbarten Frequenzbanden ober- und unterhalb der Frequenzbande bei $2f_1-f_2$, die für die Berechnung des durchschnittlichen Rauschpegels verwendet werden). Die Autoren zogen die Möglichkeit von Artefakten nicht in Betracht. Anhand ihrer Messungen und mit Hilfe der Binomialstatistik berechneten sie die einfache Standardabweichung, die 6 dB betrug. Bei Vorliegen einer Normalverteilung berechnete sich also die Wahrscheinlichkeit des Auftretens eines Signals mit einer SNR von ≥ 6 dB mit ca. 17%. Bei unseren Messungen in der Testkavität mit der 2. ERO•SCAN-Version und Verwendung der integrierten Sonde traten Signale mit einer SNR von ≥ 5 dB bei $\leq 3\%$ der Fälle auf und dies bei allen Frequenzen von 1.5-6 kHz für f_2 . Es darf deshalb vermutet werden, dass die von Christensen und Killion

berechnete Signalverteilung zumindest teilweise durch das Auftreten von nichtbiologischen Signalen (=Artefakte) verursacht wurde.

Das gehäufte Auftreten von nichtbiologischen Signalen bei der DPOAE-Messung mit der 1. ERO•SCAN-Version ist wahrscheinlich für die hohe Passrate bei 2 und 3 kHz verantwortlich. Dies erklärt aber nicht die deutlich schlechtere Spezifität der DPOAE-Messungen mit der 1. ERO•SCAN Version im Vergleich mit der 2. Version. Es darf jedoch angenommen werden, dass grundsätzlich das Messverfahren bei der 2. Version verbessert wurde. Diesbezüglich liegen keine Herstellerangaben vor.

In der Arbeit von Christensen und Killion wird über OAE-Messungen bei 78 Neugeborenen mit dem ERO•SCAN-System im Vergleich mit dem ILO 88 System durch zwei mit dem letztgenannten System gut vertraute Untersucher berichtet. Gemäss Abbildung betrug die Passrate mit dem ERO•SCAN-System durchschnittlich ca. 85% und mit dem ILO 88-System ca. 95%. Diese Ergebnisse stimmen gut mit unseren OAE-Messresultaten mit der 1. ERO•SCAN Version und dem ILO 88-System überein.

Christensen und Killion erklärten sich die schlechteren Passraten des ERO•SCAN-Systems im Vergleich mit dem ILO 88-System durch die geringere Erfahrung der Untersucher mit dem ERO•SCAN System im Vergleich mit dem ILO 88-System. Die Untersucher in unserer Studie hatten jedoch mit beiden Systemen eine ähnlich geringe Erfahrung. Dies spricht in Anbetracht unserer Ergebnisse mit der 1. und 2. ERO•SCAN Version und dem ILO 88-System gegen die Annahme, dass die Erfahrung der Untersucher für die Passrate eine entscheidende Rolle spielt.

5.2 Testwiederholbarkeit

Die Testwiederholbarkeit bei der 2. Geräteversion war deutlich besser als bei der 1. Version. Die Testwiederholbarkeit der 2. Geräteversion mit der externen Sonde und Kabelverbindung war im Vergleich mit der integrierten Sonde ähnlich oder leicht besser. Im Vergleich mit den Ergebnissen von Roede et al. war die Testwiederholbarkeit mit der 2. Geräteversion ähnlich, wobei ein direkter Vergleich wegen unterschiedlichen Stimuluspegeln nicht möglich war (Roede, Harris, Probst, & Xu, 1993). Bedenklich war jedoch die hohe Anzahl Messungen, die frequenzabhängig wegen nicht vorhandenen OAE nicht für die Auswertung verwendet werden konnten. So betrug beispielsweise dieser Anteil für normalhörende Probanden bei 6 kHz über 30% für beide Geräteversionen.

