



UNIVERSIDAD DE CHILE
FACULTAD DE MEDICINA
ESCUELA DE FONOAUDIOLOGIA

**RELACIÓN ENTRE EL REFLEJO EFERENTE OLIVOCOCLEAR Y EL
RECONOCIMIENTO DE HABLA EN RUIDO**

INTEGRANTES:

Anay Irarrázabal Fernandez
Jeannette Murúa Fredes
Javiera Oporto González
Lukas Salfate Velasquez
Karol Torres Ojeda

TUTOR PRINCIPAL:
Flga. Macarena Bowen Moreno

TUTORES ASOCIADOS:
Dr. Gonzalo Terreros Hernández

METODOLOGA:
Ilse López Bravo

Santiago – Chile
2015



UNIVERSIDAD DE CHILE
Facultad de Medicina
Escuela de Fonoaudiología

**RELACIÓN ENTRE EL REFLEJO EFERENTE OLIVOCOCLEAR Y EL
RECONOCIMIENTO DE HABLA EN RUIDO**

Seminario de Investigación para optar al grado de Licenciado en Fonoaudiología

Autores:

ANAY IRARRÁZABAL FERNÁNDEZ
JEANNETTE MURÚA FREDES
JAVIERA OPORTO GONZÁLEZ
LUKAS SALFATE VELÁSQUEZ
KAROL TORRES OJEDA

Tutores:

FLGA. MACARENA BOWEN MORENO
DR. GONZALO TERREROS HERNÁNDEZ

Santiago, Chile.

2015

AGRADECIMIENTOS

Es debido a muchas personas que se pudo realizar este seminario de investigación y quisiéramos agradecerles a todos ellos.

En primera instancia, quisiéramos agradecer a nuestra tutora, la fonoaudióloga Macarena Bowen por su colaboración a lo largo de este proceso, quien nos dedicó tiempo, nos proporcionó información y orientación en diversos aspectos.

También, queremos agradecer de forma especial a Ximena Hormazábal, docente del área de audiología de la Escuela de Fonoaudiología de la Universidad de Chile, por su gran apoyo, el cual fue clave a lo largo de este proceso, estando siempre disponible para cooperar al momento de cualquier evento, tanto en aspectos práctico como teóricos y, lo más importante, siempre recibiéndonos con una excelente disposición, a pesar de las repetidas veces que fuimos en su búsqueda. Una vez más, muchísimas gracias.

Agradecemos también, a nuestro tutor asociado el Dr. Gonzalo Terreros, quien nos ayudó con los aspectos estadísticos de la investigación y conceptos en relación al sistema eferente auditivo, entregándonos la información pertinente. Gracias por su gran disposición y amabilidad entregada durante las últimas etapas de la investigación.

No podemos dejar de mencionar, al Dr. Adrián Fuente, quien confeccionó y nos permitió utilizar la prueba de habla en ruido con bisílabos, empleada en este seminario de investigación, y también a Ilse López, nuestra asesora metodológica, quien se preocupó de guiar y revisar nuestro trabajo.

Agradecemos a nuestra Escuela de Fonoaudiología, la cual nos otorgó pleno acceso a utilizar el equipo necesario para llevar a cabo las pruebas de evaluación, además de la excelente disposición que mostraron todos y cada uno de los integrantes del personal en relación al proyecto, recibiéndonos siempre con una sonrisa.

Finalmente y por supuesto agradecimientos infinitos a las personas evaluadas en este trabajo, ya que sin ellas hubiera sido imposible lograr esta investigación. También a los amigos y conocidos de los integrantes del grupo, por la paciencia en todo el tiempo que duró este trabajo.

ÍNDICE

INTRODUCCIÓN.....	1
MARCO TEÓRICO	3
Capítulo I: Anatomía y fisiología del Sistema auditivo.....	3
1. Oído externo y oído medio	3
2. Oído interno	4
3. Vías auditivas.....	7
Capítulo II: Sistema eferente	8
1. Sistema olivococlear	8
2. Funciones de sistema auditivo eferente	13
Capítulo III: Emisiones otoacústicas.....	16
1. Emisiones Otoacústicas espontáneas (SOAEs).....	17
2. Emisiones Otoacústicas Provocadas	18
3. Efecto supresión en las OEAs.....	22
Capítulo IV: Discriminación de habla en ruido.....	25
Capítulo V: Relación entre sistema auditivo eferente y discriminación de habla en ruido....	29
HIPÓTESIS.....	36
OBJETIVOS.....	37
I. Objetivos generales	37
II. Objetivos específicos	37
METODOLOGÍA	39
I. Tipo de diseño	39
II. Variables.....	39
III. Operacionalización de variables	40

III. Población y grupo en estudio.....	43
IV. Formas de selección de las unidades de estudio.....	43
V. Procedimientos para obtención de datos.....	45
VI. Instrumento de recolección de datos.....	48
ANÁLISIS DE DATOS.....	49
RESULTADOS.....	50
DISCUSIÓN.....	65
CONCLUSIÓN.....	73
BIBLIOGRAFÍA.....	74
ANEXOS.....	81
ANEXO N°1.....	81
ANEXO N°2.....	84
ANEXO N° 3.....	86

RESUMEN

En distintos estudios se ha tratado de relacionar el sistema auditivo eferente con la discriminación de habla en ruido, no obstante, dada la diversidad de resultados obtenidos en investigaciones respecto al tema, no se ha logrado establecer un consenso dentro de la comunidad científica. El propósito de esta investigación fue demostrar si el reflejo MOC se correlaciona directamente con el rendimiento en tareas de discriminación de habla en ruido. Para esto, se estudió a un grupo de 20 adultos normoyentes entre 20 a 29 años 11 meses de edad, los cuales fueron evaluados a través del registro de emisiones otoacústicas transientes con y sin ruido contralateral y de pruebas de habla en ruido. Con esto se buscaba establecer la relación existente entre el reflejo olivococlear medial y la discriminación de habla en ruido. Los resultados muestran una correlación positiva entre la banda frecuencial 4.5-5.5 KHz y la subprueba HINT con ruido a derecha y HINT con ruido a la izquierda en el oído derecho. Por otro lado se observó una correlación negativa entre la banda frecuencial 1.5-2.5 KHz y la subprueba HINT ruido de frente y HINT compuesto en oído derecho y entre la banda frecuencial 3.5-4.5 KHz y la subprueba HINT ruido de frente y HINT compuesto en oído izquierdo. Debido a los resultados obtenidos, no se pudo corroborar la hipótesis propuesta en la investigación y se discute que factores atencionales, tamaño muestral y estado del equipo utilizado para la medición de TEOAEs pueden incidir en los resultados observados, por lo que se sugiere controlar esta variable en futuros estudios respecto al tema.

ABSTRACT

Although different investigations have tried to explain the relationship between the efferent auditory system and the discrimination of speech in noise, given the diversity of results obtained, it has not been possible to reach a consensus in the scientific community. The purpose of the current investigations is to demonstrate if the MOC reflex directly correlates with the subject's performance in speech in noise tests. To do this, a group of 20 normal hearing individuals between 20 and 29 years 11 months old from both sexes were evaluated through TEOAEs with and without contralateral noise and speech in noise. The results show a positive correlation between the 4.5-5.5 kHz frequency band and the HINT noise right subtest and the HINT noise left subtest in the right ear. On the other hand, a negative correlation was found between the 1.5-2.5 kHz frequency band and the HINT front and the composite subtests in the right ear and the 3.5-4.5 kHz and the HINT front and HINT composite subtest in the left ear. Due to the obtained results, it was not possible to corroborate the hypothesis proposed and it is discussed that attentional factors, the size of the sample and the state of the equipment used to evaluate TEOAEs can have had an impact in the results observed. Controlling this variable is suggested for future studies on the subject.

INTRODUCCIÓN

La audición pertenece a uno de los cinco sentidos del ser humano, sistema que permite percibir los estímulos sonoros del medio ambiente, detectar y conocer el mundo, adquirir el lenguaje oral, además de ser un eficaz mecanismo de alarma (Bonavida, Perelló y Salesa, 2005). Las estructuras implicadas en este, lo vuelven un mecanismo sensorial complejo, que recibe y procesa la información sonora proveniente del medio externo.

El estímulo acústico ingresa y se transmite a través del oído externo y medio, llegando hasta las células receptoras ubicadas en el oído interno, donde ocurre el fenómeno de transducción mecano eléctrica. Luego, continúa por la vía auditiva aferente, que consta de varias estaciones sinápticas que llegan hasta la corteza auditiva. Tras la llegada de la información auditiva a la corteza, el sistema nervioso central realiza mecanismos de control y/o modulación de la entrada de estas señales a través del sistema auditivo eferente, el cual consta de un sistema de vías descendentes que llegan hasta la cóclea (Velluti, R. 2001).

Rasmussen (1946) describió anatómicamente el sistema eferente olivococlear, el cual se origina en el tronco encefálico e inerva la cóclea, y detalla que está compuesto por dos haces de fibras que denominó fibras olivococleares cruzadas y no cruzadas. Posteriormente, Warr y Guinan (1979) describen dos subsistemas denominados haz olivococlear lateral (LOC) que inerva las fibras laterales del nervio auditivo y el haz olivococlear medial (MOC) que inerva las fibras mediales, al cual se le atribuye un rol importante en el fenómeno denominado efecto supresión.

Los hallazgos encontrados hasta el momento, han descrito que el efecto supresión, definido como una disminución en la ganancia coclear, se evidencia cuando se produce la activación del MOC por medio de estímulos auditivos tanto ipsi como contralaterales (Wagner, Frey, Heppelman, Plontke y Zenner, 2008; Fuente, Hormazábal, López y Bowen, 2011; de Boer, Thornton y Klumbholz, 2012; Abdala, Dhar, Ahmad y Luo, 2014).

Collet et. al. (1994) sugieren que el MOC cumple una función de filtro adaptativo no lineal para el procesamiento del habla en ruido, ya que se observó que existen dificultades en la discriminación de habla en ruido de fondo a medida que aumenta la edad, lo que se relaciona con una disminución funcional del MOC. Por el contrario, otras investigaciones han concluido

que no existe relación entre el efecto de supresión y la discriminación de habla en ruido, ya que una mayor amplitud en el efecto de supresión parece no implicar un mejor desempeño en este tipo de tareas de discriminación (Fuente, Hormazábal, López y Bowen, 2010). De Boer, Thornton y Klumbholz en 2012 llegaron a conclusiones similares, encontrando que la activación del MOC induce una reducción de la ganancia coclear, pero que esta no necesariamente mejora el desempeño en tareas de discriminación de habla en ruido, incluso menciona que una fuerte supresión en la amplitud de las emisiones otoacústicas podría empeorar este desempeño.

A través de distintos estudios se ha tratado de relacionar el efecto supresión eferente con el desempeño auditivo en pruebas de habla en ruido, no obstante, dada la gran diversidad de resultados obtenidos en las investigaciones, tanto en animales como en humanos, no se ha logrado establecer un consenso claro dentro de la comunidad científica actual.

Dados los controversiales resultados respecto al rol del sistema eferente en la discriminación de habla en ruido, esta investigación buscó determinar si la magnitud del efecto de supresión contralateral del ruido sobre la amplitud de las emisiones otoacústicas se correlaciona directamente con el rendimiento en tareas de discriminación de habla en ruido en adultos normoyentes de 20 a 29 años 11 meses de edad, con el fin de aportar más información acerca del rol del sistema olivococlear. Para esto, se utilizaron emisiones otoacústicas transientes (TEOAEs) con y sin ruido contralateral, con el objetivo de medir el efecto de supresión. Para evaluar el desempeño de discriminación de habla en ruido se utilizó la prueba Hearing In Noise Test y una prueba de habla en ruido con bisílabos, creada por el Dr. Adrián Fuente. La finalidad del uso de esta última prueba consistió en otorgar mayor sensibilidad a la investigación y proporcionar nueva información a los controversiales resultados obtenidos por los diferentes estudios realizados hasta el momento.

MARCO TEÓRICO

Capítulo I: Anatomía y fisiología del Sistema auditivo

El sistema auditivo comprende una serie de conexiones neurales complejas que tienen como objetivo la transformación de ondas sonoras en señales eléctricas. Estas, a través de diversas vías neuronales, viajan hasta la corteza auditiva, donde es procesada la información para ser integrada a otros sistemas sensitivos y guiar el comportamiento de los individuos (Purves, 2010).

Para que la información acústica sea procesada, debe recorrer una serie de estructuras que se disponen de la siguiente manera desde lo más periférico a lo más central: el oído, el cual está conformado por oído externo, oído medio y oído interno, y las vías auditivas centrales, constituidas por el sistema auditivo aferente y el sistema auditivo eferente (Gómez y Obando, 2006).

1. Oído externo y oído medio

El sonido es captado del medio aéreo a través del oído externo, el cual está compuesto por el pabellón auricular, conducto auditivo externo (CAE) y membrana timpánica. Por un lado, el pabellón auricular cumple una función protectora, localiza sonidos en el plano vertical y actúa como resonador, favoreciendo frecuencias cercanas a los 4500 Hz y por otro lado, el CAE conduce la energía sonora hacia la membrana timpánica, y al igual que el pabellón auricular, posee una función protectora y resonadora, amplificando frecuencias que se encuentran alrededor de los 3000 Hz (Gómez y Obando, 2006; Purves, 2010).

El oído medio está compuesto por tres elementos: cavidades mastoideas, caja timpánica y tuba auditiva, conectándose con el oído externo a través de la membrana timpánica. La caja timpánica es la estructura que contiene la cadena de huesecillos, formada por el martillo, yunque y estribo y el músculo tensor del tímpano y del estribo. La función principal del oído

medio es la adaptación de impedancias, es decir, evita la pérdida de energía que ocurre al transmitir la onda sonora de un medio aéreo a un medio líquido (ambiente del oído interno). Para esto, transforma la presión sonora a través de la diferencia de superficies entre la membrana timpánica y la platina del estribo, el efecto de palanca entre el martillo y el yunque y los patrones vibratorios de la membrana timpánica (Basterra, 2009; Gómez y, Obando, 2006).

2. Oído interno

El oído interno está ubicado en el interior del peñasco del hueso temporal y está formado por un conjunto de cavidades denominadas laberinto óseo, el cual está dividido mediante membranas que conforman las cavidades del laberinto membranoso. En su conjunto forman el laberinto, el cual está compuesto por la cóclea y el vestíbulo, órgano del equilibrio (Basterra, 2009).

La cóclea, es una estructura pequeña con forma de caracol, que se encuentra dividida en compartimentos formando tres rampas llenas de líquidos linfático. Las rampas más externas corresponden a las rampa timpánica y vestibular y entre ellas se ubica la rampa media, estructura que sostiene el receptor auditivo u órgano de Corti (Basterra, 2009; Purves, 2010).

2.1. Órgano de Corti

El receptor auditivo se denomina órgano de Corti y se encuentra sobre la membrana basilar y bajo la membrana tectoria. Esta estructura contiene a las células ciliadas o receptoras y a las células de soporte, las cuales sirven de sostén a las células ciliadas. Estas últimas, presentan estereocilios en su superficie apical, los cuales están unidos mediante puentes glicoproteicos, permitiendo un movimiento en conjunto cuando uno de estos contacta con la membrana tectoria (Basterra, 2009).

2.1.1. Células ciliadas internas (CCI)

Las células ciliadas internas se encuentran organizadas en una hilera y son las encargadas de la transducción de la onda sonora, recibiendo una gran cantidad de fibras aferentes del ganglio espiral (Basterra, 2009).

2.1.2. Células ciliadas externas (CCE)

Grupo celular dispuesto en tres hileras, que recibe gran cantidad de fibras eferentes y tiene como característica fundamental la presencia de proteínas contráctiles en la porción lateral de la membrana celular. Esta proteína se denomina Prestina y se encuentra asociada a una gran cantidad de mitocondrias, otorgándole una capacidad contráctil, característica responsable de la generación de emisiones otoacústicas, y además permite una mayor selectividad y sensibilidad frecuencial de las CCI mediante el mecanismo de amplificación coclear (Basterra, 2009).

2.2. Mecánica coclear

La cóclea posee una organización espacial que permite decodificar la onda sonora según las frecuencias que la componen, otorgándole una distribución tonotópica. Una vez que la onda sonora llega a la ventana oval a través del estribo, la vibración produce cambios de presión en los líquidos endolinfáticos, generando una onda viajera que va desde la base hasta el ápice de la cóclea. Durante su propagación, gracias a las características mecánicas de la membrana basilar, la onda alcanzará un máximo de amplitud en un sitio predeterminado por su frecuencia, proporcionando a los diferentes sitios de la cóclea una mayor sensibilidad y sintonización a frecuencias específicas, alcanzando este máximo de amplitud en frecuencias agudas en las zonas basales de la cóclea y en frecuencias graves en las zonas más apicales (Robles, 2001).

2.3. Mecanismo de amplificador coclear

El amplificador coclear corresponde a un mecanismo biológico activo que se relaciona directamente con la respuesta no lineal de la cóclea, proceso que consiste en la modificación de la sintonización frecuencial de la membrana basilar según la intensidad del estímulo, disminuyendo la sensibilidad a sonidos de alta intensidad y aumentándola para estímulos de baja intensidad. La cantidad de amplificación que proporciona este mecanismo no solo depende de la intensidad, ya que también influye la frecuencia del estímulo sonoro, al otorgar mayor amplificación en zonas basales de la membrana basilar que en zonas apicales (Robles, 2001).

Este mecanismo se encuentra regulado por el haz Olivococlear Medial (MOC), fibras eferentes del sistema auditivo originadas a nivel de tronco encefálico y que inervan principalmente las CCE, por lo que estas células ciliadas son las encargadas de realizar la amplificación necesaria para mejorar la sintonización frecuencial (Robles, 2001). Existen dos teorías sobre los procesos subyacentes a este fenómeno, una de estas le otorga un rol preponderante a los estereocilios dispuestos en la zona apical de estas células y la segunda propone que este mecanismo depende de la motilidad somática resultante de la actividad de la prestina (Géléoc y Holt, 2003; Ashmore, et al., 2010).

La primera teoría sugiere que cuando el movimiento de los estereocilios se produce en fase con el estímulo sonoro, se abren los canales de transducción permitiendo la entrada de calcio a la célula, elemento que desencadena una serie de reacciones químicas que favorecen el movimiento de estos estereocilios y por ende las oscilaciones de la membrana basilar (Robles, 2001; Géléoc y Holt, 2003). En cambio, la otra teoría sugiere que la tarea es llevada a cabo gracias a las características contráctiles de la membrana celular, capacidad denominada electromotilidad, permitiendo su contracción y elongación en respuesta a despolarizaciones e hiperpolarizaciones respectivamente, siendo la prestina la responsable de estos cambios de rigidez. Cabe destacar que para amplificar y sintonizar las vibraciones cocleares, el movimiento ocasionado por la electromotilidad debe ser transmitido a los tejidos adyacentes como el órgano de Corti y membrana basilar (Robles, 2001; Géléoc y Holt, 2003).

3. Vías auditivas

Una vez que las CCI realizan la transducción del sonido, la información acústica ingresa al tronco encefálico a través de los axones que inervan a estas células. Estas fibras dan origen al nervio auditivo, parte del VIII par craneal, el cual se ramifica e inerva las diferentes zonas del núcleo coclear, sitio que corresponde a la segunda estación sináptica (Purves, 2010; Velluti, 2001).

Estas neuronas proyectan vías ascendentes bilaterales que se dirigen hacia la oliva superior, primera estructura que integra y procesa la información proveniente de ambos oídos, permitiendo la localización espacial de la fuente sonora. Esta función es realizada a través del análisis simultáneo de las diferencias de intensidad y de tiempo de la señal acústica que llega a ambos oídos (Basterra, 2009). Un segundo conjunto de vías originadas en el núcleo coclear se dirigen directamente a los núcleos del lemnisco lateral del lado contralateral del tronco encefálico y un tercer grupo se dirige al colículo inferior, estructura que recibe de forma paralela aferencias procedentes del núcleo coclear y lemnisco lateral (Purves, 2010).

Luego, una estación sináptica obligatoria para toda información acústica, es el cuerpo geniculado medial del tálamo, el cual recibe aferencias del núcleo coclear, complejo olivar superior y núcleos del lemnisco lateral y proyecta fibras hacia la corteza auditiva, estructura final que recibe la señal acústica. Esta es la encargada de procesar la información auditiva para luego ser integrada con otros sistemas sensoriales (Basterra, 2009; Purves, 2010). Toda la vía ascendente del sistema auditivo se denomina sistema auditivo aferente y esta se encuentra organizada tonotópicamente desde la cóclea hasta la corteza auditiva, lo que permite llevar a cabo funciones como la discriminación frecuencial (Purves, 2010; Velluti, 2001).

De forma paralela, el sistema auditivo posee fibras que descienden desde la corteza hasta las células receptoras, vía que es capaz de realizar modificaciones a la información sensorial de entrada proveniente de cada oído (Velluti, 2001; Robles y Delano, 2008). Los temas relacionados a sus componentes estructurales, fisiología y funciones serán tratados en el capítulo II: Sistema Eferente.

