

# Análisis mediante un modelo biofísico de la respuesta temporal de la cóclea provocada por múltiples tonos simultáneos modulados en amplitud

Roberto Carlos Sotero Díaz, Pedro Valdés Sosa y María C. Pérez Abalo.

Departamento de Neurofísica, Centro de Neurociencias de Cuba., Ave. 25, No.15202, Esq. 158, Cubanacán, Playa., CP. 11400, Ciudad de La Habana, Cuba.

Recibido: 19 de octubre del 2003

Aceptado: 8 de diciembre del 2003

**Palabras clave:** cóclea, PEAAe a MF, múltiples tonos simultáneos modulados en amplitud.

**Key words:** cochlea, MSSR, multiple simultaneous amplitude modulated tones.

**RESUMEN.** En este trabajo se analizó la respuesta temporal de un modelo biofísico de la cóclea ante estímulos formados por múltiples tonos simultáneos modulados en amplitud, los cuales generan, en niveles superiores del sistema auditivo, los potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAAe a MF). De acuerdo con este modelo en la cóclea se observan respuestas a las frecuencias de modulación y estas son mayores que las respuestas a las frecuencias portadoras. Esta es una característica de los PEAAe a MF. Se encontró además que para intensidades constantes la forma del patrón de desplazamientos de la membrana basilar para un instante de tiempo dado no varía con la intensidad. Se estudió la respuesta provocada por estímulos de intensidad variable en dos rangos de intensidades: entre 0 y 40 dB y entre 40 y 80 dB. Se obtuvo que las respuestas a estos dos rangos de intensidades no son equivalentes.

**ABSTRACT.** In this paper was analyzed, the temporal response of a biophysical model of the cochlea to multiple simultaneous amplitude modulated tones, which elicit, at superior levels of the auditory system, the multiple auditory steady-state responses (MSSR). According to the results obtained, in the cochlea appear responses at the modulation frequencies and these responses are greater than those at the carrier frequencies. This is a characteristic of MSSR. It was also found that for stimuli of constant intensity the shape of the displacements pattern of the basilar membrane, at a specific time instant, does not vary with intensity. The response elicited by stimuli of variable intensity was study for two ranges of intensity: between 0 and 40 dB, and between 40 and 80 dB. It was obtained that the responses to these two ranges of intensities are not equivalent.

## INTRODUCCIÓN

El estudio de los Potenciales Evocados Auditivos (PEA) resulta importante por cuanto nos proporcionan una manera objetiva de evaluar la audición.<sup>1</sup> Los PEA son variaciones

del voltaje en el tiempo que ocurren en respuesta a estímulos sonoros de determinadas características y que representan la activación de subpoblaciones neuronales a distintos niveles de la vía auditiva desde la cóclea hasta la corteza.<sup>2</sup>

Una técnica más precisa para la evaluación electroaudiométrica se basa en la utilización de los potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAAe). Estos son señales cuasi-sinusoidales que se obtienen a determinadas frecuencias de estimulación en las cuales se produce la superposición de la respuesta de un estímulo con la del estímulo subsiguiente.<sup>2</sup> Si en lugar de utilizar un solo tono modulado, se estimula con una señal acústica más compleja, en la cual se suman múltiples tonos modulados, la respuesta generada quedaría como una serie de picos en el espectro, uno a cada una de las frecuencias de modulación utilizadas.<sup>4</sup> De este modo, siempre que se utilicen frecuencias de modulación diferentes para cada tono y para cada oído, se pueden explorar simultáneamente varias regiones de la cóclea y ambos oídos, lo cual reduce considerablemente el tiempo de exploración.

A cada frecuencia portadora en el estímulo le corresponde una frecuencia moduladora. Para determinar si hay respuesta a una de las frecuencias portadoras se busca en el potencial registrado un pico a la frecuencia de modulación (después de haber eliminado el ruido mediante múltiples promediaciones).<sup>5</sup> Esta característica de los PEAAe de que aparezca un pico en el espectro, a las frecuencias moduladoras fue descrita fenomenológicamente por O. Lins<sup>4</sup>, pero no ha sido analizada en ningún modelo teórico y ni siquiera hay certeza experimental de que sea la cóclea la primera etapa en la que se generen estos picos.