5.3 OAE und frequenzspezifische Beziehung zur Tonhörschwelle

Es gibt immer wieder Bestrebungen, die Tonhörschwelle frequenzspezifisch anhand von OAE-Pegeln vorauszusagen. Die Ankündigung der Firma Maico, in diesem Jahr DPOAE-Messungen bis 10 kHz zu erlauben, muss in diesem Kontext gesehen werden. Die Indikation für eine OAE-Messung könnte breiter gefasst werden, wenn beispielsweise eine beginnende Presbyakusis mit solch einer Messung frühzeitiger erkannt werden könnte. Unsere Untersuchungen haben gezeigt, dass die höherfrequenten DPOAE-Anteile bei ca. 30% der über den gesamten konventionellen Frequenzbereich normalhörenden Probanden nicht auslösbar waren. Eine frequenzspezifische Voraussage der Tonhörschwelle mit OAE ist also nur beschränkt möglich.

Zudem sprechen auch folgende Tatsachen und Überlegungen dagegen, dass die Tonhörschwelle mit OAE frequenzspezifisch zuverlässig vorausgesagt werden kann.

Die Entstehung der OAE ist ein Nebenprodukt der kochleären Mechanik. OAE entstehen präneural, genauer vor der Erregung der inneren Haarzellen und des Hörnervs, wo die Hörschwelle festgelegt wird. Pathologische Zustände des Mittelohres wie z.B. ein Paukenerguss können die Tonhörschwelle und die OAE-Pegel verschiedenartig beeinflussen (Schmuziger, Hauser, & Probst, 1996). Die Feinstruktur der OAE-Pegel hat nicht notwendigerweise eine direkte frequenzspezifische Beziehung zur Feinstruktur der Tonhörschwelle. Das Hörvermögen im Hochtonbereich beeinflusst die tieferfrequenten OAE-Anteile (Withnell, Yates, & Kirk, 2000). Die basale Schneckenwindung kann signifikant zu den niedrigerfrequenten Anteilen der OAE beitragen.

All diese Gründe sprechen insgesamt gegen die Möglichkeit, dass OAE die Tonhörschwelle frequenzspezifisch voraussagen können. Bei der von der Firma Maico im Verlaufe des Jahres 2003 geplante Einführung von ERO•SCAN-Systemen mit einem DPOAE-Messbereich bis 10 kHz spielen möglicherweise kommerzielle Überlegungen eine wesentliche Rolle.

5.4 Verfahren zur objektiven Identifizierung von OAE

Nach Hoth können die in der Literatur beschriebenen und in der Praxis angewandten Verfahren zur objektiven Identifizierung von evozierten otoakustischen Emissionen hierarchisch in drei Klassen eingeteilt werden: a) die Parameterextraktion b) die Signalstatistik und c) die Signaldynamik. Die Zusammenfassung seines an der AGERA im Jahre 2000 gehaltenen Vortrages ist im Internet unter <http://www.hno.med.tu-muenchen.de/agera/abstracts.htm> abrufbar. Es liegen keine validierten Studien vor, die diese drei Signalerkennungsverfahren auf ihre Eignung, insbesondere bei verschiedenen Störeinflüssen, untersucht haben.

Unter diesen drei Verfahren wird die Parametermextraktion am häufigsten verwendet. Bei der Messung der TEOAE wird in der Regel das Signal stimuluissynchron in zwei alternierend benutzte Speicher gemittelt. Diese gemittelten Signale (Wellenform A bzw. B) werden miteinander verglichen und die Entscheidung „Signal vorhanden oder nicht“ getroffen. Als Parameter werden der Signalrauschabstand bzw. die Signal to noise ratio und/oder die Reproduzierbarkeit verwendet. Dieses Vorgehen wurde in der Literatur schon wiederholt detailliert beschrieben (z.B Probst, Lonsbury-Martin, & Martin, 1991). Bei einer Reproduzierbarkeit von 60% kann von einer Spezifität und Sensitivität von ca. 96% ausgegangen werden (Harris FP, 2002). Dieser Prozentsatz kann noch erhöht werden, wenn ein gewichteter Gesamtantwortpegel, entsprechend dem Gesamtantwortpegel minus dem errechneten Lärmpegel beider Wellenformen A-B von 2.4 dB oder mehr, als zusätzliches Kriterium verwendet wird (Welzl-Mueller & Stephan, 1994). Bei der Messung der DPOAE wird eine DPOAE mit 95% Wahrscheinlichkeit als vorhanden gewertet, wenn der relative Signalpegel 6 dB oder mehr beträgt (Harris FP, 2002).

