

N. Dillier, L.J. Leifer

Institut für Biomedizinische Technik der Universität
Zürich und der ETHZ/Schweiz

Die Entwicklung einer Cochlearisprothese, welche sensorisch tauben Patienten verbesserte Sprachdiskriminationsfähigkeit und vermehrte Kommunikationsmöglichkeiten verschafft, erfordert die Abklärung einer Reihe von theoretischen und konzeptuellen Aspekten. Der Realisation einer solchen Prothese liegt folgende Hypothese zugrunde: Ein neurosensorisch tauber Patient mit einem intakten nervus acusticus würde akustische Signale wahrnehmen können, wenn das Entladungsmuster der ca. 30 000 Nervenfasern seines Hörnervs ungefähr dem entsprechenden Muster eines normalhörenden Menschen äquivalent wäre. Dabei wird vorausgesetzt, dass die Hörregionen im Cortex wie auch die übrigen Hirnstrukturen ebenfalls intakt sind.

Aus der obigen Hypothese ergeben sich nun zwei Hauptfragen:

1. Was ist die genaue Struktur des Entladungsmusters in einem gesunden Nerv in Antwort auf einen akustischen Reiz?
2. Auf welche Art kann dieses Muster reproduziert werden, wenn die neurosensorischen Strukturen im Innenohr (die als unmittelbare Generatoren des Entladungsmusters angesehen werden müssen) pathologisch verändert sind?

In den letzten fünfzehn bis zwanzig Jahren wurden eine grosse Anzahl Untersuchungen des Hörorgans durchgeführt, insbesondere bezüglich Aufbau und Funktionsweise der Cochlea. Aufgrund der dabei gewonnenen Erkenntnisse und Daten wird versucht, mit Hilfe eines Computermodells die Aktivität einer Faser des nervus acusticus in Antwort auf einen akustischen Reiz zu simulieren. Durch systematische Parametervariation soll der Einfluss verschiedener physiologischer Variablen auf das Entladungsmuster untersucht werden. Das Modell enthält eine Übertragungsfunktion des Mittelohrs (1), variable Übertragungsfunktionen für die Basilarmembran (2,3), lineare und nicht-lineare Übertragungsfunktionen für die Haarzellenübertragung des mechanischen in einen neuronalen Reiz (4,5), ein probabilistisches Schwellwert-Neuronenmodell (4) (s. Abb. 1) mit variablen Parametern und verschiedene Hilfsroutinen für die Generierung von Eingangsdaten, für die grafische Darstellung der Ausgangsdaten sowie für Bode-diagramme, Histogramme,

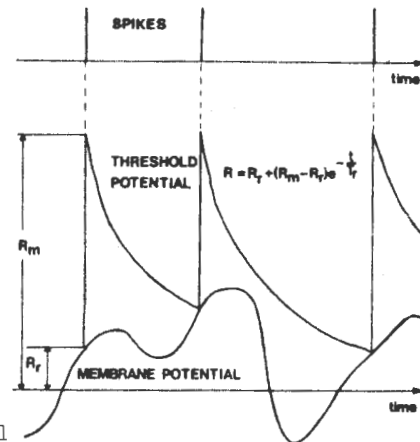


Abb.1

Berechnung des diskreten Fourierspektrums, digitale Filterung und Autokorrelation. Abbildung 2 zeigt im Vergleich ein Histogramm nach einer akustischen Click-Stimulation einer Katze und das Histogramm für das Modellneuron (400 Durchgänge). Die Übereinstimmung in Bezug auf Anzahl und Form der Spitzen ist sehr gut, die zeitliche Verzögerung des akustischen Signals wurde im Modell jedoch noch nicht berücksichtigt.

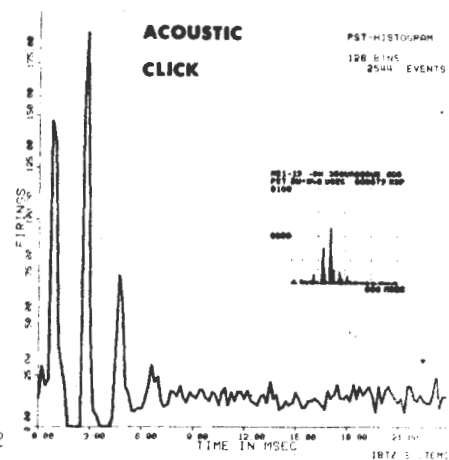


Abb.2

Abbildung 3 zeigt den Vergleich für Sinustonstimulation. Die durchgezogene dicke Linie ist der Modelloutput, die dünne Linie ist aus (7) entnommen und zeigt das Histogramm einer Einzelfaserableitung für eine Katze, wobei Skala und Massstab dem Modellhistogramm angepasst wurden.

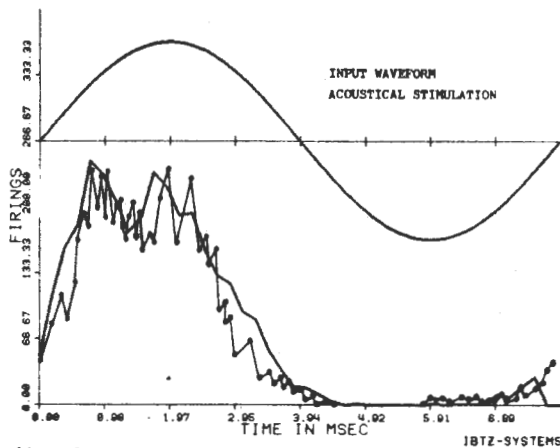


Abb. 3

Es hat sich gezeigt, dass verschiedene Parameter sehr sensitiv sind und dass ihrer exakten Bestimmung aus physiologischen Daten entscheidende Bedeutung zukommt. Es handelt sich vor allem um die Dämpfung der Basilarmembranschwingung und die Übertragungscharakteristik der Haarzellen.

