

ESTIMULADOR TACTIL PARA LA ENSEÑANZA DE NIÑOS CON AUDICION DISMINUIDA.Cornejo Cruz Juan Manuel Granados Trejo Ma. del PilarCadena Méndez Miguel Mondragón Solís Jesús

Area de Ingeniería Biomédica del Departamento de Ingeniería Eléctrica
Universidad Autónoma Metropolitana-Unidad Iztapalapa - México, D.F.

RESUMEN

Se discuten los criterios de diseño del dispositivo y se enumeran las ventajas principales del diseño: 1. Está basado en una microcomputadora que además de controlar, en tiempo real, los parámetros de estimulación; (corriente, frecuencia, pulsos de impedancia electrodo-piel), permite encodificar fácilmente patrones de información que tienen significado para los mecanismos de adaptación del cerebro (plasticidad cerebral); - al establecer una correspondencia única entre fonemas y patrones de estimulación. 2. Se utiliza la región exterior del brazo para facilitar la libertad de movimiento del paciente. 3. Estimulación eléctrica controlada por la impedancia electrodo-piel para garantizar una sensación agradable y sin daño para la piel.

El oído sirve a dos funciones básicas: como un sistema de alerta para la preservación del individuo en su medio y en el desarrollo del habla y el lenguaje. La mayoría de los niños aprenden a manejar estos componentes de la comunicación de acuerdo a sus diversas etapas de desarrollo. Sin embargo, existen razones bajo las cuales un niño puede no responder a estímulos sonoros.

Puede tener problemas auditivos debido a daños en el oído medio, tímpano o conducto auditivo (sordera conductual), o bien daños en la coclea, nervio auditivo o a nivel de corteza cerebral (sordera nerviosa).

Mediante el uso de ayudas auditivas (amplificadores de alta calidad tipo miniatura, con ganancia ajustable vs. frecuencia), muchos de ellos logran al menos

en forma parcial, solucionar su problema. Sin embargo para otros, oír más no es siempre mejor, ya que no pueden identificar los sonidos percibidos.

Los niños que muestran sordera profunda desde el nacimiento (más de -80 dB SPL) o aquellos que acusan una pérdida del oído antes de aprender a hablar, tienen un doble impedimento, no pueden oír los sonidos de su medio o la voz de otros, tampoco reciben retroalimentación de su propia voz y están impedidos para comparar sus experiencias con la voz de otros.

En estos niños la voz no llega a desarrollarse sino es con un arduo entrenamiento y a menudo sólo llega a ser parcialmente inteligible. Todo esto conlleva a un retardo predecible de tres a cinco años en el uso y desarrollo del lenguaje con respecto a un niño normal. (1)

Estimaciones conservadoras hacen pensar que el 8% de la población tienen algún impedimento cuantificable de la audición y un 3% de los mismos presentan varios problemas para la comprensión del lenguaje aún con el uso de ayudas auditivas de alta potencia. Lo anterior significa que en nuestro país existen 90,000 niños, que requieren programas de rehabilitación altamente especializados que actualmente son escasos y de un costo elevado. (1)

Por otra parte, el cerebro humano ha sido capaz de adaptarse a una pérdida sensorial (sordera o ceguera) mediante: el desarrollo de estrategias alternas -- para la obtención de la información generalmente suministrada por el sistema sensorial perdido y mediante el aprendizaje y uso de la información suministrada por un sistema de sustitución sensorial, donde esto último supone la existencia de mecanismos de plasticidad cerebral (14).

El sistema de sustitución debe ser capaz de llevar información necesaria para -- procurar una sustitución sensorial práctica. En este sentido la piel posee -- características de resolución espacio-temporal que la sitúan entre el oído y la vista, además de ser fácil de excitar mediante señales eléctricas. (6), (7)

Este trabajo muestra el desarrollo de un sistema, que mediante estimulación eléctrica encode los fonemas del lenguaje hablado procura la información de retroalimentación necesaria al cerebro del niño con audición disminuída, colcándo lo así en condición de manejar su aparato fonético a fin de producir voz.

DESCRIPCION DEL SISTEMA

La figura No. 1 presenta un diagrama esquemático del sistema completo en relación con el programa de rehabilitación.