Eine möglicherweise günstigere Methode, um die OAE von Störeinflüssen zu unterscheiden, ist die Verwendung von statistischen Verfahren. Die Phasenstatistik im Frequenzbereich wird für die Bewertung der DPOAE- und TEOAE-Messung und die Binomialstatistik für den Zeitbereich bei der Bewertung der TEOAE verwendet (Cebulla, Stürzebecher, & Wernecke, 1996; Leitner, 1975). Damit kann beispielsweise eine Sensitivität von 99.7% statistisch vorgegeben werden. Das Prinzip der Binomialstatistik für die Erkennung von TEOAE ist in Abbildung 5 dargestellt. Oben ist eine TEOAE Druckkurve im zeitlichen Verlauf über 12 ms abgebildet. Darunter findet sich diese Druckkurve mit zusätzlicher Lärmkontamination. Dieses Signal wird nun in binomiale Vektoren umgewandelt. Die Zahl +1 wird allen positiven Druckwerten und –1 allen negativen

Druckwerten zugeordnet (siehe Vektorkurve c). Die Vektorkurve d) resp. e) stellt die zehnmalige resp. hundertmalige Aufaddierung der binomialen Vektorkurve c) dar. Die Grenzlinien stellen die dreimalige Standardabweichung des normalverteilten Störschalles dar. An der Kreuzungsstelle der aufaddierten Vektorkurve mit den Grenzlinien ist die Wahrscheinlichkeit 1%, dass dieser Vektor dort zufällig auftretendem Störschall entspricht. Falls nun vier Kreuzungsstellen der aufaddierten Vektorkurven mit diesen Grenzlinien vorausgesetzt werden, beträgt die Wahrscheinlichkeit ca. 0.1%, dass dies zufällig dem auftretenden Störschall entspricht. Dieses Verfahren wird beispielsweise durch die Firma Fischer-Zoth bei ihrem OAE-Screeninggerät ECHOSCREEN eingesetzt (www.echoscreen.com).