Capítulo II: Sistema eferente

El sistema auditivo eferente surge en la 5° y 6° capa de la corteza auditiva, lugar en el que se origina el sistema cortico-coclear. Este envía fibras que sinaptan con diversos núcleos del tronco cerebral, hasta llegar finalmente a la cóclea, mediante el sistema olivococlear (Robles y Delano, 2008).

Este sistema utiliza dos circuitos corticales de salida. Un primer conjunto de fibras se dirigen al núcleo geniculado medial del tálamo y otro grupo de vías neuronales se proyectan al colículo inferior, núcleos talámicos no auditivos, el cuerpo estriado y la región latero-dorsal del tálamo (Velluti, 2001 y Robles y Delano, 2008). Las fibras que llegan al colículo inferior, proyectan fibras descendentes que inervan el complejo olivar superior (COS) y la cóclea, dando origen al sistema olivococlear (Velluti, 2001).

1. Sistema olivococlear

El sistema eferente olivococlear surge de grupos celulares provenientes de los núcleos periolivares del COS, los cuales forman el haz olivococlear que viaja junto a la rama vestibular del VIII par craneal (Haines, 2003). Este haz formado por neuronas olivo-cocleares eferentes, permiten al sistema nervioso central controlar la forma en que los sonidos son procesados en la periferia auditiva (Cooper y Guinan, 2006).

Entre los años 1946 y 1960, Rasmussen hizo una primera aproximación de lo que hoy se conoce como el sistema auditivo eferente, describiendo el haz olivococlear cruzado y no cruzado. (Délano, Robles y Robles, 2005). Luego entre los años 1975 y 1979, Warr y Guinan mediante trazadores neuronales retrógrados, lograron dilucidar el origen neuroanatómico de las vías antes mencionadas, sin embargo con el nombre con el que se les conoce actualmente, el haz olivococlear lateral y medial (Terreros, Wipe, León y Délano, 2013). Los cuales serán descritos a continuación:

1.1. Haz olivococlear lateral

El complejo olivococlear lateral (LOC), nombre que recibe el haz olivococlear no cruzado descrito por Rasmussen, está compuesto por un conjunto de fibras amielínicas de pequeño diámetro, procedentes de la zona lateral del COS, que se mantienen dentro de la línea media innervando así la cóclea ipsilateral (Délano, Robles y Robles, 2005). Además se ha observado que las fibras que conforman el LOC, innervan al nervio auditivo viéndose implicados varios neurotransmisores tales como acetilcolina, dopamina, GABA y opioides (Terrerros, Wipe, León y Délano, 2013).

Estudios como el de Groff y Liberman (2003), trabajaron con conejillos de indias donde por medio de la aplicación de shocks eléctricos en algunos sitios del colículo inferior se produjeron efectos cocleares novedosos atribuibles a la activación del sistema LOC: una mejora o una supresión de las respuestas neurales cocleares de larga duración (5 a 20 minutos) (potenciales de acción conjuntos y ruido de la ventana redonda), sin cambios en las respuestas cocleares dominadas por las células ciliadas externas (otoemisiones acústicas y microfónicas cocleares). Estos efectos se diferencian de los clásicos efectos MOC en la independencia de la intensidad y frecuencia del estímulo acústico. Estos efectos desaparecieron al seccionar la totalidad de los eferentes auditivos, pero no desaparecieron luego de lesionar selectivamente grupos neuronales del MOC o la innervación autonómica de la cóclea. Por ende se concluye que el sistema LOC es capaz de inducir lentos aumentos o disminuciones en las magnitudes de la respuesta del nervio auditivo.

También en el estudio de Darrow, Maison y Liberman (2006) se exploró la función del LOC en vivo, destruyendo selectivamente los cuerpos celulares LOC en ratones. En los casos en que se lesionaba el LOC, tras la exposición a un estímulo traumático, los cambios en los umbrales temporales fueron mayores en el oído ipsilateral, pero solo cuando fueron medidos en la respuesta neural. Las mediciones de las células ciliadas externas fueron siempre simétricas bilateralmente, sugiriendo que la vulnerabilidad de las CEE no se encontraba afectada. Las asimetrías entre umbrales de ambos oídos no fueron encontradas ni en controles sin lesiones ni en casos en que no había LOC. Estos resultados sugieren que el LOC modula la

excitabilidad del nervio coclear y protege la cóclea del daño neural durante una injuria acústica aguda.

En cuanto a la activación de este sistema, no se ha evidenciado que el haz LOC pueda ser activado de manera refleja mediante estimulación auditiva (Chambers, Hancock, Maison, Liberman y Polley, 2011).

1.2. Haz olivococlear medial

El haz olivococlear medial está conformado por un conjunto de fibras originadas en el núcleo ventral del cuerpo trapezoide, las cuales cruzan a nivel del piso del IV ventrículo hacia la cóclea contralateral. Sin embargo, existe otro grupo de fibras menos numerosas que se proyectan ipsilateralmente inervando pequeñas partes de la cóclea en la cual convergen (Delano y Robles, 2008).

En cuanto a la conformación de estas vías, los investigadores observaron que a diferencia del LOC, este haz posee fibras mielinizadas que se conectan con las CCE y que utilizan la acetilcolina como su principal neurotransmisor, activando así los receptores nicotínicos procedentes de la membrana basolateral de estas células. Respecto a la activación del haz olivococlear medial, Guinan y Gifford (1988) observaron en mamíferos a través de estimulación eléctrica por electrodos ubicados al nivel del IV ventrículo, un efecto supresor de las fibras eferentes olivococleares sobre las fibras aferentes del nervio auditivo en ausencia de ruido de fondo, evidenciándose además, una disminución en amplitud y/o velocidad del movimiento de la membrana basilar al estimular el haz del MOC. En concordancia con lo antes expuesto por Guinan y Gifford, Galambos en 1956 evidenció que mediante estimulación eléctrica de las fibras del piso del IV ventrículo, se produce una disminución del potencial de acción compuesto del nervio auditivo (suma de potenciales de acción de cada fibra nerviosa del nervio coclear), es decir, una menor cantidad de fibras son excitadas por esta estimulación eléctrica. Por otra parte, Fex en 1959 a través del mismo método, determina que existe un aumento del potencial microfónico coclear (potencial eléctrico que se genera a partir de un estímulo), el cual se

hipotetiza que es producido por las CCE, generando posiblemente un efecto inhibitorio (Delano et al, 2005).

Gracias al trabajo reportado por Sridhar, Liberman, Brown y Sewell (1995), enfocado en la estimulación eferente en cobayos, se vió que el MOC puede cambiar la sensibilidad de la cóclea en escalas de tiempo bastante cortas y posee efectos notables tanto en la mecánica coclear (Mountain, 1980) como en las respuestas de las fibras auditivas al sonido (Wierderhold y Kiang, 1970). Además, según Cooper y Guinan (2006), debido a que el MOC no termina directamente en las fibras auditivas tipo I, sus efectos en el nervio auditivo se deben medir de forma indirecta mediante los cambios en la mecánica coclear.

Debido a que las fibras del haz MOC se encuentran mielinizadas han sido mucho más estudiadas que las fibras del haz LOC, el cual posee fibras amielínicas y por ende, son más difíciles de estimular mediante pulsos eléctricos y registrar una respuesta (Delano et al, 2005).

En relación a lo anterior, también se ha evaluado la funcionalidad del sistema córtico-olivococlear en humanos, como es el caso del estudio de Perrot et al. (2005), en el cual se estudió a pacientes con epilepsia del lóbulo temporal refractaria que necesitaban neurocirugía. En esta investigación, se realizó microestimulación de la corteza auditiva y una medición en paralelo de emisiones otoacústicas (EOAs) al momento de realizar la operación. Allí se pudo constatar una reducción dentro de la amplitud de las EOA al momento de microestimar la corteza auditiva y no así al estimular otras regiones dentro del cerebro. De lo anterior, se puede desprender el rol que cumple la corteza auditiva en cuanto a la modulación de la sensibilidad coclear a través del sistema auditivo eferente (Terreros et al., 2013).

1.2.3. Reflejo olivococlear medial

El reflejo olivococlear medial consiste en la disminución de la respuesta coclear frente a ruido ambiental natural, lo que tiene un efecto anti enmascarante que propicia la recepción de estímulos biológicamente significativos. El efecto que desempeña se puede atribuir a la supresión de la ganancia coclear debido a su acción sobre las células ciliadas internas. Estas,

al recibir información de estímulos acústicos, activan conexiones neuronales procedentes del núcleo ventral posterior, las cuales se relacionan con el sistema olivococlear medial y a través de este mecanismo se reduce la contribución de las células ciliadas externas en relación a la amplificación coclear de una manera específica por frecuencia (Nieuwenhuys, R. Voogd, J. y Van Huijzen, C, 2009).

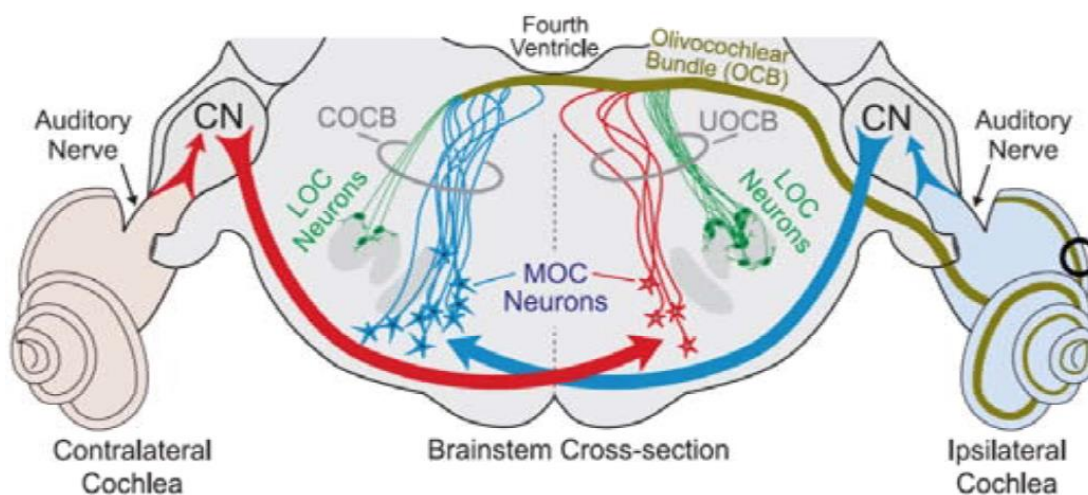


Figura 1. Esquema del sistema olivococlear [adaptado de (Guinan 2006) en Aguilar, 2013]. Izquierda: corte transversal del tronco del encéfalo de gato. Se observa el haz LOC (verde) y el haz MOC (rojo o azul). La vía del reflejo olivococlear ipsi y contralateral para la cóclea derecha es mostrada en azul y rojo respectivamente. En el reflejo olivococlear contralateral, las fibras aferentes del nervio auditivo inervan interneuronas del núcleo coclear postero-ventral, quienes envían axones que cruzan ventralmente la línea media hasta llegar a la porción medial del COS contralateral, el cual viaja a través del haz no cruzado hasta la cóclea. En el caso del reflejo olivococlear ipsilateral, las fibras del nervio auditivo inervan interneuronas del núcleo coclear postero-ventral, axones de estas interneuronas cruzan ventralmente la línea media hasta llegar a la porción medial del COS contralateral, las neuronas del haz olivococlear medial viajan mediante el haz cruzado hasta la cóclea contralateral, por tanto en este caso, las fibras del haz olivococlear cruzado son las que participan en el reflejo ipsilateral.

Es importante destacar que este reflejo puede funcionar como un dispositivo protector que reduce el daño al receptor durante la exposición acústica intensa, por medio de las vías que se dirigen desde los núcleos cocleares ventrales a los núcleos motores del nervio trigémino y facial. Estos constituyen arcos reflejos que vinculan el órgano de Corti con los músculos del martillo y estapedio, los cuales se contraen frente a sonidos de alta intensidad amortiguando la vibración de los huesecillos y protegiendo de esta manera el sistema auditivo (Nieuwenhuys, R. Voogd, J. y Van Huijzen, C, 2009).

2. Funciones de sistema auditivo eferente

Aún no se ha logrado llegar a un consenso claro con respecto a las funciones que cumple el sistema auditivo eferente, debido a que los resultados de los diversos experimentos realizados en relación al tema resultan confusos e incluso contradictorios (Delano et al, 2005). Sin embargo se han propuesto una serie de hipótesis y entre ellas podemos encontrar:

a. Protección frente a ruido

En el estudio realizado por Maison, Luebke, Liberman y Zuo (2002) se observó que el MOC posee un rol protector frente a estímulos auditivos de alta intensidad mediante el receptor nicotínico $\alpha 9$ ubicado en las CCE, disminuyendo así la probabilidad de daño. Específicamente, la función de este constituyente del sistema eferente consta en reducir los cambios temporales de umbral (TTs), luego de la exposición de manera breve a sonidos de alta intensidad (Maison y Liberman, 2000 en Delano et al., 2008). En el momento en que la acetilcolina se une a los receptores nicotínicos afines, provoca una hiperpolarización de la membrana celular de las células ciliadas, viéndose reducida la movilidad de la membrana basilar y por consiguiente una reducción de la estimulación aferente (Ciuman, 2010; Dvorkin, Cardinali y Lermoli, 2010). Además se ha propuesto que el LOC también tendría un papel activo frente a la protección contra ruido por medio de la liberación de dopamina, generando una regulación de la actividad post-sináptica glutamatérgica de las CCI, ya que cuando este neurotransmisor es

liberado en grandes cantidades producto de la exposición a sonidos muy fuertes, ocurre una inflamación de las fibras del nervio auditivo (Delano et al., 2008).

b. Regulación selectiva de frecuencia

La vía eferente MOC, reduce principalmente el potencial de los receptores de las CCI en el sitio de más alta selectividad frecuencial según corresponda. Las frecuencias desde 1000 a 4000 Hz son las que se ven mayormente suprimidas en el efecto de estimulación contralateral, dado que las neuronas olivococleares dopaminérgicas se encuentran casi exclusivamente en las zonas tanto cocleares como del complejo olivar superior asociadas a dichas frecuencias (Ciuman, 2010).

c. Rol anti-enmascarante

Se ha sugerido que el sistema eferente puede mejorar la respuesta neural en relación al estímulo auditivo percibido en presencia de ruido enmascarante. Diversos estudios tanto en animales como en humanos, apoyan esta función asociada al sistema eferente, que en humanos posee un rol importante, ya que ayudaría a la detección y discriminación en ambientes ruidosos. En estudios realizados a conejillos de indias, quedó demostrado que las fibras olivococleares del cuarto ventrículo mediante estimulación eléctrica, producen un efecto anti-enmascarante, incrementando la respuesta neural a los estímulos clicks en presencia de ruido (Delano et al., 2008). Esto ocurre gracias al cambio contractilidad de las CCE, aumentando en consecuencia su umbral de respuesta y derivando en una disminución de la sensibilidad de las CCI, generando así el efecto anti-enmascarante sobre los ruidos de fondo. No obstante, el sistema eferente posee otro mecanismo anti-enmascarante el cual está mediado por la activación del reflejo estapedial que rigidiza la cadena de huesecillos y en consecuencia atenúa las señales percibidas (Sánchez y Merchán, 2007; Liberman y Guinan, 1998).

d. Modulación de la sensibilidad coclear por atención selectiva

En estudios realizados en chinchillas, se observó un aumento de la amplitud de las microfónicas cocleares (MC) y a su vez una reducción del potencial de acción compuesto (PAC) al momento de prestar atención a los estímulos visuales presentados, dándose así una reducción de la sensibilidad coclear. Estos hallazgos concuerdan con los reportados por los estudios de Oatman en gatos en los años 1971 y 1976 (Delano, Elgueda, Hamame y Robles, 2007). Además, es importante mencionar que en el estudio realizado por Delano et. al. (2007), la reducción de la sensibilidad coclear se daba por breves segundos, sin embargo para tareas de atención más exigentes el efecto provocado tenía mayor duración (Delano et al., 2008).

e. Modulación de señales en fases sueño-vigilia

Se ha visto en estudios en conejillos de indias, que por medio de estímulos click y tonos burst, tanto las microfónicas cocleares como el potencial de acción compuesto, varían en relación al estado en el que se encuentren (sueño-vigilia) y además también se modifican dependiendo de la fase de sueño por la que estén cursando (Velluti, Pedemonte y García-austt, 1989; Delano et al., 2008).

En síntesis, a partir de las funciones descritas del sistema auditivo eferente, es posible concluir que este opera como un mediador entre los estímulos percibidos por el sistema auditivo aferente y el sistema nervioso, el cual está encargado de liberar los neurotransmisores que gatillan los procesos de modulación de información en relación a las señales acústicas percibidas del ambiente, procesándolas en distintos niveles. Sin embargo, aún existen ciertas funciones del sistema eferente en relación a la audición que representan una incógnita para la comunidad científica (Delano et al., 2008).

Capítulo III: Emisiones otoacústicas

Las emisiones otoacústicas (EOAs) son sonidos de origen coclear de baja intensidad que pueden ser registradas mediante un micrófono en el CAE y son provocadas por el movimiento de las CCE, las cuales responden durante y después de una estimulación auditiva externa (Kemp, 2002).

El primero en describir estas respuestas fue David Kemp en 1978, físico británico que durante los años 70 realizó estudios relacionados con psicoacústica y la fisiología de la función coclear, los cuales confirmaron la presencia de mecanismos activos de la cóclea (Dhar y Hall, 2012). En relación al estudio de estos mecanismos y basándose en el modelo teórico propuesto por Gold en 1948, publicó entre los años 1978 y 1980 una serie de estudios que utilizaban distintos tipos de estímulos para evocar estas respuestas tanto en oídos afectados como en sanos, en los cuales pudo describir tanto sus características como su posible origen y trayectoria (Prieve y Fitzgerald, 2002).

En la actualidad, las EOAs se asocian a una respuesta activa de la cóclea considerada como una secuencia invertida, donde las configuraciones de movimientos creados en la estructura intracoclear causan desplazamientos de la cadena de huesecillos y membrana timpánica, los cuales son registrados en el CAE con un micrófono sensible a sonidos débiles, como emisiones de energía acústica provenientes de la cóclea (Suarez y Velluti, 2001). Lo que indica que la presencia y el registro de estas respuestas, depende de la viabilidad y condición tanto de oído interno, oído medio y oído externo.

Según David Kemp (2002) las emisiones otoacústicas son consideradas producto del amplificador coclear, mecanismo único y vulnerable que contribuye de forma importante en la sensibilidad y discriminación de la audición. Debido a esto, entenderlas se vuelve importante no solo porque pueden informar sobre la mecánica coclear activa, sino porque también pueden medirse fácilmente en humanos para ser usadas en el protocolo diagnóstico que defina el origen de la pérdida auditiva (Siegel, 2008). Por lo tanto, las EOAs son consideradas una

prueba simple, eficiente, sencilla y no invasiva en humanos, útil para detectar y caracterizar la función auditiva periférica y su disfunción (Kemp, 2002).

Tradicionalmente las EOAs se han clasificado en dos tipos: Emisiones Otoacústicas espontáneas (SOAEs) y Emisiones Otoacústicas Evocadas (EOAEs), las cuales se diferencian en la necesidad de presentar un estímulo para registrar las respuestas deseadas.

1. Emisiones Otoacústicas espontáneas (SOAEs)

Las SOAEs son aquellas respuestas provenientes de la cóclea que se producen y se pueden medir en ausencia de un estímulo conocido aplicado al oído, es decir, sin estimulación acústica externa (Prievé y Fitzgerald, 2002). Aparecen como señales de tono puro, las cuales pueden entenderse como energía en una o más frecuencias (SOAEs múltiples) emitidas por el oído normal (Hall, 1999; Prievé y Fitzgerald, 2002) que pueden llegar incluso a los 40-60 dB (Siegel, 2008).

Por un lado, la presencia de las SOAEs sugiere que la sensibilidad auditiva es normal en las inmediaciones de la frecuencia de la emisión, ya que no se logran registrar en oídos con pérdidas auditivas mayores a 25 ó 30 dB (Gomez y Casas, 2006). Hay que tomar en cuenta factores como sexo y oído evaluado, ya que influyen en el registro de estas, al observar una mayor presencia de SOAEs en mujeres (Moulin, Collet, Veuillet y Morgon, 1993) y en el oído derecho (Robinette, 2003). Pero por otro lado, es importante destacar que la ausencia de las mismas no implica disfunción coclear (Hall, 1999), ya que estas respuestas sólo están presentes en el 50% de los sujetos con audición normal para su edad, por lo que su utilidad clínica es bastante limitada (Basterra, 2009).