Es decir, aunque el empleo de los PEAAe a múltiples frecuencias (PEAAe a MF) ha sido validado clínicamente no existe un modelo físico que explique de forma coherente su generación y características. En vista de la importancia atribuida a la cóclea en la literatura este debería ser la primera estructura a incorporar a un modelo completo de los PEAAe

## MÉTODOS

### Estímulo

El estímulo que vamos a utilizar es una mezcla de tonos continuos modulados en amplitud:

$$P_t = P_0 + \alpha \sum_{i=1}^4 A_i \text{sen}(2\pi f_{pi}t)(1 + p_i \text{sen}(2\pi f_{mi}t)) \quad (1)$$

donde  $f_p = (500, 1000, 2000, 4000) \text{ Hz}$  son las frecuencias portadoras,  $f_m = (80, 88, 96, 104) \text{ Hz}$  son las frecuencias moduladoras,  $p_i$  es la profundidad de modulación y  $A_i$  son las amplitudes de modulación. Los valores de  $\alpha$  y  $P_0$  se varían para obtener las intensidades deseadas: 15 dB, 40 dB, 80 dB.

### Oído Medio

Modelaremos el oído medio como:<sup>6</sup>

$$m_{om} \frac{\partial^2 \xi_e}{\partial t^2} + r_{om} \frac{\partial \xi_e}{\partial t} + k_{om} \xi_e = P_e A_e - P_t A_t \quad (2)$$

donde  $\xi_e$  es el desplazamiento del estribo,  $m_{om}$  es la masa del oído medio (es decir la suma de las masas del martillo, el yunque y el estribo),  $r_{om}$  su viscosidad y  $k_{om}$  su coeficiente de elasticidad.  $P_e$  es la

presión que actúa sobre el estribo, y  $P_t$  es la presión que actúa sobre la membrana timpánica y que viene dada por la ecuación (1).

El oído medio actúa como un sistema de palancas con ganancia  $\lambda = 1.3$ , de modo que:

$$P_e A_e = \lambda P_t A_t \quad (3)$$

Sustituyendo (3) en (2):

$$m_{om} \frac{\partial^2 \xi_e}{\partial t^2} + r_{om} \frac{\partial \xi_e}{\partial t} + k_{om} \xi_e = (\lambda - 1) P_t A_t \quad (4)$$

### Mecánica Coclear

El órgano de Corti puede ser visto como un conjunto de segmentos adyacentes de aproximadamente  $10 \mu\text{m}$  de longitud, formados por porciones transversales de la partición coclear y que abarca toda la longitud de la membrana basilar. Al poseer masa, elasticidad y viscosidad estos segmentos se comportan como osciladores locales que

vibran en planos transversales, y que están acoplados fundamentalmente por la presión del fluido. La longitud de los segmentos será considerada infinitesimal, de modo que la membrana basilar se puede describir como un continuo en lugar de una colección discreta de segmentos.<sup>7,8</sup>

La ecuación del movimiento de la membrana basilar (MB) para el caso de la mecánica coclear pasiva (no se considera la fuerza que ejercen las células ciliadas externas) es:<sup>6</sup>

$$m(x) \frac{\partial^2 u(x,t)}{\partial t^2} + h(x) \frac{\partial u(x,t)}{\partial t} + k(x) u(x,t) = P(x,t) \quad (5)$$

donde  $x$  es la coordenada en la dirección longitudinal,  $t$  es el tiempo,  $u(x,t)$  es el desplazamiento vertical de la membrana basilar,  $P(x,t)$  es la diferencia de presión entre las dos cámaras de la cóclea,  $m(x)$  es la masa por unidad de área del órgano de Corti,  $h(x)$  es el coeficiente de viscosidad por unidad de área y  $k(x)$  es el coeficiente de

elasticidad por unidad de área de la partición coclear con respecto al desplazamiento vertical de la membrana basilar en  $x$ .