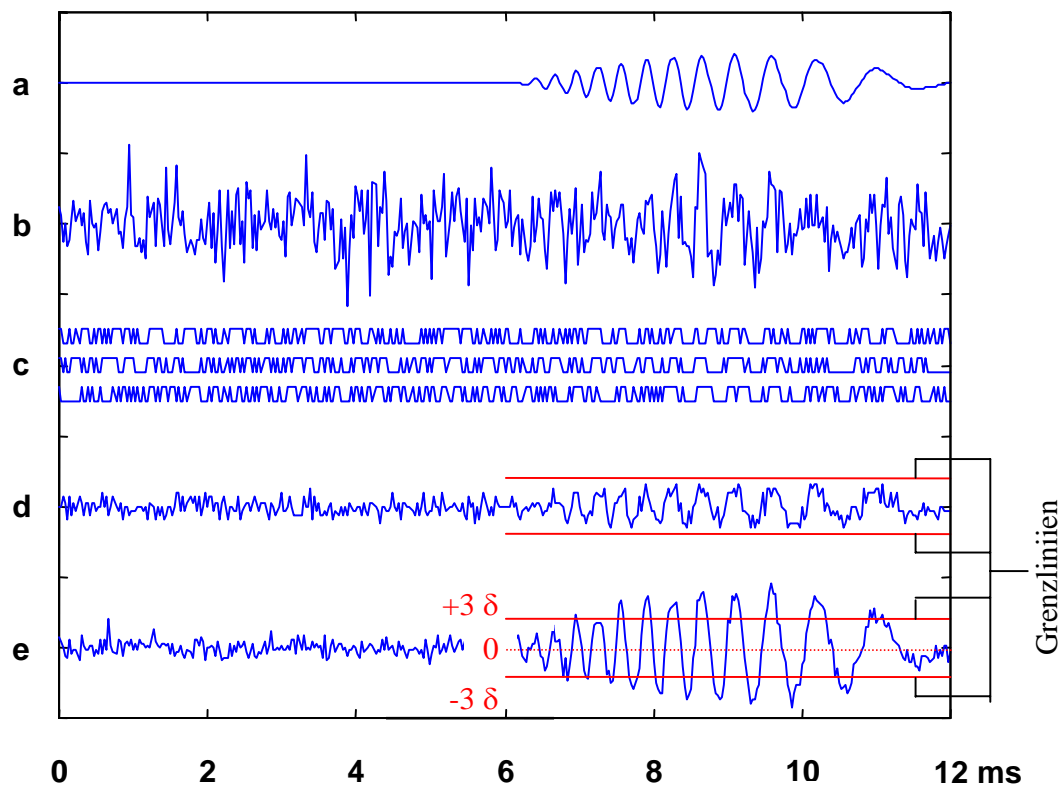


Abb. 5 TEOAE-Erkennung mit Binomialstatistik: X-achse: Zeitfenster von 12 ms. Y-Achse: a) TEOAE-Wellenform (Druckkurve); b) TEOAE kontaminiert mit Störschall c) Umwandlung des Signals b) in einen binomialen Vektor (Zuordnung der Zahl +1 allen positiven Druckwerten resp. -1 allen negativen Druckwerten); d) Zehnmalige Aufaddierung der binomialen Vektorkurve c); e) Hundertmalige Aufaddierung der binomialen Vektorkurve c). Grenzlinien: Wahrscheinlichkeit von 1%, dass dort die aufaddierte Vektorkurve zufällig dem auftretenden Störschall entspricht (Der Abstand der Grenzlinien zur Nulllinie entspricht jeweils der dreimaligen Standardabweichung des normalverteilten Störschalls).

Die objektive Bewertung der Signaldynamik mit künstlichen neuronalen Netzwerken soll die subjektive Bewertung der Messparameter durch einen audiologisch geschulten Experten ersetzen. Dieses Verfahren wurde beispielsweise durch Buller und Lutman näher beschrieben sowie durch Hoth und Mitarbeiter anhand des an der Fachhochschule Wismar entwickelten neuronalen Netzes OtoClass getestet (Buller & Lutman, 1998; Hoth, Buller, Suchandt, Weber, & Lochmann, 2001). Damit kann die von einem Experten vorgenommene zusammenfassende Bewertung der verschiedenen Messparameter und Resultate einer OAE-Messung zumindest annähernd mit solch einem Expertensystem simuliert werden.

Die Abbildung 6 illustriert die möglichen Auswirkungen eines zu lauten Click-Stimulus bei der Messung von TEOAE in einer Testkavität auf das Messergebnis. Diese TEOAE-Messung erfolgte mit dem ILO 88-System, die Auswertung erfolgt visuell üblicherweise durch einen audiologisch geschulten Experten. Der Stimuluspegel betrug in diesem Falle 92 SPL_{peak}. Der Stimulus zeigt Nachschwankungen, die im Messfenster durchschlagen und Emissionen vortäuschen. Dieser Artefakt wird bei der visuellen Auswertung durch eine audiologisch geschulte Person sowie möglicherweise durch ein geeignetes neuronales Netzwerk (Expertensystem) erkannt. In Anbetracht unserer zwei Fälle in Abbildung 2 und Tabelle 7 gewährleistet der objektive Signalerkennungsalgorithmus des ERO•SCAN dies wahrscheinlich nicht.

