



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

11262
29/14

FACULTAD DE MEDICINA
División de Postgrado e Investigación

ENMASCARAMIENTO DE POTENCIALES PROVOCADOS
AUDITIVOS DE TALLO CEREBRAL POR CONDUCCION
OSBA: METODO DE DIAGNOSTICO PARA HIPOACUSIA
CONDUCTIVA.

T E S I S

Que para obtener el Grado de Maestría en Ciencias Médicas
ESPECIALIDAD EN NEUROFISIOLOGIA

presenta

Maestría en Ciencias Médicas
DR. ANTONIO YSUNZA RIVERA



México, D. F.

1967

FALLA DE ORIGEN



Universidad Nacional
Autónoma de México

Dirección General de Bibliotecas de la UNAM

Biblioteca Central



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

RESUMEN

ENMASCARAMIENTO DE POTENCIALES PROVOCADOS AUDITIVOS DE TALLO CEREBRAL POR CONDUCCION OSEA : METODO DE DIAGNOSTICO PARA HIPOACUSIA CONDUCTIVA

SE EVALUARON DOS PROTOCOLOS DE POTENCIALES PROVOCADOS AUDITIVOS DE TALLO CEREBRAL PARA EL DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL DE HIPOACUSIA CONDUCTIVA: ENMASCARAMIENTO POR VÍA ÓSEA DE POTENCIALES PROVOCADOS POR VÍA AÉREA SIMULTÁNEAMENTE Y POTENCIALES PROVOCADOS POR VÍA ÓSEA. EL PRIMERO DEMOSTRÓ SER UN ESTIMADO CONFIABLE DEL UMBRAL POR VÍA ÓSEA MIENTRAS QUE EL SEGUNDO MOSTRÓ GRAN VARIABILIDAD EN UMBRAL Y LATENCIA INCLUSIVE EN SUJETOS NORMALES HACIENDO IMPOSIBLE EL DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL.

POSTERIORMENTE SE REALIZÓ UN EXPERIMENTO TRANSVERSAL CON OBJETO DE OBTENER LOS VALORES DE ESPECIFICIDAD Y SENSIBILIDAD PARA EL ENMASCARAMIENTO POR VÍA ÓSEA.

SE UTILIZÓ UN GRUPO ACTIVO DE PACIENTES CON MICROTIA E HIPOACUSIA CONDUCTIVA Y UN GRUPO CONTROL DE PACIENTES CON HIPOACUSIA SENSORIAL.

LOS RESULTADOS MOSTRARON VALORES ÓPTIMOS DE SENSIBILIDAD(96%) Y ESPECIFICIDAD (100%).

SE CONCLUYE QUE EL PROCEDIMIENTO PARA ENMASCARAR POTENCIALES PROVOCADOS MEDIANTE CONDUCCIÓN ÓSEA ES DE GRAN AYUDA PARA EL DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL DE HIPOACUSIAS CONDUCTIVAS EN PACIENTES DIFÍCILES DE EXAMINAR. EN CASOS DE MALFORMACIONES AURICULARES, PERMITE DEFINIR LA POSIBILIDAD DE CIRUGÍA FUNCIONAL DEL OÍDO MEDIO Ó BIEN , ESTABLECER EL PRONÓSTICO DE REHABILITACIÓN CON AUXILIAR AUDITIVO.

ABSTRACT

BONE CONDUCTION MASKING OF BRAINSTEM AUDITORY EVOKED POTENTIALS. A METHOD FOR THE DIAGNOSIS OF CONDUCTIVE HEARING LOSS.

TWO PROTOCOLS FOR THE DIFFERENTIAL DIAGNOSIS OF CONDUCTIVE HEARING IMPAIRMENTS THROUGH BRAINSTEM AUDITORY EVOKED POTENTIALS ARE EVALUATED: BONE-CONDUCTION MASKING OF AIR ELICITED EVOKED POTENTIALS AND BONE-CONDUCTED EVOKED POTENTIALS. THE FORMER APPEARS TO BE A VALID ESTIMATE OF THE BONE-CONDUCTED THRESHOLDS WHEREAS THE LATTER SHOWED GREAT LATENCY AND THRESHOLD VARIABILITY EVEN IN NORMAL SUBJECTS. FURTHER ON, A CROSS-SECTIONAL TRIAL WAS CARRIED OUT IN ORDER TO OBTAINED SENSITIVITY AND SPECIFICITY VALUES FOR THE BONE-CONDUCTION MASKING PROCEDURE.

AN ACTIVE GROUP OF PATIENTS WITH MICROTIA AND CONDUCTIVE IMPAIRMENT WAS ASSEMBLED, AND A GROUP OF PATIENTS WITH COCHLEAR LOSS WERE USED AS CONTROLS.

OPTIMUM VALUES OF SPECIFICITY (100%) AND SENSITIVITY(96%) WERE OBTAINED .

IT IS CONCLUDED THAT THE BONE-CONDUCTION MASKING PROCEDURE IS A GREAT HELP FOR DIFFERENTIATING CONDUCTIVE FROM COCHLEAR IMPAIRMENTS IN DIFFICULT-TO-TEST PATIENTS. IN CASES OF AURAL MALFORMATIONS IT IS USEFUL FOR DECIDING WETHER MIDDLE EAR FUNCTIONAL SURGERY SHOULD BE PERFORMED OR TO STABLISH THE PROGNOSIS FOR AURAL HABILITATION WITH A HEARING AID.

DEDICATORIA

A

MARY

Y

ANIA

P R E F A C I O

LA IDEA PARA ESTE TRABAJO SE FORJÓ DURANTE LA REALIZACIÓN DEL POSGRADO EN NEUROFISIOLOGÍA CLÍNICA, PREVIO A LA INICIACIÓN DE LAS ACTIVIDADES CORRESPONDIENTES A LA MAESTRÍA EN CIENCIAS. AL CONOCER LAS VENTAJAS QUE EL ANÁLISIS DE POTENCIALES PROVOCADOS PROPORCIONA PARA LA EVALUACIÓN AUDIOLÓGICA, NO FUE DIFÍCIL DESPERTAR EN UN AUDIÓLOGO CLÍNICO LA INQUIETUD PARA AMPLIAR SU ESPECTRO DIAGNÓSTICO.

ESTE TRABAJO INTENTA TAN SÓLO CUBRIR UN PEQUEÑO ASPECTO: EL DIAGNÓSTICO DIFERENCIAL ENTRE HIPOACUSIA CONDUCTIVA Y SENSORIAL, TAN SENCILLO DURANTE UNA EVALUACIÓN CONDUCTUAL MEDIANTE CONDUCCIÓN AÉREA Y ÓSEA, PERO TAN COMPLEJO EN PACIENTES DIFÍCILES DE EXAMINAR. PARA EL LECTOR FAMILIARIZADO CON ESTAS TÉCNICAS, SOBRA MENCIONAR LA GRAN IMPORTANCIA QUE ESTE DIAGNÓSTICO TIENE.

SERÍA IMPOSIBLE INCLUIR EN ESTAS LÍNEAS A TODOS LOS AMIGOS Y COLABORADORES QUE HAN CONTRIBUIDO PARA LLEVAR A BUEN TÉRMINO ESTE TRABAJO. PIDO DISCULPAS POR NO NOMBRARLOS COMO CORRESPONDE...UNO A UNO.

SIN EMBARGO, NO PUEDO EVITAR MENCIONAR A TRES PERSONAS EN ESPECIAL... MARY Y ANIA, QUIENES CONSTITUYEN EL ESTÍMULO ESCENCIAL PARA CONTINUAR LA INTERMINABLE BÚSQUEDA DEL CRECIMIENTO CONSTANTE Y RENÉ POR HABERSE ECHADO A CUESTAS LA DIFÍCIL TAREA DE ORIENTAR Y CANALIZAR MIS DESESPERADAS INQUIETUDES. SIN SU CONJUNTA INTERVENCIÓN, NO HABRÍA SIDO POSIBLE CULMINAR EL TRABAJO DE ESTOS TRES AÑOS. PARA ELLOS TRES...MI INFINITO CARIÑO Y AGRADECIMIENTO.

TORO

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

ENMASCARAMIENTO DE POTENCIALES PROVOCADOS AUDITIVOS
DE TALLO CEREBRAL POR CONDUCCION OSEA: METODO DE DIAGNOSTICO
PARA HIPOACUSIA CONDUCTIVA

TESIS

Que para obtener el Grado de Maestría en Ciencias Médicas,
Especialidad Neurofisiología.

Presenta:

ANTONIO YSUNZA RIVERA

INTRODUCCION

La exclusiva capacidad que tiene el hombre de comunicarse mediante lenguaje ha sido una fuerza evolutiva fundamental para el desarrollo humano culminando con el lugar privilegiado que el hombre tiene entre los seres vivos. El vertiginoso desarrollo que la ciencia ha alcanzado hasta nuestros días es también un resultado de este sistema de comunicación.

El lenguaje es la cualidad que tiene el hombre de transmitir pensamientos e ideas mediante un sistema de símbolos producidos deliberadamente. En este concepto están considerados los dos sistemas esenciales de la comunicación oral, el emisor que utiliza su aparato fonarticulador y el receptor que utiliza su aparato auditivo; ambos conforman con igual importancia el esquema cíclico de la comunicación (figura 1). Con la ausencia de uno de los dos, el otro no tiene razón de existir.

Ambos sistemas son fascinantes tanto en su estructura como en su función. Desde el inicio del pensamiento científico, muchos investigadores se han involucrado en el estudio de los dos sistemas.

El sistema auditivo es un tema por demás interesante que ha llenado volúmenes de escritos acerca de su estructura y función a lo largo de la historia de la bio-medicina. Mayr (1978) en una revisión sobre la teoría de Darwin acerca del origen de las especies, describe cómo este sistema es el producto de miles de años de evolución. Nuestros antepasados al vivir bajo las aguas no requerían más que de un transductor para captar ondas sonoras.

