

# Técnicas de reducción del efecto de oclusión en aparatos auditivos



**Laura Torío Rodríguez**

**Florianópolis (Brasil),**

**Diciembre 2014**

PROYECTO FIN DE CARRERA

# TÉCNICAS DE REDUCCIÓN DEL EFECTO DE OCLUSIÓN EN APARATOS AUDITIVOS

**Laura Torío Rodríguez**

INGENIERÍA SUPERIOR DE TELECOMUNICACIÓN especialidad de  
COMUNICACIONES

Programa “BECAS IBEROAMÉRICA. SANTANDER UNIVERSIDADES”  
CONVOCATORIA 2014/15

**TUTOR UFSC:**  
**Márcio Holsbach Costa**  
**CO-TUTORA UFSC:**  
**Renata Coelho Borges**  
**TUTORA UVIGO:**  
**Carmen García Mateo**

**Curso 2014/15**



*Nothing worth having comes easy.*

# TÉCNICAS DE REDUCCIÓN DEL EFECTO DE OCLUSIÓN EN APARATOS AUDITIVOS

**Laura Torío Rodríguez**

PROYECTO FIN DE CARRERA

INGENIERÍA DE TELECOMUNICACIÓN

UNIVERSIDAD DE VIGO en colaboración con UNIVERSIDAD FEDERAL DE STA CATARINA

## **Tutores:**

Márcio Holsbach Costa

Renata Coelho Borges

Carmen García Mateo

## **TRIBUNAL:**

Presidente:

*Secretario:*

*Vocal:*

## **CALIFICACIÓN:**

## **FECHA:**

A mi bisabuela Rosario,  
que nos siga cuidando siempre.

## **AGRADECIMIENTOS**

Aprovecho de nuevo la ocasión para agradecer a todos los que en mayor o menor medida han contribuido a la realización de este proyecto fin de carrera, y a toda una etapa a la que pone fin.

Por supuesto a mis padres, porque sin ellos nada sería posible. A mi madre, por todo, porque nunca llegaremos a agradecértelo lo suficiente. A mi padre, porque aunque a su manera siempre está ahí y nunca me falla. Gracias. Esto es tan mío como vuestro. A mis hermanos, por existir, por ser y por que estéis siempre. A mis abuelos, por su apoyo incondicional, gracias infinitas a mis ángeles de la guarda. A mis tíos y a mis primos, sobre todo a los que nunca fallan, muchas gracias por ser tanto.

También a los de siempre, a los que siguen a pesar del tiempo, de la distancia y de los cambios. A los de verdad, a los que saben todo y aún así se quedan. Gracias por seguir aguantando. Y a las que me encontré por el camino y ya son imprescindibles.

En especial, a Márcio y a Renata, por su acogida y amabilidad, por toda la ayuda desinteresada, por su paciencia y su tiempo. Gracias por aportarme tanto y hacer posible esta gran oportunidad, ha sido un placer aprender con vosotros.

Gracias también a todos los que han formado parte de esta extraordinaria experiencia en Floripa, sin duda inolvidable. Y a ti, por tu apoyo, por la paciencia y el tesón más infinitos, por seguir a pesar de todo, por darme tanto, porque es increíble saber que existes.

A todos, muchas gracias.



## **RESUMEN**

El principal objetivo de este trabajo es evaluar la calidad del sonido producido por dos métodos adaptativos de control activo de ruido para reducción del efecto de oclusión en aparatos auditivos. La oclusión ocurre cuando un molde o aparato auditivo es colocado en el oído dejando el canal auditivo obstruido. Debido a ese bloqueo el individuo oye su propia voz de forma apagada o ahuecada. Para evitarlo, la solución más común ha consistido en aumentar el tamaño de la abertura de ventilación del molde acoplado al audífono. Sin embargo, este hecho deriva en la aparición de otro efecto indeseado conocido como realimentación acústica, debido al acoplamiento entre el altavoz y el micrófono del dispositivo. Este fenómeno es percibido por el usuario como un silbido desagradable y conlleva una degradación significativa en el desempeño del sistema limitando la ganancia máxima del aparato auditivo.