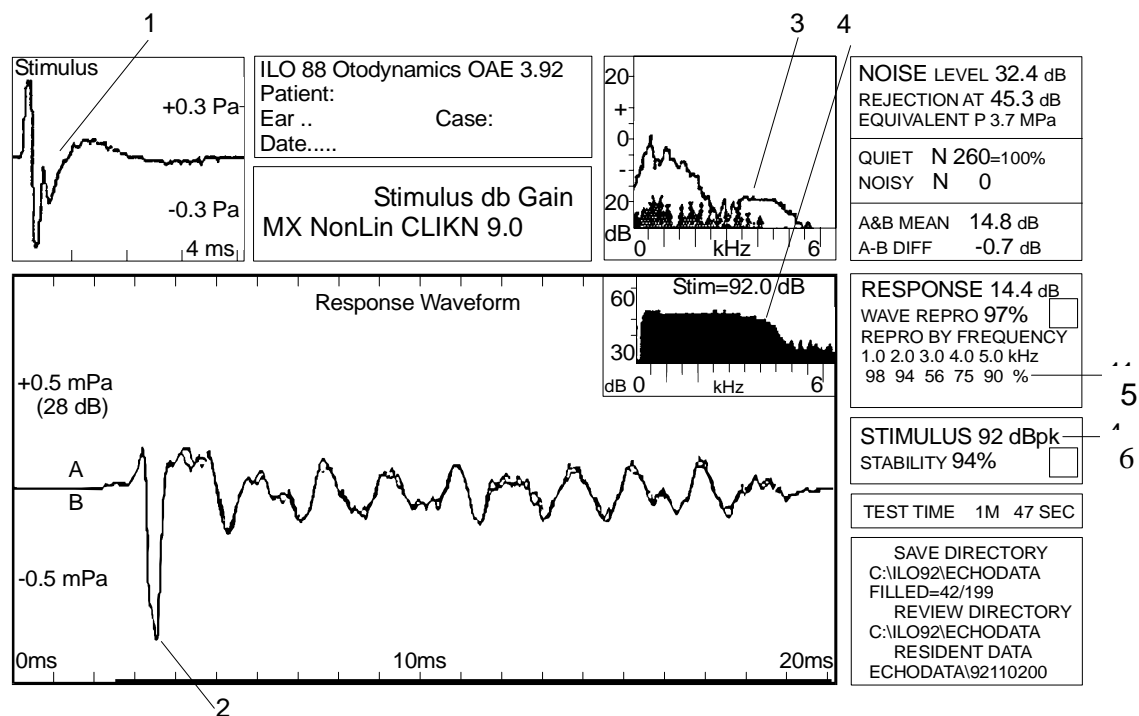


Abb. 6 Überhöhung des Stimulus und des Antwortsspektrums im hohen Frequenzbereich durch zu lauten Stimulus: 1) Ausgeprägte Stimulusnachtschwankung
 2) "Durchschlagen" des Stimulus in das Messfenster 3) Relativ starker und frequenzmässig breiter Energieanteil der Emission im Spektrum der TEOAE 4) deutlicher Energieanteil des Stimulus im Frequenzbereich oberhalb 4 kHz 5) hohe Reproduzierbarkeit der TEOAE in höheren Frequenzbändern bei 5 kHz (90%) 6) hoher Stimuluspegel von 92 dB SPL_{peak}

Eine einfache Massnahme gegen das Auftreten eines zu hohen Stimuluspegels ist eine entsprechende Stimuluspegelschranke. Gemäss Angaben des Herstellers beträgt der maximal zugelassene Stimuluspegel mit dem ERO•SCAN 90 dB SPL_{peak}. Wie unsere oben erwähnten zwei Fallbeispiele es jedoch gezeigt haben, funktioniert diese Stimuluspegelbegrenzung beim ERO•SCAN zumindest bei ungünstigen akustischen Verhältnissen nicht zuverlässig.