2. Emisiones Otoacústicas Provocadas

Son aquellas que requieren de una estimulación acústica externa para que sean evocadas y registradas. Existen tres tipos de estas respuestas provocadas: Emisiones Otoacústicas Transientes, Producto Distorsión y Estímulo Frecuencial (Hall, 1999).

2.1. Emisiones otoacústicas transientes (TEOAEs)

Fueron el primer tipo de emisiones otoacústicas descubiertas y descritas en la literatura por Kemp en 1978 (Prieve y Fitzgerald, 2002). Se les atribuyó este nombre debido a que son respuestas que se evocan mediante un estímulo breve, como click o tono burst, que es presentado al oído y que genera una respuesta proveniente de las CCE, la cual es registrada en un breve periodo de tiempo, cercano a los 20 mseg (Prieve y Fitzgerald, 2002; Gómez y Casas, 2006).

Los estímulos utilizados para evocar las TEOAEs son presentados entre los 60 y 80 dB SPL, los cuales al momento de analizar la respuesta obtenida, deben separarse de los sonidos de baja intensidad provenientes de la cóclea, ya que ambos estarán presentes en el conducto auditivo al momento del registro (Probst y Harris, 1997). Luego de esto, usualmente las TEOAEs son evaluadas en términos de amplitud de la respuesta (en dB SPL), porcentaje de reproductibilidad, que se refiere a cuán bien se correlacionan las señales registradas entre ellas, y la relación señal ruido (Prieve y Fitzgerald, 2002).

En relación a las características de las TEOAEs, Kemp (1978) observó que los componentes de la respuesta evocada emergen en tiempos distintos, debido a que las frecuencias altas que componen la respuesta tienen menor latencia que las frecuencias bajas (Prieve y Fitzgerald, 2002) y por lo tanto, aparecen y se registran primero.

Por otro lado, la respuesta frecuencial que estas respuestas presentan depende, entre otros factores, del estímulo utilizado para evocarlas. En el caso del estímulo click, este usa una banda ancha de frecuencias para activar la cóclea completa de forma simultánea y luego las

TEOAEs evocadas son agrupadas en bandas frecuenciales para así distinguir respuestas separadas de distintas partes de la cóclea (Kemp, 2002). En cambio, al usar tono burst, se puede evaluar una región específica de la cóclea, debido a que se trata de un estímulo que posee frecuencias centrales específicas acompañadas de otras frecuencias cercanas que restringen la región frecuencial de la respuesta, lo que puede ser útil para propósitos específicos (Probst y Harris, 1997).

Es importante destacar que la amplitud de las TEOAEs fluctúa ampliamente entre individuos (Prieve y Fitzgerald, 2002) y que existen otros factores que influyen de forma transversal, estos son la intensidad del estímulo y ciertas características personales del individuo.

En relación a la intensidad del estímulo, este se debe al hecho de que la cóclea responde distinto a diferentes intensidades de sonido, ya que al presentar un estímulo de baja y moderada intensidad su crecimiento es lineal, en cambio al utilizar altas intensidades (50 a 80 dB SPL dependiendo del estímulo ocupado) ocurre un crecimiento no lineal y se satura. Se describe también, que a medida que la intensidad del estímulo va en aumento en estas altas intensidades, se puede evidenciar un pequeño o ningún aumento en la amplitud de las TEOAEs (Prieve y Fitzgerald, 2002).

Por otro lado, en relación a las características del individuo, uno de los factores que incide en la amplitud de las TEOAEs es la edad, ya que se ha descubierto que los niveles de estas respuestas disminuyen a medida que el individuo va creciendo (Uribe y Durand, 2005; Moulin et. al., 1993; Robinette, 2003). Esto, se puede observar en estudios como el de Vinck, Van Cauwenberge, Corthals y De Vel (1998) donde se encontró que la amplitud de TEOAEs en recién nacidos es habitualmente mayor que en adultos. Otros factores que influyen son el sexo y el oído evaluado, debido a que se han hallado mayores niveles de TEOAEs en mujeres y en oídos derechos (Moulin et. al., 1993; Robinette, 2003).

Según los hallazgos mencionados por Kemp (2002), las respuestas de las TEOAEs son más fuertes y fáciles de detectar en la banda de frecuencias primaria del habla, 1-4 kHz. Agrega también, que en oídos jóvenes las TEOAEs pueden extenderse hasta 6-7 kHz, pero que en

muchos oídos adultos clínicamente normales se presentan TEOAEs débiles (menos de 3 dB SPL) sin respuesta sustancial sobre los 4 kHz.

Varios investigadores (Probst y Harris, 1997; Vinck et.al, 1998; Kemp, 2002) mencionan que las TEOAEs se encuentran siempre presentes en individuos que poseen umbrales auditivos igual o bajo los 20 dB HL y, que en casos de pérdidas auditivas sensorineurales de predominio sensorial que dejan a los individuos con umbrales de 40 dB HL o más, las TEOAEs están siempre ausentes. Lo que sugiere que las TEOAEs son altamente sensibles a patologías cocleares.

Por último, debido a las características ya mencionadas, este tipo de emisiones otoacústicas son altamente utilizadas a nivel clínico ya que están presentes en la totalidad de los sujetos normoyentes, además de ser de realización rápida e interpretación sencilla (Basterra, 2009).

2.2 Emisiones otoacústicas por producto distorsión (DPOAEs)

Las DPOAEs son consideradas como uno de los resultados del comportamiento no lineal de la cóclea (Prieve y Fitzgerald, 2002). Estas corresponden a respuestas elicitadas mediante la presentación simultánea de dos tonos puros cercanos en frecuencia, cuya relación dentro de la cóclea genera nuevos componentes acústicos frecuenciales (Kemp, 2002).

Las frecuencias usadas para estimular reciben el nombre de “f1” y “f2”, cuya relación $f2/f1$ es de 1,22, donde f2 es la frecuencia más alta y sus intensidades correspondientes toman el nombre de “L1” y “L2” respectivamente, los cuales se diferencian en 10 dB, siendo L1 de mayor intensidad. Cuando estas interactúan, generan respuestas en frecuencias predecibles debido a la relación matemática producida por la combinación de ambos estímulos primarios (Probst y Harris, 1997), las cuales reciben el nombre de productos de distorsión. De estas emisiones producto de distorsión, la que presenta mayor amplitud es $2f1-f2$ y debido a ello es la más investigada. Particularmente es utilizada para propósitos clínicos, ya que se mide al realizar pruebas de especificidad frecuencial de la función coclear (Prieve y Fitzgerald, 2002; Probst y

Harris, 1997). Por lo tanto, al hablar de presencia de DPOAEs se referirá a esta frecuencia en particular.

Las DPOAEs se consideran presentes si su amplitud se encuentra a 3 dB o más sobre el nivel de ruido circundante o si su amplitud excede en dos desviaciones estándar sobre el promedio del nivel de ruido (Prieve y Fitzgerald, 2002). Esta respuesta varía entre individuos, sin embargo, la amplitud típica de producto de distorsión reportada para adultos va en el rango de 45 a 75 dB bajo el nivel de equivalencia de los tonos primarios (Pinochet, Alegría, Romero y Cañete, 2012).

Al igual que en las transientes, la amplitud de las DPOAEs varía dependiendo del oído evaluado, dado que en el oído derecho se obtienen mayores respuestas, del sexo del individuo, debido a que se han encontrado mayores niveles de respuestas en mujeres (Engdahl, 2002), y de la edad, ya que en recién nacidos se registran mayores niveles de DPOAEs que en adultos, pero aún no hay consenso en relación a la forma en que cambian (Prieve y Fitzgerald, 2002; Engdahl, 2002).

El medir las DPOAEs se considera más adecuado para investigaciones avanzadas en pacientes adultos, a pesar de que su análisis sea complejo y su interpretación difícil (Kemp, 2002). Su mayor ventaja es que pueden ser distinguidas fácilmente de los tonos de los estímulos presentados con un análisis de banda estrecha porque las respuestas provienen de diferentes frecuencias (Siegel, 2008). Además, cabe destacar que esta técnica es más flexible y potencialmente más poderosa que el análisis de TEOAEs, lo que permite un rango frecuencial útil más amplio (Kemp, 2002).

2.3 .Emisiones otoacústicas estímulo frecuencial (SFOAEs)

Las SFOAEs son respuestas del oído interno evocadas mediante un tono puro constante presentado a un nivel de intensidad menor y que va variando lentamente en frecuencia (Hall, J, 1999).

Según Probst y Harris (1997) son consideradas las EOAs más difíciles de medir debido a que su frecuencia es la misma que las del estímulo que las elicit, lo que requiere que se usen otros métodos para extraer el componente proveniente de la cóclea. Otra desventaja que mencionan es que deben ser tomadas cuando el paciente está extremadamente quieto, lo cual es poco realista en la clínica. Además no ha sido probado que estas respuestas entreguen información única suficiente para garantizar la sedación del paciente para obtener las medidas. Por último, agregan que no hay instrumentación comercial disponible para registrarlas.

Son indudablemente las EOAs más específicas de todos los tipos (Prieve y Fitzgerald, 2002), pero debido a la dificultad que presentan para su estudio, son las menos investigadas (Hall, J., 1999).

3. Efecto supresión en las OEAs

Fenómeno evidenciado en humanos a través de investigaciones que estudiaron el impacto que provoca la estimulación contralateral en SOAES (Mott, Norton, Neely y Warr, 1989), TEOAEs y DPOAEs (Collet, Kemp, Veuillet, Duclaux, Moulin y Morgon,1990). En este último, los investigadores observaron que las TEOAEs y DPOAEs disminuyen significativamente su amplitud al aplicar ruido blanco contralateral a intensidades mayores a 30 dB SPL, atribuyendo el evento a la acción que ejerce el sistema eferente mediante el haz MOC en la micromecánica coclear, al recibir las CCE las fibras eferentes provenientes del complejo olivar superior contralateral.

Desde que se comenzaron a realizar estas pruebas, se ha demostrado que la actividad del MOC puede ser medida de forma no invasiva mediante la estimulación contralateral durante el registro de las EOAs (Kim, Frisina y Frisina, 2006).

En variados estudios, se ha reportado la variabilidad existente en la magnitud del efecto de supresión (también denominado reflejo MOC) entre sujetos normoyentes (Collet et al, 1990; Giraud, Collet, Chery-Croze, Magnan y Chays, 1995) abarcando un rango entre los 0.5 a 3 dB (Kemp, 2002). Además, se ha demostrado que la magnitud obtenida depende de una serie de factores como edad, estímulo utilizado para obtener las OEAs, intensidad y tipo de ruido usado (Collet et al., 1990; Hood, Berlin, Hurley, Cecola y Bell, 1996; Kepler et al., 2010).

En relación a la edad, se ha visto que a medida que esta aumenta, el efecto de supresión disminuye, evento que se ha demostrado tanto en TEOAes y DPOAes (Siegel, 2008; Kepler, et al., 2010). De igual manera, la lateralidad puede ser un factor influyente, ya que se han obtenido diferencias entre oídos en la magnitud del efecto de supresión en DPOAes y TEOAes, alcanzando valores superiores en el oído derecho en sujetos diestros (Philibert, Veuillet y Collet, 1998; Atcherson, Martin y Lintvedt, 2008; Siegel, 2008). Por otro lado, en personas zurdas no se han encontrado diferencias entre oídos (Siegel, 2008). Además, se ha observado que la magnitud del efecto de supresión se reduce al momento de intervenir la atención selectiva en el oído en el cual se aplica el estímulo, evidenciando la acción del control cortical en el reflejo MOC (de Boer y Thornton, 2007).

Según Ciuman (2010), las frecuencias en las que se evidencia mayor efecto de supresión en OEAs, se encuentran en el rango que abarca los 1000 Hz y 4000 Hz. Además, se ha descrito que el el reflejo MOC ocurre de forma sintonizada a frecuencias específicas que inhiben la ganancia del amplificador coclear, hecho que se asocia a funciones de protección ante un trauma acústico y atención selectiva (Lieberman y Guinan 1998; Garinis, Glatke y Cone, 2010).

El rol que juega el haz MOC en las OEAs frente la exposición a ruido contralateral, también ha sido demostrado mediante estudios en personas sometidas a la sección completa o parcial del nervio vestibular (Williams, Brookes y Prasher, 1994; Giraud, Collet, Chery-Croze, Magnan y

Chays, 1995). En estos pacientes se ha evidenciado la ausencia o disminución del efecto de supresión frente a la estimulación contralateral, debido a que las fibras eferentes que se dirigen al órgano de corti, cursan junto al VIII par craneal en el sitio en el cual se realizó la sección, confirmando la hipótesis planteada por Collet et al. en 1990 en relación a la participación de sistema eferente en el efecto de supresión en las OEAs.

Capítulo IV: Discriminación de habla en ruido

De acuerdo a la American Speech-Language-Hearing Association (2005), el procesamiento auditivo central se define como la efectividad y eficiencia con la cual el Sistema Nervioso Central (SNC) utiliza la información auditiva, más específicamente, es el procesamiento de la información auditiva en el SNC y la actividad neurobiológica que se encuentra a la base a ese procesamiento y da origen a los potenciales auditivos electrofisiológicos.

El procesamiento auditivo central incluye los mecanismos auditivos que subyacen a las habilidades de localización y lateralización del sonido, la discriminación auditiva, el reconocimiento de patrones auditivos, aspectos temporales de la audición (entre los que se encuentran la integración temporal, la discriminación temporal, el ordenamiento temporal y el enmascaramiento temporal) y el rendimiento auditivo en presencia de señales acústicas competitivas y degradadas (ASHA, 2005).

Dentro de la habilidad de rendimiento auditivo en presencia de señales acústicas competitivas, se encuentra la discriminación de habla en ruido. Sin embargo, esta no solo se ve afectada por procesos centrales sino que también por mecanismos periféricos. Esto se demuestra a través del diverso número de estudios que vinculan el funcionamiento del sistema eferente con cambios en el desempeño en tareas de discriminación de habla en ruido (Kawase, et al., 1993; Liberman y Guinan, 1998; de Boer, Thornton y Klumbholz, 2012).

Las imperfecciones en el canal de comunicación como estímulos competitivos, ruido, reverberación, entre otros, pueden eliminar, enmascarar y distorsionar la información que otorga la señal del habla (Assman y Summerfield, 2004). El habla es un medio altamente eficiente para comunicar información bajo condiciones adversas ya que combina formas estratégicas de redundancia que minimizan la pérdida de información, mientras que, por otro lado, los oyentes con audición normal recurren a una gran variedad de estrategias lingüísticas y perceptuales para superar estos efectos (Assman y Summerfield, 2004).

Cuando el habla está enmascarada por un ruido de banda ancha de espectro uniforme, su inteligibilidad es una relación lineal de la Relación Señal Ruido (RSR) mientras el ruido sea mayor a 40 dB SPL. Para personas con audición normal, la comunicación no se ve afectada a menos que la RSR alcance menos de +6 RSR y el rendimiento sigue siendo mayor al que se alcanzaría por azar hasta una RSR de - 18 (Assman y Summerfield, 2004).

Existen diversas pruebas para evaluar la discriminación de habla en ruido. Entre ellas se encuentran las pruebas Hearing in Noise Test (HINT), Speech in Noise Test (SIN), Quick Speech in Noise Test (Quick SIN), Words In Noise Test (WIN) y Bamford-Kowal-Bench Speech-in-noise Test (BKB-SIN) (Wilson, McArdle y Smith, 2007). Estas pruebas son evaluadas en términos de la relación señal ruido necesaria para obtener un 50% de reconocimiento correcto (Wilson et al., 2007). Este aumento de la relación señal ruido necesaria para que el oyente obtenga el 50% de palabras, oraciones o palabras dentro de oraciones de forma correcta en comparación con el desempeño normal, se denomina pérdida RSR (Killion, Niquette y Gudmundsen, 2004).

La relación entre la RSR y la inteligibilidad del habla depende del contexto (es decir, de si los estímulos son sílabas sin sentido, palabras u oraciones, etc), de la cantidad de estímulos y la entropía asociada con los ítems a ser identificados (Assman y Summerfield, 2004). Las grabaciones de las muestras en las distintas pruebas difieren en los hablantes, el tipo de ruido de fondo, paradigmas físicos y en el nivel de contexto dado al estímulo objetivo, sin embargo, el efecto de estas diferencias en el desempeño de los sujetos no es claro (Wilson et al., 2004).

Al diseñar una tarea de discriminación de habla en ruido, el utilizar palabras monosilábicas con niveles de intensidad uniformes no es representativo del habla en el mundo real y no representa adecuadamente los efectos de la coarticulación (Killion et al., 2004). De forma similar, un nivel constante de ruido de fondo, aunque es fácil de construir y reproducir, no es lo que las personas encuentran típicamente en sus ambientes cotidianos (Killion et al., 2004). Además, en tareas de identificación sin alternativas de respuesta, la predictibilidad de las palabras dentro de una oración es un factor significativo (Assman y Summerfield, 2004).

La SIN test combina oraciones con el murmullo de cuatro personas conversando con 5 oraciones por cada nivel de RSR. Cada oración contiene cinco palabras clave que son evaluadas como correctas o incorrectas. Cabe decir que muchos la consideran demasiado larga como para la aplicación clínica (Killion et al., 2004).

La Quick SIN Test contiene doce listas equivalentes para evaluar sujetos con audición normal y con dificultades auditivas. Es eficiente en el tiempo ya que la aplicación de una lista toma aproximadamente 1 minuto. Además, promediar la aplicación de distintas listas mejora la confiabilidad de la prueba (Killion, 2004).

Tanto las pruebas BKB-SIN, HINT y QuickSIN utilizan de estímulo oraciones, pero en las dos primeras las oraciones entregan mayor contexto semántico. Por otro lado, BKB-SIN, HINT y QuickSIN contienen tanto palabras monosilábicas como polisilábicas, mientras que la prueba WIN solo contiene monosílabos (Wilson et al., 2007).

La prueba HINT fue creada originalmente para el idioma inglés, pero actualmente se han desarrollado versiones para otros idiomas, incluido el español (Weiss y Demsey, 2008). Entre estas otras versiones de HINT se encuentran la prueba HINT para español latinoamericano y la prueba para español castellano (Hochtmuth et al., 2012).

La prueba HINT para español latinoamericano se creó para que fuera utilizada en todos los países hablantes de español en latinoamérica (Barón de Otero, Brik, Flores, Ortiz y Abdala, 2008). Para su desarrollo se extrajeron oraciones de 4 a 8 palabras desde libros infantiles y desde la traducción de la versión en inglés americano de la prueba HINT para niños, quedando conformada por 12 listas de 20 oraciones cada una. Por otro lado, la prueba HINT para español castellano está constituida por 12 listas de 20 oraciones traducidas y adaptadas de la prueba HINT para inglés americano (Huarte, 2008).

Hochtmuth et al. (2008) crearon una matriz de oraciones en español para evaluar el umbral de reconocimiento del habla en ruido. Desde esta matriz se pueden formar al azar listas de 10 oraciones con igual estructura sintáctica compuestas cada una por un nombre, un verbo, un

numeral, un objeto y un adjetivo. A diferencia de oraciones de uso cotidiano, las oraciones creadas a partir de esta matriz no difieren sintácticamente y son semánticamente impredecibles por lo que una palabra no puede ser deducida a partir del contexto.

En síntesis, la discriminación de habla en ruido es una habilidad en la que se ven involucrados tanto mecanismos periféricos del sistema auditivo como procesos auditivos centrales. Ya que en la vida cotidiana el habla se suele percibir en conjunto con estímulos auditivos competitivos como el ruido, la habilidad para discriminarla toma especial importancia. Es por esto que se han desarrollado distintas pruebas para evaluar esta habilidad que difieren en el tipo y cantidad de estímulos a identificar, en el tipo de ruido de fondo y en la lengua para la cual fueron creadas.

Capítulo V: Relación entre sistema auditivo eferente y discriminación de habla en ruido

La relación entre el sistema auditivo eferente y la discriminación de habla en ruido, es un tema que ha captado el interés de los investigadores desde el siglo pasado. Ya desde la década de los 90 se tiene conocimiento del rol anti-enmascarante del haz Olivococlear Medial, el cual consiste a grandes rasgos en la restauración de la respuesta a la señal transitoria, debido a la disminución del grado de adaptación del nervio (Kawase, et al., 1993; Liberman y Guinan, 1998).

Kawase y Liberman (1993a) realizaron investigaciones con gatos anestesiados o descerebrados, en las cuales compararon el procesamiento de la señal en dos modalidades: con y sin ruido contralateral y antes y después de cortar el haz olivococlear. A partir de esto, observaron que el potencial de acción conjunto (CAP) aumentó al añadir ruido contralateral a niveles de presión sonora moderados en tonos de alta frecuencia entre 8-16 kHz, mientras que por otro lado disminuyó en frecuencias bajas entre los 2-8 kHz. Además, hallaron que al cortar el haz olivococlear, disminuyen las amplitudes de CAP para los tonos enmascarados y no advirtieron diferencias para los tonos no enmascarados. Los investigadores proponen que los resultados pueden ser explicados a través de la activación de las fibras mediales del haz olivococlear, ya que este disminuye el nivel adaptación del nervio auditivo y por ende la tasa de descarga al ruido enmascarante, aumentando la respuesta elicitada por una señal de corta duración en presencia de este ruido, efecto que actúa tanto en tareas de detección como de discriminación.