Por ello, se han ido desarrollando nuevas técnicas de control inverso para corregir estos problemas. Primero con un sistema de control limitado por la utilización de parámetros fijos, que pueden verse afectados por las alteraciones diarias de posicionamiento del audífono en el oído del usuario. Y posteriormente a través del uso de técnicas de control inverso adaptativo. La primera de ellas basada en una estructura realimentada, implementada como un filtro de respuesta impulsional infinita. Y una nueva propuesta no-realimentada o *feedforward*, con el objetivo de minimizar el problema de la oclusión en aparatos auditivos, modificada a partir de la estructura *feedback* anterior, con el objetivo de evitar las limitaciones de inestabilidad presentadas por ésta.

Tras la evaluación de ambas técnicas de reducción mediante simulaciones y experimentos reales con voluntarios, se realiza una comparación tanto entre ellas como con respecto al sistema de procesado sin reducción de oclusión de los audífonos convencionales. Los resultados obtenidos muestran que ambas estructuras mejoran la percepción de la propia voz del usuario de un aparato auditivo, reduciendo el ‘ahuecamiento’ o amortiguamiento de la voz producido por el efecto de oclusión. Por tanto, se puede concluir que tanto con la estructura realimentada propuesta en un primer momento, como con el sistema no-realimentado posteriormente desarrollado, se obtienen mejores resultados que con el procesado convencional de los audífonos, en cuanto a reducción del efecto de oclusión se refiere. A la hora de comparar las estructuras estudiadas, aunque la percepción de la propia voz con el sistema realimentado parece resultar más agradable y confortable, la estructura no-realimentada podría presentarse como una buena solución de compromiso.

**Palabras clave –** *Efecto de oclusión, aparatos auditivos, audífonos, canceladores adaptativos de oclusión, estructura realimentada, estructura no-realimentada.*

**Keywords –** *Occlusion effect, hearing aids, adaptive cancellers, feedback structure, feedforward structure.*

# Índice

1.	INTRODUCCIÓN.....	14
2.	FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	17
a.	SISTEMA AUDITIVO HUMANO.....	17
b.	PÉRDIDAS AUDITIVAS.....	19
c.	AUDIOMETRÍA .....	20
d.	AUDÍFONOS.....	23
e.	EFFECTO DE OCLUSIÓN.....	25
3.	TÉCNICAS PARA LA CANCELACIÓN DEL EFECTO DE OCLUSIÓN (CANCELADORES DE OCLUSIÓN ADAPTATIVOS).....	28
a.	CANCELADOR ADAPTATIVO DE OCLUSIÓN REALIMENTADO .....	28
b.	CONTROLADOR ADAPTATIVO NO REALIMENTADO .....	31
4.	SIMULACIONES en Matlab <sup>®</sup> .....	34
a.	Compensación del camino directo .....	34
b.	IIR .....	36
c.	FIR.....	41
5.	IMPLEMENTACIÓN DE ALGORITMOS.....	45
a.	Compensación del camino directo .....	46
b.	IIR .....	49
c.	FIR.....	52
6.	MATERIALES Y MÉTODOS.....	55
a.	EN QUÉ CONSISTEN.....	56
b.	PREPARACIÓN .....	56
c.	EJECUCIÓN.....	58
7.	TESTS SUBJETIVOS. MEDIDAS Y RESULTADOS OBTENIDOS.....	61
a.	PRIMERA EVALUACIÓN .....	61
b.	RESULTADOS .....	63
c.	SEGUNDA EVALUACIÓN.....	64
8.	DISCUSIÓN Y DIFERENCIAS.....	66
9.	CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS .....	68
10.	REFERENCIAS .....	69

ANEXO A. Consentimiento libre e informado.....	72
ANEXO B. Guión, lista de frases y cuestionario empleados para la realización del primer ensayo.	
.....	76
ANEXO C. Lista de frases y cuestionario empleados para la realización del segundo ensayo....	84