Neben vom Messgerät selbst produzierten periodischen Störgeräuschen müssen periodische Störgeräusche der Umgebung zuverlässig erkannt werden, die bei einer zeitlich festen Beziehung zum Stimulus eine OAE vortäuschen können. Wenn beispielsweise eine DPOAE bei einer bestimmten Frequenz erwartet wird und ein Hintergrundgeräusch bei dieser Frequenz liegt, kann dort fälschlicherweise eine DPOAE angenommen werden. Als mögliche Massnahme kann beispielsweise die Stimulusfrequenz der Primärtöne bei der DPOAE-Messung leicht moduliert werden (Lodwig, technische Universität München, persönliche Mitteilung). Zeitlich zufällig auftretende Pausen zwischen den Click-Stimuli bei der TEOAE-Messung können verhindern, dass periodische, zufällig mit der Click-Rate auftretende Störgeräusche nicht fälschlicherweise als Emission interpretiert werden (Lodwig, persönliche Mitteilung).

In der Literatur gibt es nur wenige Arbeiten mit konkreten Angaben von Artefakten bei der OAE-Messung, die Emissionen vorgetäuscht haben. Frese und Mitarbeiter berichteten über drei Fälle, bei denen mit dem ILO 88-System als „Folge eines sonden- und stimulusbedingten Messfehlers bei hochgradigem Hörverlust auffällige, reproduzierbare Pseudoemissionen erzeugt“ wurden (Frese, Reker, & Maune, 2001). Beim ersten Fall bestand wahrscheinlich ein ungewöhnlich grosses Gehörgangsvolumen bei „Z.n. Mittelohr- und Gehörgangsoperation bei Cholesteatom“ vor. Trotz wiederholten Bemühungen bei der Sondenplatzierung konnten in das Messfenster reichende Nachschwingungen des Stimulus nicht verhindert werden. Bei den anderen zwei Fällen kam es ebenfalls zu in das Messfenster reichenden Nachschwingungen des Stimulus. Beim dritten Fall waren die akustischen Verhältnisse im Gehörgang, wahrscheinlich analog zum ersten Fall, bei „Z. n. Cholesteatomoperation“ für eine OAE-Messung ungünstig. Der Stimuluspegel war mit 92 dB SPL_{peak} ungewöhnlich hoch. Cullington und Brown berichteten über einen Säugling mit

Innenohrmissbildung (Cullington & Brown, 1998). Die Cochlea wies im Feinschicht- CT bds. eine Windung auf und das Vestibulum war leichtgradig erweitert. Bei der TEOAE-Messung mit dem ILO 88-System (QuickScreen) wurden bds. akustische Signale im Gehörgang registriert, die als Emissionen interpretiert wurden (Cullington & Brown, 1998). Der Stimuluspegel war mit 88 und 86 dB SPL_{peak} hoch eingestellt. Phillips vermutete, dass Stimulusnachschrwingungen möglicherweise auch hier Emissionen vorgetäuscht haben (Phillips, 1999).

Es gibt keine validierten Studien, welche die Erkennung von periodischen Störgeräuschen anhand verschiedener Algorithmen vergleichend untersucht haben. Validierte Studien mit diesem Thema sollten in Zukunft durchgeführt werden.

5.5 Klinische Bedeutung der DPOAE und TEOAE im Vergleich

Sowohl TEOAE und DPOAE sind für das Neugeborenen screening geeignet (Prieve, 2002), wobei jedoch gewisse Unterschiede bestehen (Hauser, 1995; Janssen, 2002). Die TEOAE sind bis zu einem Hörverlust von ca. 30 dB HL nachweisbar. Die Nachweisbarkeit der DPOAE in Beziehung zur Hörschwelle hängt vom Pegel der Primärtöne ab (Harris & Probst, 2002). Bei Verwendung von niedrigen Pegeln können die DPOAE bis zu einem Hörverlust von ca. 40 dB HL, bei Verwendung von hohen Pegeln bis zu einem Hörverlust von ca. 50-60 dB HL nachgewiesen werden. Für das Neugeborenen screening sind daher niedrige Primärtonpegel geeigneter, da Hörverluste von 40 dB HL und mehr die Sprachentwicklung beeinträchtigen und daher mit einem Hör screening erfasst werden sollten. Ein Vorteil der DPOAE gegenüber den TEOAE ist seine höhere Frequenzspezifität in Beziehung zur Hörschwelle. Die Kalibrierung der TEOAE ist jedoch weniger artefaktanfällig als die der