LENGUAJE

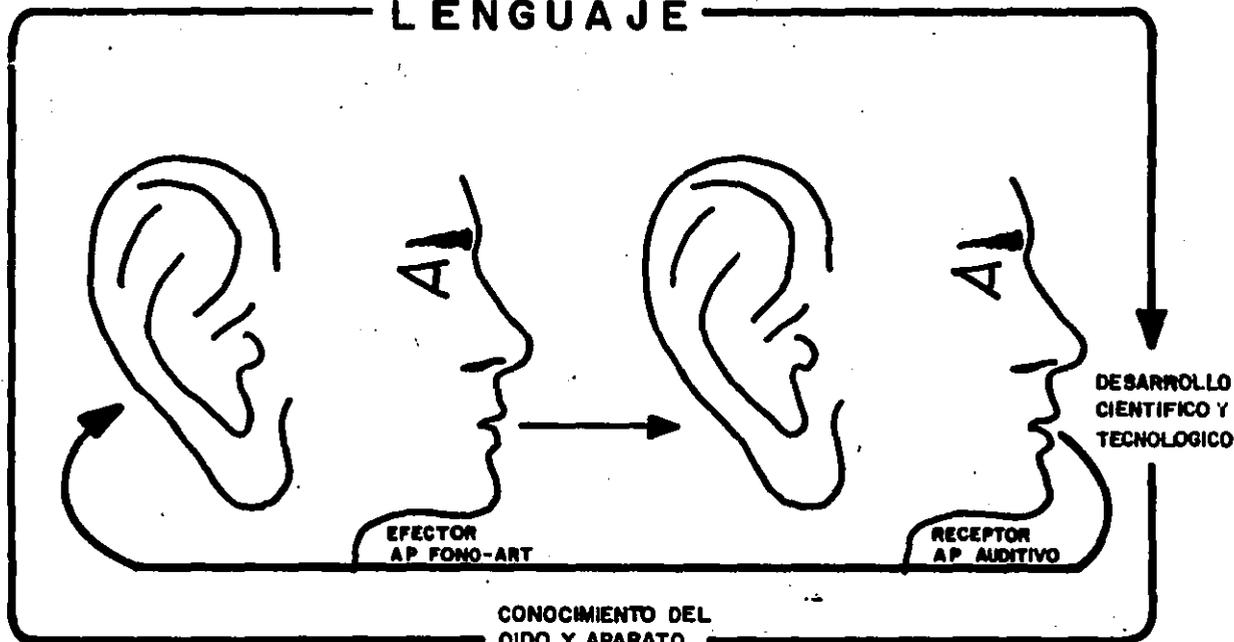


FIGURA 1. Esquema cíclico de la Comunicación Humana. El efector produce el mensaje de acuerdo a un código de símbolos (lenguaje) transmitiendo pensamientos e ideas que son decodificados por el receptor para producir una respuesta. Este esquema puede aplicarse a la comunicación oral como en este caso ó a la escrita (sistemas motor y visual).

CONOCIMIENTO DEL
OIDO Y APARATO
FONO-ARTICULADOR

Al aventurarse a la superficie, diversas fuerzas evolutivas provocaron lo que ahora conocemos como oído externo incluyendo pabellón auricular y conducto auditivo externo así como el oído medio incluyendo membrana timpánica, caja del tímpano, celdillas mastoideas y huesecillos. El oído interno se integró en compartimientos de líquido conteniendo el epitelio receptor conectado al nervio auditivo.

En 1943 Bunch describió el uso del audiómetro clínico para el diagnóstico audiológico. Ya en 1936 Fowler había descrito su prueba para la detección de reclutamiento y pocos años después, en 1947 Bákesy publicó su conocida prueba de audiometría automática.

Las especificaciones ANSI para audiómetros fueron adaptadas en 1969. En los años sesenta se desarrollaron las pruebas de impedancia acústica. Al inicio de los setenta la cocleografía y al final de los mismos los potenciales provocados auditivos de tallo cerebral.

Desde la descripción de Bunch, la metodología para la realización de la audiometría tonal conductual no ha cambiado, sólo los instrumentos con que se realiza han evolucionado gracias al vertiginoso avance de la tecnología en los últimos años.

Por este método se detecta el estímulo umbral ante el cuál el paciente deja de responder al presentársele tonos puros en intensidades decrecientes.

Los tonos utilizados se presentan al paciente en frecuencias que van de 125 a 8000 Hz en el siguiente orden: 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz. La selección de estas frecuencias se

hizo tomando en cuenta que el oído humano puede captar sonidos entre 20 a 20000 Hz y que la mayoría de las frecuencias del habla varían entre 500 y 2000 Hz aproximadamente. Marcando el umbral para cada frecuencia en una gráfica se obtiene la curva de audiometría tonal para cada oído por vía aérea.

Møller en 1961 conceptualizó al oído medio como un transformador de impedancia. La transferencia de energía de manera óptima de un medio a otro ocurre sólo cuando las impedancias específicas de los dos medios son iguales, en el oído los estímulos sonoros transmitidos por vía aérea deben ser transferidos a los líquidos cocleares cuya impedancia es cerca de 4000 veces mayor que la del aire.

Es por ello que sólo una pequeña parte de la energía podría ser transmitida a la cóclea si las ondas sonoras llegaran directamente a la peri y endolinfa.

Tonndorf y col. en 1967 en experimentos con gatos mencionaron que el oído medio puede incrementar la transmisión del sonido del aire al líquido coclear por su acción de transformador. Esta función se lleva a cabo gracias al incremento mecánico provisto por la diferencia en Área efectiva del tímpano y platina del estribo. En menor grado también participan los "niveladores", que son los huesecillos. El sistema de transmisión tiene "masa", mientras que las estructuras de sostén de los "niveladores" y "pistones" tienen "rigidez". Tonndorf descubrió también que la transmisión a través del oído medio es dependiente de la frecuencia del estímulo.

La conducción ósea se refiere a la respuesta de los huesos del cráneo a vibraciones sonoras y la transmisión de tales

vibraciones hacia el órgano auditivo así como su recepción a este nivel. Teniendo como condición que el sonido no llegue al oído interno por la vía aérea habitual, o sea, tímpano y huesecillos.

Las vibraciones en el cráneo pueden producirse porque la cabeza esté en un campo sonoro lo suficientemente intenso o porque esté en contacto directo con un objeto vibrante.

Békésy en 1948 descubrió que la conducción ósea resultante del sonido en el aire no ocurre hasta que la presión sonora llega a estar 60 dB por encima del umbral de conducción aérea. Esta baja sensibilidad resulta de la gran diferencia en impedancia entre el aire circundante y el cráneo. La única importancia de este tipo de audición por vía ósea es que limita la atenuación que puede ser impuesta sobre la transmisión del sonido en el aire hacia los órganos receptores.

Un mal funcionamiento del oído medio, como ejemplo, fijación del estribo, discontinuidad de la cadena osicular, ausencia congénita de la ventana oval o una atresia del canal auditivo externo, puede ocasionar pérdidas auditivas de transmisión de aproximadamente 60 dB SPL en las frecuencias del habla.

La conducción ósea que resulta del contacto directo entre el cráneo y un objeto vibrante no se afecta tanto por problemas de diferencia de impedancias. La mayoría de las estructuras vibrantes como los diapasones pueden en este contexto ser considerados como fuentes de corriente, cuya transferencia de energía al cráneo es en realidad efectiva.

El mismo Békésy incluyó en 1954 este modo de estimulación como una parte sumamente importante de la exploración audiológica

clínica y se utiliza sobre todo para diferenciar pérdidas auditivas o hipoacusias producidas por lesiones del oído medio de aquellas producidas por una lesión neurosensorial.

Politzer en 1913 en su "Historia de la Otología" relata que las primeras pruebas de conducción ósea se originaron desde 1827, por Wheatstone en Inglaterra y Tortuall en Alemania. Las famosas pruebas de diapasones ideadas por Rinne y Weber se originaron entre 1834 y 1855.

A lo largo de los años surgieron un gran número de hipótesis para explicar los diversos fenómenos de conducción ósea que se observan tanto en oídos normales como patológicos, sin embargo no es posible encontrar una sola explicación a todos los fenómenos, la conducción ósea es un fenómeno más complejo, por ejemplo, que la conducción aérea.

Békésy en 1932 proporcionó evidencia directa que en humanos la misma señal acústica era transmitida al mismo órgano receptor por dos vías diferentes, una, mediante una bocina y otra mediante un vibrador de conducción ósea.

Obviamente las señales transmitidas por las dos vías se cancelan una a otra y esta cancelación se lleva a cabo a lo largo de alguna vía mecánica acústica común para ambos canales de transmisión.

Lowy en 1943 repitió el experimento de Békésy en cobayos utilizando la microfónica coclear como indicador.

Siendo la microfónica coclear un fenómeno periférico, los experimentos de Lowy probaron que las cancelaciones pueden llevarse a cabo sólo mecánicamente.

Los experimentos de lowy y Békésy indican que las dos

maneras de transmisión deben tener al menos algunas vías en común, demuestran que las señales conducidas por vía ósea deben al final llevar al mismo tipo de desplazamiento de la cóclea que ocurre en respuesta a señales conducidas por vía aérea, esto es, a la formación de ondas viajeras.

Konig en 1957 descubrió que la piel y otros tejidos blandos interpuestos entre el vibrador y el cráneo afectan la transmisión de la energía vibratoria. Estos tejidos tienen propiedades viscoelásticas, es por ello que la atenuación a través de ellos varía con la frecuencia.

Por otro lado, si la presión del vibrador no se controla puede inducir cambios en los fluidos de los tejidos produciendo variaciones impredecibles en su transmisión y por lo tanto en sus respuestas subjetivas, lo que ocasiona variables intra-paciente durante pruebas subsiguientes. Konig postuló que estas variaciones pueden minimizarse aplicando el vibrador a la cabeza con una presión constante.

Desde cualquier punto del cráneo, la energía debe ser transmitida al hueso temporal para lograr recepción del sonido. En base a respuestas subjetivas se sabe que la transmisión es igualmente efectiva a ambos oídos sin importar el lugar donde el vibrador se ha colocado.

Es por esto que cuando se quiere analizar la respuesta de un solo oído a la conducción ósea, el otro oído debe ser adecuadamente enmascarado.

Existen dos teorías acerca de cómo viaja la energía vibratoria en el cráneo hasta el receptor de la audición. Una,

postula que la energía viaja directamente a través de los huesos, hasta la cóclea. A ésta se le denomina modo directo de conducción ósea. La otra teoría propone que la energía viaja a la cóclea por el conducto auditivo externo y el oído medio como con la conducción aérea. A este modo de transmisión se le denomina indirecto.

Sin embargo estas dos maneras de transmisión no son excluyentes sino que pueden actuar simultáneamente de alguna forma.

La mayoría de los autores Barany (1938), Kirikae (1959), Allen y Fernández (1960) y Tonndorf (1968), coinciden en que las respuestas del oído interno a conducción ósea son el resultado conjunto de diversos componentes, de estos los más notables son el componente del oído medio o de la inercia de la cadena osicular y el componente del oído interno o de compresión.

Es aceptado que el componente del oído medio domina cuando se manejan frecuencias bajas y el del oído interno se hace más efectivo cuando la frecuencia aumenta.

Como señaló Carhart desde 1950, la conducción ósea es una porción fundamental de la exploración audiológica. Las respuestas conductuales a tonos puros por conducción ósea son un reflejo confiable del umbral de audición en la clínica.