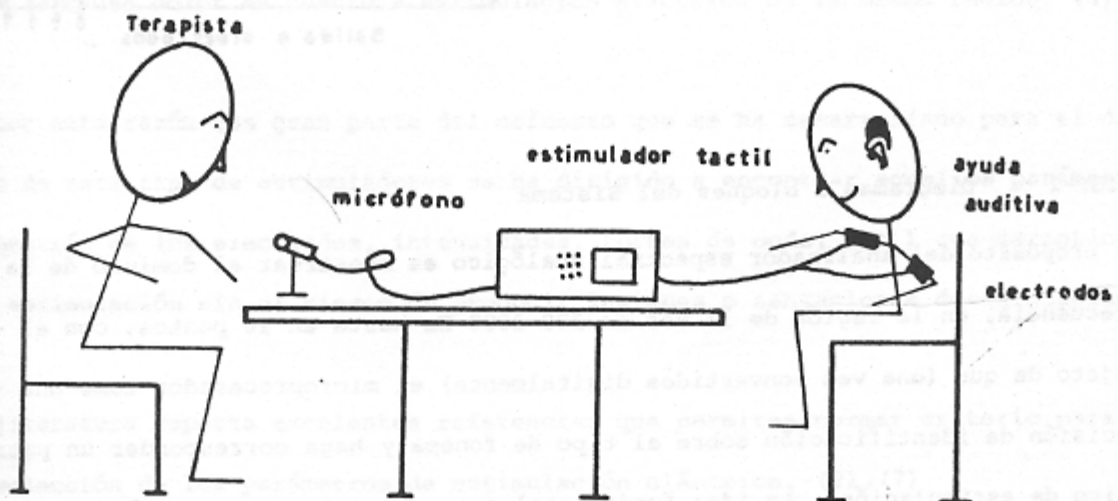


FIG. 1

La terapeuta iniciará pronunciando fonemas aislados a los cuales corresponderá de manera única un patrón de estimulación táctil. Se espera que el niño después de sentir y escuchar (en el mejor de los casos, por medio de la ayuda auditiva) cada fonema pronunciado por la terapeuta proceda a empatar su previa experiencia por medio de su misma voz.

Los electrodos se colocan por medio de un brazaletes, formando un arreglo lineal, alrededor del brazo.

La figura No. 2 muestra a nivel de bloques las diferentes partes que forman el estimulador táctil.

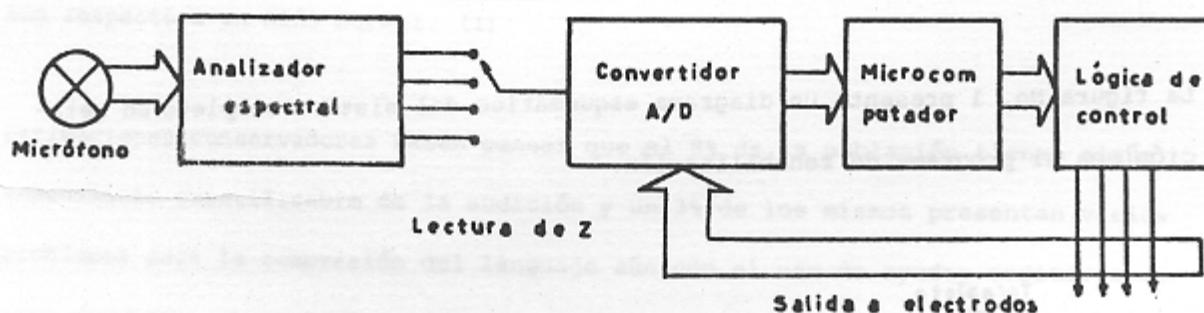


FIG. 2 Diagramas a bloques del Sistema

El propósito del analizador espectral analógico es muestrear el dominio de la frecuencia, en la región de la voz de 300-3000 Hz hasta en 16 puntos, con el objeto de que (una vez convertidos digitalmente) el microprocesador tome una decisión de identificación sobre el tipo de fonema y haga corresponder un patrón único de estimulación. La idea fundamental que se persigue es que el sistema pueda identificar un mismo fonema aún cuando sea producido por diferentes personas (p. ejem. un hombre vs. una mujer). Se espera por lo menos reconocer 16 de

de los 25 fonemas que contiene el español.

PARAMETROS DE ESTIMULACION

La estimulación de la piel presenta varios problemas que deben tratarse con sumo cuidado; especialmente cuando se piensa en la estimulación de niños en rehabilitación.

