

Ein hydromechanisches Innenohrmodell mit aktiver nichtlinearer Rückkopplung

T. Lechner, Lehrstuhl für Elektroakustik, TU München

1. Einleitung

Hydromechanische Nachbildungen des Innenohres von Säugern dienen dazu, Flüssigkeits- und Membranbewegungen leichter als im schwer zugänglichen Innenohr beobachten zu können und durch systematische Änderungen den Einfluß verschiedener Parameter auf die Funktionsweise zu erforschen. Daneben lassen sich die physikalischen Vorgänge auch mathematisch beschreiben und die dabei erhaltenen Gleichungssysteme als elektronische Schaltungen und in Digitalrechnern nachbilden. Diese Simulationen beschreiben die elastischen Eigenschaften der Basilarmembran im Gegensatz zu den meisten hydromechanischen Modellen nicht als die einer isotropen Platte, sondern ortsdiskret durch ihre mechanische Impedanz, d.h. die Membran wird als eine endliche Anzahl von nur durch die Lymphflüssigkeit miteinander verkoppelten Stäben betrachtet. Voldřich [1] berichtet über Beobachtungen, die diese Betrachtungsweise zu rechtfertigen scheinen und führt gegenteilige Angaben von Békésy [2] auf Gewebsveränderungen bei der Präparation zurück. Voldřich hingegen hatte für seine Versuche das Cortische Organ von der Membranoberfläche entfernt und erzeugte mit einer feinen Nadel Auslenkungen, die weit über den linearen Bereich der Elastizität hinausgingen. Daher lassen sich seine Angaben nicht ohne weiteres in den Bereich akustisch erregter Membranschwingungen übertragen.

Otoakustische Emissionen und nichtlineare Verzerrungen kennzeichnen das Innenohr als aktives und nichtlineares System. Dessen Eigenschaften lassen sich durch Erweiterung entsprechender passiver Modelle um örtliche aktive nichtlineare Rückkopplungen weitgehend nachbilden [3]. Die geringe Pegelabhängigkeit der Frequenzselektivität des Gehörs (Frequenzgruppenbreite) und der statistisch häufigste Frequenzabstand von 0,4 Bark bei otoakustischen Emissionen lassen sich an ortsdiskreten Modellen jedoch nur erzeugen, wenn neben der Verkopplung durch die Lymphflüssigkeit eine weitere Längsverkopplung eingeführt wird [4]. Das hier vorgestellte hydromechanische Modell soll zur Klärung der Frage beitragen, ob unter der Annahme isotroper Membranelastizität die aus der Psychoakustik und physiologischen Akustik bekannten Werte für die Frequenzselektivität des Gehörs möglich sind, und ob in der Längsverkopplung durch die Membransteifigkeit die für die aktiven Prozesse zusätzlich notwendige Längsverkopplung gesehen werden kann.

2. Das hydromechanische Modell

Das hydromechanische Modell ist im Gegensatz zu seinem natürlichen Vorbild nicht schneckenförmig aufgerollt, sondern langgestreckt realisiert. Die Reissner-Membran wurde nicht nachgebildet, ebenso die Scala tympani. Aufgrund des weitgehend symmetrischen Aufbaus von Scala tympani und Scala vestibuli stellt diese Vereinfachung jedoch nur eine quantitative, aber keine qualitative Veränderung dar.

Um eine möglichst gute Vergleichbarkeit mit der Natur zu erzielen, wurden die Hohlraumabmessungen, die Flächen des anregenden Stößels und des Helicotremas sowie die Nachgiebigkeit der Membran in etwa maßstäblich zu den entsprechenden Werten des menschlichen Innenohres gewählt. Der Längenmaßstab ist 14:1; die Zeit ist um den Faktor 14 gedehnt. Damit gilt für Massendichte, Druck und Elastizitätsmodul ein Maßstab von 1:1.

Die ortsabhängige Membranbreite hat entscheidenden Einfluß auf die Nachgiebigkeit

der Membran und wurde so bestimmt, daß die Frequenz-Orts-Transformation möglichst maßstäblich zu derjenigen beim menschlichen Innenohr ist, deren Verlauf aus der Tonheitsfunktion ersichtlich ist. Rechnerisch ließen sich Tonheiten zwischen 2,5 und 22,5 Bark nachbilden, wobei die Membranbreite am apicalen Ende größer als der maßstäbliche Wert gewählt werden mußte.

Die Membran des beschriebenen hydromechanischen Modells wurde mit piezoelektrischen Biegewandlern aus PVDF-Folie als Sensoren zur Auslenkungsmessung und als Motoren zur Kraftausübung auf die Membran versehen.