Aus Tierversuchen und Experimenten mit Versuchspersonen wissen wir, dass es möglich ist, den Hörnerv durch elektrische Reizung selektiv oder global zur Entladung zu bringen. Der Stimulationsort braucht dabei nicht direkt der Nerv zu sein. Auch mit einer Elektrode im äusseren Ohrkanal oder sogar auf der Haut können Hörempfindungen hervorgerufen werden. Je weiter allerdings der Stimulationsort vom Nerv entfernt ist, desto kleiner wird der ausnützbarer dynamische Bereich, weil dann nicht nur der Hörnerv, sondern auch andere Nerven stimuliert werden.

Ferner kennt man aus Tierexperimenten das Entladungsmuster des Nerven bei elektrischer Stimulation für einige wenige Stimulationsarten (6,7). Es wird nun versucht, diese Daten in das Computermodell einzubeziehen, um die Transformation des elektrischen Reizes in das Entladungsmuster zu berechnen und mit Hilfe einer inversen Transformation den elektrischen Reiz so zu verändern, dass er das gewünschte Muster erzeugt. Erste Resultate lassen darauf schliessen, dass mit der nichtlinearen Übertragungsfunktion $y = k_1 x^{k_2}$ gewisse Eigenschaften der elektrischen Stimulation erklärt werden können.

Abb. 4 zeigt, dass das Modell mit dieser Kennlinie den gemessenen Histogrammen sehr nahe kommt. Der physiologische Mechanismus einer solchen Nichtlinearität ist nicht genau bekannt, jedoch muss man sich vor Augen halten, dass sich bei der Erzeugung eines Nervenaktionspotentials elektrochemische Prozesse abspielen (Diffusions- und elektrolytische Ströme, s. Simmons, 88). Das Modell ist ferner in der Lage, die Nervenaktivität verschiedener Fasern längs der Basilarmembran mit verschiedenen "cha-

rakteristischen Frequenzen" (jeder Abschnitt auf der Basilarmembran ist für eine bestimmte akustische Stimulationsfrequenz maximal empfindlich) zu simulieren, wobei sich im Falle der akustischen Stimulation das Histogramm-Muster in Funktion der Länge ändert, bei der elektrischen Reizung jedoch konstant bleibt.

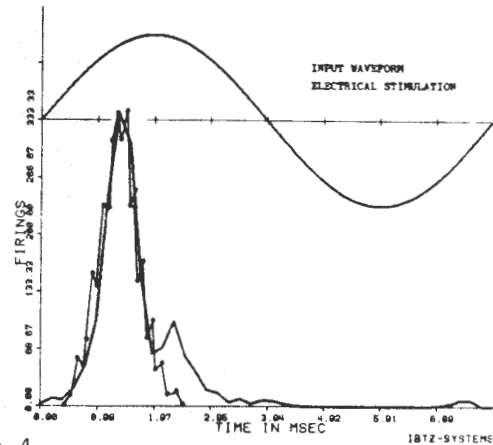


Abb. 4

Schlussfolgerungen

Die Modellvorstellung, dass der äussere akustische Reiz durch mechanische und mechanoelektrische Transformationen in einen räumlich verteilten "inneren Reiz" als unmittelbaren Auslöser für Nervaktionspotentiale umgewandelt wird, ergibt bei sorgfältiger Parameterwahl eine gute Reproduktion experimenteller Daten und scheint auch zur Erklärung der Phänomene bei elektrischer Stimulation geeignet zu sein. Die Modelldaten wurden aus Tierexperimenten gewonnen, Untersuchungen mit elektrischer Stimulation beim Menschen könnten möglicherweise das Modell verfeinern helfen und neue Erkenntnisse über die Wirkungsweise des Hörorgans liefern.

Literatur

- 1) Möller, A.R. (1972): The middle ear, in Found. of Mod. Aud. Th. II, Academic Press
- 2) Flanagan, J.L. (1972): Speech analysis synthesis and perception, Springer 2, ed.
- 3) Helfenstein, W.M. (1974): Beitrag zur Mess. der Ak.bed.Bew. u.Id.d.Mech.Teils d. Innenohrs d.Katze, Diss ETH Nr. 5309
- 4) Weiss, I.F. (1966): A model of the peripheral Aud.System, Kybernetik 3.Bd. 4. Heft
- 5) Nieder, P. and Nieder, I. (1971): Determination of microphonic gen. transfer char. from Mod. Data, J.A.S.A. 49, pp. 478-492
- 6) Moxon, E.C. (1971): Neural and mech. responses to el. stimulation of the cat's inner ear, Diss. M.I.T., Boston, Mass.
- 7) Kiang, N.Y.S. and Moxon, E.C. (1972): Physiological consid. in artificial stimul. of the inner ear, Ann. Otol. Rhinol. 81, 5
- 8) Simmons, F.B. (1966): Electrical stim. of the aud. nerve in man, Arch. Otol. 84