Continuando con otras investigaciones realizadas en gatos por estos mismos investigadores (Kawase y Liberman, 1993b), se comparó las respuestas de fibras nerviosas auditivas unitarias frente a tonos burst dentro de un continuo ruido enmascarante con y sin la presencia de un ruido contralateral para activar el haz olivococlear. Los autores observaron que al adicionar este ruido contralateral se producía un aumento en la tasa de descarga a los tonos burst enmascarados y una disminución en la tasa de descargas al enmascarador ipsilateral, fenómeno que puede ser explicado en base a una disminución en el nivel de adaptación causada por la disminución de la respuesta continua a un enmascarante, resultados que permiten especular sobre los efectos perceptivos del haz olivococlear.

En un estudio realizado en adultos jóvenes normoyentes por Micheyl y Collet (1996) que buscaba dilucidar el rol del haz olivococlear medial en cuanto al funcionamiento de este y su relación con las habilidades de detección con ruido de fondo, encontró que existía una relación entre la atenuación contralateral de TEOAEs y detección en ruido solo para la condición de presentación del tono de 2 kHz con ruido contralateral. A partir de todos los datos recopilados en este estudio, se llegó a dos importantes conclusiones: primero, que el haz olivococlear medial induciría una disminución de las funciones del nervio auditivo, restaurando parcialmente la sensibilidad de las fibras de este, pudiendo ajustarse a los cambios en el nivel de estimulación que provoca el ruido de fondo. Segundo, que este haz está implicado en la detección de tonos en ruido solo cuando está presente de forma contralateral o en ruido de fondo, lo cual concordaría con el gran porcentaje de fibras auditivas que decusan dentro del sistema auditivo.

Kirk y Smith (2003) realizaron un estudio en el que se ponía en duda la hipótesis de que el sistema MOC haya evolucionado para proteger el órgano de Corti de ruido ambiental potencialmente dañino, ya que a través del sondeo de niveles de ruido en diversos ambientes naturales encontraron que incluso los ambientes naturales más ruidosos no son lo suficientemente intensos como para que se haya seleccionado evolutivamente como sistema protector. Además, sugieren que debido a que la combinación de viento y agua aseguran que en casi todos los ambientes naturales se encuentre ruido de baja intensidad y banda ancha, el mayor problema que originaría este ruido natural sería el enmascaramiento de señales acústicas biológicamente relevantes. Esto, apoyaría la teoría de que el sistema MOC evolucionó como mecanismo para desenmascarar los estímulos acústicos significativos a través de la reducción de la respuesta coclear a ruido simultáneo de baja intensidad.

En la última década, las investigaciones se han centrado en dilucidar la relación existente entre la acción del haz olivococlear medial y la discriminación de habla en ruido, llegando a diferentes conclusiones. Por un lado, algunos estudios confirman la presencia de una relación entre el efecto de supresión de OEAs y la discriminación de habla en ruido, pero difieren en el tipo de correlación entre ambas (Kim, Frisina y Frisina, 2006; de Boer, Thornton y Klumbholz, 2012),

mientras que otras investigaciones no identifican ningún tipo de relación entre ellas a partir de sus resultados (Wagner, Frey, Heppelman, Plontke y Zenner, 2008).

La relación entre estas dos variables, se ha estudiado en pacientes con sección del nervio vestibular y personas con dificultades en el procesamiento auditivo (Giraud, et al., 1997; Muchnik, et al., 2004). En relación a la primera población, Giraud, et al. (1997), investigaron el rol del feedback eferente en la inteligibilidad del habla en ruido y compararon los resultados obtenidos con sujetos con audición normal. En sus resultados, encontraron una mejora en la inteligibilidad del habla en ruido en presencia de ruido contralateral (la cual estaba casi ausente en los pacientes con sección vestibular) y hallaron una correlación entre esta y la fuerza del feedback olivococlear, sugiriendo que el sistema eferente olivococlear juega un rol anti-enmascarante en la percepción del habla en ambientes ruidosos. Con respecto a la segunda población, existen estudios que han investigado la actividad del haz Olivococlear Medial en niños con dificultades en el procesamiento auditivo central (DPAC), los cuales se caracterizan por presentar un bajo desempeño en tareas con señales acústicas degradadas y/o competitivas. Muchnik, et al. (2004) compararon a niños con y sin DPAC en el rendimiento en TEOAEs con ruido contralateral, para determinar si la actividad del haz Olivococlear se encuentra disminuida en niños con DPAC, concluyendo que efectivamente estos niños presentaban una menor activación del reflejo MOC, lo que podría explicar sus dificultades en la discriminación de habla en ruido.

Finalmente en estudios más recientes, al igual que en el estudio anterior, Tokgoz-Yilmas, Kose, Turkyilmaz y Atay (2013) investigaron la función del reflejo MOC comparando el desempeño de individuos con y sin dificultades en la discriminación de habla en ruido. Para esto midieron el efecto de supresión en TEOAEs con ruido contralateral a 40 dB SPL y el rendimiento en una prueba de habla en ruido a una RSR de + 10 dB aplicado de manera ipsilateral. En los resultados, se observó un menor puntaje en pruebas de habla en ruido y un menor efecto de supresión para las frecuencias 1, 1.5, 2, 3 y 4 kHz en el grupo conformado por individuos con DPAC, concluyendo que las personas con dificultades en habla en ruido tienen un menor efecto de supresión y desempeño en tareas de habla en ruido que pudiese ser causa de una disfunción del sistema eferente.

La relación entre el reflejo MOC y la discriminación de habla en ruido, no solo se ha estudiado en las poblaciones antes mencionadas, sino que una gran cantidad de investigaciones se han centrado en poblaciones normoyentes (Wagner, Frey, Heppelman, Plontke y Zenner, 2008; Fuente, Hormazábal, López y Bowen, 2011; de Boer, Thornton y Klumbholz, 2012; Abdala, Dhar, Ahmad y Luo, 2014).

En el estudio realizado por Kim, Frisina y Frisina (2006) en personas con audición normal de un rango etario entre los 18 y 75 años mediante el uso de DPOAEs, se encontró que el sistema MOC se correlaciona con el procesamiento de habla cuando el ruido de fondo y habla proceden de lugares similares. Lo anterior se observó para el rango de frecuencias entre 4-6 kHz, evidenciando una relación entre el sistema MOC y el efecto anti-enmascarante basado en el procesamiento binaural, sugiriendo que este mecanismo funciona como un filtro adaptativo no lineal para el procesamiento de habla en presencia de ruido de fondo.

De Boer, Thornton y Klumbholz (2012) midieron la actividad del Haz MOC a través del efecto de supresión en TEOAEs evocadas con estímulo click (CEOAEs) y la discriminación de habla en ruido, mediante el rendimiento en tareas de discriminación de sílabas con la estructura consonante-vocal (CV) en presencia de ruido contralateral y a través de potenciales evocados de tronco (BERA) producidos por sílabas con la estructura CV. Los autores hallaron una relación entre ambas variables pero en la dirección contraria a la esperada, ya que encontraron que una fuerte supresión de las emisiones otoacústicas transientes empeora la discriminación de habla en ruido. Ellos proponen que la activación del reflejo MOC no siempre es favorable en la discriminación de habla en ruido, ya que sería un proceso dinámico en el que influyen factores como la atención y la experiencia.

En relación a lo anterior, previamente ya se había demostrado el papel que juega la atención en la percepción del habla a través de imágenes por resonancia funcional (fMRI) de la activación de áreas corticales relacionadas a esta función cognitiva en tareas de discriminación de habla en ruido (Binder, et al., 2004). La hipótesis de de Boer, Thornton y Klumbholz (2012) en cuanto a los procesos cognitivos involucrados en el reflejo Olivococlear Medial, puede ser sustentada en base a otros estudios, como el realizado por Smith, Aouad y Keil (2012), quienes

midieron la amplitud de las DPOAEs en diferentes tareas que tenían como objetivo ignorar o atender al estímulo auditivo presentado. Los autores, concluyeron que el cambio de tarea cognitiva puede producir un cambio significativo en la respuesta de las células ciliadas externas, lo cual contribuye a una visión dinámica de los procesos involucrados en el reflejo MOC.

En otro estudio, se midió el efecto de supresión contralateral por medio de DPOAEs en individuos adolescentes, jóvenes, adultos de mediana edad y adultos mayores y se encontró que un mayor reflejo MOC está asociado a un peor rendimiento en pruebas de discriminación de habla en ruido (Abdala, Dhar, Ahmad y Luo, 2014). La explicación dada por los investigadores fue que probablemente la edad posea asociaciones tanto con la discriminación del habla como con el reflejo MOC, por lo que los sujetos de mayor edad presentaron un bajo rendimiento en pruebas de discriminación de habla al mismo tiempo que manifestaron un mayor reflejo MOC, causando la correlación aparente.

En otra investigación se pretendía relacionar la influencia de la edad con la acción del haz olivococlear medial en individuos normoyentes de diferentes grupos de etáreos (Lisowska, G., Namyslowski, G., Orecka, B. y Misiolek, M., 2014). Para esto, se analizaron los resultados del efecto MOC para CEOAEs Y DPEOAEs en 3 grupos de edad: 10-25, 26-40 y 41-60 años. En CEOAEs se observó que existe una disminución en las CEOAEs en los tres grupos de edad a medida que aumentan las frecuencias. El nivel de CEOAEs sin CAS (estímulo contralateral) en las frecuencias 1000-4000 Hz es similar en los grupos más jóvenes (10-25 y 26-40 años), pero al comparar estos dos grupos con el grupo de mayor edad (41-60 años), hay una diferencia significativa en la frecuencia de 2000 Hz. Por lo tanto, este último grupo tiene un decrecimiento mayor en el nivel de CEOAEs, indicando que a mayor edad baja el efecto de supresión contralateral en las frecuencias más agudas, confirmando que el efecto MOC es más débil en el grupo de 41 a 60 años, además, se halló que a mayor nivel de CEOAEs, más fuerte es el efecto de supresión. En cuanto a las DPOAEs se encontró que el efecto de supresión es mayor en las frecuencias bajas y medias, siendo menor en el grupo de 41-60 años. En síntesis, los resultados de este estudio confirman que en CEOAEs y DPOAEs el efecto de supresión disminuye con la edad en individuos normoyentes.

De la misma manera en que se han descrito estudios que han hallado algún tipo de correlación aparente entre el efecto de supresión y la discriminación de habla en ruido, algunos investigadores no han encontrado ningún tipo de asociación, como es el caso de Wagner, Frey, Heppelman, Plontke y Zenner (2008). En esta investigación se midió el efecto de supresión contralateral mediante DPOAEs y la discriminación en ruido a través de la prueba Oldenburg Sentence Test. A pesar de los resultados, los investigadores comentan que existe la posibilidad de que la discriminación de sonido sea mejorada por la activación del sistema eferente mediante estimulación acústica, pero que la fuerza del reflejo MOC no refleje adecuadamente esta habilidad.

Fuente, Hormazábal, López y Bowen (2011) investigaron los valores del efecto de supresión y su relación con tareas de discriminación de habla en ruido utilizando TEOAEs y la prueba de discriminación de habla en ruido HINT. En este estudio no se observó correlación entre la amplitud del efecto de supresión y los valores obtenidos en la prueba HINT. Los autores indican que la prueba HINT contiene material verbal altamente predictivo por lo que sería interesante que futuras investigaciones utilizaran como material verbal monosílabos u oraciones sin sentido semántico.

Por otro lado, en un estudio reciente realizado por Mishra y Luthman (2014), los cuales utilizaron CEOAEs y el Four Alternative Auditory Feature (FAAF) test en sujetos normoyentes, investigaron sobre la asociación entre la magnitud de la inhibición por parte del MOC y el desempeño de habla en ruido. Los resultados obtenidos permitieron encontrar un índice de normalidad en relación al grado de inhibición generado por el MOC, la cual fue de aproximadamente un 17% en adultos normoyentes. Además, concluyen que la estimulación controlada del MOC lleva a una mejora en el desempeño del reconocimiento de habla en ruido, lo que en promedio correspondería a una mejora de 2,45 dB de RSR. Esta mejora a su vez, tendría una correlación positiva con la magnitud de la inhibición de las CEOAEs. Por último, agregan que los individuos no necesariamente usan el efecto anti-enmascarante proporcionado por el MOC durante la escucha de habla en ruido, o si es que lo utilizan, este no posee una extensión que pueda ser demostrada con la activación artificial utilizada. Por lo tanto, los

autores destacan que aún queda por explorar las condiciones de escucha en las cuales los oyentes utilizan el sistema MOC sin activación artificial para mejorar el reconocimiento de habla en ruido.

En conclusión, se observa que no existe un consenso generalizado en la comunidad científica respecto al papel que juega la activación del reflejo MOC en relación al desempeño en pruebas de habla en ruido y se han postulado diversas hipótesis en relación al tema. Mientras unos investigadores se inclinan por una relación positiva entre el reflejo MOC y la discriminación de habla en ruido, otros no han hallado relación alguna o sugieren que una mayor activación del reflejo provoca un menor rendimiento en pruebas de discriminación de habla en ruido.

Debido a estos diversos resultados obtenidos en los diferentes estudios, es que nace la necesidad de investigar la relación existente entre el reflejo MOC y la discriminación de habla en ruido y así vislumbrar de manera más acabada el rol que cumple este en el ser humano. Como se ha demostrado a través de las investigaciones ya mencionadas, es importante considerar la naturaleza del estímulo aplicado, ya que este puede influir en los resultados posteriores tanto por sus características, como por las claves contextuales que pueda entregar. Es por esto, que en esta investigación pretendió medir la acción del efecto de supresión en TEOAEs y el desempeño en pruebas de habla en ruido que incluyeron tanto oraciones como palabras bisilábicas, para mitigar el efecto provocado por las claves contextuales y así poder determinar el efecto real de la activación del reflejo MOC frente a estas tareas de discriminación de habla en ruido.

HIPÓTESIS

La magnitud del efecto de supresión contralateral del ruido sobre la amplitud de las emisiones otoacústicas se correlaciona directamente con el rendimiento en tareas de discriminación de habla en ruido.

OBJETIVOS

I. Objetivos generales

- 1.- Determinar la amplitud de las emisiones otoacústicas transientes (TEOAEs) en decibeles (dB) con y sin presencia de ruido contralateral en cada oído de individuos normoyentes.
- 2.- Determinar el rendimiento en pruebas de habla en ruido en individuos normoyentes.
- 3.- Determinar la relación existente entre la magnitud del efecto de supresión contralateral y el desempeño en tareas de discriminación de habla en ruido en cada oído de individuos normoyentes.

II. Objetivos específicos

- 1.1.- Determinar la amplitud en dB de las TEOAEs con y sin ruido contralateral en cada oído de individuos normoyentes.
- 1.2.- Determinar la magnitud del efecto de supresión contralateral en dB de las TEOAEs en cada oído de individuos normoyentes.
- 2.1.- Determinar el desempeño de individuos normoyentes en la pruebas de habla en ruido HINT.
- 2.2.- Determinar el desempeño de individuos normoyentes para cada oído en la prueba de bisílabos.

3.1.- Establecer la relación entre la magnitud del efecto de supresión del ruido sobre TEOAEs de cada oído con el desempeño en la prueba de discriminación de habla en ruido HINT.

3.2.- Establecer la relación entre la magnitud del efecto de supresión de TEOAEs de cada oído con el desempeño en la prueba de habla en ruido con bisílabos.

METODOLOGÍA

I. Tipo de diseño

Estudio de tipo transversal, analítico y experimental.

II. Variables

1. Variable dependiente

- Desempeño en prueba HINT
- Desempeño en prueba de bisílabos
- Amplitud en dB SPL de TEOAEs

2. Variable independiente

- Presencia o ausencia de ruido blanco
- Oído
- Efecto de supresión

III. Operacionalización de variables

Objetivo específico	VARIABLES	Definición	Subvariables
1.1	Amplitud en dB de TEOAEs	Cantidad de dB obtenidos en la prueba de TEOAEs.	
	Presencia o ausencia de ruido blanco	Ruido blanco a 60 dB SPL.	Presencia de ruido Ausencia de ruido
	Oído	Oído en el cual la respuesta es registrada.	Oído derecho Oído izquierdo
1.2	Efecto de supresión	Cantidad de dB registrados que varía la amplitud de las otoemisiones por efecto del sistema eferente en presencia de ruido contralateral.	Amplitud en dB de TEOAEs Amplitud en dB de TEOAEs en presencia de ruido contralateral
	Oído	Oído en el cual la respuesta es registrada.	Oído derecho Oído izquierdo

2.1	Desempeño en prueba HINT	Evaluación que mide el umbral de reconocimiento del habla (SRT) de oraciones en silencio y con ruido de fondo en tres condiciones distintas.	Desempeño auditivo sin ruido (SRT) Desempeño auditivo con ruido a 0° Azimut Desempeño auditivo con ruido a 90° Azimut Desempeño auditivo con ruido a 270° Azimut
2.1	Desempeño en prueba de habla en ruido con bisílabos	Evaluación que mide el reconocimiento del habla en bisílabos, con ruido de fondo en una condición de RSR.	Desempeño auditivo con ruido en oído derecho Desempeño auditivo con ruido en oído izquierdo
	Oído	Oído en el cual la respuesta es registrada.	Oído derecho Oído izquierdo
3.1	Efecto de Supresión	Cantidad de dB registrados que varía la amplitud de las otoemisiones por efecto del sistema eferente en presencia de ruido contralateral.	Amplitud en dB de TEOAEs Amplitud en dB de TEOAEs en presencia de ruido contralateral

	Desempeño en prueba HINT	Evaluación que mide el umbral de reconocimiento del habla (SRT) de oraciones en silencio y con ruido de fondo en tres condiciones distintas.	Desempeño auditivo sin ruido (SRT) Desempeño auditivo con ruido a 0° Azimut Desempeño auditivo con ruido a 90° Azimut Desempeño auditivo con ruido a 270° Azimut
3.2	Efecto de Supresión	Cantidad de dB registrados que varían por efecto del sistema eferente en presencia de ruido contralateral.	Amplitud en dB de TEOAEs Amplitud en dB de TEOAEs en presencia de ruido contralateral
	Oído	Oído en el cual la respuesta es registrada.	Oído derecho Oído izquierdo
	Desempeño en prueba de habla en ruido con bisílabos	Evaluación que mide el reconocimiento del habla en bisílabos, con ruido de fondo en una condición de RSR	Desempeño auditivo con ruido en oído derecho Desempeño auditivo con ruido en oído izquierdo

IV. Población y grupo en estudio

La población de estudio corresponderá a adultos jóvenes normoyentes de 20 a 29 años 11 meses de edad pertenecientes a la Región Metropolitana del año 2015.

En relación al grupo de estudio, este corresponderá a una muestra por conveniencia que estará compuesta por 30 adultos jóvenes normoyentes pertenecientes a la población de estudio descrita anteriormente quienes respondieron a la convocatoria realizada por los investigadores por distintos medios de comunicación.

V. Formas de selección de las unidades de estudio

Los individuos que formaron parte de la muestra, debieron cumplir con los siguientes criterios de inclusión:

1. Edad: Los adultos debieron tener una edad que se encuentre entre los 20 y 29 años 11 meses de edad.
2. Audición normal: Se aplicaron las siguientes evaluaciones para determinar si los individuos tienen audición normal.
 - a. Otoscopia: Se realizó este procedimiento con el fin de evaluar la integridad del conducto auditivo externo (CAE) y parte del oído medio. Los sujetos en los que se observaron alteraciones como obstrucción de CAE y/o perforación timpánica, no fueron incluidos en la muestra.
 - b. Impedanciometría: Se realizó timpanometría y reflejos acústicos tanto ipsi como contralaterales, con el objetivo de evaluar la integridad del oído medio.

Para que los individuos formaran parte de la muestra, debían obtener curva A bilateral según Jerger (1970) en la timpanometría y presentar reflejos acústicos ipsi y contralaterales para las frecuencias de 0.5, 1 y 2 Hz a 75 dB SPL o más en todos los estímulos presentados y la presencia de reflejo acústico contralateral frente a ruido blanco (BNN). Al encontrarse alterados cualquiera de estos resultados, los individuos quedaban fuera de la muestra.

- c. Audiometría tonal: Se evaluaron los umbrales auditivos entre las frecuencias 250 y 8000 Hz para determinar si estos se encontraban dentro de los rangos considerados como normales. Estos debían ser menores o iguales a 20 dB HL en ambos oídos para que el sujeto formara parte de la muestra.

