

SIMULATION VON ZEITVERZÜGERTEN EVOZIERTEN OTO-AKUSTISCHEN EMISSIONEN MIT HILFE EINES DIGITALEN INNENOHREMODELLS

Wolfgang Peisl

Institut für Elektroakustik, Technische Universität München

Unter zeitverzögerten evozierten oto-akustischen Emissionen (DEOAE) versteht man Aussendungen des Innenohres, die auf aktiven Prozessen im Cortischen Organ beruhen und im äußeren Gehörgang einer Versuchsperson nach dem Evoziererimpuls meßbar sind /1/. DEOAE sind eng mit der peripheren Vorverarbeitung des Hörsystems verknüpft und stellen eine objektive Meßmethode bei der Untersuchung der Erregungszustände im Innenohr dar.

Kennzeichnend für DEOAE sind ihre Pegelabhängigkeit und ihre frequenzabhängige Verzögerungszeit /1/,/2/. Letztere beträgt z.B. für eine mittlere Emissionsfrequenz von $f_E=1,3$ kHz etwa $t_v=12$ ms (zeitlicher Abstand zwischen dem Maximum der Evoziereramplitude und dem Maximum der Emissionsamplitude) und ist pegelunabhängig /1/,/2/. Diese Zeitspanne ist wesentlich länger, als dies von den Laufzeiten der Schalleitung im Mittelohr und der Laufzeit einer im Innenohr hin- und rücklaufenden Wanderwelle, welche am Ort ihrer maximalen Amplitude reflektiert wird, zu erwarten wäre /3/.

Ziel der vorliegenden Untersuchungen ist es, mit Hilfe eines digitalen Innenohrmodells durch Variation geeigneter Parameter Rückschlüsse auf die physikalischen Effekte, die den DEOAE zugrundeliegen, zu erhalten.

Ausgangspunkt ist das analoge Innenohrmodell von Zwicker /4/. In diesem sind zwei Funktionseinheiten verwirklicht: ein passiver linearer Teil, welcher in Form eines Kettenleiters die hydromechanischen Eigenschaften der Cochlea nachbildet und ein aktiver nichtlinearer Teil, welcher mit Hilfe eines Rückkopplungskreises mit Begrenzerkennlinie die Basilar membranbewegung bei kleinen Schallpegeln wesentlich mitbestimmt und die Wirkungsweise der äußeren Haarzellen nachbildet. Im Analogmodell wird mit einer Auflösung von 8 Sektionen pro Frequenzgruppenbreite der Frequenzbereich von 0,9 kHz bis 8 kHz realisiert. Auf der Grundlage dieses Modells und eines daraus entwickelten Computermodells, welches das Verhalten im stationären Zustand bei sinusförmigen Eingangssignalen untersuchte /5/, wurde eine Wellendigitalfilter-Struktur entwickelt, die eine Simulation wie in /6/ im Orts-Zeit-Bereich gestattet. Durch Vergleich der Ergebnisse des analogen wie des digitalen Modells bei identischen Parametern und Eingangssignalen wurde sichergestellt, daß das Digitalmodell auch die nichtlineare Übertragungsfunktion der Rückkopplungsschleife in allen Sektionen exakt realisiert.

In Fig.1(a) ist eine Sektion am basalen Ende der Leitung dargestellt. Die Bedeutung der einzelnen Größen ist in /4/ und /5/ erläutert, wobei zusätzlich durch die Widerstände R_{ν} Reibungsverluste der in axialer Richtung schwingenden Flüssigkeitsmassen berücksichtigt werden, was aber nur bei Frequenzen unter 100 Hz eine Rolle spielt. In Fig.1(b) sind die quantitativen Werte der Parameter in Abhängigkeit von der Tonheit z bzw. der Nummer ν der einzelnen Sektionen aufgetragen. Mit diesen Werten wurde die Leitung aus Fig.1(a) in ein Wellendigitalfilter mit einer Auflösung von 25 Sektionen pro Frequenzgruppenbreite, welches den Frequenzbereich von 20 Hz bis 15,5 kHz nachbildet, transformiert. Diese hohe Unterteilung in insgesamt 601 Sektionen war nötig, um jegliche Reflexionen aufgrund einer zu groben Leitungsdiskretisierung so klein wie möglich zu halten. Mit dieser Vorgabe wurden auch der apikale und basale Abschluß der Leitung, wie in Fig.1(a) angegeben, konfiguriert. Die Werte der einzelnen Rückkopplungswiderstände R_{ν} wurden so dimensioniert, daß die maximale Phasenver-