Podemos escribir  $P(x,t)$  en función del potencial de velocidad  $\phi$ :

$$P = -\rho \frac{\partial \phi}{\partial t} \quad (6)$$

que es la denominada ecuación de Euler.<sup>6</sup> Siguiendo el modelo bidimensional de la cóclea planteado

por Allen<sup>9</sup>  $\phi$  se puede escribir mediante funciones de Green como:

$$\phi(x) = 2 \int_{x'=0}^L G_{MB}(x, x') \frac{\partial u(x', t)}{\partial t} dx' + 2HG_e(x) \frac{\partial \xi_e}{\partial t} \quad (7)$$

Sustituyendo (6) y (7) en la ecuación para el movimiento de la MB (5):

$$m(x) \frac{\partial^2 u(x, t)}{\partial t^2} = -h(x) \frac{\partial u(x, t)}{\partial t} - \quad (8)$$

$$-k(x)u(x, t) - 2\rho \int_{x'=0}^L G_{MB}(x, x') \frac{\partial^2 u(x', t)}{\partial t^2} dx' - \quad (8)$$

$$-2H\rho G_e(x) \frac{\partial^2 \xi_e(t)}{\partial t^2}$$

donde L=0.035 m es la longitud de la MB, H=0.001 m es la altura de la cámara coclear.

**Solución Numérica**

Primeramente calculamos la función  $G_{MB}(x, x')$  a partir de la ecuación obtenida por Allen.<sup>9</sup> Para esto

dividimos la membrana basilar en 1000 segmentos o sea 1001 puntos. Como  $G_{MB}(x, x')$  depende únicamente de x y x', necesita ser calculada sólo una vez. Entonces la ecuación del movimiento del punto i de la membrana basilar es:

$$m(x_i) \frac{\partial^2 u(x_i, t)}{\partial t^2} = -h(x_i) \frac{\partial u(x_i, t)}{\partial t} - \quad (9)$$

$$-k(x_i)u(x_i, t) - 2\rho \int_{x'=0}^L G_{MB}(x_i, x') \frac{\partial^2 u(x', t)}{\partial t^2} dx' -$$

$$-2H\rho G_e(x_i) \frac{\partial^2 \xi_e(t)}{\partial t^2}$$

Para resolver esta ecuación aproximamos la integral por el método de los trapecios, obteniendo:

$$m(x_i) \frac{\partial^2 u(x_i, t)}{\partial t^2} = -h(x_i) \frac{\partial u(x_i, t)}{\partial t} -$$

$$-k(x_i)u(x_i, t) - 2\rho \Delta x \sum_{k=1}^{1001} C_k G_{MB}(x_i, x_k) \frac{\partial^2 u(x_k, t)}{\partial t^2} -$$

$$-2H\rho G_e(x_i) \frac{\partial^2 \xi_e(t)}{\partial t^2} \quad (10)$$

$$i = 1, \dots, 1001$$

$$C_1 = C_{1001} = \frac{1}{2}, \quad C_k = 1 \text{ para } k = 1, \dots, 1000$$

Es decir, obtuvimos un sistema de ecuaciones diferenciales que fue resuelto mediante el método de

Runge-Kutta de cuarto orden. Las condiciones iniciales del problema son:

$$u(x_i, 0) = 0$$

$$\frac{du(x_i, 0)}{dt} = 0 \quad (11)$$

**RESULTADOS Y DISCUSIÓN**

**Estímulos de intensidad constante**

En la Figura 1 se observa el desplazamiento vertical de la membrana basilar en diferentes instantes de tiempo para una intensidad del estímulo de 80 dB. Obsérvese como la "perturbación" se propaga hacia la derecha, es decir desde la base de la cóclea hacia el ápex. En esta figura también se puede observar como a medida que se aleja del estribo, la "perturbación" se mueve más lentamente.