3. No presentar antecedentes otológicos como otitis media, otoesclerosis, fractura de peñasco, malformaciones, exposición frecuente a ruidos de alta intensidad, trauma acústico, toma de medicamentos ototóxicos y tumores en oído externo, medio, interno y/o vías auditivas.
4. No presentar diagnóstico previo hecho por un médico especialista de déficit cognitivo, neurológico y/ o atencional.
5. Los sujetos debían ser hablantes nativos de español chileno.

VI. Procedimientos para obtención de datos

Se llevó a cabo un pilotaje durante el mes de Agosto, para aunar criterios en la toma de exámenes audiológicos que se aplicarían a los individuos que iban a formar parte de la muestra.

Para la medición del efecto supresión en las OEAs, se seleccionaron los siguientes procedimientos:

1. TEOAEs: Se utilizó un equipo que cuenta con una sonda con un parlante (transductor) por el cual se emitió un estímulo click de 80 ms a 80dB SPL, con una ventana de 2,5 a 20 ms y un nivel de ruido de rechazo de 45 dB SPL. Las respuestas se registraban con un micrófono incorporado en la sonda para que luego estas señales fuesen amplificadas y filtradas en la plataforma ECLIPSE. El análisis se realizó con el programa Otoaccess mediante FFT, estudiando la amplitud y la RSR. Para estudiar el efecto de supresión se presentó simultáneamente al click, un ruido blanco (BNN) a 60 dB SPL en el oído contralateral, el que era generado por un audiómetro Interacoustics AC40 y entregado mediante fono supraurales TDH-39. El protocolo se dividió en tres etapas de 400 barridos cada una: línea de base (solo TEOAEs), Estimulación acústica contralateral (TEOAE y ruido blanco) y recuperación a basal (solo TEOAEs). Luego de 3 minutos se realizaba un retest.

Efecto de supresión: Se calculó restando los valores obtenidos de la amplitud de las TEOAEs con ruido menos los valores obtenidos de la amplitud en TEOAEs sin ruido contralateral.

La discriminación de habla en ruido se evaluó a través de la prueba HINT y la prueba de habla en ruido con bisílabos.

1. Prueba HINT:

Esta es una prueba de umbrales adaptativa en que el sujeto debe reconocer y repetir oraciones simples y breves. Se debe obtener el umbral de reconocimiento de habla (SRT) en cuatro condiciones diferentes (House Ear Institute, 2003):

- a. Habla sin ruido, en que el habla se presenta desde el frente. (“Habla en silencio”)
- b. Habla en ruido, en que habla y ruido provienen desde el frente del sujeto (“Ruido al frente”).
- c. Habla en ruido, en que el habla proviene del frente pero el ruido desde la derecha (“Ruido a la derecha”).
- d. Habla en ruido, en que el habla proviene del frente pero el ruido desde la izquierda (“Ruido a la izquierda”).

Luego se obtiene un puntaje compuesto a partir de los resultados de las subpruebas de habla en ruido que da un índice general de la discriminación de habla en ruido. Este puntaje compuesto se obtiene a través de la siguiente fórmula:

$$(2 * \text{Ruido al frente} + \text{Ruido a la derecha} + \text{Ruido a la izquierda}) / 4$$

Los estímulos utilizados en la prueba HINT consisten en ruido enmascarante en el espectro del habla y 12 listas de oraciones en la versión para adultos (Vaillancourt et al., 2005). El ruido se presenta a 65 dB SPL mientras que el habla varía adaptativamente de acuerdo a las respuestas del individuo en que eranreconoce un 50% de las oraciones (Weiss y Demsey, 2008).

La prueba otorga puntaje por cada oración repetida correctamente (Vaillancourt et al., 2005) y sus resultados en silencio son descritos en dB HL mientras que los resultados con ruido en dB RSR (Weiss y Demsey, 2008).

2. Prueba de habla en ruido con bisílabos: prueba monoaural que evalúa la audición funcional midiendo el reconocimiento del habla con bisílabos en una condición de RSR (0 dB).

El paciente debe repetir las palabras que escucha a través de los fonos, independientemente de lo que haya escuchado.

Los estímulos utilizados consisten en ruido rosa enmascarante (20 a 20.000 Hz) y 2 listas de 15 palabras bisilábicas cada una, los cuales son presentados monoauralmente a través de fonos a 50 dB SL. Se aplican dos listas, una para cada oído y estas son pasadas por un computador, el cual está conectado al audiómetro y debe ser calibrado antes de realizar la prueba.

Los resultados obtenidos se miden según el porcentaje respuestas correctas por oído.

Los exámenes audiológicos que se aplicaron a los participantes, fueron realizados durante los meses de Septiembre a Noviembre y la mayoría de estos se efectuaron en el laboratorio de audiología perteneciente a la escuela de fonoaudiología de la Universidad de Chile, ubicado en el Campus Norte de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile. Solo la medición de TEOAEs se realizó en el box de fonoaudiología del Hospital clínico de la Universidad de Chile, debido a que el instrumento necesario para este examen, también era utilizado para realizar screening neonatal en dicho establecimiento hospitalario.

Instrumentos

Para llevar a cabo la otoscopia se utilizó un Otoscopio Riester. La audiometría tonal liminar se realizó con un Audiómetro AC40 Interacoustics y Fonos TDH-39 mientras que para la impedanciometría se utilizó un Impedanciómetro Madsen Zodiac 901. Para evaluar las emisiones otoacústicas se usó de Hardware – Plataforma Eclipse Interacoustics Módulo TEOAE con Software Otoaccess en computador HP, para controlar y analizar las respuestas.

Se realizó la prueba HINT para Windows 6.3 con fonos TDH-39 y la Prueba de habla en ruido con bisílabos a través de Computador Portatil Compaq conectado a vía AUX al audiómetro.

Resguardos éticos

La presente investigación fue aprobada por el Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos de la Facultad de Medicina de la Universidad de Chile.

A todos los participantes se les hizo entrega de un consentimiento informado (Anexo n°1), en el cual se detallaban con precisión los objetivos y procedimientos a realizar en la presente investigación. A los sujetos que acudían a participar pero que no cumplían con criterios de inclusión, se les entregaron los resultados de su audiometría e impedanciometría, de forma que se quedarán con alguna retribución por el tiempo y recursos utilizados para presentarse a colaborar de la investigación.

VII. Instrumento de recolección de datos

Para la obtención de antecedentes audiológicos, a todos los participantes del estudio se les entregó un cuestionario de autorreporte, con la finalidad de incluir o excluir a los individuos de la muestra (Anexo n°2).

Además, se le entregó un informe, en el cual se encontraban los resultados de los procedimientos realizados en la investigación (Anexo N°3).

ANÁLISIS DE DATOS

Para el análisis de los datos obtenidos se utilizó el software estadístico Sigmaplot v.13 para:

1. Calcular el promedio y desviación estándar de los siguientes resultados:
 - a. Amplitud en dB de las TEOAEs sin y con ruido contralateral en cada oído.
 - Para esto, se utilizaron además las prueba Wilcoxon Signed Rank Test para muestras pareadas y la prueba Rank Sum test para muestras independientes.
 - b. Magnitud del efecto de supresión contralateral en dB de las TEOAEs.
 - Para esto, se utilizó además la prueba Rank Sum Test para muestras independientes y la prueba Kruskall-wallis para más de dos muestras independientes.
 - c. Desempeño en cada subprueba de la prueba HINT y la prueba de habla en ruido con bisílabos.
 - Para esto se utilizó además la prueba Rank Sum Test para muestras independientes en prueba de habla en ruido con bisílabos y la prueba Kruskall-wallis para más de dos muestras independientes en prueba de habla en ruido HINT.

2. Aplicar la prueba no paramétrica de Spearman Rho para correlacionar las siguientes variables:
 - a. Magnitud del efecto de supresión de TEOAEs de cada oído con cada subprueba de la prueba HINT.
 - b. Magnitud del efecto de supresión de TEOAEs de cada oído con el desempeño en la prueba de habla en ruido con bisílabos.

RESULTADOS

Se evaluó un total de 42 sujetos, de los cuales 18 no cumplieron los criterios de inclusión necesarios para ser incorporados en la muestra. Dentro de este grupo 4 presentaron tapón de cerumen, uno obtuvo umbrales auditivos mayores a 20 dB HL en las frecuencias de 4 y 8 kHz en ambos oídos, 4 no obtuvieron curva A en la impedanciometría (hubo registro de 2 personas con curvas As, una con curva Ad y una con curva M), en otros 4 no se registraron reflejos acústicos en alguna de las frecuencias evaluadas ya sean ipsi o contralaterales y 5 no pudieron completar la evaluación por dificultad para asistir en los horarios establecidos para la toma de muestras.

En relación al tamaño muestral, 24 sujetos cumplieron los criterios de inclusión pero solo 20 completaron la totalidad de los exámenes audiológicos, ya que durante el periodo de toma de muestras, el instrumento utilizado para la medición de TEOAEs tuvo que ser enviado a calibrar antes de terminar las evaluaciones, sin especificar cuándo volvería a estar en condiciones adecuadas. Debido a lo anterior, se decidió utilizar un tamaño muestral igual a 24 (\bar{X} :22,37 años; 11 hombres y 13 mujeres), para describir el desempeño obtenido en las pruebas de habla en ruido y una muestra igual a 20 (\bar{X} : 22,45 años; 9 hombres y 11 mujeres) para realizar el análisis estadístico entre el ES y el desempeño obtenido en las pruebas de habla en ruido, ya que solo en estos se logró realizar la medición de TEOAEs.

A continuación se presenta el análisis estadístico realizado con los datos recopilados durante la investigación. Para esto, se utilizaron pruebas estadísticas no paramétricas, ya que la muestra es de tamaño reducido y no corresponde a una distribución normal y para considerar una prueba estadísticamente significativa, se utilizó un nivel de significación menor a 0.05 ($p < 0.05$).

Tabla I: Amplitud de TEOAEs en decibeles (dB SPL) por banda frecuencial con y sin ruido contralateral en Test y Retest de oído derecho.

Oído derecho: Intensidad de las TEOAEs en dB SPL												
Bandas de Frecuencia (kHz)	Test						Retest					
	Sin ruido contralateral			Con ruido contralateral			Sin ruido contralateral			Con ruido contralateral		
	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango
0,5-1,5	24,55	4,29	19-37	24,20	4,43	19-37	24,6	3,80	19-36	24,25	4,06	17-36
1,5-2,5	22	4,73	12-30	22,15	5,75	11-34	22	4,39	13-30	21,70	5,18	11-30
2,5-3,5	15,25	4,31	5-21	14,6	4,22	4-20	15,5	4,18	6-22	15,50	4,30	5-23
3,5-4,5	16,85	5,28	6-26	16,65	5,98	6-26	18	7,05	5-33	17,30	7,11	4-33
4,5-5,5	11,4	3,96	3-17	10,9	5,37	2-23	11,8	6,14	2-26	11,20	5,76	2-26

Tabla I. Presenta el registro de la amplitud de las TEOAEs en oído derecho en cada banda frecuencial entregada en \bar{X} : Promedio DS: Desviación estándar truncada a la centésima y rango.

Gráfico N°1:

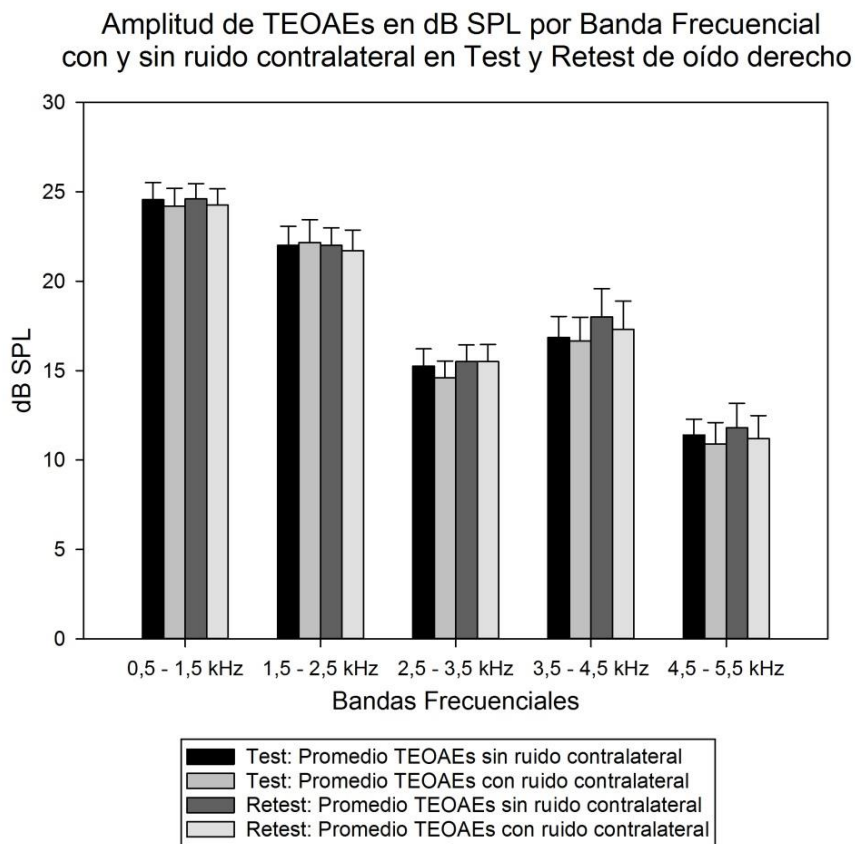


Gráfico 1. Gráfico de barras agrupadas por banda frecuencial de test y el retest con error estándar de los valores de la amplitud de TEOAEs con y sin ruido contralateral en oído derecho. Los valores se encuentran en dB SPL.

Tabla II: Amplitud de TEOAEs en decibeles (dB SPL) por banda frecuencial con y sin ruido contralateral en Test y Retest de oído izquierdo.

Oído Izquierdo: Intensidad de las TEOAEs en dB SPL												
Bandas de Frecuencia (kHz)	Test						Retest					
	Sin ruido contralateral			Con ruido contralateral			Sin ruido contralateral			Con ruido contralateral		
	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango
0,5-1,5	23,70	3,13	18-30	23,60	3,30	18-30	23,85	3,81	17-31	23,65	3,40	17-30
1,5-2,5	22,45	4,40	15-31	22,20	4,28	14-30	23	4,37	15-32	22,05	4,76	12-31
2,5-3,5	16,20	3,94	7-21	15,65	4,32	5-23	16,35	3,73	9-22	16,30	3,66	8-22
3,5-4,5	18,80	5,20	7-30	18,40	4,75	7-26	19,35	5,17	6-31	19,10	4,78	0-30
4,5-5,5	11,20	5,39	2-23	11,45	5,57	0-22	11,85	5,07	2-24	11,29	5,14	3-23

Tabla II. Presenta el registro de la amplitud de las TEOAEs en oído izquierdo en cada banda frecuencial entregadas en \bar{X} : Promedio DS: Desviación estándar truncada a la centésima y rango.

Gráfico N°2:

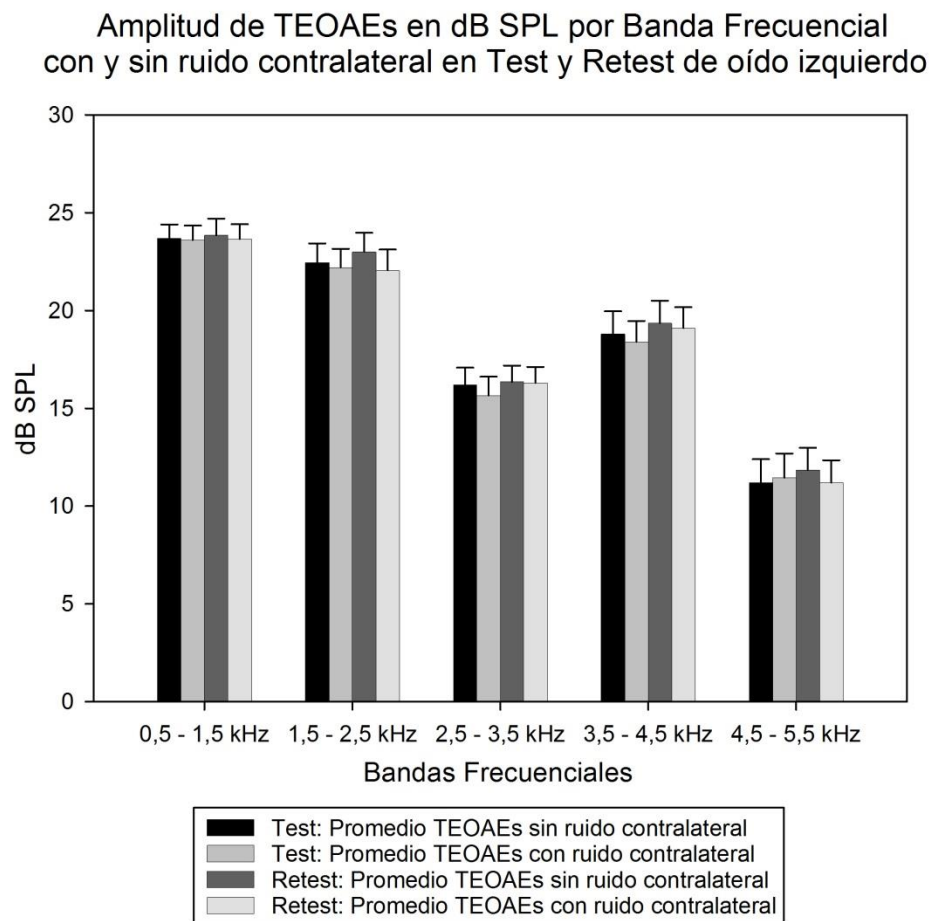


Gráfico 2. Gráfico de barras agrupadas por banda frecuencial de test y el retest con error estándar de los valores de la amplitud de TEOAEs con y sin ruido contralateral en oído izquierdo. Los valores se encuentran en dB SPL.

Los resultados observados en la tabla I y II corresponden a la amplitud de TEOAEs con y sin ruido blanco contralateral en OD y OI obtenidos en test y retest. El análisis fue realizado por bandas frecuenciales, ya que el programa utilizado para medir las TEOAEs arrojaba los resultados de esta forma.

En relación a los resultados descritos en ambas tablas, se observa una gran variabilidad entre los sujetos que componen la muestra, ya que en todas las bandas frecuenciales se aprecia un amplio rango de valores para la amplitud de TEOAEs. Además, es posible apreciar que no en todas las bandas frecuenciales disminuyó la amplitud de TEOAEs luego de la aplicación de ruido blanco contralateral, fenómeno que se advierte en la banda 1.5-2.5 KHz del test de TEOAEs de OD en la cual se puede observar un aumento de amplitud. Esto se puede ver de mejor forma en el gráfico N°1.

Además de lo mencionado anteriormente, al mirar los gráficos N° 1 y N°2 se puede apreciar que la amplitud de TEOAEs, ya sea en las condiciones con y sin ruido, eran mayores en las bandas frecuenciales 0.5-1.5 y 1.5 y 2.5 kHz, pero al aplicar la prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis se evidencia que estas diferencias no alcanzan ser significativas ($p = 0,068$).

Se aplicó la prueba no paramétrica Wilcoxon Signed Rank Test para determinar la presencia de diferencias significativas en la amplitud de TEOAEs antes y después de aplicar ruido blanco contralateral en cada banda frecuencial. En el test de TEOAEs, se hallaron diferencias significativas para la banda frecuencial de 2.5-3.5 KHz ($p = 0.034$), mientras que en OI se observó una diferencia estadísticamente significativa para la banda frecuencial 1.5-2.5 KHz ($p = 0,026$). En cuanto al retest de TEOAEs, en OD no se encontraron diferencias significativas, mientras que en OI se hallaron diferencias significativas en la banda frecuencial 1.5-2.5 KHz ($p = 0.002$). Cabe destacar el hecho de que tanto en test y retest de TEOAEs se observaron diferencias significativas en la banda frecuencial 1.5-2-5 KHz de OI. Además, al comparar la amplitud de TEOAEs sin ruido contralateral entre oídos, tanto en test y retest de TEOAEs, no se obtuvieron diferencias significativas aplicando la prueba no paramétrica Rank Sum Test, lo cual se reitera al comparar la amplitud de TEOAEs con ruido contralateral entre OI y OD.

Para describir la magnitud del ES se restaron los valores obtenidos de la amplitud de TEOAEs con ruido menos los obtenidos de la amplitud en TEOAEs sin ruido contralateral. Cabe destacar que para efectos descriptivos y de correlación, se usó el promedio de ES entre test y retest, ya que como se puede observar en las tablas y gráficos anteriores, existe cierta variabilidad entre ambos, factor que es considerado al utilizar el promedio de ES entre test y retest al momento de describir el ES y su correlación con las pruebas de habla en ruido. Además, se consideró la presencia de ES tanto en el aumento y disminución de la amplitud de TEOAEs frente a ruido contralateral.

Debido a lo anteriormente expuesto, los resultados descritos a continuación en la tabla N°III y mostrados en el gráfico N°3 corresponden al efecto de supresión por oído obtenido en promedio entre test/Retest respectivamente.