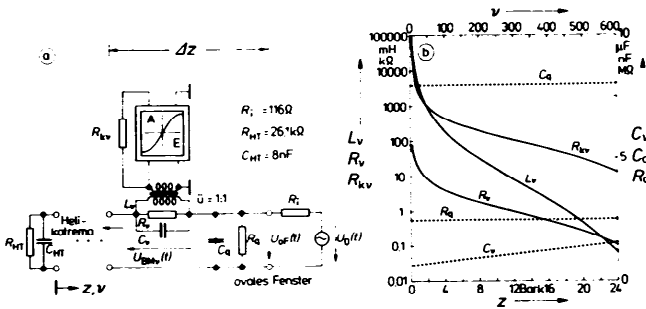


Fig. 1(a): Elektrisches Netzwerk (eine Sektion), welches als Grundlage für die Wellendigitalfilter-Realisierung dient. (b): Quantitative Werte der Elemente L_v, C_v, R_v, C_q, R_q (Nachbildung der Hydromechanik) und der Elemente R_{kv} für die Stärke der Rückkopplung als Funktion der Tonheit z bzw. der 601 Sektionen von $v=0$ bis $v=600$.

schiebung, die eine Wanderwelle im Bereich ihres Amplitudenmaximums zwischen zwei benachbarten Sektionen erfährt, für den genannten Frequenzbereich 45° nicht überstieg. Die verwendete nichtlineare Kennlinie ist in /5/ beschrieben, sie bewirkt für Eingangspegel $L_E^z \leq 40$ dB eine lineare Verstärkung der Schwingungsamplitude (Schnelle) der Basilarinnenbran und besitzt für große Eingangspegel eine ausgeprägte Sättigungscharakteristik /4/.

Für die Simulation der DEOAE wurde ein 3,6 ms langer gaußförmig modulierter Tonimpuls der Frequenz 1,25 kHz mit einem Pegel $L_E^z = 0$ dB (entspricht einem Schallpegel von $L = 10$ dB) als Eingangssignal verwendet. Fig.2(a) zeigt die Antwort des Digitalmodells am basalen Eingang der Leitung, es treten keine DEOAE auf. Damit wird deutlich, daß DEOAE, wie sie in /3/ bzw. /6/ simuliert werden, Artefakte einer zu groben Leitungsdiskretisierung sind und daher für das Auftreten von DEOAE andere in der Cochlea vorhandene Unstetigkeiten angenommen

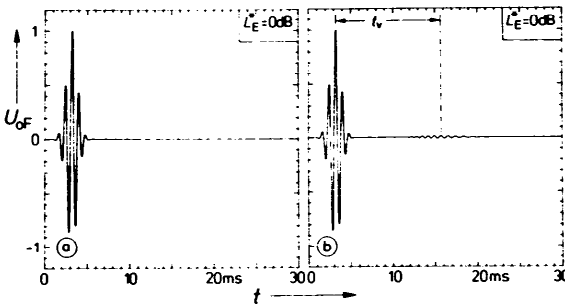


Fig. 2(a): Spannung $U_{OF}(t)$ am Eingang der Leitung, berechnet mit den Parametern aus Fig.1(b) für einen 1.25 kHz-Gaußtonimpuls mit einem Eingangspegel $L_E^z=0$ dB. (b): Dieselbe Zeitfunktion $U_{OF}(t)$, jedoch berechnet mit längs der Leitung periodisch modifizierten Rückkopplungswiderständen R_{kv} . Die Verzögerungszeit der Emission beträgt $t_v=12,5$ ms.

werden müssen. In Voruntersuchungen wurde festgestellt, daß sich für beliebige, über die Leitung verteilte Unstetigkeiten im Funktionsverlauf der Parameter nach Fig.1(b) DEOAE weder in ihrer Zeitstruktur noch in ihrer frequenzabhängigen Verzögerungszeit am Digitalmodell simulieren lassen.