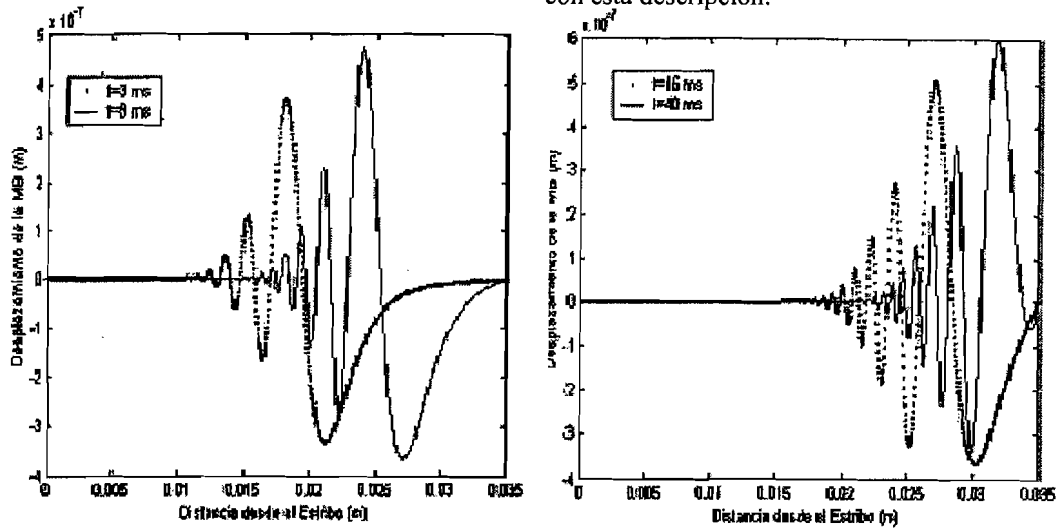


Fig. 1. Se muestra el desplazamiento vertical de los segmentos de la membrana basilar en cuatro instantes de tiempo. La intensidad del estímulo fue de 80 dB.

Para una frecuencia de estimulación dada hay cierto punto en el que la membrana basilar vibra con máxima amplitud.<sup>10</sup> La posición de máximo desplazamiento de la membrana basilar varía aproximadamente de forma logarítmica con la frecuencia, para frecuencias por encima de 1 kHz. Las frecuencias menores de 1 KHz están más comprimidas.<sup>11</sup> En la Figura 2 se muestra el movimiento de los puntos de la membrana basilar que corresponden a las frecuencias moduladoras para un estímulo de 80 dB; en la

Figura 3 el de los segmentos correspondientes a las frecuencias portadoras para ese mismo estímulo. En estas figuras se observa que aparecen respuestas a las frecuencias moduladoras; sin embargo estas no estaban contenidas en el estímulo, lo cual demuestra la no linealidad del funcionamiento coclear. En estas figuras también se observa que la amplitud del movimiento de los puntos de la membrana basilar correspondientes a las frecuencias moduladoras es mayor que para las portadoras.

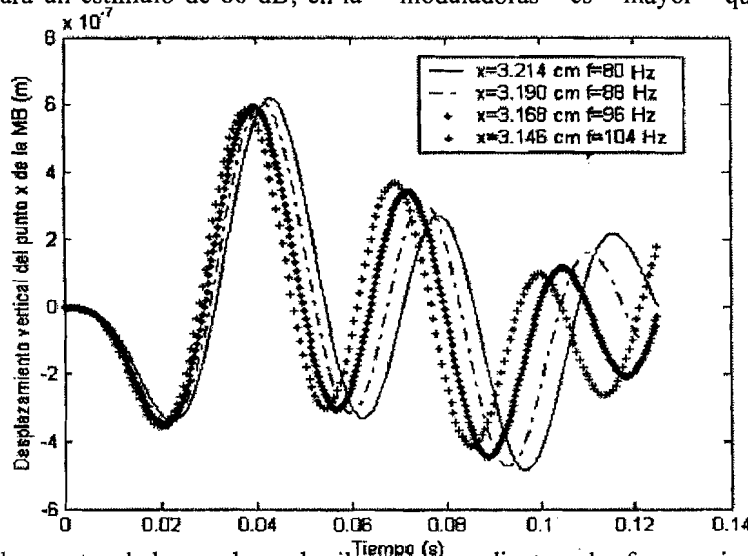


Fig. 2. Desplazamiento de los puntos de la membrana basilar correspondientes a las frecuencias moduladoras del estímulo. La intensidad del estímulo es de 80 dB.