Si bien es cierto que en la piel existen diferentes tipos de sensores (temperatura, mecánicos y Químicos, principalmente) la estimulación eléctrica es la más adecuada cuando se desea flexibilidad en la colocación de los electrodos, poca potencia de estimulación y un bajo costo. Por otra parte, la estimulación eléctrica se ve en desventaja por la gran variabilidad que se encuentra en las características de la piel de individuo a individuo y de región a región del cuerpo; como son: umbrales agradables de estimulación, grado de hidratación, etc. Puede darse fácilmente el caso de lo que resulta agradable para una persona para otra le causa dolor en cuanto a estimulación eléctrica de la misma región. (4), (9)

Es por esta razón que gran parte del esfuerzo que se ha desarrollado para el diseño de este tipo de estimuladores se ha dirigido a encontrar aquellos parámetros (geometría de los electrodos, intensidades, formas de onda, etc.) que garanticen una estimulación sin el riesgo de producir lesiones o sensaciones desagradables.

La literatura reporta excelentes referencias que permiten normar criterio para la selección de los parámetros de estimulación eléctrica. (2), (7)

EXPERIMENTACION

Una vez habiendo probado en diversas zonas del cuerpo (brazos, antebrazos, palma de la mano y abdomen) elegimos, por razones prácticas, el tercio medio del brazo, colocando electrodos en un arreglo lineal alrededor de este.

La geometría de los electrodos es de electrodos concéntricos con diámetros de 15 mm externo y 4 mm internos, donde el centro es el activo y sobresale 1 mm por encima del electrodo externo. El material utilizado es cupro-níquel; mismo que se utiliza en las monedas del dinero mexicano.

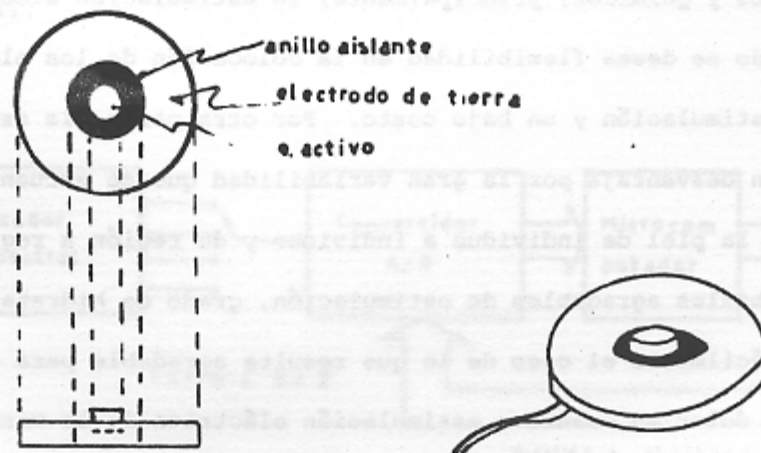


FIG. 3 Geometría de los Electrodos

Se utilizaron tres electrodos formando un arreglo lineal y sostenidos por un brazalete de "velcro", alrededor de la parte externa del brazo.

Para éste tipo de estimulación y los electrodos descritos, a la piel, únicamente hay que humedecerla previamente a la estimulación, para garantizar una disminución en la impedancia electrodo-piel.

La figura No. 4 muestra las características de la forma de onda de la corriente controlada. El acoplamiento de la fuente de corriente es del tipo capacitivo - para evitar niveles de C.D. que pueden generar reacciones electro-químicas.

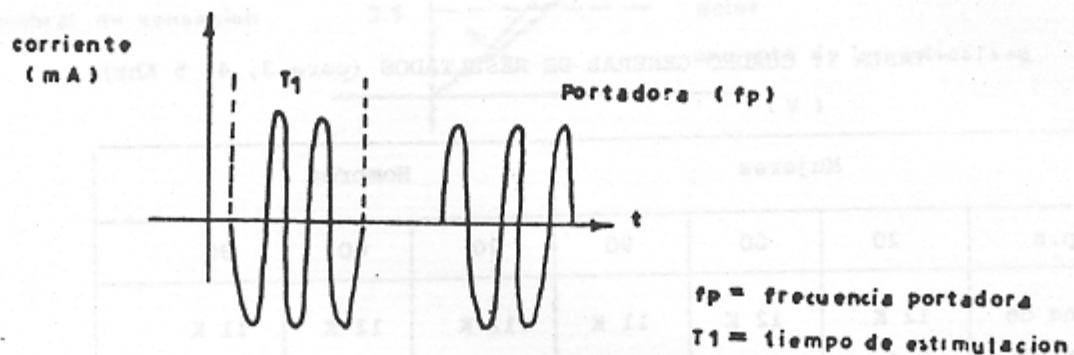


FIG. 4 Características de la corriente de Estimulación

Los resultados obtenidos en pruebas realizadas en 15 sujetos a diferentes condiciones de estimulación se exponen en la Tabla I.