Para la exploración de la vía ósea se utiliza un vibrador que usualmente se sitúa en la mastoide del oído que se va a probar siguiendo la misma técnica de la exploración audiológica por vía aérea.

En el caso de hipoacusias; al existir una diferencia considerable (mayor de 15 dB HL) entre los umbrales por vía aérea

y ésa la pérdida se denomina conductiva o de transmisión. Si la pérdida muestra umbrales similares por vía ósea y aérea a ésta se lo denomina sensorial.

Cabe mencionar que la calibración del vibrador óseo no es la misma que la utilizada con audífonos ya que como se ha mencionado es necesario mayor cantidad de energía acústica por vía ósea para llegar a producir una respuesta en el órgano receptor. En base a esta calibración adecuada a cada vía es que los umbrales pueden ser equiparables (American National Standards Institute, 1970).

Enmascarar en audiolología es el obscurecimiento de un sonido por otro. Licklider en 1951, lo conceptualizó como lo contrario al análisis auditivo, mismo que implica un sistema de filtros.

Mayer en 1974 descubrió que un tono puede hacerse inaudible por otro tono de frecuencia más baja.

Wegel y Lane en 1924 realizaron diversos experimentos cuyos resultados apoyaron los hallazgos de Mayer, demostrando que las frecuencias cercanas a la señal, ya sea más bajas o más altas son más efectivas para enmascararla que las frecuencias lejanas a la señal.

Probablemente el estímulo más utilizado para enmascarar sea el ruido blanco. Ruido con un espectro de energía uniforme desde un extremo de su rango de frecuencia hasta el otro.

Un ruido blanco por lo tanto tiene el mismo nivel espectral en todas sus frecuencias. La distribución es normal, por ello es que al ruido blanco se lo denomina también ruido Gaussiano.

Fletcher en 1940 propuso el concepto de Banda Crítica para explicar algunos fenómenos del enmascaramiento.

Frecuencias diferentes producen su máximo efecto a diferentes áreas a lo largo de la membrana basilar. Cada área responde a un rango de frecuencias. El rango de frecuencias al que un segmento particular responde es una banda crítica.

El enmascaramiento ocurre cuando el ruido afecta una área que de otra manera respondería a la señal. Sólo aquellas frecuencias del ruido que caigan entre el rango de banda crítica son efectivas para enmascarar esa señal en particular. La señal es detectable sólo cuando su energía iguala la energía de la porción del ruido que afecta al área de la membrana basilar.

Hawkins y Stevens en 1950 en base a estos conocimientos propusieron el concepto de nivel efectivo de enmascaramiento, que es la cantidad de energía acústica suficiente para impedir que una señal sea detectada.

A pesar que el ruido blanco es el tipo de enmascaramiento más usado cuando manejamos tonos puros (frecuencia específica) en base al concepto de banda crítica y nivel efectivo de enmascaramiento, podemos inferir que dado que su banda no tiene una frecuencia específica, su efectividad no es muy grande.

Natson en 1963 utilizó por primera vez otro tipo de ruido enmascarante con energía restringida a una banda de frecuencia denominado ruido de banda angosta. Este tipo de ruido es el más eficaz para enmascarar un tono puro utilizando la banda de frecuencia apropiada.

Sin embargo, en 1964 Swets puntualizó que cuando se utiliza habla para estimular al oído, dada la gran variación en frecuencias, el ruido blanco es el enmascarador más eficaz.

Surge ahora la pregunta acerca de ¿Cuándo vamos a enmascarar

en una exploración audiológica?

Para responderla debemos revisar el concepto de nivel de atenuación interaural propuesto por Zwislocki, en 1953. El cráneo y sus estructuras duras y blandas con las propiedades vibratorias y elásticas que ya han sido revisadas, opone una resistencia al paso de energía acústica de un oído a otro. A esta resistencia se le denomina atenuación interaural.

Esta resistencia varía cuando se utilizan audífonos o vibrador óseo y también varía con el tipo de estímulo sonoro usando: click, tono puro, habla (Tabla I).

Con audífonos y tonos puros el cráneo opone 40 dB de resistencia al paso de energía acústica de un oído a otro. Esto es, al estimular con un audífono al oído derecho con 70 dB HL, 30 dB estimulan simultáneamente al lado contrario. Cuando exploramos un oído, deseamos que las respuestas obtenidas provengan sólo de este mismo sin participación del contralateral. Así, cuando existe una diferencia mayor de 40 dB HL en los umbrales de un oído a otro, es necesario enmascarar el mejor oído cuando se explora al de mayor umbral. Enmascaramos con una cantidad de ruido suficiente para anular a la señal que pasa al oído contralateral, sin sobrepasar el nivel de ruido evitando que éste llegue al oído de prueba modificando su umbral.

Diversas evidencias observacionales y experimentales (Studebaker 1964, Sanders y Rintelmann 1964) demuestran que cuando se estimula con un vibrador óseo el nivel de atenuación es 0, por lo que al buscar umbrales por vía ósea es indispensable utilizar enmascaramiento, mismo que será por vía de audífonos en

NIVEL DE ATENUACION INTERAURAL

CLICKS AUDIFONOS		65 dB
TONOS PUROS	"	40 dB
HABLA	"	80 dB

TABLA 1. Valores equivalentes en decibeles (Nivel de audición) para la resistencia al paso de energía acústica a través del cráneo y sus estructuras de un oído hacia el otro. Si se presenta un estímulo de 75 dBHL mediante clicks y audífonos a un oído, solamente se escuchan 10 dBHL en el otro. Estos valores se utilizan para determinar el nivel de enmascaramiento

el oído contralateral.

Studebaker (1942), Lidon (1959) y Hood (1960) han propuesto técnicas para encontrar la cantidad de ruido necesario para enmascarar una señal en el oído contralateral sin sobrepasar el nivel de sobreenmascaramiento.

Jerger y Tillman en 1960 y Rainville en 1959 describieron técnicas para exploración audiológica utilizando enmascaramiento por vía ósea logrando mayor confiabilidad para así diferenciar más eficientemente hipoacusias conductivas de sensoriales.

En estas pruebas se responde conductualmente a tonos puros presentados por vía aérea mediante audifonos con la introducción simultánea de enmascaramiento competitivo por vía ósea.

Se encontrará así el umbral de enmascaramiento por vía ósea para cada frecuencia utilizando banda angosta o bien se puede observar la variación del umbral por vía aérea con la introducción del enmascaramiento.

El umbral de enmascaramiento por vía ósea es un estimado confiable ósea para cada frecuencia.

En la audiológica actual existe un "sano" escepticismo hacia los procedimientos objetivos, así, los métodos conductuales continúan siendo la base de la audiológica clínica.

Este escepticismo ha surgido de continuas decepciones anteriores tales como la audiometría electrodérmica de Chaiklin y col. (1961), el reflejo PsicoGalvánico descrito por Engelbert en 1970, e inclusive las respuestas provocadas auditivas "tardías" utilizadas por Mc Candless en 1964.

Estos procedimientos mostraron resultados muy variables así como problemas metodológicos diversos que ocurrían precisamente

en aquellos pacientes con mayor urgencia de ser examinados: niños pequeños y jóvenes con alteraciones psicométricas.

Es por ello, que aún existe controversia respecto al valor que los potenciales provocados auditivos de tallo cerebral tienen como un procedimiento de evaluación audiológica objetiva.

La historia del registro de potenciales provocados comenzó en 1875 cuando Richard Caton observó un cambio en la actividad eléctrica cerebral de un animal después de un evento sensorial ó motor.

Jasper en 1935 y Loomis y col., en 1938 todos del grupo de Harvard utilizaron estímulos auditivos para producir cambios replicables en el registro del electroencefalograma en humanos.

Dawson en 1954 utilizó la técnica de superimposición fotográfica para demostrar el cambio de la actividad electroencefalográfica en respuesta a un sonido. Sin embargo, no fue sino hasta 1961 en que Clark con la ayuda de técnicas de promediación computarizadas puede modificar los procedimientos convirtiendo al registro de potenciales provocados auditivos en una herramienta con potencial aplicación clínica.

En 1970 Jewett y Milliston describieron por primera vez los componentes de la respuesta provocada auditiva del tallo cerebral.

Estos potenciales se registraron con una derivación bipolar en las posiciones Cz y A1-A2 del sistema 10-20 internacional (figura 2) en respuesta a estímulos diversos, el más utilizado dada sus características acústicas que permiten un registro bien definido, es el "click" o "chasquido".

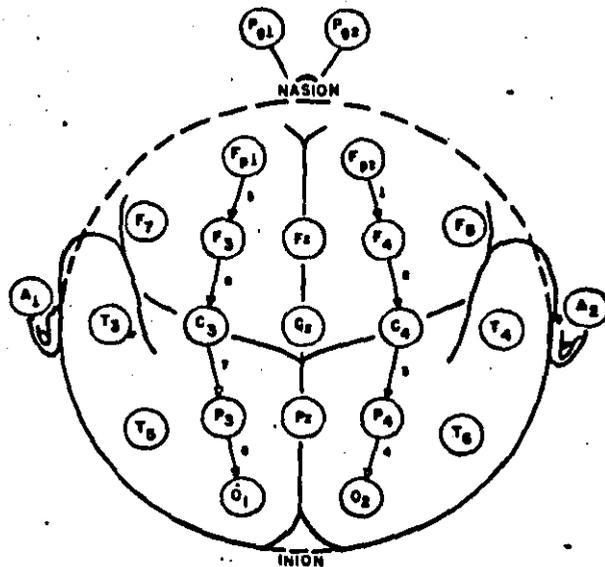


FIGURA 2. Sistema 10-20 internaci^onal para montaje de electrodos en el Electroencefalograma. Para el registro de potenciales provocados auditivos se utiliza un montaje Cz-A1 & A2.

Los componentes de la respuesta de tallo cerebral se denominan como vértex positivo 1, 2, etc., o bien I, II al VII (figura 3).

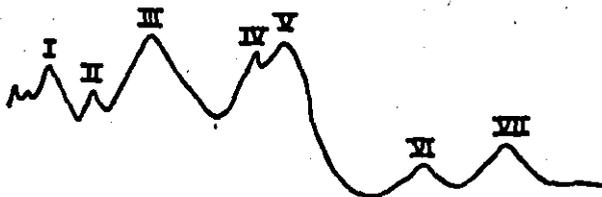
Los generadores de estas ondas no se encuentran en su totalidad en el tallo cerebral (I es generado por el nervio acústico y VI y VII por estructuras superiores al colículo inferior), sin embargo ha persistido el nombre de potenciales de tallo cerebral para todos estos componentes. Algo similar sucede en la cocleografía donde los componentes más importantes (N1 y N2 no se generan en la cóclea sino en el nervio auditivo. A pesar de ello, todos los componentes son englobados en el término: cocleograma (figura 4).