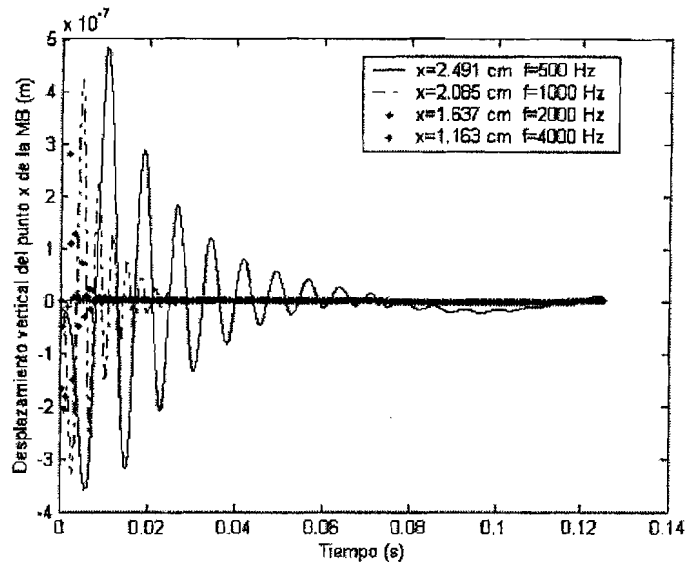


Fig. 3. Desplazamiento de los puntos de la membrana basilar correspondientes a las frecuencias portadoras del estímulo. La intensidad del estímulo es de 80 dB.

Con el aumento de la intensidad del estímulo se obtuvo un incremento de la magnitud de los desplazamientos de la membrana basilar, sin embargo el patrón de estos desplazamientos en el tiempo parece ser el mismo para las

tres intensidades. Como los gráficos no están en la misma escala, debido precisamente a esta variación en la magnitud de los desplazamientos con la intensidad, realizamos el cambio de variables:

$$Z = \frac{x - \bar{x}}{\sigma} \quad (12)$$

donde  $x$  es el vector de los desplazamientos de los puntos en que fue dividida la membrana basilar, para un instante de tiempo dado,  $\bar{x}$  es la media de  $x$  y  $\sigma$  su desviación estándar.

En la Figura 4 se comparan los patrones del movimiento de la membrana basilar pero su forma no varía para un instante de tiempo dado.

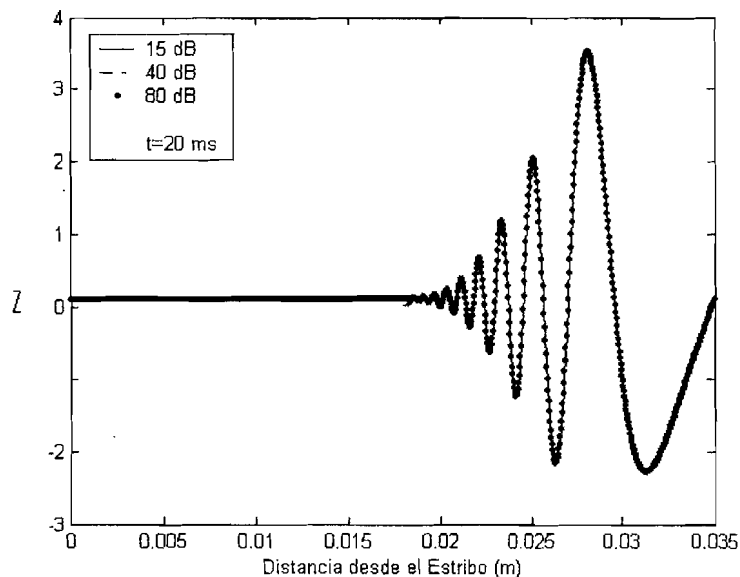


Fig. 4. Comparación del patrón de desplazamientos verticales de la membrana basilar para las tres intensidades analizadas, para  $t=20$  ms.

**Estímulos de intensidad variable.**

Nos interesa conocer si para diferentes estímulos de intensidad variable, que son los que principalmente nos encontramos en la naturaleza, varía el patrón de desplazamientos, o se mantiene invariable como en el caso de intensidades constantes. Para dilucidar esto se utilizaron dos estímulos. El estímulo  $P_1$  con un rango de intensidades

entre 0 y 40 dB, y el estímulo  $P_2$  un rango de intensidades entre 40 y 80 dB. En la Figura 5 se representa el desplazamiento vertical de los puntos de la membrana basilar durante 65 ms en respuesta estímulo  $P_1$ . La Figura 6 representa la respuesta al estímulo  $P_2$ . De la comparación de estas figuras se puede apreciar que el patrón obtenido para estos dos rangos de intensidades no es equivalente.