Tabla III: Efecto de supresión en TEOAEs en promedio Test/Retest

Bandas frecuenciales (KHz)	Efecto de supresión					
	Oído derecho			Oído izquierdo		
	\bar{X}	DS	Rango	\bar{X}	DS	Rango
0.5-1.5	-0.35	1.34	-4 – 1	-0.175	1.21	-2.5 – 3.5
1.5-2.5	-0.075	1,58	-3 – 3.5	-0.6	1.41	-2.5 – 4.5
2.5-3.5	-0.4	0.86	-3 – 0.5	-0.325	0.83	-2 – 1.5
3.5-4.5	-0.45	1.35	-3 – 3.5	-0.55	2.33	-10 – 1.5
4.5-5.5	-0.55	1.62	-5 – 4	-0.2	0.96	-2 -- 2

Tabla III. Presenta el registro del Efecto supresión de las TEOAEs en ambos oídos en cada banda frecuencial tanto en test como en retest. Los valores son entregados en \bar{X} : Promedio DS: Desviación estándar truncada a la centésima y rango.

Gráfico N° 3:

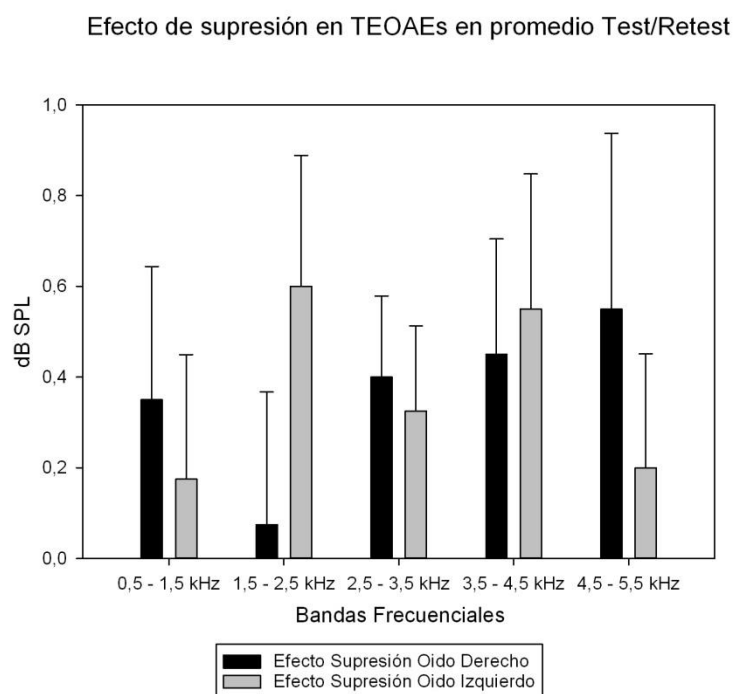


Gráfico 3. Gráfico de barras agrupadas por banda frecuencial del efecto supresión (promedio test/retest) en cada oído. Los valores incluyen error estándar y se encuentran en dB SPL. Los datos fueron multiplicados por (-1) para mostrar la magnitud del efecto, sin importar si la amplitud de TEOAEs aumentaba o disminuía luego de aplicar ruido contralateral.

En el gráfico N°3 se puede observar que a simple vista existen diferencias en el ES entre oídos en las distintas bandas frecuenciales, pero al verificar esto estadísticamente con la prueba Rank Sum Test no se encontraron diferencias significativas. Cabe destacar que en la banda correspondiente a los 1.5-2.5 kHz, donde se observa una mayor magnitud de ES en OI, hubo tendencia hacia la significación ($p = 0,071$).

Además, se observó que no hay diferencias significativas entre las bandas frecuenciales de un mismo oído aplicando la prueba no paramétrica Kruskal-wallis y, a través de la misma, no se

encontraron diferencias significativas entre bandas frecuenciales independientemente del oído evaluado. Por último, no se encontraron diferencias significativas entre hombres y mujeres a través de la prueba Rank Sum Test.

Gráfico N° 4

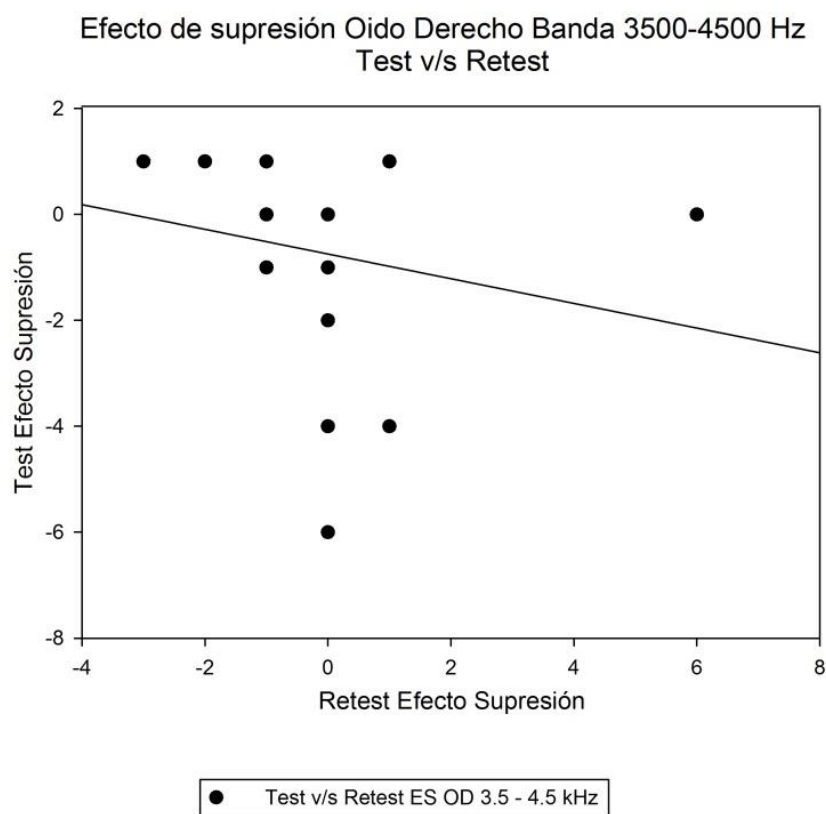


Gráfico 4. Gráfico de dispersión de efecto supresión entre los valores obtenidos en test y retest de oído derecho en la banda frecuencial de 3,5- 4,5 kHz con línea de tendencia lineal. Los valores se encuentran en dB SPL.

Gráfico N°5

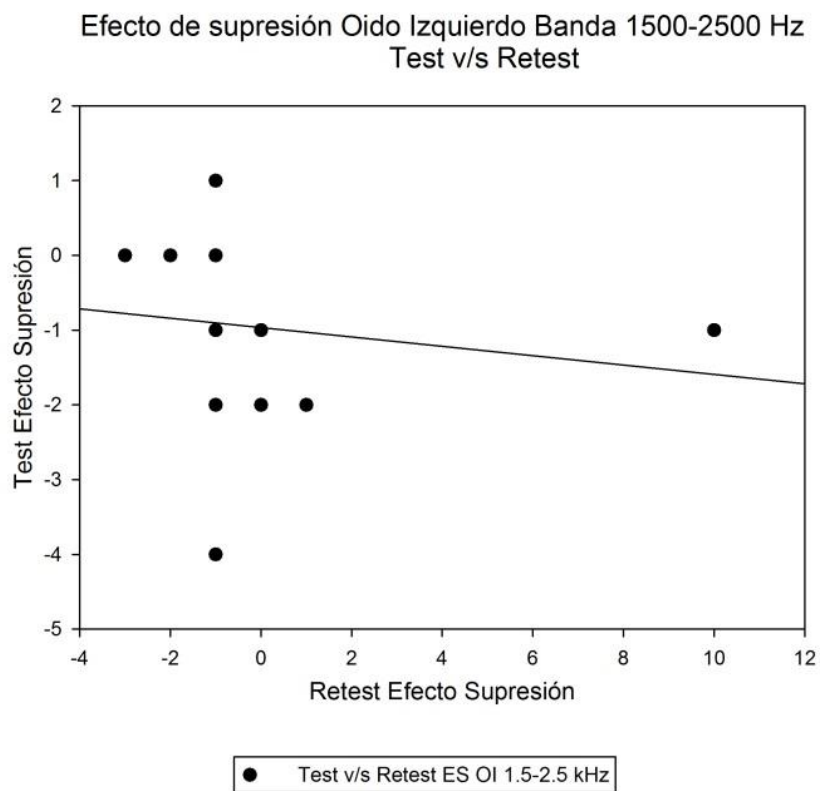


Gráfico 5. Gráfico de dispersión de efecto supresión entre los valores obtenidos en test y retest de oído izquierdo en la banda frecuencial de 1,5-2,5 kHz con línea de tendencia lineal. Los valores se encuentran en dB SPL.

Gráfico N°6

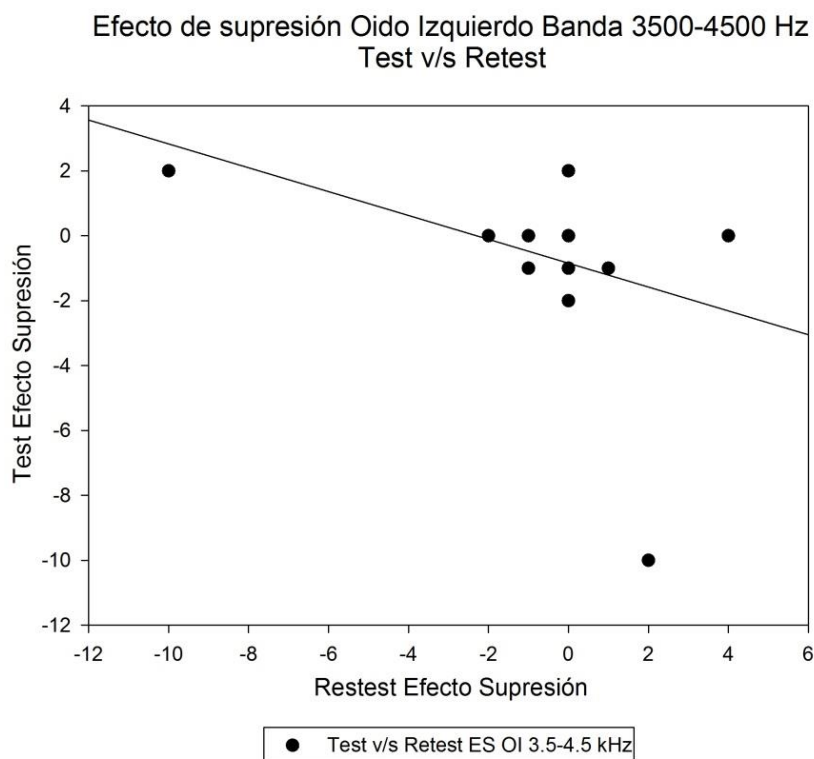


Gráfico 6. Gráfico de dispersión de efecto supresión entre los valores obtenidos en test y retest de oído izquierdo en la banda frecuencial de 3,5-4,5 kHz con línea de tendencia lineal. Los valores se encuentran en dB SPL.

Para finalizar el análisis del ES, se aplicó la prueba de correlación de Spearman para determinar la consistencia entre los resultados de ES obtenidos en test y retest de TEOAEs, en la cual sólo se halló una correlación estadísticamente significativa en las bandas frecuenciales correspondientes a 3.5-4.5 KHz para OD (ρ : -0.515 ; p : 0.0203) y 1.5-2.5 KHz (ρ : -0.501 ; p :

0.0244) y 3.5-4.5 KHz (p : -0.45 ; p : 0.046) para OI, resultados representados en los gráficos N°4, N°5 y N°6 respectivamente.

A continuación se presentan los resultados encontrados en las distintas pruebas de habla en ruido:

Gráfico N°7:

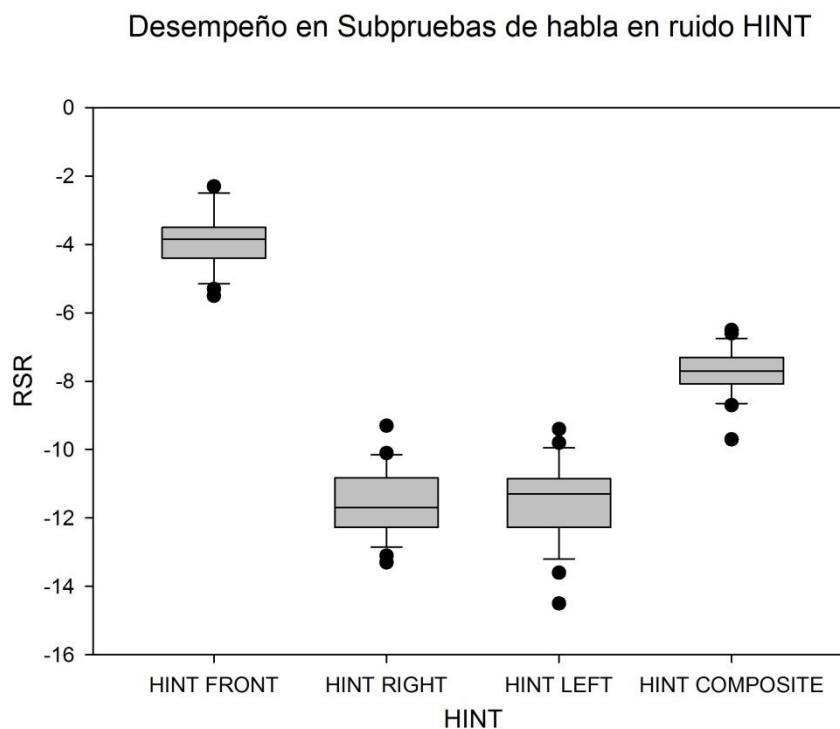


Gráfico 7. Gráfico de caja de los valores obtenidos en las distintas subpruebas de la prueba de habla en ruido HINT. Los valores se encuentran en RSR. Las cajas representan el valor del 50% de los casos y la línea que cruza la caja corresponde a la mediana. Por último, los bigotes proyectados desde la caja se dirigen hacia el valor máximo y mínimo.

De acuerdo con los valores de referencia de la prueba HINT (House Ear Institute en Fuente y Hormazábal, 2007), el promedio de los resultados obtenidos en esta investigación por

subprueba se encuentran dentro de los valores esperados. En relación al desempeño observado en el gráfico N°7, la mediana en RSR es -3,85 para la subprueba HINT front, -11,75 para la subprueba HINT noise right, -11,4 para la subprueba HINT noise left y -7,7 para la condición HINT composite. El 50% de las casos fluctúan entre -4,7 y -3,4 en la subprueba HINT front, -12,42 y -11 en la subprueba HINT noise right, -12,27 y -11 en la subprueba HINT noise left y entre -8,07 y -7,32 en la condición HINT composite, valores que corresponden a los percentiles 25 y 75 respectivamente. Además, al aplicar la prueba estadística no paramétrica Kruskal-Wallis se encontraron diferencias significativas entre las subpruebas HINT front, HINT right, HINT left y HINT composite.

Gráfico N°8

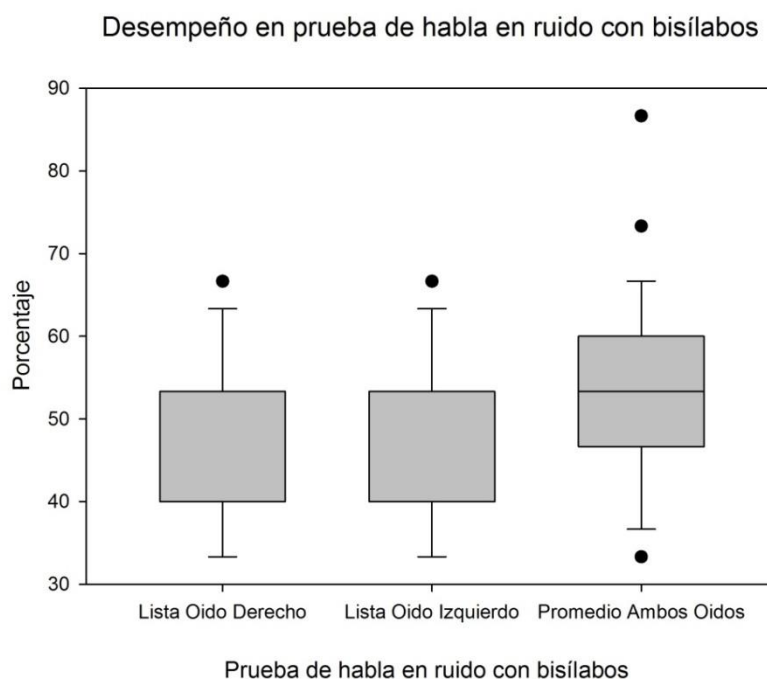


Gráfico 8. Gráfico de caja de los valores obtenidos en la prueba de habla en ruido de bisílabos en oído derecho, oído izquierdo y promedio entre ambos. Los valores se encuentran en porcentaje de respuestas correctas (100%= 15 respuestas correctas). Las cajas representan el valor del 50% de los casos y la línea que cruza la caja corresponde a la mediana. Por último, los bigotes proyectados desde la caja se dirigen hacia el valor máximo y mínimo.

Ya que aún no existen valores estandarizados para esta prueba, no se pudo verificar si los valores obtenidos se encuentran dentro de los rangos normales. Los valores en porcentajes obtenidos en esta prueba de habla en ruido fueron transformados con la fórmula $\arcseno\sqrt{(\% \text{ respuestas correctas bisilabos})/100}$ para su posterior análisis estadístico. Respecto al desempeño observado en el gráfico N° 8, la mediana es 47,87% para OD, 53,33% para OI y 49,99% para el promedio entre el desempeño obtenido en OD y OI. El 50% de los casos fluctúa entre 44,56% y 48,97% en OD, 46,66% y 58,33% en OI y entre 43,33% y 53,33% en el promedio de ambos oídos, valores que corresponden a los percentiles 25 y 75 respectivamente. Por último, al aplicar la prueba no paramétrica Rank Sum Test no se encontraron diferencias significativas entre oídos.

Para correlacionar el ES y el desempeño en ambas pruebas de habla en ruido, se aplicó la prueba no paramétrica de Spearman Rho. En relación a la prueba de habla en ruido con bisílabos, no se hallaron correlaciones estadísticamente significativas entre esta y el ES, en cambio en la prueba de habla en ruido HINT se encontraron los siguientes resultados estadísticamente significativos:

Tabla N° IV: Valores de correlación Spearman Rho entre la amplitud de efecto de supresión y el desempeño en prueba de habla en ruido HINT

				HINT				
				HINT quiet	HINT front	HINT noise right	HINT noise left	HINT composite
TEOAEs	Efecto de supresión OD	1.5-2.5 KHz	ρ	--	-0.797	--	--	-0,696
			p	--	0,0000002	--	--	0,000536
		4.5-5.5 KHz	ρ	--	--	0,578	0,491	--
			p	--	--	0, 00774	0,0274	--
	Efecto de supresión OI	3.5-4.5 KHz	ρ	--	-0,508	--	--	-0,459
			p	--	0,022	--	--	0, 0452

Tabla IV. Presenta los valores significativos ($p < 0,05$) de correlación Spearman Rho entre la amplitud del efecto supresión en cada banda frecuencial y el desempeño de los sujetos en las distintas subpruebas HINT.

En los hallazgos, se observa una fuerte correlación negativa entre el ES obtenido en la banda frecuencial correspondiente a 1.5-2.5 KHz de OD y las subpruebas HINT front y HINT composite ($p < 0.01$). Este mismo tipo de correlación se observa entre el ES obtenido en la banda frecuencial correspondiente a 3.5-4.5 KHz de OI y las subpruebas HINT front y HINT composite, pero con menor grado de fuerza ($p < 0.05$). Por otro lado, se observa una correlación positiva entre el ES obtenido en la banda frecuencial correspondiente a 4.5-5.5 KHz de OD y las subpruebas HINT noise right y HINT noise left ($p < 0.05$).

DISCUSIÓN

La hipótesis propuesta para esta investigación corresponde a que la magnitud del efecto de supresión contralateral del ruido sobre la amplitud de las emisiones otoacústicas se correlaciona directamente con el rendimiento en tareas de discriminación de habla en ruido. Para esto, se evaluaron a 20 individuos adultos normoyentes y se plantearon tres objetivos principales: 1.- Determinar la amplitud de TEOAEs con y sin ruido contralateral, 2.- Determinar el rendimiento en pruebas de habla en ruido y 3.- Determinar la relación existente entre la magnitud del efecto de supresión contralateral y el desempeño en tareas de discriminación de habla en ruido.