DPOAE. Für den Nachweis von DPOAE werden zwei Sinustöne verwendet, die im höheren Frequenzbereich durch komplexe physikalische Wechselwirkungen im Gehörgang (stehende Wellen, Auslöschungsphänomene) um bis zu 12 dB vom Schalldruck unmittelbar am Trommelfell abweichen können (Ballachanda, 1997) im Vergleich zum Schalldruck auf der Höhe des Sondenmikrofons. Solche Wechselwirkungen sind bei den TEOAE nicht bedeutsam, da hier breitbandige Stimuli verwendet werden.

5.6 Schlussfolgerungen

Die Messgenauigkeit hat sich bei der 2. ERO•SCAN-Version im Vergleich mit der 1. Version deutlich verbessert. Ein präzise arbeitendes Messgerät ist in erster Linie für eine gute Sensitivität und Spezifität verantwortlich. Adäquate Passkriterien sind wichtig, aber abhängig von der Güte des Messsystems. DPOAE- und vermutlich auch TEOAE-Messungen in einer Testkavität simulieren nicht immer adäquat die Messbedingungen bei hochgradig schwerhörigen Personen. Eine Überprüfung eines OAE-Messsystems und die Ableitung von Passkriterien mittels Messungen in einer Testkavität sind also problematisch.

Die Hauptindikation für den klinischen Einsatz der OAE ist das Hörscreening, weniger die audiologische Diagnostik. Dies gilt insbesondere für das ERO•SCAN-OAE-Messsystem mit nicht auslösbaren DPOAE bei ca. 30% der Messungen im hohen Frequenzbereich. Der klinische Nutzen des ERO•SCAN-Systems für eine eingehende oder diagnostische Evaluation ist möglicherweise gering.

Die DPOAE custom Grundeinstellung sollte wegen günstigeren Passkriterien gegenüber der DPOAE-Grundeinstellung („Screening-Programm“) bevorzugt werden, insbesondere auch für das Hörscreening.

6. Literaturverzeichnis

- Ballachanda, B. B. (1997). Theoretical and applied external ear acoustics. *J Am Acad Audiol*, 8(6), 411-420.
- Bertoli, S., & Probst, R. (1997). The role of transient-evoked otoacoustic emission testing in the evaluation of elderly persons. *Ear Hear*, 18(4), 286-293.
- Buller, G., & Lutman, M. E. (1998). Automatic classification of transiently evoked otoacoustic emissions using an artificial neural network. *Br J Audiol*, 32(4), 235-247.
- Cebulla, M., Stürzebecher, E., & Wernecke, K. D. (1996). Objective detection of auditory evoked potentials. Comparison of several statistical tests in the frequency domain by means of Monte Carlo simulations. *Scand Audiol*, 25(3), 201-206.
- Cullington, H. E., & Brown, E. J. (1998). Bilateral otoacoustic emissions pass in a baby with Mondini deformity and subsequently confirmed profound bilateral hearing loss. *Br J Audiol*, 32(4), 249-253.
- Erenberg, A., Lemons, J., Sia, C., Trunkel, D., & Ziring, P. (1999). Newborn and infant hearing loss: detection and intervention. American Academy of Pediatrics. Task Force on Newborn and Infant Hearing, 1998- 1999. *Pediatrics*, 103(2), 527-530.
- Frese, K. A., Reker, U., & Maune, S. (2001). Pseudoemissionen und falsch positive Befunde in der Messung transitorisch evozierter Emissionen (TEOAE). *Laryngol Rhinol Otol*, 80(12), 734-739.
- Gorga, M. P., Norton, S. J., Sininger, Y. S., Cone-Wesson, B., Folsom, R. C., Vohr, B. R., et al. (2000). Identification of neonatal hearing impairment: distortion product otoacoustic emissions during the perinatal period. *Ear Hear*, 21(5), 400-424.