Ausgehend von der Vorstellung, daß alle drei bekannten Arten von Emissionen (spontane, synchron evozierte und zeitlich verzögerte evozierte Emissionen) einen gemeinsamen Ursprung im Innenohr haben /3/,/7/, und dieser in den Rückkopplungskreisen des Modells zu sehen ist /3/, wurden die Rückkopplungswiderstände R_{kv} nach Fig.1(a),(b) dahingehend geändert, daß ihnen entlang der Leitung eine in Abhängigkeit von der Tonheit z periodische Schwankung um $\pm 5\%$ vom Wert nach Fig.1(b) vorgegeben wurde. Die Periode dieser Schwankung beträgt $\Delta z=0.4$ Bark und berücksichtigt damit einerseits den Mindesttonheitsabstand benachbarter spontaner oto-akustischer Emissionen /8/ und andererseits den Mindesttonheitsabstand benachbarter schmalbandiger Empfindlichkeitssteigerungen in der Feinstruktur der Ruhehörschwelle eines Sinustones /7/. Durch diese Maßnahme werden örtlich periodische Reflexionsstellen auf der digital realisierten Leitung hervorgerufen. Fig.2(b) zeigt die am so modifizierten Digitalmodell simulierte DEOAE, die sowohl in ihrer Zeitfunktion, ihrer Amplitude wie auch ihrer Verzögerungszeit, die etwa $t_v=12,5$ ms beträgt, mit denjenigen DEOAE übereinstimmen, welche für den verwendeten Stimulus an Versuchspersonen gemessen wurden /1/,/2/.

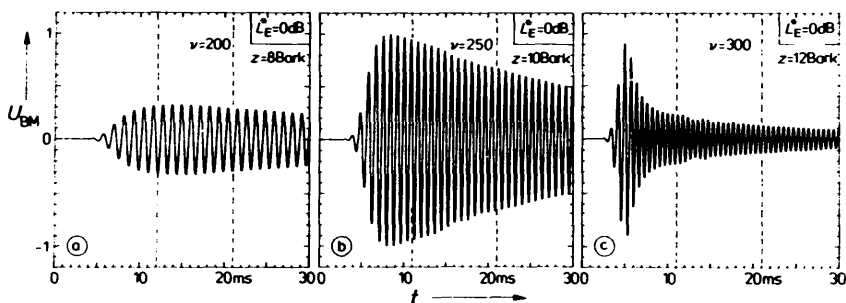


Fig. 3: Berechnete Spannungen $U_{BM}(t)$, die sich für die Zeitfunktion $U_{OF}(t)$ aus Fig.2(b) ergeben. Dargestellt in (a),(b) und (c) sind die jeweiligen Ausschwingvorgänge an Stellen der BM, die einer Tonheit von $z=8$ Bark, 10 Bark und $z=12$ Bark entsprechen.