En relación al primer objetivo, se debe mencionar que debido a que el instrumento utilizado entregaba los resultados por bandas frecuenciales, no es posible comparar directamente la amplitud de TEOAEs obtenida con las encontradas en otros estudios, ya que estos trabajaron con la amplitud general. Sin embargo, al sacar los valores del promedio general entre las bandas encontrados en este estudio se puede mencionar que estos podrían ser similares a los obtenidos en la literatura, los cuales oscilan entre los 9,69 y 18,34 dB (Fuente, Hormazábal, López y Bowen, 2011; Muñiz, Ventura y Algarra, 2006). Además, cabe destacar que tanto en test como retest, se observó una gran variabilidad entre sujetos, lo cual coincide con otras investigaciones como la de Mertes (2014).

Destaca que al mirar los gráficos N° 1 y N° 2 la amplitud de TEOAEs, ya sea en las condiciones con y sin ruido, eran mayores en las bandas frecuenciales 0.5-1.5 y 1.5-2.5 kHz, lo cual se condice con lo expuesto por Kemp (2002), ya que él estableció que para las frecuencias entre 1 y 4 KHz se observa una mayor amplitud de TEOAEs en comparación a frecuencias más agudas. Además, no en todas las bandas frecuenciales disminuyó la amplitud de las TEOAEs al momento de colocar ruido contralateral, como sucedió en el rango 1.5-2.5 KHz en test de OD, donde aumentó. Si bien este hallazgo es poco frecuente, hay reportes similares en la literatura en la cual se registró un aumento de amplitud de las emisiones otoacústicas en DPEOAEs ante la presencia de estimulación contralateral (Abdala, Ma y Sininger en Abdala, Mishra y Williams, 2009).

En cuanto al efecto de supresión, se obtuvo un promedio por banda frecuencial que oscila entre 0.075 y 0.6 dB SPL, considerando la presencia de ES tanto en el aumento y disminución de la amplitud de TEOAEs frente a ruido contralateral. Aunque algunos señalan que la magnitud del ES se encuentra entre 1 y 3 dB (Werner, 2006) o entre 0,5 y 3 dB (Kemp, 2002), en el estudio realizado por Micheyl y Collet (1996) se encontró que la atenuación de las emisiones otoacústicas variaba entre 0 y 8.5 dB, lo cual demuestra que el efecto de supresión puede encontrarse en valores bajo los 0,5 dB.

Es importante especificar que este efecto de supresión se observó con mayor magnitud y tuvo significancia estadística en la banda frecuencial centrada en los 4 KHz de OD, mientras que en el OI hubo una significancia estadística en la banda centrada en los 2 KHz. Esto no concuerda con los hallazgos realizados por Lilaonitkul y Guinan (2009), quienes encontraron que el efecto del MOC se daba con mayor intensidad en las zonas más apicales de la cóclea, ubicación asociada a las frecuencias más bajas, evidencia que coincide con otras investigaciones (Zhao, W. y Dhar, S., 2012 y Guinan, 2010).

En el análisis de los datos, no se encontraron diferencias significativas entre el efecto de supresión entre mujeres y hombres. En algunos estudios, el sexo femenino presenta mayor sensibilidad auditiva que el masculino en audiometría, logaudiometría, potenciales evocados y TEOAEs (estas últimas realizadas a neonatos), lo cual podría ser explicado por múltiples causas, entre ellas diferencias anatómicas por la distinta longitud de la cóclea y fisiológicas por factores hormonales y diferencias de temperatura corporal (Muñiz, Ventura y Algarra 2006). Al igual que en la presente investigación, dentro del trabajo de Muñiz, Ventura y Algarra (2006) si bien existían diferencias entre las medias en cada registro entre hombres y mujeres, al analizar los resultados no se pudo encontrar diferencias estadísticamente significativas en las amplitudes de las TEOAE ni en el efecto de supresión en todas las bandas frecuenciales evaluadas.

Por otro lado, en un trabajo de Muñiz, Ventura y Algarra (2006) se observó una mayor amplitud de las TEOAE para oídos derechos. Esta menor sensibilidad auditiva del oído izquierdo respecto al derecho, se cree que se debe a una diferente inervación eferente, que sería más

activa para el lado derecho del sistema olivococlear en las personas diestras, lo que permitiría que las amplitudes de las otoemisiones sean mayores. Sin embargo, tanto en dicha investigación como en esta no se encontraron diferencias estadísticamente significativas en el ES entre OD y OI.

Al analizar los datos, se encontró que en la mayoría de las bandas frecuenciales no hubo una correlación de los resultados entre el Test y el Retest de TEOAEs, lo cual puede ser explicado a través de la variabilidad en los resultados en una misma persona y entre personas. En el estudio de Mertes (2014) también se puede observar variabilidad tanto intra como inter sujeto en las diferentes sesiones que fueron tomadas las muestras en dicha investigación, donde se advirtieron variaciones en relación al efecto de supresión. Otros factores que pudieron influir en los resultados obtenidos en el presente trabajo, fue el problema de calibración del equipo utilizado para medir las TEOAEs durante el proceso de toma de muestras y también por la variabilidad en la forma de poner la sonda en el conducto auditivo externo para tomar las muestras. Cabe destacar, que tal como fue explicado en metodología, antes de la toma de TEOAEs se realizó una impedanciometría, la cual se encontró normal en todos los sujetos, por lo que se puede descartar alteraciones de oído medio que interfieran en la toma de las emisiones otoacústicas.

En relación al segundo objetivo planteado, se utilizó tanto la prueba de habla en ruido HINT como la prueba de habla en ruido con bisílabos, creada por el Dr. Adrián Fuentes, agregando esta última prueba para otorgar mayor sensibilidad a la investigación. En cuanto a la prueba de habla en ruido HINT, se encontraron diferencias significativas entre las subpruebas HINT Front, HINT noise right, HINT noise left y HINT composite, ya que al observar los datos se hace evidente que los puntajes obtenidos en el HINT Front son de un rendimiento menor que los encontrados en HINT Left y Right. Estos resultados se condicen con lo expuesto en la literatura, ya que se ha demostrado que el habla es más inteligible especialmente cuando está separada de la fuente del ruido y que al comparar la condición Front con las condiciones en que la fuente del ruido y el habla están separadas por 90° (es decir, las condiciones Noise left y Noise right) se puede ver una mejora de 6 a 10 dB SRT (Vaillancourt et al., 2005). Lo anterior, se puede advertir en la presente investigación, debido a que al comparar los resultados

obtenidos en la condición HINT Front con los encontrados en la condición HINT noise right, se halló una diferencia de 7,72 RSR, mientras que con la subprueba HINT noise left, se halló una diferencia de 7,59 RSR. La mejora de la percepción del habla como resultado de la separación espacial de la señal y el ruido se conoce como “liberación binaural del enmascaramiento” (*binaural release from masking*) (Kim & Frisina, 2006). Estos resultados respaldan la importancia que tiene la capacidad de escuchar binauralmente para la inteligibilidad del habla en ruido. En relación a la prueba de habla en ruido con bisílabos, no es posible comparar el desempeño obtenido con otras investigaciones, ya que no se ha utilizado de manera formal en otros estudios.

Por último, en cuanto al tercer objetivo planteado en esta investigación, si bien nuestra hipótesis era que la magnitud del efecto de supresión contralateral del ruido sobre la amplitud de TEOAEs se correlaciona directamente con el rendimiento en tareas de discriminación de habla en ruido, a partir de los resultados obtenidos no es posible llegar a una conclusión definitiva, ya que esto no se pudo corroborar en todas las bandas frecuenciales evaluadas y se encontraron correlaciones opuestas en bandas diferentes para un mismo oído.

En OI se encontró una correlación negativa entre la banda frecuencial de 3.5 - 4.5 KHz con la subprueba HINT Front y HINT Composite, lo cual significa que un mayor efecto de supresión en esta banda frecuencial se relaciona con un peor desempeño en el reconocimiento de habla en ruido. Mientras que en OD se observó este mismo tipo de correlación en la banda frecuencial de 1.5-2.5 KHz con la subprueba HINT noise front y HINT Composite. El hecho de que se haya encontrado correlación entre la subprueba HINT front y estas bandas frecuenciales, se condice con lo hallado por Kim, Frisina y Frisina (2006) quienes encontraron que el sistema MOC se correlaciona con el procesamiento de habla cuando el ruido de fondo y habla proceden de lugares similares.

Si bien, Kawase y Liberman (1993) plantean la hipótesis que relaciona una mayor amplitud del reflejo olivococlear eferente a un mejor rendimiento en pruebas de habla en ruido, Mertes (2014) encontró que un mejor rendimiento en las pruebas de habla en ruido se correlaciona con una menor magnitud del reflejo MOC, lo que a su vez se condice en el estudio realizado por De

Boer Thornton y Klumbholz (2012), lo cual se asemeja a los resultados encontrados en este estudio y descritos anteriormente.

Por otro lado, en OD también se halló una correlación pero en dirección positiva entre la banda frecuencial de 4.5 - 5.5 KHz de OD con las subpruebas HINT noise right y HINT noise Left, lo cual quiere decir que un mayor efecto de supresión se relaciona con un mejor desempeño, resultado similar al obtenido por Kim, Frisina y Frisina (2006), ya que estos autores encontraron correlación entre el ES de la banda frecuencial de 4 -6 kHz y la prueba de habla en ruido HINT. Por lo tanto, ambos hallazgos apoyan la hipótesis de Kawase y Liberman (1993).

El hecho de que hayan existido correlaciones significativas entre las TEOAEs y la prueba de habla en ruido HINT en direcciones opuestas, es decir, en dirección positiva y negativa, se puede explicar por la influencia de factores atencionales. Se ha comprobado que la amplitud de DPOAEs y TEOAEs pueden cambiar de forma significativa según la tarea cognitiva en que se encuentre el sujeto (Smith, Aouad & Keil, 2012, De Boer, Thornton y Klumbholz ,2012). Según Mertes (2014) si las mediciones son tomadas durante un tiempo breve, como en una sola visita, la falta de atención puede reducir la habilidad para detectar el efecto de supresión. Agrega además que idealmente, la atención podría ser controlada haciendo que el sujeto realice la misma tarea cada vez que se tome la muestra y asegurar que tenga el mismo rendimiento cada vez. Es por esto que en esta investigación, las mediciones de TEOAEs pueden estar influidas por factores atencionales propios de los sujetos, ya que si bien no se encontraban realizando ninguna tarea cognitiva de forma paralela como parte de la investigación, dichos factores pudieron interferir en el desempeño de los sujetos al no ser controlados durante la toma de muestras y provocar variabilidad en las amplitudes de las TEOAEs.

Otras de las razones que quizás incidieron en los hallazgos inconsistentes encontrados, es la posible descalibración del equipo utilizado para la medición de TEOAEs, ya que cabe la posibilidad de que haya presentado fallas antes de mandar a ser calibrado, sospecha que se fundamenta en las dificultades en obtener una alta reproductibilidad durante las últimas evaluaciones. A esto se suma el reducido número de participantes, ya que si el tamaño

muestral hubiese sido más grande, las variaciones intra e inter individuo afectarían en menor medida en los resultados y por ende estos serían más consistentes entre sí.

Limitaciones del estudio

En esta investigación se utilizaron TEOAEs, las cuales son útiles para la investigación de la funcionalidad del sistema auditivo eferente, brindando la posibilidad de realizar un análisis al efecto de supresión (Kemp, 2002). Una limitación de este estudio, fue que se optó por el uso de TEOAEs debido a que la medición de DPOAEs tenía la desventaja de requerir un tiempo de aplicación más extenso. El uso de DPOAEs hubiese entregado mayor información acerca del funcionamiento auditivo eferente, ya que una de sus ventajas es que hay una mayor especificidad frecuencial diferencia de las TEOAEs (Kemp, 2002; Siegel, 2008). Por otro lado, el tiempo necesario para completar el protocolo de evaluación era prolongado, por lo que pudo ser un factor influyente en la disminución atencional de los sujetos, elemento que como fue mencionado anteriormente, pudo alterar los resultados de las TEOAEs, ya que esta era la última prueba en realizarse.

Otra limitación del estudio es el tamaño de la muestra, ya que solo 20 sujetos completaron las evaluaciones, lo que hace que los resultados obtenidos tengan menor significancia estadística. Esto ocurre al comparar la diferencia en el ES entre OD y OI, ya que se observó una tendencia a la significación, lo cual pudo ser corroborado si el tamaño de la muestra hubiese sido mayor, pudiendo así extrapolar esta información a la población. Además, se debe destacar que el rango de edad que fue considerado para este estudio fue de 20 a 29 años 11 meses, por ende los resultados obtenidos en esta investigación son de difícil generalización para otros grupos de población, por lo que están limitadas las posibles aplicaciones clínicas que pudieran derivar de la investigación.

Desafíos futuros

Como se mencionó anteriormente, dadas las características de las TEOAEs no es posible obtener resultados específicos en relación al funcionamiento del sistema eferente en relación a la inervación frecuencial, es por esto que en futuras investigaciones sería interesante realizar el estudio con DPOAEs para corroborar relaciones más específicas en relación a ciertas áreas de la cóclea, a pesar del tiempo que implica. Además, sería interesante complementar las TEOAEs con pruebas que evalúen la actividad del sistema eferente a nivel neural, ya sea con electrococleografía o BERA (ambos potenciales de latencia temprana) antes, durante y después del ruido contralateral para así evaluar su actividad y disminuir los factores que puedan interferir en los resultados.

También es importante que en futuras investigaciones, se controle la variable atencional, ya que como se describe en la literatura, este elemento puede incidir de forma importante en los resultados obtenidos, como se sospecha que ocurrió en esta investigación, en donde hallaron correlaciones positivas y negativas en un mismo oído. Por lo tanto, manejar esta variable podría reducir la variabilidad presentada tanto intra como inter sujeto.

Otro aspecto a considerar, es que si bien ocupamos una prueba de habla en ruido con bisílabos la cual tiene baja predictibilidad por parte del sujeto evaluado dado que a diferencia del HINT no puede completar las oraciones (en este caso palabra), apoyándose a través de su sistema semántico, ya que la información implicada por estímulo es muy poca, la prueba de bisílabos aún no se encuentra normada. Por esto sería pertinente utilizar a futuro una prueba de similares características en relación a la predictibilidad pero que se encuentre estandarizada, para observar si se puede establecer alguna correlación en relación a dicha prueba.

Cabe mencionar el estímulo utilizado al momento de enmascarar, ya que puede no ser el más adecuado para la evaluación, dado que en la vida real las señales que interfieren en la discriminación auditiva presentan distintas características tanto frecuenciales como en intensidad. En consecuencia sería interesante realizar pruebas de habla en ruido controlando la

señal enmascaradora con diferentes características intentando acercarse a las señales competitivas que se dan en la cotidianidad.

CONCLUSIÓN

A partir de los resultados obtenidos por esta investigación, podemos determinar que solo existe correlación en tres bandas frecuenciales evaluadas con el desempeño en pruebas de habla en ruido, las cuales poseen direcciones opuestas y corresponden a oídos distintos. Por lo tanto, no es posible confirmar la hipótesis planteada al inicio de esta investigación de que la magnitud del efecto de supresión contralateral del ruido sobre la amplitud de TEOAEs se correlaciona directamente con el rendimiento en tareas de discriminación de habla en ruido en individuos adultos normoyentes, aunque no se descarta completamente, ya que los resultados obtenidos pueden estar influidos por factores atencionales, tamaño muestral y estado del equipo utilizado para la medición de TEOAEs.

BIBLIOGRAFÍA

Abdala, C. Dhar, S. Ahmad, M. y Luo, P. (2014). Aging of the medial olivocochlear reflex and associations with speech perception. *Journal of Acoustic Society of America*. 135(2), 754-765.

Abdala, C., Mishra, S. y Williams, T. (2009). Considering distortion product otoacoustic emission fine structure in measurements of the medial olivocochlear reflex. *Journal of Acoustic Society of America*. 125 (3), 1584–1594.

Aguilar, E. (2013). Caracterización del efecto del reflejo olivococlear contralateral sobre la respuesta coclear humana. (tesis doctoral) [Imagen] Universidad de Salamanca. Ciudad de Salamanca, España. Recuperado de http://audiolab.usal.es/Documentos/ArticulosLAB/tesisdoctoral_Enzo-Aguilar.pdf

American Speech-Language-Hearing Association (2005). (*central*) *auditory processing disorders* [Reporte técnico]. Recuperado de www.asha.org/policy.

Ashmore, J., Avan, P., Brownell, W., Dallos, P., Dierkes K., Fettiplace, R., Grosh K., Hackney., Hudspeth A., Jülicher F., Lindner B., Martin P., Meaud J., Petitl C., Santos Sacchi, J. y Canlon B. (2010). The remarkable cochlear amplifier. *Hearing Research*. 266, 1-17.

Assman, P. y Summerfield, Q. (2004). The Perception of Speech Under Adverse Conditions. En Greenberg, S., Ainsworth, W. A. y Frey, R. R. (Eds.), *Speech Processing in the Auditory System* (pp. 231- 308). New York: Springer-Verlag, Inc.

Atchersona, S., Martin, J. y Lintvedt, R. (2008). Contralateral noise has possible asymmetric frequency-sensitive effect on the 2F1-F2 otoacoustic emission in humans. *Neuroscience Letters*. 438, 107-110.

Barón de Otero, C., Brik, G., Flores, L., Ortiz, S., y Abdala, C. (2008). The Latin American Spanish Hearing in Noise Test. *International Journal of Audiology*. 47, 362-363.

Basterra, J. (2009). Tratado de otorrinolaringología y patología cervicofacial. España: Elsevier Masson.

Binder, J., Liebenthal, E., Possing, E., Medler, D. y Ward, D. (2004). Neural correlates of sensory and decision processes in auditory object identification. *Nature neuroscience*. 7 (3), 295-301.

Bonavida, A., Perelló, E. y Salesa, E. (2005). Tratado de Audiología. Barcelona: Editorial Elsevier Masson.

Chambers, A. Hancock, K. Maison, F. Liberman, M. y Polley, D., (2011). Sound-Evoked Olivocochlear Activation in Unanesthetized Mice. *Association for Research in Otolaryngology*. 13, 209-217.

Ciuman, R. (2010). The Efferent System or Olivocochlear Function Bundle – Fine Regulator and Protector of Hearing Perception. *International journal of Biomedical science*. 6 (4), 276-288.

Collet, L., Kemp, D., Veuillet E., Duclaux R., Moulin A. y Morgon, A. (1990). Effect of contralateral auditory stimuli on active cochlear micro-mechanical properties in human subjects. *Hearing Research*. 43, 251-262.

Collet, L., Moulin, A., Morlet, T., Giraud, A. y Chéry-Croze, S. (1994). Contralateral auditory stimulation and otoacoustic emissions. *British Journal of Audiology*. 28, 213-218.

Cooper, N. y Guinan, J. (2006). Efferent-mediated control of basilar membrane motion. *Journal of Physiology*. 576 (1), 49-54.

Dallos, P., Popper, A. y Fay, R. (1996). Physiology of Olivocochlear Efferents. En: Dallos, P., Popper, A. y Fay, R (eds). *The Cochlea* (1ra ed). USA: Springer. pp.435-441.

Darrow, K., Maison, S. y Liberman, C. (2006). Selective Removal of Lateral Olivocochlear Efferents Increases Vulnerability to Acute Acoustic Injury. *Journal of Physiology*. 97. 1775-1785

De Boer, J. y Thornton, A. (2007). Effect of subject task on contralateral suppression of click evoked otoacoustic emissions. *Hearing Research*. 223, 117-123.

De Boer, J., Thornton, A. y Krumbholz, K. (2012). What is the role of the medial olivocochlear system in speech-in-noise processing?. *Journal of Neurophysiology*. 107, 1301-1312.

Delano, P. Elgueda, D. Hamame, C y Robles, C., (2007). Selective Attention to Visual Stimuli Reduces Cochlear Sensitivity in Chinchillas. *The Journal of Neuroscience*. 27 (15), 4146-4153.

Delano, P. Robles, I. y Robles, L., (2005). Sistema eferente auditivo. *Revista de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello*. 65 , 55-62.

Delano, P. y Robles, L. Efferent System. En: Dallos, P. Oertel, D. *The Sences: A Comprehensive Reference*, Vol 3, Audition, 2008. pp. 413-446.

Dhar, S. y Hall, J. (2012). Otoacoustic emissions: principles, procedures and protocols. USA: Plural Publishing.

Dvorkin, M. Cardinali, D. y Lermoli, R. (2010). Sistemas sensoriales. En: Dvorkin, M. Cardinali, D. y Lermoli, R. (eds). *Bases Fisiológicas de la Práctica Médica* (14va ed). Buenos Aires: Editorial Médica panamericana. pp.906-913.

Engdahl, B. (2002) Otoacoustic Emissions in the general adult population of Nord-Trodelang, Norway: I. Distributions by age, gender, and ear side. *International Journal of Audiology*. 41: 64-77.

Fuente, A., Hormazábal, X., López, A. y Bowen, M. (2011). Efecto de Supresión Eferente de las Emisiones Otoacústicas Transientes y Discriminación de Habla en Ruido. *Revista Chilena de Fonoaudiología*, 10, 7-17.