Starr y Achor en 1975, Davis en 1976, Stockard y Rossiter en 1977 y Hecox y Galambos en 1970, han descrito ampliamente las aplicaciones clínicas de los potenciales auditivos de tallo cerebral.

Coats y col. (1984) publicaron los parámetros de análisis útiles para el diagnóstico con potenciales evocados incluyendo: latencia absoluta de los componentes, variación de latencia en función de la intensidad, umbral de la onda V, intervalos interonda, proporciones de amplitud y diferencias de latencia en función de la frecuencia de estimulación.

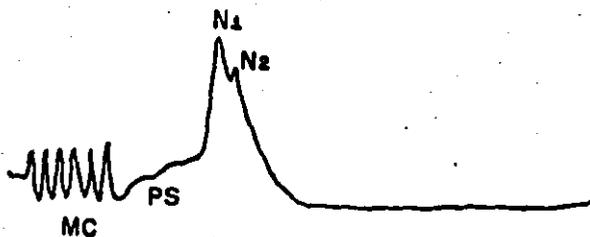
En conjunto estos datos, permiten identificar una hipoacusia así como distinguir si es de origen periférico ó debida a patología intracraneal.

Su aplicación es de gran valor en sujetos que no pueden (neonatos, pacientes con retraso psicomotor) ó que no quieren (simuladores) cooperar para estudios audiológicos conductuales.



POTENCIALES
 PROVOCADOS
 AUDITIVOS DE
 TALLO CEREBRAL

FIGURA 3. Al utilizar un montaje con positividad en Cz(vértex) y referencia a A1 ó A2(mastoides) se registran potenciales en respuesta a estímulo auditivo gracias a promediación. Se denominan del I al VII(vértex positivos) generándose en : nervio auditivo, tallo cerebral y mescencéfalo en forma sucesiva.



ELECTROCOCLEOGRAFIA

FIGURA 4. Registrando con positividad en Cz (vértex) y referencia a conducto auditivo externo se identifican potenciales en respuesta a estímulo auditivo generados en la cóclea y nervio auditivo. Los componentes N1 y N2 son equivalentes a la onda I de los potenciales auditivos de tallo cerebral.

PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El conjunto de pruebas diagnósticas para la exploración audiológica, en especial, cuando se sospecha una hipoacusia conductiva o de transmisión, incluye: audiometría tonal por vías aérea y ósea, impedanciometría, misma que ha alcanzado gran difusión en la última década y pruebas de enmascaramiento por vía ósea v. gr. SAL o Rainville.

Finitzo-Hieber (1979-1982) puntualizó que aunque la mayoría de estas pruebas pueden ser usadas en niños sólo un número limitado de infantes por debajo de los cuatro años de edad pueden proporcionar umbrales confiables de enmascaramiento por vía ósea. Los niños pequeños encuentran difícil responder en forma diferencial a señales presentadas con un ruido enmascarante competitivo.

Otro grupo de pacientes para quienes los procedimientos de enmascaramiento de tonos puros son difíciles o no aplicables son aquellos con retraso en el desarrollo o debilidad mental.

Por otro lado, las mediciones de la impedancia acústica pueden estar limitadas por la presencia de defectos craneofaciales congénitos mismos que frecuentemente se encuentran asociados a la hipoacusia sospechada como conductiva, por ejemplo una microtia-atresia.

Siguiendo la corriente de Finitzo-Hieber, Arslan en 1983, menciona que cuando no existen condiciones adecuadas de

cooperación para pruebas conductuales, se requieren procedimientos de orden electrofisiológico tal como el análisis de potenciales provocados auditivos de tallo cerebral (P.P.A.T.C.).

Estos autores coinciden en que la presencia de reclutamiento detectado mediante la función latencia-intensidad incrementada puede ayudar a diferenciar una hipoacusia sensorial (coclear) de una conductiva. Sin embargo, existen hipoacusias sensoriales sin reclutamiento. Por otro lado, el reclutamiento puede no ser detectado en el rango de frecuencias e intensidad de respuestas obtenidas con clicks, lo que origina un porcentaje de falsas negativas considerable. Otro punto en el que coinciden es que ha existido una gran limitación en los potenciales provocados auditivos de tallo cerebral para obtener umbrales confiables por conducción ósea.

Para producir potenciales auditivos mediante vía ósea, surgen múltiples dificultades, entre ellas tenemos: calibración de la señal, eliminación del oído contralateral a la estimulación para obtener la respuesta monoaural, localización del vibrador de conducción ósea (mastoides o frente) y la presencia de artefactos del vibrador que llegan a "obscurecer" la respuesta provocada.

Estos problemas hacen necesario el desarrollo de datos normativos específicos para el equipo y procedimientos utilizados en cada laboratorio.

Mauldin y Jergen (1979) compararon los potenciales provocados auditivos de tallo cerebral utilizando clicks por vía aérea y ósea en sujetos normoyentes y sujetos con pérdidas conductivas.

Ellos pusieron especial atención a la comparación de la función latencia-intensidad por vía aérea y ósea y mostraron que en sujetos normoyentes la latencia de la onda V para señales por vía ósea fue aproximadamente medio milisegundo más larga que la latencia por vía aérea a los mismos niveles de intensidad.

En hipoacusia conductiva la separación de las funciones de latencia-intensidad por vía aérea proporcionó un estimado válido del "hueco" aéreo y óseo obtenido por métodos conductuales en el rango de 1 a 4 KHz.

Hicks (1980) usó ruido enmascarante por vía ósea para enmascarar las respuestas provocadas auditivas en 15 sujetos normales adultos y 4 pacientes con hipoacusias conductivas, sensorineurales o mixtas para estimar los umbrales de potenciales auditivos por conducción ósea.

Su estudio reveló que las ventajas de estimar la función sensorial por medio del procedimiento de enmascaramiento por vía ósea fueron: "facilidad de calibración del estímulo y mínima contribución del oído contralateral al de prueba".

Este procedimiento pudo cubrir una variación de pérdida sensorineural hasta de 50 db HL. La mayor limitación de ambos estudios es que los procedimientos no fueron aplicados a la población pediátrica, sujetos para quienes los potenciales provocados ofrecen las mayores ventajas.

Aún más, no es posible evaluar cuál método es más práctico para uso clínico.

Con el propósito de comparar ambos métodos de evaluación por conducción ósea: clicks en forma directa y enmascaramiento por

via ósea se realizó un estudio diseñado para probar la eficiencia de uno y otro método al diferenciar hipoacusias conductivas de sensorineurales así como para estimar la reserva coclear en casos de hipoacusia mixta.

Una vez determinado cuál es el método más eficiente, se procedió a realizar un estudio cuyo objetivo fue obtener los valores de especificidad y sensibilidad de este procedimiento.

MATERIAL Y METODOS

1er. Experimento

Los sujetos utilizados fueron 7 adultos normoyentes y 8 pacientes con hipoacusia. Los pacientes con hipoacusia fueron cinco niños con microtia-atresia unilateral y tres adultos con hipoacusia sensorineural.

Los pacientes sensorineurales tuvieron 21, 54 y 83 años, todos ellos del sexo femenino. El grupo de atresia fue constituido por cuatro sujetos por debajo del año de edad y un sujeto de 9 años, dos del sexo masculino y tres del sexo femenino.

Se utilizaron procedimientos de registro de P.P.A.T.C. convencionales.

Los electrodos fueron colocados en el cráneo utilizando pasta conductora y cinta adhesiva porosa; la piel fue preparada previamente para la colocación del electrodo limpiando con solución abrasiva. El sitio del electrodo fue vértex (activo) y cada lóbulo de la oreja (referencia) (para los pacientes con malformación del pabellón auricular, la referencia fue colocada

en la mastoides). Antes del inicio del registro, a los sujetos pediátricos se les administró un sedante suave: suspensión de hidrato de cloral, a razón de 50 mg/kg de peso. Este indujo un sueño ligero durante el cual se realizaron los procedimientos.

Los electrodos fueron llevados a un Sistema Multisensorial Nicolet HGA-200A para su amplificación electrofisiológica con una ganancia de 1×10000 y la salida de este amplificador se guió a un amplificador-filtrador Nicolet 501. El filtro pasa-banda utilizado para los registros fue 300-3000 Hz. La promediación fue disparada al inicio del estímulo y procedió por 10.24 ó 20.48 mseg a una tasa de 40 mseg/Bin.

Los chasquidos de estímulo fueron pulsos cuadrados de 100 useg producidos por un generador de pulsos de estimulación Nicolet 502 y fueron "atenuados" por un módulo de enmascaramiento Nicolet 1007 A. Se administraron vía un audifono TDH-49P o un vibrador B-70-A. El ruido enmascarante de banda ancha para el procedimiento de enmascaramiento por vía ósea fue generado por un estimulador Amplaid MK III.

a) El protocolo de prueba incluyó tres partes. Primero, se obtuvieron los umbrales de P.P.A.T.C. y las funciones de latencia-intensidad utilizando chasquidos por vía aérea presentados a una tasa de estimulación de 33/seg. Las respuestas fueron registradas a niveles supraumbral (generalmente 60 dB HTL) y después en pasos decrecientes de 20 dB hasta que la respuesta desapareciera. La intensidad se aumentaba entonces en pasos de 10 dB hasta que la respuesta reapareciera.

La latencia de la onda V fue medida en cada nivel de estimulación. Durante el procedimiento se utilizó siempre ruido

enmascarante de banda-ancha contralateral a una intensidad fip de 60 dB SPL.

b) La segunda parte del protocolo determinó la cantidad de ruido enmascarante por vía ósea necesario para enmascarar una señal por vía aérea presentada al "oído de prueba". El oído de prueba para los pacientes fue el malformado ó aquél con hipoacusia sensorineural, mientras que en los sujetos adultos normales se produjo una pérdida conductiva ocluyendo el conducto auditivo externo con una oliva de impedanciometría impregnada con gasa y petrolato. El nivel de presentación de la señal fue de 10 dB por encima del umbral de P.P.A.T.C. El ruido enmascarante por vía ósea fue inicialmente presentado a 0 dB HTL e incrementando 10 dB por cada condición de estímulo hasta que el P.P.A.T.C. fuera completamente "borrado".

La tercera parte del protocolo fue establecer el umbral y la función de latencia-intensidad con P.P.A.T.C. utilizando un chasquido por vía ósea.

2º Experimento

Se realizó un estudio transversal ciego. Los pacientes se dividieron en 2 grupos: 1) activo y 2) control. 1) El grupo experimental o "activo" incluyendo 23 pacientes con microtia-atresia uni o bilateral (30 oídos), todos mayores de 3 años y cooperadores para la realización de estudio audiométrico conductual con tonos puros por vía aérea y ósea. En este grupo de pacientes se demostró una hipoacusia conductiva. Se excluyeron aquellos con hipoacusia sensorineural. El grupo

"control" con el mismo número de oídos, edades similares y demostrándose una hipoacusia sensorineural mediante audiometría tonal conductual.