- Harris FP, Probst R (2002). Otoacoustic emissions and audiometric outcomes; in Robinette MS, Gattke TJ (eds): *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*. New York: Thieme.
- Hauser, R. (1995). Anwendung otoakustischer Emissionen. Ein Kompendium für Klinik und Praxis. Stuttgart: Enke Verlag
- Harris FP, Probst R (2002). Otoacoustic emissions and audiometric outcomes; in Robinette MS, Gattke TJ (eds): *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*. New York: Thieme
- Hoth, S., Buller, G., Suchandt, S., Weber, F., & Lochmann, H. (2001). Die Problematik der Bewertung transitorisch evozierter otoakustischer Emissionen (TEOAE) durch Experten und Expertensysteme. *Z Audiol*, 40(2), 48-61.
- Janssen, T. (2001). Otoakustische Emissionen, in Lehnhardt, E., Laszig, R. (Herausgeber): *Praxis der Audiometrie: Stuttgart: Thieme Verlag*
- Kemp, D. T., Ryan, S., & Bray, P. (1990). A guide to the effective use of otoacoustic emissions. *Ear Hear*, 11(2), 93-105.
- Leitner, H. (1975). Ein neues Verfahren zur automatischen Auswertung der ERA mit Hilfe der stochastisch ergodischen Konversion (SEC). *Laryngol Rhinol Otol (Stuttg)*, 54(8), 677-688.
- Phillips, A. J. (1999). Acoustic artefacts in click-evoked otoacoustic emissions. *Br J Audiol*, 33(1), 71-73.
- Prieve, B. A. (2002). Otoacoustic emissions in Neonatal Hearing Screening; in Robinette MS, Gattke TJ (eds): *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*. New York: Thieme

- Probst, R., Lonsbury-Martin, B. L., & Martin, G. K. (1991). A review of otoacoustic emissions. *J Acoust Soc Am*, 89(5), 2027-2067.
- Roede, J., Harris, F. P., Probst, R., & Xu, L. (1993). Repeatability of distortion product otoacoustic emissions in normally hearing humans. *Audiology*, 32(5), 273-281.
- Schmuziger, N., Gantenbein, M., & Smurzynski, J. (2002). Ist der ERO•SCAN für ein Hörscreening geeignet? *Schweiz Med Wochenschr, Suppl* 6, 39S-40S.
- Schmuziger, N., Hauser, R., & Probst, R. (1996). Transitorisch evozierte otoakustische Emissionen und Distortionsproduktemissionen bei Mittelohrbelüftungsstörungen. *HNO*, 44(6), 319-323.
- Welzl-Mueller, K., & Stephan, K. (1994). Confirmation of transiently evoked otoacoustic emissions based on user-independent criteria. *Audiology*, 33(1), 28-36.
- Withnell, R. H., Yates, G. K., & Kirk, D. L. (2000). Changes to low-frequency components of the TEOAE following acoustic trauma to the base of the cochlea. *Hear Res*, 139(1-2), 1-12.

7. Curriculum vitae

Christophe Kurt Schmuziger von Aarau

14. 09. 1971	Geboren in Chur
1978 – 1989	6 Jahre Primarschule, 2 Jahre Sekundarschule, 2 ½ Jahre Gymnasium in Chur
1989 – 1992	Lehrausbildung zum dipl. Psychiatriepfleger in Chur und Cazis GR
1992 – 1999	Pflegertätigkeit an der Kantonalen Psychiatrischen Klinik in Chur
1996 – 1999	Zweitwegmatura in Sargans SG
2. Juli 1999	Eidgenössische Matura Typus D
1999 - 2005	Studium der Zahnmedizin an der Universität Zürich
27. Oktober 2005	Staatsexamen für Zahnärzte an der Universität Zürich
1. Januar 2006	Zahnarzt-Assistent (PG) an der Klinik für Kaufunktionsstörungen, abnehmbare Rekonstruktionen, Alters- und Behindertenzahnmedizin am Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Zürich