Garinis, A., Glatke, T. y Cone, B. (2011). The MOC reflex during active listening to speech. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. 54, 1464-1476.

Géléoc, G. y Holt, J. (2003). Auditory amplification: outer hair cells pres the issue. *Neuroscience*. 26 (3). 115-117.

Giraud, A., Collet, L., Chery-Croze, S., Magnan, J. y Chays, A. (1995). Evidence of a medial olivocochlear involvement in contralateral suppression of otoacoustic emissions in humans. *Brain Research*. 705,15-23.

Giraud, A., Garnier, S., Micheyl, C., Lina, G., Chays, A., y Chery-Croze, S. (1997). Auditory efferents involved in speech-in-noise intelligibility. *Neuroreport*. 8 (7), 1779-83.

Gómez, O. y Obando, R. (2006). Bases de anatomía y fisiología: oído externo, oído medio, oído interno, vías centrales auditivas y el sistema vestibular. En: Gómez, O. (ed). *Audiología Básica* (1era ed). Colombia: Universidad Nacional de Colombia. Pp 31-50.

Gómez, O. y Casas, A. (2006). Registros electrofisiológicos auditivos. En: Gómez, O. (ed), *Audiología básica* (1era ed). Colombia: Universidad Nacional de Colombia. pp. 202-206.

Groff, J., y Liberman, M. (2003). Modulation of cochlear afferent response by the lateral olivocochlear system: activation via electrical stimulation of the inferior colliculus. *Journal of Neurophysiology*. 90, 3178–3200.

Guinan, J. (2010). Cochlear efferent innervation and function. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery*. 18(5), 447–453.

Guinan, J y Glifford, M. (1988). Effects of electrical stimulation of efferent olivocochlear neurons on cat auditory-nerve fibers III Tuning curves and thresholds en CF. *Hearing Research*. 37(1), 29-45.

Hall, J., (1999). Otoacoustic emissions: then and now. En: Hall, J. (ed), *Handbook of otoacoustic emissions* (1era ed). Canada: Cengage Learning. pp.1-26.

Henkel, C. (2002). Sistema auditivo. En: Haines, D. *Principios de Neurociencia*. 2da Edición. España: Elsevier Science. pp 323-340.

Hochtmuth, S., Brand, T., Melanie, Z., Zenker, F., Wardenga, N., y Kollmeier, B. (2012). A Spanish matrix sentence test for assessing speech reception thresholds in noise. *International Journal of Audiology*. 51, 536 - 544.

- Hood, L., Berlin, C., Hurley, A., Cecola, R. y Bell, B. (1996). Contralateral suppression of transient-evoked otoacoustic emissions in humans: intensity effects. *Hearing Research*. 101, 113-118.
- Huarte, A. (2008). The Castilian Spanish Hearing in Noise Test. *International Journal of Audiology*. 47, 369-370.
- House Ear Institute (2003). *HINT for Windows 6.3 Operating Instructions* [Instructivo]. Los Angeles, California.
- Irving, S. Moore, D. Liberman, M y Sumner, C. , (2011). Olivocochlear Efferent Control in Sound Localization and Experience-Dependent Learning. *The Journal of Neuroscience*. 31 (7), 2493 - 2501.
- Kawase, T. Delgutte, B., y Liberman, M. (1993). Antimasking Effects of the Olivocochlear Reflex. I. Enhancement of Compound Action Potential to Masked Tones. *Journal of Neurophysiology*. 70 (6), 2519 - 2523.
- Kawase, T., Delgutte, B., y Liberman, M. (1993). Antimasking Effects of the Olivocochlear Reflex. II. Enhancement of Auditory-Nerve Response to Masked Tones. *Journal of Neurophysiology*. 70 (6), 2533 - 2549.
- Kemp, D. (2002) Otoacoustic emissions, their origin in cochlear function, and use. *British Medical Bulletin*. 63, 223-241.
- Keppler, H., Dhooge, I., Corthals, P., Maes, L., D'haenens, W., Bockstael, A., Philips, B., Swinnen, F. y Vinck, B. (2010). The effects of aging on evoked otoacoustic emissions and efferent suppression of transient evoked otoacoustic emissions. *Clinical Neurophysiology*. 121, 359-365.
- Killion, M., Niquette, P. y Gudmundsen, G. (2004). Development of a quick noise-in-speech test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal hearing and hearing-impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America*, 116 (4), 2395-2405.
- Kim, S., Frisina, D. y Frisina, R. (2006). Effects of age on speech understanding in normal hearing listeners: Relationship between the auditory efferent system and speech intelligibility in noise. *Speech Communication*, 48, 855-862.
- Liberman, M. y Guinan, J. (1998). Feedback control of the auditory periphery: anti-masking effects of middle ear muscles vs. olivocochlear efferent. *Journal of Communication Disorders*. 31, 471-483.
- Lisowska, G., Namyslowski, Orecka, B. y Misiolek, M. (2014). Influence of aging on medial olivocochlear system function. *Clinical Interventions in Aging*. Dove Press Journal: clinical interventions in aging. 9, 901-914.

Lilaonitkul, W. y Guinan, J. (2009). Human Medial Olivocochlear Reflex: Effects as Functions of Contralateral, Ipsilateral, and Bilateral Elicitor Bandwidths. *Journal of the Association for Research in Otolaryngology*. 10(3), 459–470.

Maison et al. (2002). Efferent Protection from Acoustic Injury Is Mediated via $\alpha 9$ Nicotinic Acetylcholine Receptors on Outer Hair Cells. *The Journal of Neuroscience*. 22(24), 10838-10846.

Mertes, I. (2014). *Repeatability of medial olivocochlear efferent effects on transient-evoked otoacoustic emissions in normal-hearing adults*. (Tesis doctoral). University of Iowa. Ciudad de Iowa, Iowa. Recuperado de <http://ir.uiowa.edu/etd/1364>

Micheyl, C. y Collet, L. (1996). Involvement of the olivocochlear bundle in the detection of tones in noise. *The Journal of the acoustical Society of America*. 99 (3): 1604-1610.

Mishra, S. y Lutman, M. (2014). Top-Down Influences of the Medial Olivocochlear Efferent system in Speech Perception in Noise. *PLoS ONE*. 9(1): e85756. doi:10.1371/journal.pone.0085756.

Muchnik, C., Roth, D., Othman-Jebara, R., Putter-Katz, H., Shabtai, E., Hildesheimer, M. (2014). Reduced Medial Olivocochlear Bundle System Function in Children with Auditory Processing Disorders. *Audiology Neuro-otology*. 9, 107 - 114.

Muñiz, F. Ventura, A y Algarra, J. (2006). Estudio de la correlación existente entre el efecto supresor contralateral y la fatiga auditiva mediante otoemisiones acústicas transitorias. *Acta otorrinolaringológica española*, 57, 199-203.

Moulin, A., Collet, L., Veuille, E. y Morgon, A. (1993) Interrelations between transiently evoked otoacoustic emissions, spontaneous otoacoustic emissions and acoustic distortion products in normally hearing subjects. *Hearing research*. 65, 216-233.

Mott, J., Norton, S. Neely, S. y Warr, W. (1989) Changes in spontaneous otoacoustic emissions produced by acoustic stimulation of the contralateral ear. *Hearing research*. 38, 229-242.

Nieuwenhuys, R. Voogd, J. y Van Huijzen, C. (2009). *El sistema nervioso central humano*. Madrid: Editorial médica panamericana.

Perrot, X., Ryvlin, P., Isnard, J., Guenot, M., Catenoix, H., Fischer, C., Manguière, F. y Collet, L. (2006). Evidence for Corticofugal modulation of Peripheral Auditory Activity in Humans. *Cerebral Cortex*. 16 (7), 941-948.

Philibert, B., Veuille, E. y Collet, L. (1998). Functional asymmetries of crossed and uncrossed medial olivocochlear efferent pathways in humans. *Neuroscience Letters*. 253, 99-102.

Prieve, B. y Fitzgerald, T. (2002). Otoacoustic Emissions. En: Katz, J. (Ed.). *Handbook of clinical audiology* (5ta ed). USA: Lippincott Williams y Wilkins. (pp. 440- 466).

- Probst, R. y Harris, F. (1997). Otoacoustic Emissions. En: Alford, B., Jerger, J. y Jenkins, H. (eds). *Electrophysiologic evaluation in Otolaryngology*. 53: 182-204.
- Purves, D. (2010). Sistema auditivo. En Purves, D. (Eds). *Neurociencias* (pp.309 - 343). Editorial Médica Panamericana.
- Robinette, M. (2003) Clinical observations with evoked otoacoustic emissions at Mayo Clinic. *Journal of the American Academy of Audiology*. Vol 4 (4): 213-224.
- Robles, L. (2001). Respuesta Mecánica y amplificador coclear. En Suárez, H. y Velluti, R (Eds). *La cóclea. Fisiología y patología*. Uruguay: Ediciones Trilce. pp.79-92.
- Sánchez, M. y Merchán, M. (2007). Estructura y función del cerebro auditivo. En: Suárez, C., Gil-Carcedo, L., Marco, J., Medina, J. Ortega, P. y Trinidad, J. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. 2da Edición. (pp. 969-995). Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.
- Siegel, J. (2008). Otoacoustic Emissions. En: Allan, I. Basbaum, Akimichi Kaneko, Gordon M. Shepherd and Gerald Westheimer (eds). *The Senses: A Comprehensive Reference*. Vol 3 (pp. 237-262). Audition. Peter Dallos and Donata Oertel. San Diego: academic Press: 2008.
- Sridhar, T., Liberman, M., Brown, M. y Sewell, W. (1995). A novel cholinergic 'slow effect' of efferent stimulation on cochlear potentials in the guinea pig. *Journal of Neuroscience*. 15 (5). 3667-3678
- Smith, D., Aouad, R. y Keil, A. (2012). Cognitive task demands modulate the sensitivity of the human cochlea. *Frontiers in Psychology*, 3, 1-8.
- Terreros, G., Wipe, B., León, A. y Delano, P. (2013). Desde La corteza auditiva a la cóclea: Progresos en el sistema eferente auditivo. *Revista de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello*. 73(2), 174-188.
- Tokgoz-Yilmaz, S., Kose, SK., Turkyilmaz, MD., y Atay, G. (2013). The role of the medial olivocochlear system in the complaints of understanding speech in noisy environments by individuals with normal hearing. *Auris Nasus Larynx*. 40(6): 521-4.
- Uribe, R. y Durand, J. (2005) Bases técnicas y fisiológicas de las emisiones otoacústicas transitorias. *Otorrinolaringología*. 50 (4): 103-111.
- Vaillancourt, V., Laroche, C., Mayer. C., Basque, C., Nali, M., Eriks-Brophy, A., ...Giguere, C. (2005). Adaptation of the HINT (hearing in noise test) for adult Canadian Francophone populations. *International Journal of Audiology*. 44, 358-369.
- Velluti, R. Pedemonte, M. y Garcia-Austt, E., (1989). Correlative changes of auditory nerve and microphonic potentials throughout sleep. *Hearing Research*. 39 ,203-208

- Velluti, R (2001). El sistema eferente y sus acciones sobre el ingreso de información auditiva. En Suárez, H. y Velluti, R (Eds). *La cóclea. Fisiología y patología* (pp.79-92).Uruguay: Ediciones Trilce.
- Vinck, B. Van Cauwenberge, P., Corthals, P. y De Vel, E. (1998) Multivariant analysis of Otoacoustic Emissions and Estimation of Hearing Thresholds: Transient Evoked Otoacoustic Emissions. *Audiology*. 37: 315-334.
- Wagner, W., Frey, K. Heppelman, G., Plontke, S. y Zenner H. (2008). Speech in noise intelligibility does not correlate with efferent olivocochlear reflex in humans with normal hearing. *Acta Oto-Laryngologica*, 128, 53-60.
- Warr, WB., Guinan JJ. (1979). Efferent innervation of the organ of Corti: two separate systems. *Brain Research*. 173, 152-155.
- Weiss, D., y Demsey, J. (2008). Performance of Bilingual Speakers on the English and Spanish Versions of the Hearing in Noise Test (HINT). *Journal of the American Academy of Audiology*. 19, 5-7.
- Williams, E., Brookes, G., y Prasher. D. (1994).Effects of Olivocochlear Bundle Section on Otoacoustic Emissions in Humans: Efferent Effects in Comparison with Control Subjects. *Acta Otolaryngologica*. 114, 121-129.
- Wilson, R., McArdle, R. y Smith, S. (2007). An Evaluation of the BKB-SIN, HINT, QuickSIN, and WIN Materials on Listeners with Normal Hearing and Listeners with Hearing Loss. *Journal of Speech, Language and Hearing Research*, 50, 844-856.
- Zhao, W. y Dhar, S. (2012). Frequency tuning of the contralateral medial olivocochlear reflex in humans. *Journal of neurophysiology*. 108(1), 25–30.

ANEXOS

ANEXO N°1

CONSENTIMIENTO INFORMADO

“Relación entre el reflejo eferente olivococlear y el reconocimiento de habla en ruido”

Nombre del Investigador principal: Flga. Macarena Bowen Moreno

R.U.T.: 16.208.668-5

Institución: Departamento de Fonoaudiología, Facultad de Medicina, Universidad de Chile.

Teléfono: 2-9786606

Mail de contacto: tesis.eferente2015@gmail.com

Invitación a participar: Le estamos invitando a participar en el proyecto de investigación “Relación entre el reflejo eferente olivococlear y el reconocimiento de habla en ruido”. Este reflejo pertenece al sistema auditivo y una de las funciones que cumpliría es permitirnos discriminar sonidos cuando hay ruido de fondo (ej. Conversación en una fiesta).

Objetivos: Esta investigación tiene por objetivo determinar si existe relación entre el sistema eferente auditivo y la capacidad de discriminar sonidos como el habla cuando hay ruido de fondo. El estudio incluirá a un número total de 30 adultos con audición normal, todos habitantes de Chile.

Procedimientos: Si Ud. acepta participar de este proyecto, será sometido durante una sesión de 45 a 60 minutos (con descanso cada 20 minutos) a los siguientes procedimientos: Cuestionario de antecedentes, evaluación auditiva completa (otoscopía, audiometría e impedanciometría y emisiones otoacústicas) y 2 pruebas de repetición de palabras mientras suena un ruido de fondo. La sesión de evaluación podrá dividirse en dos si es que usted así lo solicita.

Riesgos: La realización de los procedimientos anteriormente mencionados no presenta ningún riesgo para su salud.

Costos: Los procedimientos mencionados no presentan costo alguno para Ud. durante el desarrollo de este proyecto.

Beneficios: Además del beneficio que este estudio significará para el progreso del conocimiento, usted se verá beneficiado al conocer el estado de su audición y recibirá consejería de encontrarse alguna alteración.

Alternativas: Ud. podrá retirarse de este estudio en cualquier momento, incluso sin dar razones y sin perjuicio alguno para Ud.

Compensación: Ud. no recibirá ninguna compensación económica por su participación en el estudio.

Confidencialidad: Toda la información derivada de su participación en este estudio será conservada en forma de estricta confidencialidad, lo que incluye el acceso de los investigadores o agencias supervisoras de la investigación. Cualquier publicación o comunicación científica de los resultados de la investigación será completamente anónima.

Voluntariedad: Su participación en esta investigación es totalmente voluntaria y no ha sido forzado u obligado a participar del estudio.

Complicaciones: El someterse a este estudio no genera complicaciones para usted.

Derechos del participante: Usted recibirá una copia íntegra y escrita de este documento firmado. Si usted requiere cualquier otra información sobre su participación en este estudio puede comunicarse con:

Investigador: Flga. Macarena Bowen Moreno. 2-9786606

Autoridad de la Institución: Prof. Flga. Zulema de Barbieri. 2-9786181

Otros Derechos del participante: En caso de duda sobre sus derechos comunicarse con el Presidente Comité de Ética de Investigación en Seres Humanos Dr. Manuel Oyarzún G., Teléfono: 29786923, Email: ceiha@med.uchile.cl. Ubicados en Dpto. Bioética y Humanidades Médicas, 3ºPiso, Av. Independencia 1027, Comuna de Independencia.

Conclusión: Después de haber recibido y comprendido la información de este documento y de haber podido aclarar todas mis dudas, otorgo mi consentimiento para participar en el proyecto “Relación entre el reflejo eferente olivococlear y el reconocimiento de habla en ruido”.

_____ Nombre del sujeto Rut:	_____ Firma	_____ Fecha
_____ Nombre del informante Rut:	_____ Firma	_____ Fecha
_____ Nombre del investigador Rut	_____ Firma	_____ Fecha

ANEXO N°2**CUESTIONARIO****Identificación**

Nombre: _____ Edad: _____

Sexo: _____ Fecha de nacimiento: _____

Dirección: _____

Correo: _____

Número de contacto: _____

Ocupación: _____

Lateralidad: _____

Antecedentes Médicos

Enfermedades Importantes durante la niñez (especificar medicamentos):

Hospitalizaciones: SI /NO

Motivo:

Duración: _____

Enfermedades actuales:

Medicamentos: _____

Alergias: _____

¿Consume algún tipo de drogas? SI / NO

¿Cuáles?: _____

Antecedentes audiológicos

¿Ha tenido alguna enfermedad diagnosticada por otorrinolaringólogo? SI / NO

¿Cuál? _____

¿Se encuentra actualmente en tratamiento?

¿Sufrió de otitis recurrentes en su niñez? SI / NO

¿Está expuesto a ruidos constantes o de alta intensidad? SI / NO

¿Escucha “pitos” en el oído de forma recurrente? SI / NO

¿Cómo percibe que es su audición?

¿Cómo percibe que escucha en ambientes ruidosos (como metro, fiestas, restaurant, etc.)

¿Durante esta semana ha estado expuesto a ruido constante (fiestas, conciertos)? SI/NO

¿Existen antecedentes de problemas auditivos en su familia? SI / NO

¿Cuáles? _____

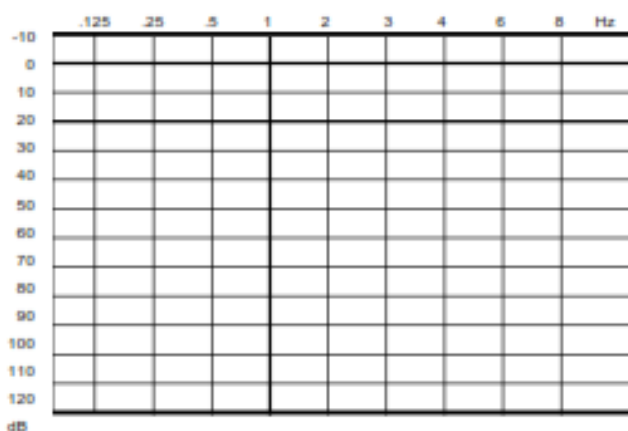
ANEXO Nº 3



**PROTOCOLO
AUDIOMETRÍA - IMPEDANCIOMETRÍA**

NOMBRE : _____

EDAD : _____ FECHA: _____ EXAMINADOR : _____

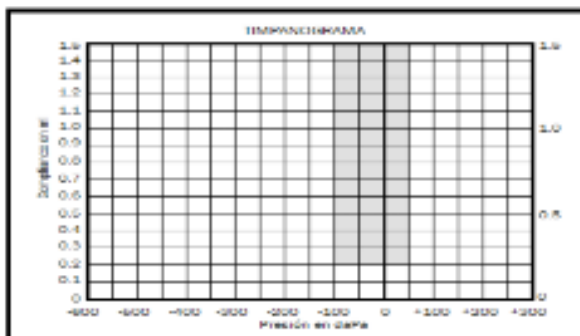


WEBER	RINNE
125Hz	125Hz
250Hz	250Hz
500Hz	500Hz
1000Hz	1000Hz

PTP	OD	OI
AEREO		
OSEO		

DISCRIMINACION DE LA PALABRA				
OD:	Lista	dB	Mkg	%
OI:	Lista	dB	Mkg	%

OBSERVACIONES:



☹		☹		
CONTRA	IPSI	ESTIMULO	IPSI	CONTRA
dB	dB	500 Hz	dB	dB
dB	dB	1000 Hz	dB	dB
dB	dB	2000 Hz	dB	dB
dB	dB	4000 Hz	dB	dB
dB		W.N.		dB

UMBRAL DE REFLEJO ACÚSTICO

FIRMA EXAMINADOR

TEOAEs

Test	0.5 -1.5 KHz	1.5 -2.5 KHz	2.5 -3.5 KHz	3.5 -4.5 KHz	4.5 -5.5 KHz
Sin ruido					
Con ruido					
Sin ruido					

Re - Test	0.5 -1.5 KHz	1.5 -2.5 KHz	2.5 -3.5 KHz	3.5 -4.5 KHz	4.5 -5.5 KHz
Sin ruido					
Con ruido					
Sin ruido					

HINT

HINT QUIET	HINT FRONT	HINT NOISE RIGHT	HINT NOISE LEFT	HINT COMP

Prueba de bisílabos

RSR	Lista OD	Lista OI
0		