Se utilizaron procedimientos convencionales de potenciales provocados. Los electrodos se fijaron al cráneo con ayuda de una gasa empapada en colodión y pasta conductora. La piel fue preparada previamente tallando con pasta limpiadora abrasiva. El sitio del electrodo activo (+) fue vértex y referencia en cada mastoide (tierra contralateral al oído estimulado).

Antes de iniciar el estudio, se administró una suspensión de hidrato de cloral (50 mg/kg). Este indujo un sueño ligero durante el cual se realizaron los diversos procedimientos.

Los electrodos fueron conectados a un sistema multisensorial Amplaid MK-10 con una ganancia de 1×10000 . Los filtros pasa banda utilizados fueron 150-3000 Hz, el registro se inició al inicio de estímulo con una ventana de 12 msec. Los clicks de estímulo con pulsos fueron cuadrados de 100 usec con polaridad negativa (rarefacción), estos fueron generados por el mismo instrumento.

El estímulo aéreo se presentó a través de audífonos TDH-49P. Durante todos los registros se utilizó enmascarante contralateral fijo a 60 dB SPL con ruido blanco. El procedimiento de enmascaramiento por vía ósea se realizó con ruido de banda ancha generado por un audiómetro clínico Amplaid 20B y presentado a través de un vibrador óseo colocado en la frente sujeto fuertemente con una cinta elástica en la cabeza.

El ruido enmascarante^o fue calibrado en dB HL de nivel efectivo de enmascaramiento tomando en cuenta la situación del

vibrador en la frente.

El protocolo de análisis de registro incluyó 2 partes:
a) Primero, se obtuvieron umbrales y funciones de latencia-intensidad con clicks por vía aérea presentados a una frecuencia de 31/seg promediando 2048 respuestas. Cada registro se repitió por lo menos en dos ocasiones con objeto de reproducir el trazo.

Posteriormente a 11/seg y al nivel supraumbral (usualmente 40 dB SL se obtuvieron intervalos inter-onda y proporciones de amplitud.

Todos los casos de anomalías no explicables sólo por la hipoacusia que presentaban fueron excluidos del estudio.

A continuación se registraron respuestas supraumbral a 40 dB SL con frecuencia de 31/seg y con disminución progresiva en pasos de 20 dB HL hasta que la respuesta desapareciera. La intensidad se incrementó entonces en pasos de 10 dB hasta que la respuesta reapareciera. La latencia de la onda V se midió en cada nivel de estímulo.

b) La segunda parte del protocolo determinó la cantidad de ruido enmascarante por vía ósea necesario para "desaparecer" la señal obtenida mediante clicks por vía aérea presentados al oído de "prueba", este oído fue el que presentaba la malformación o bien el que cursaba con hipoacusia sensorineural. El nivel inicial de presentación del estímulo enmascarante fue + 5 a 10 dB HL y se incrementó en pasos de 10 dB hasta que la respuesta desapareciera totalmente.

Con el objeto de evitar sesgo, el examinador permaneció ciego acerca del resultado de la audiometría tonal conductual ya

presencia de malformaciones aurales. Para alcanzar este objetivo el estudio tonal y los electrodos, vibrador óseo y audifonos fueron colocados por otra técnica.

RESULTADOS

1er. Experimento

La Tabla 2 muestra los umbrales de P.P.A.T.C., las latencias de la onda V y las funciones de latencia-intensidad de la onda V, tanto para los adultos normales, el oído ocluido de los adultos normales y los pacientes. Una prueba "t" de Student reveló que el promedio de la función latencia-intensidad para los oídos normales era diferente en forma significativa ($t = 3.07$, $p < 0.01$), al compararlo con el de los oídos ocluidos o malformados. Sin embargo, debe hacerse notar que todas las funciones de latencia intensidad fueron consideradas dentro de límites normales, esto es, típicas de sujetos con audición normal o pérdidas "planas" sin reclutamiento o hipoacusia conductiva ($30-60$ mseg/dB $X \pm 2DE$).

En la Tabla 3 se muestran las cantidades de ruido enmascarante por vía ósea necesitado para borrar la respuesta a chasquidos por vía ósea. Una prueba "t" de Student demostró que los promedios de enmascaramiento para cada grupo no eran estadísticamente diferentes en forma significativa ($t = 0.66 > 0.50$).

La Figura 5 ilustra los resultados del procedimiento de enmascaramiento por vía ósea de uno de los adultos normales, la

UMBRALES DE POTENCIALES EVOCADOS (CHASQUIDO O CLICK POR VIA AEREA) LATENCIAS DE ONDA V Y FUNCIONES DE LATENCIA INTENSIDAD

<i>Oídos normales</i>			<i>Oídos oídos y malformados</i>		
<i>dB HTL</i>	<i>mseg</i>	<i>nseg/dB</i>	<i>dB HTL</i>	<i>mseg</i>	<i>nseg/dB</i>
20	7.16	32	50	7.16	42
20	7.34	32	50	7.34	42
20	7.64	32	50	7.56	45
20	7.70	35	50	7.60	45
20	7.76	40	60	7.88	45
20	8.22	40	60	7.90	50
30	8.38	42	60	8.08	50
20*	8.34	45	70*	8.38	50
20*	8.38	45	70*	8.50	52
30*	8.80	52	80*	8.54	62
Promedio = 21.00		39.500	60.00		48.30
DE = 3.162		6.770	10.541		5.982

TABLA 2. Concentración de resultados del primer experimento. Las latencias(mseg) y las funciones de latencia-intensidad(nseg/dB) se encuentran dentro de límites normales en todos los casos. (*) corresponden a los pacientes con microtia unilateral. Existe una diferencia significativa entre las medias de umbral y de función latencia-intensidad. (Función Latencia-Intensidad=30-60 nseg/dB, X₂ desviaciones estandard.

UMBRALES DE ENMASCARAMIENTO POR VIA OSEA

<i>Oidos normales</i>	<i>Oidos sordos y malformados</i>
dB SL	dB SL
30	35
30	35
30	30
30	30
30	30
30	30
30	30
20	25
20	20
20	20
Promedio = 27.00	Promedio = 28.50
DE = 4.830	DE = 5.297

TABLA 3. Resultados del enmascaramiento vía ósea en el primer experimento. Los valores están expresados en dB SL (el umbral 0 es para cada paciente). No existe una diferencia significativa entre ambas medias.

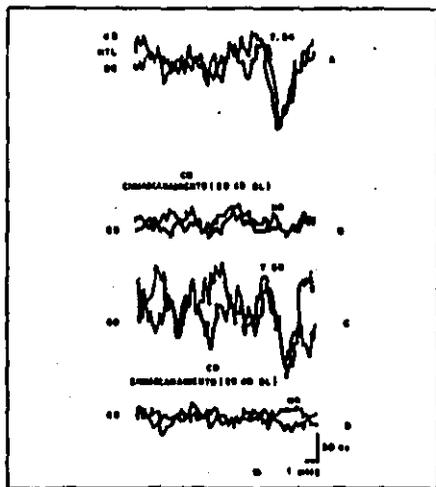


FIGURA 5. Resultados de uno de los sujetos normales en el primer experimento. El umbral de enmascaramiento por vía ósea es igual con el oído abierto y ocluido a pesar de haberse modificado el umbral por vía aérea de 20 a 60 dBHL.

condición A muestra el potencial provocado por un chasquido por vía aérea a 10 dB HL. or encima del umbral de P.P.A.T.C. La condición B muestra la respuesta a la misma intensidad cuando se introducen simultáneamente 20 dB SL de ruido enmascarante.

Nótese que al sujeto se le ha producido una hipoacusia de 40 dB HL con esta maniobra. Finalmente, la condición D muestra que 20 dB SL de ruido enmascarante por vía ósea es suficiente para enmascarar la respuesta por vía aérea en forma similar; a las condiciones realizadas sin ocluir el oído (B).

En la Figura 6 se ilustran los resultados de un paciente de sexo femenino de 9 meses de edad con microtia-atresia unilateral. El trazo superior muestra la respuesta a un chasquido por vía aérea a 90 dB HL por encima del umbral y el trazo inferior muestra cómo la respuesta se borra introduciendo 30 dB SL de ruido enmascarante por vía ósea.

Dos pacientes con microtia-atresia unilateral demostraron que no pudieron ser borradas introduciendo ruido enmascarante por vía ósea a los máximos niveles de "atenuación". Sus datos han sido excluidos del análisis estadístico previo. Sus resultados fueron similares a aquellos de los pacientes adultos con hipoacusia sensorineural "pura", esto es, los pacientes con pérdidas sensorineurales moderadas también mostraron respuestas que no pudieron ser borradas con la misma cantidad de ruido enmascarante necesitado para una hipoacusia conductiva equiparable.

Los pacientes pediátricos con microtia-atresia tenían uno y tres meses de edad respectivamente y mostraron umbrales de

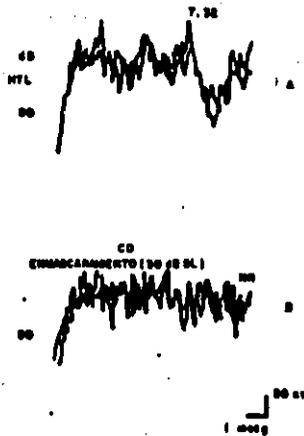


FIGURA 6. Resultados del enmascaramiento por vía ósea en uno de los pacientes con microtía del primer experimento. A pesar de que el umbral por vía aérea se encuentra a 90 dB HL, con sólo 30 dB SL de ruido por vía ósea, la respuesta se borra totalmente. Esto se debe a que el enmascaramiento por vía ósea evita el obstáculo de la atresia y excita a una cóclea de umbral normal.

P.P.A.T.C. a 70 y 60 dB HL también en forma respectiva. Además, las funciones de latencia-intensidad para los oídos afectados fueron 80 y 70 u seg/dB (valores de referencia =30-60 u seg/dB $\times \pm 2DE$).

Los resultados de otros dos sujetos, uno con hipoacusia conductiva y otro con una sensorineural así como sus audiogramas, se muestran en las figuras 7 y 8.