3. Piezoelektrische Biegewandler aus PVDF

Wird an die piezoelektrische Folie ein elektrisches Feld in Dickenrichtung angelegt, verändert sie neben ihrer Dicke und Breite auch ihre Länge. Durch Verkleben zweier Folienlagen und elektrisch gegensinnige Verschaltung erhält man einen Biegewandler, dessen Biegeradius umgekehrt proportional zur angelegten Spannung ist. Umgekehrt führt ein Verbiegen des Wandlers zu einer Ladungsverschiebung, die dem Integral des Biegemomentes über die gesamte Wandlerfläche entspricht. Durch einen fotolithografischen Prozeß wurden auf durchgehenden Piezofolien elektrisch getrennte Biegewandler realisiert (Abb.1.). Die beiden inneren bzw. äußeren Elektroden der zwei Folienschichten sind jeweils deckungsgleich und elektrisch verbunden. Die Sensoren besitzen eine gemeinsame Masseelektrode und piezoelektrisch unempfindliche Kontaktierungsflächen. Die Motoren sind dagegen galvanisch vollständig voneinander getrennt. Abb.2 zeigt die an beiden Rändern des schwingenden Bereiches der Basilarmembran montierten Motoren und Sensoren. Das Modell enthält 256 derartige Wandlersektionen, was bei einem Tonheitsbereich von 20 Bark einer Ortsauflösung von ca. 13 Sektionen/Bark entspricht.

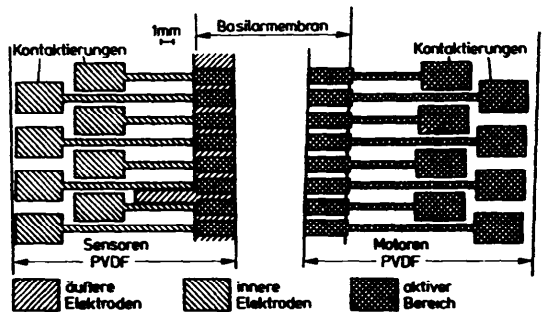


Abb.1. Ausschnitt aus den Elektrodenstrukturen der Biegewandler am hydromechanischen Modell (8 Sektionen)

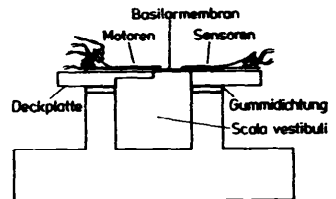


Abb.2. Querschnitt durch das hydromechanische Modell mit Biegewandlern

4. Aktive nichtlineare Rückkopplung

Jedem Sensor ist ein Ladungsverstärker nachgeschaltet, dessen auslenkungsproportionale Ausgangsspannung U_{yB1} über einen Meßstellenwahlschalter zur automatischen Meßwerterfassung auf eine Sammelschiene schaltbar ist. Daneben wird sie über eine Schaltung nach Abb.3 auf den Motor am jeweiligen Ort zurückgeführt. Damit auf die Membran eine schnelle proportionale Kraft einwirkt, wird das Signal dabei zunächst differenziert. Ein Tiefpaß verhindert die Anregung von Partialschwingungen der Membran.

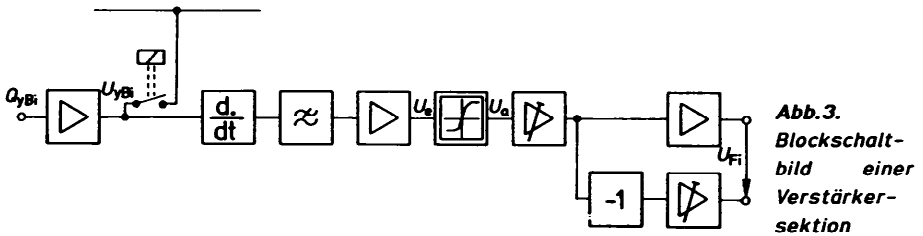


Abb.3.
Blockschalt-
bild einer
Verstärker-
sektion

Die nichtlineare Kennlinie (Abb.4.) hat drei Steigungsbereiche. Das Verhältnis der Steigungen zwischen und außerhalb der Knickpunkte U_{K1} betrug 2:1, die Knickpunkte lagen jeweils bei einem Zehntel der maximalen Ausgangsspannungsamplitude U_S . Die Endstufe ist in Brückenschaltung aufgebaut, damit durch Veränderung der Verstärkung im invertierenden Zweig das elektrische Übersprechen von den Motoren auf die Sensoren auf null abgeglichen werden kann. Realisiert wurden insgesamt 256 Ladungsverstärker und 64 komplette Verstärkersektionen, die den Wandlern beliebig zugeordnet werden können.

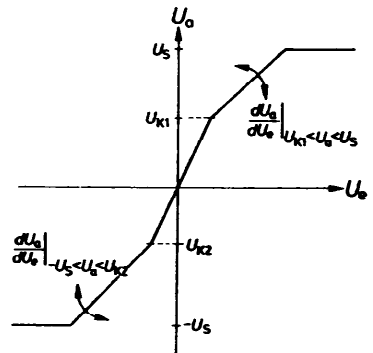


Abb.4. Kennlinie der Nichtlinearität aus Abb.3.