Clave para la Tabla I.

- Sensación de molestia asociada a un decrecimiento de la impedancia electrodo-
piel.
- Respuestas inconsistentes en tres mA.
- La sensación de molestia se acentúa en la parte más interna del brazo.
- Las respuestas molestas se eluden si nos mantenemos en la zona de interés.
- Hay menos respuestas dolorosas en hombros en relación a mujeres.

Observaciones válidas tanto para hombres como mujeres.

Zona de interés: 12 K-ohms a 3 y 4 mA.

Respuestas molestas: impedancia menor a 12 K-ohms para 3,4 y 5 mA.

Impedancia máxima permisible para estimulación:

17 K-ohms para 3 mA, 15 K-ohms para 4 mA y 12 K-ohms para 5 mA.

Electrodo molesto : # 3

Observaciones: a, b, c y d. de la Tabla I.

TABLA I. CUADRO GENERAL DE RESULTADOS (para 3, 4, 5 KHz)

Mujeres				Hombres		
p.p.s	20	60	90	20	60	90
Zona de interés	12 K 3,4 mA.	12 K 3,4,5	11 K 3,4,5	12 K 3,4	12 K 3,4	11 K 3,4,5
Resp. molestas	12 K 4,5 mA.	12 K	11 K	12 K	12 K	----
Z max.	17 k a 3 mA. 15 k a 4 mA. 12 k a 5 mA.					
Electrodo molesto	----	# 3				----
Observaciones	a,b	a,b,c, d	a,b,c, d	a,b,c, d,e	a,c,d, e	d,e

La figura No. 5 muestra un modelo aproximado del comportamiento de la piel en cuanto a sus características V.I. de acuerdo a la tabla I.

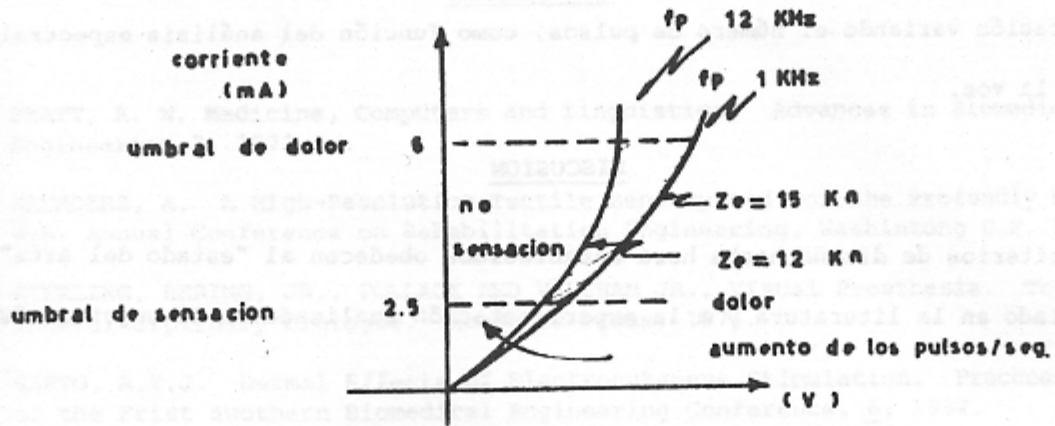


FIG. No. 5 Comportamiento eléctrico de la piel en la región externa del brazo.

Es importante notar la región donde se puede asegurar una estimulación agradable; a saber de 60 -90 pulsos por segundo una intensidad de corriente entre 2.5 a 6 m.A. y una frecuencia de portadora de 1 a 12 KHz con una impedancia electrodo-piel entre 12 y 15 kilo-ohms.

El sistema incluye un algoritmo de estimulación implementado con un microprocesador de la siguiente manera:

- a) Estimula a una alta frecuencia (mayor a 10 KHz) con baja corriente (menor a 2 mA) por varios segundos.