La Figura 7 ilustra los umbrales para tonos puros y las condiciones de estimulación de P.P.A.T.C., de una paciente femenina de 9 años de edad con microtia-artesia unilateral derecha. La condición A muestra la respuesta a un chasquido por vía aérea a 30 dB HL en el oído malformado y la condición B ilustra cómo la respuesta es borrada introduciendo 30 dB SL de ruido enmascarante por vía ósea. La condición C muestra la respuesta de un chasquido por vía aérea a 70 dB HL en el oído malformado y la condición D muestra cómo la respuesta se bora introduciendo la misma cantidad de ruido enmascarante por vía ósea usado en la condición B. En contraste, la figura 8 ilustra los umbrales tonales y los P.P.A.T.C. de una paciente del sexo femenino de 21 años de edad con hipoacusia sensorineural. La condición A ilustra la respuesta a un chasquido por vía aérea a 50 dB HL presentado al oído izquierdo (10 dB por encima del umbral) y la condición B muestra cómo la respuesta es aún clara, a pesar que existió un cambio en la latencia de 1 mseg., estadísticamente no significativo al introducir 30 dB de ruido enmascarante por vía ósea.

En la figura 9 se ilustran los P.P.A.T.C. obtenidos por estimular con chasquidos por vía ósea en uno de los sujetos

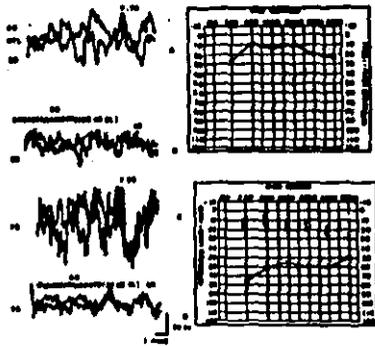


FIGURA 7. Resultados del enmascaramiento por vía ósea en uno de los pacientes con microtia unilateral en el primer experimento. El audiograma muestra hipoacusia conductiva derecha. El umbral de enmascaramiento es igual en ambos oídos a pesar de existir una diferencia en el umbral aéreo de 30 a 70 dB HL.

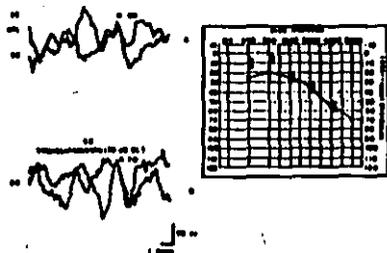


FIGURA 8. Resultados del enmascaramiento por vía ósea en un paciente con hipoacusia sensorial en el primer experimento. La respuesta es claramente identificable con y sin enmascaramiento por vía ósea con una diferencia de 0,10 mseg únicamente. El oído contralateral presentaba una hipoacusia similar.

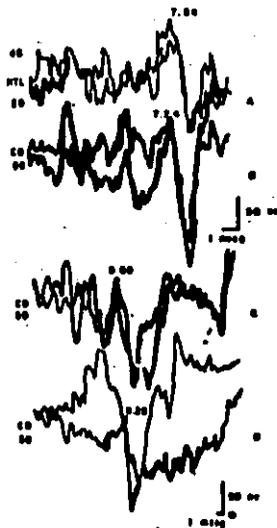


FIGURA 9. Resultados de potenciales provocados mediante clicks por vía ósea en uno de los sujetos con audición normal del primer experimento. A pesar que el umbral por vía aérea se encuentra en 20 dBHL, por vía ósea se encuentra en 50 dBHL. La función latencia-intensidad que por vía aérea se encuentra dentro de límites normales, por vía ósea está elevada.

normales. La condición A muestra la respuesta a un chasquido por vía aérea a 10 dB HL por encima del umbral. Las condiciones B, C y D ilustran las respuestas a chasquidos por vía ósea; la última condición (d) corresponde al umbral por vía ósea (50 dB HL).

La figura 10 ilustra las curvas de función latencia-intensidad obtenidas por el procedimiento de chasquidos vía ósea para los oídos normales y los ocluidos o malformados de todos los sujetos y pacientes.

20. Experimento

La figura 11 muestra los resultados del enmascaramiento por vía ósea de uno de los pacientes del grupo "activo" con microtia-atresia bilateral. El estudio audiométrico muestra una hipoacusia conductiva en ambos oídos. El trazo A muestra la respuesta a 80 dB HL. La función latencia-intensidad se encuentra dentro de límites normales ($X \pm 2 DE = 30-60$ useq/dB en nuestro laboratorio). Los trazos D y E muestran las respuestas con ruido enmascarante por vía ósea introducido simultáneamente. La respuesta desaparece totalmente con sólo 10 dB HL de ruido de banda ancha.

En la figura 12 se ilustran los resultados de uno de los pacientes "control". La audiometría demuestra hipoacusia sensorineural. El trazo A muestra la respuesta a un click por vía aérea a 80 dB HL. El trazo B muestra la respuesta umbral a 50 dB HL.

La función de latencia-intensidad se encuentra aumentada.

Los trazos D, E, F y G ilustran cómo la respuesta permanece

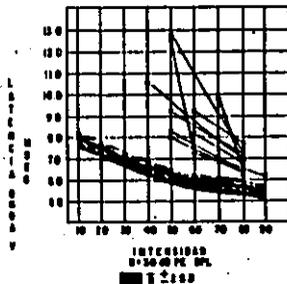


FIGURA 10. Funciones de latencia-intensidad en los sujetos normales del primer experimento utilizando clicks vía ósea. La variabilidad de las determinaciones así como de los umbrales es evidente.

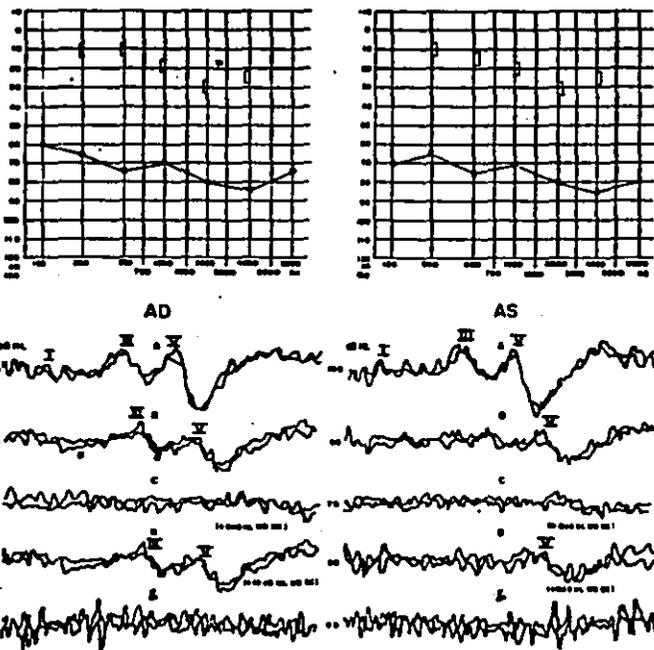


FIGURA 11. Resultados de uno de los pacientes con microtia-atresia bilateral en el segundo experimento. El audiograma muestra hipoacusia conductiva. El potencial a 80 dBHL por vía aérea (10 por encima del umbral) se borra completamente con sólo 10 dB HL por vía ósea en ambos oídos.

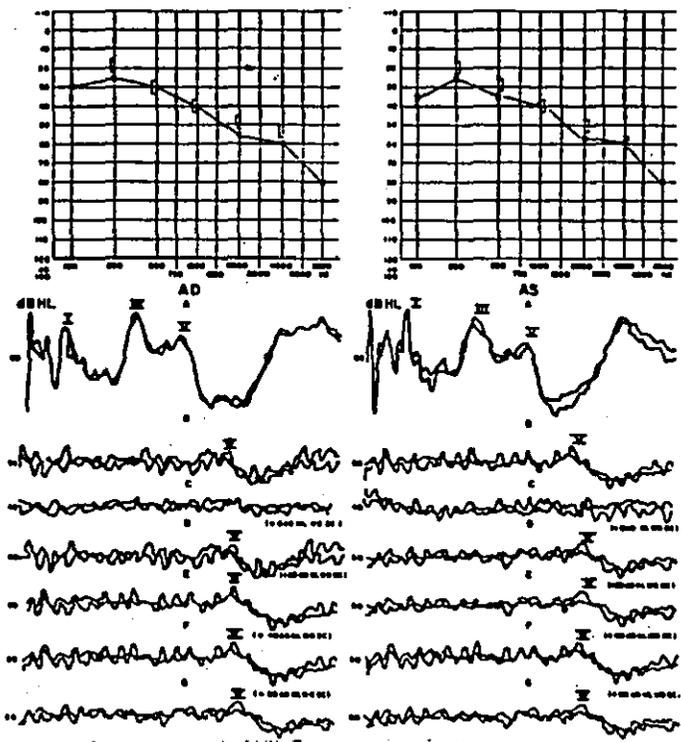


FIGURA 12. Resultados de uno de los pacientes con hipoacusia sensorial en el segundo experimento. El audiograma muestra una hipoacusia sensorial descendente. A pesar de la introducción de 50 dBHL de ruido por vía ósea, la respuesta es claramente identificable con una mínima variación en latencia.

clara a pesar de la introducción simultánea de hasta 50 dB HL de ruido enmascarante por conducción ósea.

La tabla 4 muestra los resultados del grupo activo incluyendo: edad, umbrales promedio por vía ósea (1-4 Khs), umbral de potenciales provocados, función de latencia-intensidad, oído afectado y umbral de enmascaramiento por vía ósea. Este umbral significa la cantidad de ruido enmascarante necesaria para desaparecer completamente la respuesta por vía aérea.

Una prueba "t" de Student demostró que no existe una diferencia significativa entre la media del umbral de tonos puros (1-4 Khs) por vía ósea y la media del umbral de enmascaramiento por vía ósea ($t = .2460, P > .50$).

La figura 13 muestra el diagrama de dispersión de los datos y el coeficiente de regresión lineal para el umbral de tonos puros sobre el umbral de enmascaramiento por vía ósea. Una prueba "F" de análisis de varianza mostró una relación significativa ($r^2 = .98890, r = .9944, f = 2495.42, P > .001$).

En la tabla 5 se muestran los resultados del grupo control. La respuesta por vía aérea no pudo desaparecerse en ningún caso con la máxima intensidad (50 dB HL). La función de latencia-intensidad se encuentra aumentada en la mayoría de los casos.

Los valores de especificidad y sensibilidad de acuerdo a Feinstein y Horwitz se muestran en la tabla 6.

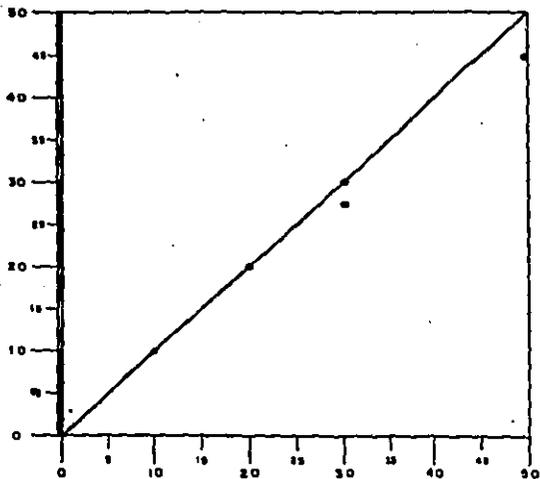
La tabla 7 muestra la especificidad y sensibilidad de la función latencia-intensidad.