Fig.3(a)-(c) gibt einen Hinweis dafür, daß keine einzelne lokale "Störung", verursacht durch eine örtlich begrenzte Unstetigkeit als Emissionsgenerator angenommen werden kann. Dargestellt sind jeweils die für drei Stellen auf der Basilarmembran berechneten Antworten für den verwendeten Gaußstimulus. Im gekennzeichneten Zeitfenster, in dem die DEOAE in Fig.2(b) erscheint, sind periodische Schwankungen in der Hüllkurve der Ausschwingvorgänge (am Ort mit der charakteristischen Frequenz des Testtonimpulses bei $z=10$ Bark und basalwärts davon, z.B. bei $z=12$ Bark) erkennbar. Die Laufzeit der Wanderwelle zum Ort mit der charakteristischen Frequenz 1,25 kHz beträgt etwa 1,7 ms; damit wird deutlich, daß eine dort vorhandene lokale Unstetigkeit, welche eine Reflexion der Wanderwelle zur Folge hat, die wesentlich längere Verzögerungszeit der DEOAE nicht zu erklären vermag. Vielmehr kann man sich die DEOAE als lineare Überlagerung von Impulsantworten entlang der Leitung entstanden denken, d.h. sie stellen eine Systemeigenschaft dar, welche sich durch die örtlich periodisch

vorgegebenen Unstetigkeiten in der Wirkung der äußeren Haarzellen auf die Schwingungsamplitude der Basilarmembran ergibt. Die physiologische Gegebenheit, die dieser periodischen Verteilung zugrunde liegt, ist unbekannt.

Fig. 4: Zeitfunktion $U_{of}(t)$ der im Modell simulierten DBOAE, berechnet für einen gaußförmig modulierten ($t_p=1,6$ ms) Testtonimpuls der Frequenz $1,25$ kHz bei verschiedenen Eingangspegeln L_E^* des Impulses.

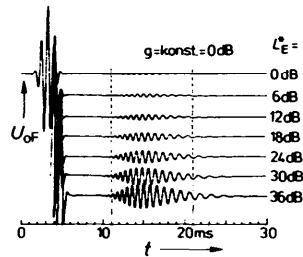


Fig.4 zeigt die für verschiedene Evoziererpegel L_E^* berechneten DBOAE. Die Emissionen erscheinen etwa 10 ms bis 12 ms nach dem Evozierer und weisen die für sie typische Pegelabhängigkeit /2/ auf: sie wachsen zunächst proportional mit zunehmender Amplitude des Evozierers an und zeigen eine Sättigungscharakteristik für Pegel größer als $L_E^* = 30$ dB. Dieses Verhalten hat seine Ursache in den in den Rückkopplungskreisen enthaltenen nichtlinearen Begrenzerkennlinien /3/.

Zusammenfassend kann mit den aus dem Computermodell vorliegenden Ergebnissen der Schluß gezogen werden, daß DBOAE nicht durch Reflexionen an lokalen Läsionen im Cortischen Organ hervorgerufen werden und bei genügend kleiner Diskretisierung im Modell überhaupt nicht entstehen. Sie sind vielmehr systembedingt.

Die Untersuchungen wurden im Rahmen des SFB 204 "Gehör", München, von der Deutschen Forschungsgemeinschaft unterstützt.

Literatur

- /1/ Kemp, D.T. (1978): Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. J. Acoust. Soc. Am. 64, 1386-1391.
- /2/ Zwicker, E. (1983): Delayed evoked oto-acoustic emissions and their suppression by Gaussian-shaped pressure impulses. Hear. Res. 11, 359-371.
- /3/ Zwicker, E. (1985): "Otoacoustic" emissions in a nonlinear cochlea hardware model with feedback. J. Acoust. Soc. Am. 80, 154-162.
- /4/ Zwicker, E. (1985): A hardware cochlear nonlinear preprocessing model with active feedback. J. Acoust. Soc. Am. 80, 146-153.
- /5/ Lamer, G. (1987): Computer Model of Cochlear Preprocessing (Steady State Condition) I. Basics and results for one Sinusoidal Input Signal, Acustica 62, 282-290.
- /6/ Strube, H.W.(1985): A Computationally Efficient Basilar-Membrane Model. Acustica 58, 207-214.
- /7/ Zwicker, E. and Schloth, E. (1984): Interrelation of different oto-acoustic emissions. J. Acoust. Soc. Am. 75, 1148-1154.
- /8/ Dallmayr, C. (1985): Spontane oto-akustische Emissionen: Statistik und Reaktion auf akustische Störtöne. Acustica 59, 67-75.