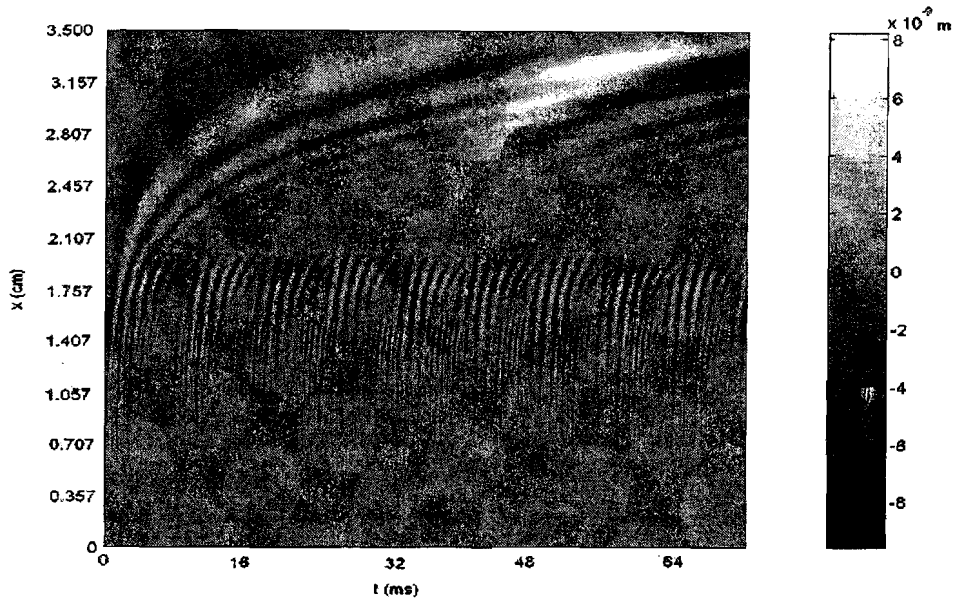


Fig. 5. Desplazamiento vertical de los puntos de la membrana basilar en respuesta a un estímulo de intensidad variable entre 0 y 40 dB.

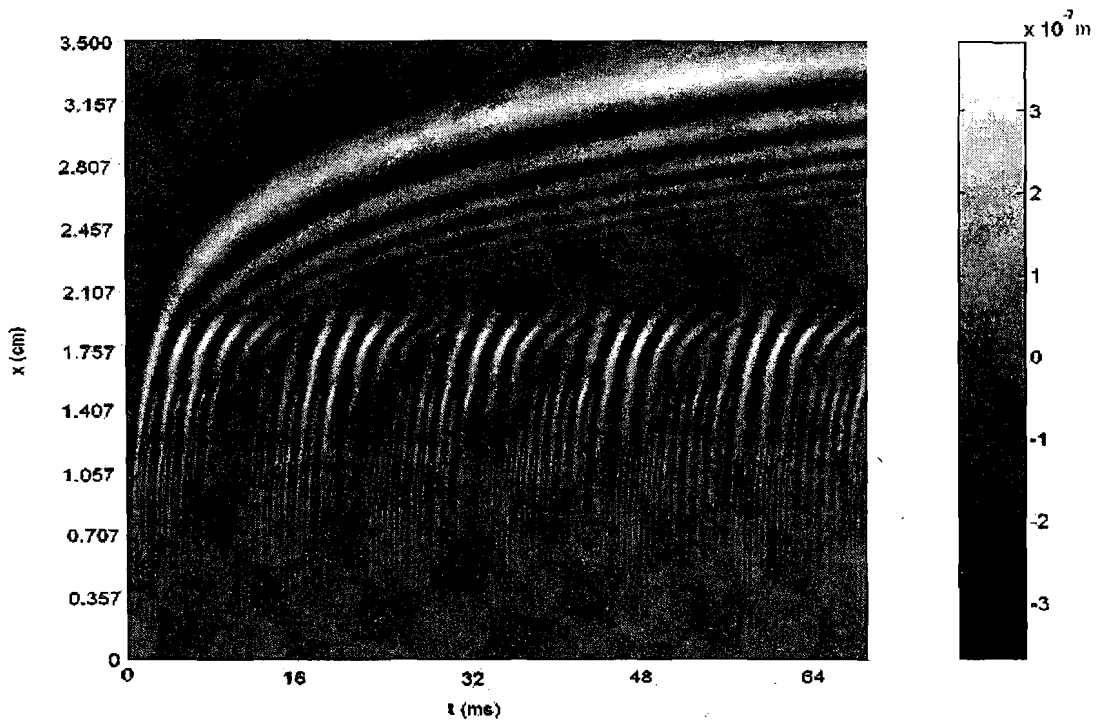


Fig. 6. Desplazamiento vertical de los puntos de la membrana basilar en respuesta a un estímulo de intensidad variable entre 40 y 80 dB.