DISCUSION

La valoración sensorial de P.P.A.T.C., por ruido

PACIENTE No.	EDAD AÑOS	OÍDO AFECTADO	UMBRAL PPATC (CLICK ACROE) dB NL	FUNCION LATENCIA- INTENSIDAD USEG/80	UMBRAL PROMEDIO VIA OSEA TONOS PURDX (1-6 KHz 80 ML)	UMBRAL DE ENMASCARAMIENTO POR VIA OSEA PARA PPATC. dB NL
1	8	AS	80	45	45	30
2	10	AD	70	50	50	20
3	10	AS	80	60	10	10
4	9	AS	80	40	27.5	30
5	7	AD	70	40	30	20
6	7	AS	80	38	10	10
7	7	AD	70	44	20	20
8	7	AD	70	65	10	10
9	9	AD	70	60	27.5	30
10	9	AD	70	55	27.5	30
11	10	AS	80	30	10	10
12	10	AS	70	35	30	30
13	10	AS	70	55	10	10
14	9	AS	90	50	30	30
15	13	AD	70	45	30	30
16	8	AD	80	55	30	30
17	9	AD	80	45	30	30
18	9	AS	80	50	27.5	30
19	10	AS	90	50	30	30
20	10	AD	80	43	20	20
21	9	AS	80	42	30	30
22	13	AS	70	54	30	30
23	12	AD	80	35	10	10
24	10	AS	70	50	20	20
25	10	AS	80	40	30	30
26	14	AS	80	36	10	10
27	14	AD	80	33	10	10
28	7	AD	80	50	30	30
29	8	AS	70	55	15	15
30	8	AS	80	50	27.5	30
			o = 38 E = 78 s = 7	o = 30 E = 44.00 s = 9.50	o = 30 E = 22.00 s = 8.0000	o = 30 E = 22.00 s = 12.100
				F = 109.0223 P = .001		t = .2060 P = .38

TABLA 4. Concentración de resultados del grupo experimental en el segundo experimento. Todos los pacientes cursaban con microtia-atresia e hipocausia conductiva (audiometría tonal conductual). Todas las funciones de latencia-intensidad se encuentran dentro de límites normales. Existe una diferencia significativa (análisis de varianza) entre la media de este grupo y la del grupo control (tabla 5). Asimismo, el coeficiente de regresión lineal entre el umbral por vía ósea (conductual) y el umbral de enmascaramiento vía ósea es estadísticamente significativo.



b = -0.9796	f = 2493.4238
ss = 1.0708	(P = .001)
r = .9866	
r² = .9890	

FIGURA 13. Diagrama de dispersión de umbral conductual vía ósea sobre umbral de enmascaramiento vía ósea con potenciales provocados. El coeficiente de regresión lineal es estadísticamente significativo.

PACIENTE No	EDAD AÑOS	OÍDO AFECTADO	UMbral PPATC (CLICE AINED) dB HL	FUNCION - LATENCIA - INTENSIDAD USIS/SH	UMbral DE ENMASCARAMIENTO POR VAOZEA PARA PPATC dB HL
1	10	AD	60	100	>30
2	25	AD	60	110	"
2	15	AS	50	60	"
3	12	AD	50	65	"
3	12	AS	50	35	"
3	14	AD	50	60	"
4	14	AS	50	50	"
4	4	AD	70	120	"
5	4	AD	70	130	"
6	9	AS	60	85	"
6	5	AD	60	120	"
7	13	AD	60	110	"
7	13	AS	60	130	"
8	8	AS	50	140	"
8	8	AD	70	35	"
9	10	AD	70	130	"
9	10	AS	70	100	"
10	17	AS	60	60	"
10	17	AD	60	65	"
11	4	AS	50	110	"
11	6	AD	50	40	"
12	6	AS	50	110	"
13	11	AS	50	35	"
13	11	AD	50	115	"
14	18	AD	70	105	"
14	18	AS	70	35	"
15	9	AS	60	70	"
15	9	AD	60	30	"
16	7	AD	60	25	"
16	7	AS	60	25	"
			n = 30	o = 30	
			x = 64,33	s = 78,0333	
			s = 14,50	o = 40,3462	

TABLA 5. Concentración de resultados del grupo control en el segundo experimento. Todos los pacientes cursaban con hipoacusia sensorial (audiometría tonal conductual). Las funciones de latencia-intensidad se encuentran en su mayoría por encima de límites normales. La media de estos valores se comparó con la del grupo experimental (ver tabla 4)

TABLA 6. Valores de especificidad y sensibilidad para el enmascaramiento por vía ósea al diagnosticar diferencialmente hipoacusia conductiva y sensorial. Los datos corresponden al grupo control y experimental del segundo experimento. Sólo existió una falsa positiva y ninguna falsa negativa.

RESULTADO DE LA PRUEBA	DIAGNOSTICO		
	POSITIVA HIPOACUSIA CONDUCTIVA	NEGATIVA HIPOACUSIA SENSORIAL	
POSITIVA	(a) 29	(b) 0	29
NEGATIVA	(c) 1	(d) 30	31
	30	30	60

$$\text{SENSIBILIDAD} = \frac{a}{a+c} = .9666 \text{ (96\%)}$$

$$\text{ESPECIFICIDAD} = \frac{d}{b+d} = 1 \text{ (100\%)}$$

TABLA 7. Valores de especificidad y sensibilidad para la función latencia-intensidad para diferenciar hipoacusia conductiva de sensorial. Los datos corresponden a los grupos control y experimental del segundo experimento. Es evidente el contraste tanto en falsas positivas y negativas como en el porcentaje de sensibilidad y especificidad, respecto al procedimiento de enmascaramiento vfa ósea (TABLA 6)

RESULTADO DE LA PRUEBA

DIAGNOSTICO

POSITIVA	POSITIVA HIPOACUSIA CONDUCTIVA	NEGATIVA HIPOACUSIA SENSORIAL	19
	(a) 17	(b) 2	
NEGATIVA	(c) 13	(d) 28	41
	30	30	

$$\text{SENSIBILIDAD} = \frac{a}{a+c} = .5666 \text{ (56\%)}$$

$$\text{ESPECIFICIDAD} = \frac{d}{b+d} = .9333 \text{ (93\%)}$$

enmascarante por vía ósea en este estudio corrobora y expande los hallazgos de Hicks. El procedimiento es un método de prueba directo con facilidad de calibración y sin contribución del oído contralateral. En estos experimentos se ilustra su uso en niños difíciles de examinar, tales como lactantes con malformaciones aurales.

En los 5 casos presentados en el primer experimento se encontró microtia-atresia como hallazgo aislado sin historia familiar de malformaciones auriculares. Los rayos "X" simples, así como tomografías mostraron oído medio normal y elementos del oído interno también normales en todos los casos. Finitzo, Hieber y col., mencionaron que el tratamiento para estos pacientes está basado en la capacidad de audición en el oído afectado y el no afectado. Para tres de los pacientes, las funciones de latencia-intensidad se encontraban dentro de límites normales. El umbral de enmascaramiento por vía ósea fue sugestivo de una pérdida conductiva, ya que no variaba del umbral de enmascaramiento por vía ósea en oídos normales. En otros dos pacientes la función latencia-intensidad se encontró elevada y las respuestas a chasquidos por vía aérea no pudieron ser borradas introduciendo el ruido enmascarante por vía ósea. Este hallazgo fue característico de pacientes con hipoacusia sensorineural. Coats (1978) menciona que la función latencia-intensidad incrementada en los oídos malformados es sugestiva de afección sensorineural. Aunque el oído interno apareció radiológicamente normal en rayos "X", podemos concluir que la inhabilidad de borrar una respuesta por vía aérea introduciendo

ruido enmascarante por vía ósea es consistente con el resto de los parámetros de P.P.A.T.C. indicando una pérdida coclear en estos pacientes.

La principal utilidad del procedimiento de enmascaramiento de P.P.A.T.C. en su aplicabilidad a niños pequeños o retardados en quienes no son aplicables procedimientos conductuales y para quienes tampoco son realizables mediciones de la admitancia acústica debido a la presencia de malformaciones auriculares. Por otro lado aunque los rayos "X" de oído proporcionan una valoración anatómica del oído medio e interno en tales casos, como se mostró en este trabajo. Estos hallazgos anatómicos no necesariamente están correlacionados a una adecuada función de estos elementos. El procedimiento de enmascaramiento de P.P.A.T.C. sí proporciona información acerca de cómo estos elementos están realmente funcionando.

El procedimiento puede ser utilizado en pérdidas hasta 80 dB HL; mayores pérdidas implican grandes cantidades de ruido enmascarante que puede producir artefactos impidiendo el análisis de las respuestas registradas. En contraste, los P.P.A.T.C. producidos con señales por vía ósea mostraron en el primer experimento gran variabilidad en cuanto a su latencia e intensidad, haciendo la determinación del umbral prácticamente imposible, por lo tanto, no es un método confiable para medir la reserva coclear en pérdidas conductivas, ni tampoco para diferencias hipoacusias conductivas de sensorineurales.

Aunque el procedimiento de enmascaramiento por vía ósea proporciona una estimación válida de la reserva coclear en pérdidas conductivas, no puede proporcionar un tamaño exacto del

"hueco" aéreo-óseo en estas hipoacusias. Otra limitación de este procedimiento es su inhabilidad para estimar la reserva coclear en hipoacusias mixtas severas, en las cuales los umbrales alterados por vía ósea impiden el enmascaramiento de la respuesta por vía aérea.

Ranschoff y Feinstein (1978) mencionan que un protocolo de diagnóstico útil debe ser: confiable, válido y ser fácilmente administrado dentro de las limitaciones de tiempo impuestas por la práctica clínica. El procedimiento de enmascaramiento, por vía ósea de P.P.A.T.C. por vía aérea descrito en ese estudio parece llenar estos criterios.

De las ventajas encontradas con el método de enmascaramiento por vía ósea y las grandes dificultades para provocar respuestas auditivas de tallo cerebral mediante clicks por conducción ósea nos concentramos sobre el procedimiento enmascarante.

Feinstein (1977) puntualiza que los valores de especificidad y sensibilidad para una prueba diagnóstica indican en qué porcentaje un padecimiento está presente cuando la prueba es positiva y ausente cuando es negativa.

El propósito del segundo experimento fue obtener los valores de especificidad y sensibilidad para la prueba de enmascaramiento por vía ósea de potenciales provocados.