Nota: durante esta etapa el sujeto no siente la estimulación pero la piel experimenta una vaso-dilatación que ayuda a disminuir la impedancia electrodo-piel.

- b) Paulatinamente disminuye la frecuencia de estimulación y aumenta la corriente de estimulación; sin exceder 5 KHz y 4 mA.
- c) Observa la impedancia electrodo-piel. Si ésta no se encuentra entre 12 y 15 K-ohms, entonces regresa al paso anterior. En caso contrario inicia encodificación variando el número de pulsos, como función del análisis espectral de la voz.

DISCUSION

Los criterios de diseño hasta hora establecidos obedecen al "estado del arte" reportado en la literatura y a la experimentación realizada en 15 sujetos adultos.

La hipótesis fundamental en el diseño de este estimulador se basa en establecer una correspondencia entre la impedancia electrodo-piel y la garantía de producir un estímulo agradable.

Es fundamental continuar con experimentación, particularmente en niños, que valide la premisa anterior.

En una segunda fase de este trabajo se determinarán los códigos de estimulación que son de más significancia para los mecanismos de adaptación del cerebro. Se espera utilizar respuestas evocadas para evaluar de una manera más objetiva el procesamiento de la información a nivel corteza cerebral.

Asimismo se tiene que investigar el método más apropiado para identificar voz con el propósito que en el mejor de los casos se pueda diseñar un dispositivo que en tiempo real pueda identificar voz y estimular la piel de sujetos con audición disminuída en forma portátil.

REFERENCIAS

1. PRATT, A. W. Medicine, Computers and Linguistics. Advances in Biomedical Engineering 3; 1973.
 2. SAUNDERS, A. A High-Resolution Tectile Sensory Aid for the Profoundly Deaf. 4yh. Annual Conference on Rehabilitation Engineering, Washintong D.F. 1981.
 3. STERLING, BERING, JR., POLLACK AND VAUGHAN JR., Visual Prosthesis. The -- Interdisciplinary Dialogue. Academic Press; 1971.
 4. SZETO, A.Y.J. Dermal Effects of Electrocutaneus Stimulation. Proceedings of the Frist Suothern Biomedical Engineering Conference. 6; 1982.
 5. SZETO, A.Y.J., LYMAN, J. Comparison of Codes for Sensory Feedback using Electrocutaneus Tracking. Annals of Biomedical Engineering, 5; 1977.
 6. LAZAR, D., SOLOMONW, M. Frequency Response of the Electrotactile Sensation and Pain Tresholds. IEEE Frontiers of Engineering in Health Care; 1981.
 7. ZSETO, A.Y.J., SAUNDERS, F.A., Electrocuteneous Stimulationf for Sensory Communication in Rehabilitation Engineering. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 29; 1982.
 8. SAUNDERS, FA., FRANKLIN, B., HILL, W.A., A High-Resolution Tactile Sensory Aid for the Profoundly Deaf. 4th Annual Conference on Rehabilitation Engineering; 1981.
 9. ZSETO, A.Y.J., Electrocutaneus Pulse Rate and Pulse Width Psychometric Functions for Sensory Communications. Human Factors No. 21, 2; 1979.
 10. SOLOMONW, M., HERSKOVITZ, J., LYMAN, J. Learning in the Tactile Sense. Annals of Biomedical Engineering 7; 1979.
 11. SPARKS, D.W., KULH, P.K., EDIMONDS, A.E. and GRAY, G.P. Investigating the MESA: The Transmmission of Segmental Features of Speech. j. Acoust Soc. Am. 63 (1); 1978.
 12. RONALD, R., SZETO, A.Y.J., MICHEL W. KEITH. Comparison of Subdermal VS. Surface Electrocutaneus Stimulation. 4th Annual Conference of IEEE/EMBS Society Philadelphia, P.A., September: 22-24; 1982. Frontiers of Engineering in Health Care.
 13. SZETO, A.Y.J., PRIOR, R.E., LYMAN, J., Electrocutaneus tracking: A metodology for evaluating Sensory Feedback Codes. IEEE, Transactions on Biomedical Engineering. 26; 1979.
 14. BACH-Y-RITA, P. Rehabilitation of the Neurological Patient. Illis, 1, Sedwick M, Granville (Editors) Sensory Subtitution in Rehabilitation. Cxford Blackwell Press (In Press).
-