5. Erste Ergebnisse

Bei punktueller tieffrequenter Anregung der Membran durch einen Motor nimmt die Auslenkung mit der Entfernung in Längsrichtung etwa gaußförmig ab. Die Halbwertsbreite dieser Gaußglocke entspricht etwa der Membranbreite an der jeweiligen Stelle des Modells.

Am Ort einer einzelnen realisierten Rückkopplung 0,5 dB unter Schwingeneinsatz wurde der Frequenzgang der Membranauslenkung für verschiedene frequenzunabhängige Werte der Stößelauslenkung gemessen (Abb.5.). Bei einer Membranauslenkung von $\tilde{y}_B=90$ nm erreichte die Kennlinie aus Abb.4 ihren Sättigungsbereich. Der eingangsseitige Dynamikbereich von 70 dB wird durch die aktive Rückkopplung um 20 dB reduziert. Die Flankensteilheit im tieffrequenten Bereich beträgt pegelunabhängig +6 dB/Okt., oberhalb der charakteristischen Frequenz werden etwa -70 dB/Okt. erreicht. Zu noch höheren Frequenzen hin vergrößert sich die Steigung dieser Flanke auf -140 dB/Okt., bevor ein Amplitudenplateau erreicht wird. Dieses Verhalten deutet auf einen zweiten Übertragungsweg zwischen Stößel und Sensor neben der Wanderwelle mit Auslöschung im Übergangsbereich hin.

Einen Vergleich mit neuronalen Tuningkurven ermöglicht die frequenzabhängige Stößelauslenkung für konstante Membranauslenkung (Abb.6.). Die Flanken für hohe und tiefe Frequenzen entsprechen denjenigen aus Abb.5. Die 10dB-Güte bei der charakteristischen Frequenz ist pegelabhängig und beträgt 3,6 für 10 nm bzw. 7,2 für 1 nm Effektivwert der Basilarmembranauslenkung.

Abb.5. Frequenzgang der Membranauslenkung \tilde{y}_B mit aktiver Rückkopplung bei verschiedenen Stößelauslenkungen \tilde{x}_{St} . Entfernung vom basalen Membranende $x=11,5$ cm, Verstärkung 0,5 dB unter Schwingeneinsatz

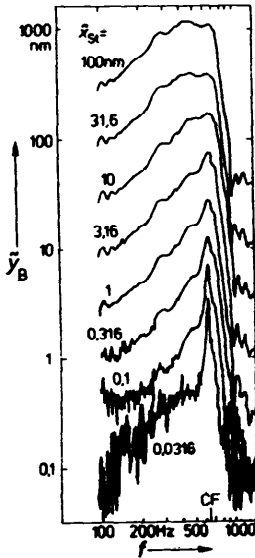
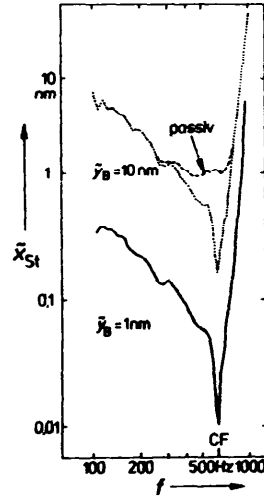


Abb.6. Stößelauslenkung \tilde{x}_{St} für konstante Membranauslenkung \tilde{y}_B . Entfernung vom basalen Membranende $x=11,5$ cm, Verstärkung 0,5 dB unter Schwingeneinsatz



6. Diskussion

Trotz der zusätzlichen lateralen Verkopplung im isotropen Membranmaterial sind am hydromechanischen Modell Flankensteilheiten im Frequenzgang und 10dB-Güten bei den Tuningkurven erreichbar, die denjenigen aus Tierversuchen entsprechen [5]. Bei der Realisierung lediglich einer einzigen Rückkopplung bleibt die Dynamikkompression hinter den bei anderen Modellen gefundenen 35 dB zurück [4]. Ob die mechanische Längsverkopplung in der Membran ausreicht, um die Eigenschaften der verschiedenen Arten otoakustischer Emissionen und besondere Merkmale der Frequenzselektivität zu erklären, müssen weitere Versuche zeigen.

Literatur

- [1] Voldřich, L. (1978): Mechanical Properties of Basilar Membrane
Acta Otolaryngol. 86, 331-335
- [2] Békésy, G. v. (1941): Über die Elastizität der Schneckentrennwand des Ohres
Akust. Z. 6, 265-278
- [3] Zwicker, E. (1979): A Model describing Nonlinearities in Hearing by Active Processes with Saturation at 40 dB
Biol. Cybernetics 35, 243-250
- [4] Zwicker, E. u. Peisl, W. (1990): Cochlear Preprocessing in Analog Models, in Digital Models and in Human Inner Ear
Hearing Research 44, 209-216
- [5] Rhode, W.S. (1971): Observation of The Vibration of the Basilar Membrane in Squirrel Monkeys using the Mössbauer Technique
J. Acoust. Soc. Am. 49, 1212-1231