La utilidad de esta prueba es detectar hipoacusias conductivas con o sin participación coclear. Este diagnóstico diferencial es esencial en el caso de una malformación ótica ya que el plan de tratamiento se basa en el diagnóstico audiológico preciso del oído a los oídos afectados.

Las posibilidades son: adaptar un auxiliar auditivo permanentemente en el caso de hipoacusia sensorineural y realizar sólo procedimientos quirúrgicos de orden estético. O bien, en el caso de hipoacusia conductiva con buena reserva coclear, poder realizar también un procedimiento funcional en el tiempo apropiado.

Por otro lado, el pronóstico de rehabilitación de una hipoacusia puede establecerse tempranamente en estos casos de malformación, ya que una participación coclear importante disminuye considerablemente la ganancia del auxiliar y representa varios problemas en cuanto a adaptación y rehabilitación para cuya solución es necesario tomar medidas adecuadas lo antes posible.

En este estudio la especificidad y sensibilidad del enmascaramiento de potenciales provocados por conducción ósea casi llegaron a los valores de la "prueba perfecta", ésto es 100%. Mientras que otros procedimientos convencionales de análisis de potenciales provocados para detección de hipoacusia sensorial o conductiva v.gr. umbral y función latencia-intensidad, muestran una baja sensibilidad aunque adecuada especificidad, haciendo difícil establecer el pronóstico y conducta quirúrgico a futuro desde edades tempranas.

Mitchell y col. (1977) y Prat y col. (1984) encontraron gran dificultad al correlacionar umbrales de tonos puros conductuales con umbrales de potenciales provocados aún con el uso de técnicas que buscan darle al click mayor especificidad de frecuencia como por ejemplo el enmascaramiento con "nicho".

Sin embargo, la regresión significativa entre los umbrales

conductuales y de enmascaramiento por vía ósea encontrada aquí, demuestra que el umbral de enmascaramiento por vía ósea indica un estimado de la reserva coclear y tamaño del hueco aéreo-óseo en pérdidas conductivas.

La principal utilidad del procedimiento en su aplicabilidad en niños pequeños o bien con retraso en el desarrollo o debilidad mental en quienes no es posible obtener cooperación para estudios conductuales y la realización de impedanciometría no es factible por la presencia de malformaciones óticas que frecuentemente se asocian a estas condiciones.

Por otro lado, a pesar que los estudios radiológicos proveen información acerca del funcionamiento de estos elementos, el enmascaramiento por vía ósea de potenciales provocados sí provee esta información y puede usarse en pérdidas de hasta 60 dB HL.

Una limitante para el procedimiento es su imposibilidad de estimar reserva coclear en hipoacusias mixtas con afección importante del umbral sensorial en los que los umbrales por vía ósea ya anormalmente altos impiden el enmascaramiento de la respuesta por vía aérea. En casos de hipoacusias sensorineurales se observa una conducta similar y el diagnóstico diferencial se hace imposible.

Otra limitación es un umbral de respuesta aérea sumamente alto en los que la gran cantidad de ruido enmascarante puede producir artefactos impidiendo el análisis del registro.

Esta prueba diagnóstica con óptima sensibilidad y especificidad, fácil administración dentro de las limitaciones de tiempo y equipo impone la práctica clínica y proporcionando

información importante para las conductas terapéuticas y el pronóstico de un padecimiento, puede ser aplicada en gran escala con seguridad para el clínico y beneficio para los pacientes.

REFERENCIAS

- (1) Mayr, E.: The nature of the Darwinian evaluation. *Science* 176: 981-989, 1978.
- (2) Bunch, C.C.: *Clinical Audiometry*. P. 171. St. Louis: C.V. Mosby, 1943.
- (3) Fowler, E.P.: A method for the early detection of otosclerosis. *Arch. Otolaryngol*, 24: 731-741, 1936.
- (4) Békésy, G.: A new audiometer. *Acta Otolaryngol*, 35: 411-422, 1947.
- (5) American National Standards Institute. *Specifications for Audiometers*. ANSI S3, 1969. New York, 1970.
- (6) Møller, A.R.: Network model of the middle ear. *J. Acoust. Soc. Am.* 33: 168-178, 1961.
- (7) Tonndorf, J. and Khanna, B.M.: Some properties of sound transmission in the middle and outer ears of cats. *J. Acoust. Soc. Am.* 41: 513-521, 1967.
- (8) Békésy, G.: Vibrations of the head in a sound field, and its roles in hearing by bone conduction. *J. Acoust. Soc. Am.* 20: 749-760, 1948.
- (9) Békésy, G. Note on the definition of the term: Hearing by bone conduction. *J. Acoust. Soc. Am.* 27: 137-145, 1954.

- (10) Politzer, A.: Geschichte der Ohrenheilkunde. Enke Stuttgart, 1913.
- (11) Békésy, G.: Zur theorie des hoers bei der Schallayfbarne durch Knocheleitung. Ann. Physik, 13: III 136, 1932.
- (12) Lowy, K. Cancellation of the electrical cochlear response with air and bone-conducted sound. J. Acoust. Sc. Am. 14: 156, 1942.
- (13) Konig, E.: Variations in bone-conduction as related to the force of pressure exerted on the vibrator. Trans. Beltona Inst. Hear Res, 6, 1957.
- (14) Bárány, E.: A contribution to the physiology of bone conduction. Acta Otolaryngol. Suppl. 26, 1938.
- (15) Kirikae, I.: An experimental study of the fundamental mechanism of bone conduction. Acta Otolaryngol. Suppl. 145, 1959.
- (16) Allen, B.W. and Fernández, C.: The mechanism of bone-conduction. Ann. Otol. Rhinol. Lar, 69: 5-28, 1960.
- (17) Tonndorf, J.: A new concept of bone conduction. Archs. Otolaryngol, 87: 595-600, 1968.
- (18) Carhart, R.: Clinical application of bone conduction audiometry. Archs. Otolaryngol, 51: 798-808, 1950.
- (19) Licklider, J.C.R. Basic correlates of the auditory stimulus. In S.S. Stevens (ed): Handbook of experimental psychology. Wiley. New York, 1951.
- (20) Mayer, A.M.: Researches in acoustics. Lond. Edinb. Ingl. Phil, Mag 37: 259-288, 1984.
- (21) Wegel, R.L. and Lane, C.E.: The auditory masking of one

- pure tone by another and its probable relation to the dynamics of the inner ear. *Phys. Rev.* 23: 266-285, 1924.
- (22) Fletcher, H.: Auditory patters *Rev. Med. Phys.* 12: 47-65, 1970.
- (23) Hawkins, J.E. and Stevens, S.B.: The masking of pure tones and of speech by white noise. *J. Acoust. Soc. Am.* 22: 6-13, 1950.
- (24) Watson, C.S.: Masking of tones by noise for the cat. *J. Acoust. Soc. Am.* 35: 167-172, 1963.
- (25) Swets, J.A. (Ed.): Signal detection and recognition by human observers. Wiley, New York, 1964.
- (26) Zwislocki, J.: Acoustic attenuation between ears. *J. Acoust. Soc. Am.*, 25: 752-759, 1953.
- (27) Studebaker, G.A.: Clinical masking of air and bone-conducted stimuli. *J. Speech Hear Dis.*, 29: 23-35, 1964.
- (28) Sanders, J.W. and Rintelmann, W.F.: Masking in audiology. *Arch. Otolaryngol*, 80: 541-556, 1964.
- (29) Studebaker, G.A.: On masking in bone-conduction testing. *J. Speech Hear. Res.*, 5: 215-227, 1962.
- (30) Liden, G. et al: Masking in clinical audiometry. *Acta Otolaryngol.* 50: 125-136, 1959.
- (31) Hood, J.D.: Principles and practice of bone-conduction audiometry. *Laryngoscope* 70: 1211-1228, 1960.
- (32) Chaiklin, J.B., Ventry, I.M. and Barret, L.S.: Reliability of conditioned GSR pure-tone audiometry with adult males. *J. Speech Hear. Res.* 4: 269-280, 1961.
- (33) Engelberg, M.: Audiological evaluation for exaggerating

- hearing level. Springfield (1): Charles Thomas, 1970.
- (34) McCandless, G.A. and Best, L.: Evoked responses to auditory stimuli in man using a summing computer. J. Speech Hear. Res. 7: 193-202, 1964.
- (35) Caton, R.: The electric currents of the brain. Br. Med. J. 2: 278, 1875.
- (36) Jasper, H.H. et al: Electroencephalographic disturbance in response to sound. J. clin. Neurophysiol. 2: 372-388, 1935.
- (37) Loomis, A.L. Distribution of disturbance patterns in the human electroencephalogram with special reference to sleep. J. Neurophysiol. 1: 413-430, 1938.
- (38) Dawson, G.: A summation technique for the detection of small, evoked potentials. Electroenceph. Din. Neurophysiol. 6: 65-84, 1954.
- (39) Clark, W.A. et al: The average response computer. Trans. Int. radio Engineers, B: 46-51, 1961.
- (40) Jewett, D.L. et al: Human auditory evoked potentials. Science 167: 1517-1518, 1970.
- (41) Starr, A. and Anchor, L.: Auditory brainstem response in neurological disease. Arch. Neurol. 10: 109-121, 1975.
- (42) Davis, H.: Principles of evoked response audiometry. Ann. Otol. Rhinol. Laryngol., Suppl. 28, 85: 1-96, 1976.
- (43) Stockard, J. and Rossiter, V.: Clinical and pathologic correlates of brainstem auditory response abnormalities. Neurology 27: 316-325, 1977.
- (44) Galambos, R. and Hecox, K.: Clinical applications of the auditory brainstem response. Otolaryngol. Clin. No. Amer. 3: 709-727, 1978.

- (45) Coats, A.C., et al: Recommended standards for short latency auditory evoked potentials. American Electroencephalographic Society guide-lines for clinical evoked potential studies. *Jor. Clin. Neurophysiol.* 1: 3-40, 1984.
- (46) Finitzo-Hieber, T. et al: Brainstem auditory evoked potentials in patients with congenital atresia. *Laryngoscope* 89: 1151-1158, 1979.
- (47) Finitzo-Hieber, T.: Auditory brainstem response, its place in infant audiological evaluations. *Simon Speech Language and Hearing*, 3: 76-87, 1982.
- (48) Arslan, E. et al: Electrocochleography and brainstem potentials in the diagnosis of the deaf child. *International Journal of Pediatric Oto-Rhi-Laryngology* 5: 251-259, 1983.
- (49) Jerger, J. and Mauldin, L.: Auditory brainstem responses to bone-conducted signals. *Archives of otolaryngology* 105: 656-666, 1979.
- (50) Hicks, G.: Auditory brainstem responses: sensory assessment by bone-conduction masking. *Archives of otolaryngology* 106: 392-395, 1980.