## CONCLUSIONES

En este trabajo se estudió el movimiento de la membrana basilar mediante un modelo biofísico de la cóclea, ante un estímulo modulado en amplitud y con múltiples frecuencias. Se analizaron estímulos de intensidad constante (tres intensidades: 15 dB, 40 dB y 80 dB) y estímulos de intensidad variable  $P_1$  con un rango de intensidades entre 0 y 40 dB, y  $P_2$  con un rango de intensidades entre 40 y 80 dB).

Se obtuvo que ya desde la membrana basilar aparecen respuestas a las frecuencias moduladoras (las cuales no están presentes en el estímulo) lo cual es una indicación de la no linealidad de la cóclea. Además la respuesta a las frecuencias moduladoras es mayor que a las frecuencias portadoras algo que se observa cuando se registran los PEAe a MF en niveles superiores del sistema auditivo.

Para estímulos de intensidad constante se obtuvo que los desplazamientos verticales de la membrana basilar aumentan con el incremento de la intensidad del estímulo, pero el patrón de desplazamientos de la membrana basilar para un instante de tiempo dado no varía con la intensidad.

Se estudiaron estímulos de intensidad variable; específicamente dos casos, el primero con un rango de variación entre 0 y 40 dB, y el segundo entre 40 y 80 dB. A partir de los resultados se puede concluir que estos dos rangos de intensidades no son equivalentes (descontando por supuesto su magnitud).

## AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a Nelson Trujillo por sus comentarios acerca de los resultados de este trabajo.

## BIBLIOGRAFÍA

1. Pérez Abalo M.C "Recopilación de materiales del curso: AUDIX , nueva técnica para la evaluación objetiva de la audición". **Centro de Neurociencias de Cuba**. 1998.
2. Picton T.W, Dimitrijevic A, Jonh M.S, Van Roon P "The use of phase in the detection of auditory steady-state evoked responses". **Clinical Neurophysiology**, **111**, 1698-1711. 2001.
3. Lins, O. G., Picton, T. W., Boucher, B. L., Durieux-Smith, A., Champagne, S. C., Moran, L. M., Perez-Abalo, M. C., Martin, V., & Savio, G. "Frequency-specific audiometry using steady-state responses". **Ear and Hearing**, **17**, 81-96. 1996.
4. Lins, O. G., Picton, P. E., Picton, T. W., Champagne, S. C., & Durieux-Smith, A. "Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80-110 Hz.". **Journal of the Acoustical Society of America**, **97**, 3051-3063. 1995.
5. Picton, T., John, M.S., Dimitrijevic, A., Purcell, D.W. "Human Auditory Steady-State responses: A Review." Review paper for **International Journal of Audiology**, in press.
6. Jaffer T.S.A, Kunow H, Wong W "A model cochlear partition involving longitudinal elasticity". **J. Acoust. Soc . Am** **112** .576-589. 2002.
7. Mammano F, Nobili R "Biophysics of the cochlea: Linear approximation ". **J . Acoust. Soc. Am.** **93**, 3320-3332. 1993.
8. Nobili R, Mammano F "Biophysics of the cochlea II: Stationary nonlinear phenomenology". **J. Acoust. Soc .Am** **99** , 2244-2255. 1996.
9. Allen J.B "Two-dimensional cochlear fluid model: New results" **J. Acoust. Soc . Am** **61**,110-119. 1977.
10. Pickles J.O. "An Introduction to the Physiology of Hearing". **Academic Press Inc.**(London) . 1982.
11. Watts L "Cochlear mechanics: Analysis and Analog VLSI". **Ph.D. thesis, California Institute of Technology**. 1993.