## **Lista de Figuras**

Figura 1. Anatomía del oído .....	17
Figura 2. Distribución de frecuencias en la cóclea.....	19
Figura 3. Graduación de las pérdidas auditivas. ....	20
Figura 4. Evolución media de la pérdida auditiva en función de la edad en oyentes con audición normal (presbiacusia).....	20
Figura 5. Umbrales para los distintos niveles de pérdida auditiva. ....	21
Figura 6. Niveles de intensidad de los sonidos. ....	22
Figura 8. Lista de monosílabos y bisílabos. ....	22
Figura 9. Ejemplo de audiometría tonal realizada en la clínica de fonoaudiología de la UFSC. ....	22
Figura 10. Tipos de audífonos.....	23
Figura 11. Imagen real de un audífono BTE.....	25
Figura 12. Efecto de oclusión en un oído con audífono. ....	27
Figura 13. Estructura realimentada propuesta.....	29
Figura 14. Compensación de la influencia del camino directo. ....	29
Figura 15. Diagrama de bloques para adaptación lenta.....	30
Figura 16. Estructura no realimentada. ....	31
Figura 17. Diagrama de bloques para la estructura no-realimentada.....	32
Figura 18. Esquema para la implementación de la estructura realimentada.....	36
Figura 19. Resultados en Matlab de la estructura realimentada con camino directo completamente compensado.....	38
Figura 20. Respuesta en frecuencia del sistema con y sin cancelador sin retardo.....	38
Figura 21. Resultados en Matlab para la estructura realimentada con camino directo parcialmente compensado.....	39
Figura 22. Respuesta en frecuencia del sistema con y sin cancelador con retardo de 50 muestras.....	39
Figura 23. Resultados para la estructura realimentada con señales de voz reales. ....	40
Figura 24. Esquema para la implementación de la estructura no-realimentada. ....	41
Figura 25. Señales de voz real empleadas para comprobar del funcionamiento de las estructuras.....	41

Figura 26. Respuesta en frecuencia de la estructura no realimentada con camino directo completamente compensado.....	43
Figura 27. Respuesta en frecuencia de la estructura no realimentada con compensación parcial del camino directo.....	43
Figura 28. Comparación entre cancelador realimentado, no-realimentado y sin cancelador. ....	44
Figura 29. Placa <i>ADSP-BF537 EZ-KIT Lite</i> de Analog Devices. ....	45
Figura 30. Guión de implementación en Blackfin.....	46
Figura 31. Resultados obtenidos en el DSP para la estructura realimentada sin retardo. ....	51
Figura 32. Resultados obtenidos en el DSP para la estructura realimentada con un retardo de 50 muestras.....	52
Figura 33. Resultados obtenidos con el procesador <i>Blackfin</i> para la estructura no-realimentada. ....	54
Figura 34. Imagen del hardware empleado en el desarrollo del trabajo. ....	55
Figura 35. Diseño empleado de molde acoplado al audífono BTE. Figura 36. Esquema del molde auricular.....	56
Figura 37. Escala continua de medida para comparación pareada. ....	59
Figura 38. Estructura adaptativa para identificación del camino directo.....	59
Figura 39. Respuesta al impulso del camino directo. Figura 40. Respuesta al impulso del camino de compensación.....	60
Figura 41. Respuesta en frecuencia de camino identificado, camino de compensación y sistema compensado. ....	60
Figura 42. Gráfica Boxplot con resultados medios para cada voluntario en el experimento de locución de frases.....	63
Figura 43. Tabla de medida MOS.....	64
Figura 44. Ejemplo de respuestas en tabla MOS. ....	65
Figura 45. Gráfico de barras con los resultados de la segunda evaluación. ....	66



## 1. INTRODUCCIÓN

En general, la audición normal se corresponde con la habilidad para detectar sonidos de hasta 20dB N.A. (decibelios, nivel de audición). La pérdida de audición bilateral, parcial o total de 41 decibelios o más, es considerada Deficiencia Auditiva, denominando habitualmente como deficiente auditivo (D.A.) a aquella persona que presenta una diferencia significativa entre el desempeño del individuo y la habilidad normal para la detección sonora de acuerdo con los estándares establecidos por el American National Standards Institute (ANSI, 1989).

Los aparatos auditivos o audífonos tienen como objetivo ayudar a las personas con pérdidas auditivas a corregir o recuperar la calidad de la percepción sonora, por ejemplo en la capacidad de identificación de un locutor a partir de la voz. Con los recientes avances en la tecnología de estos dispositivos se han logrado mejoras significativas en la comprensión del habla por parte de los usuarios, así como niveles estéticos y de confort elevados mediante la integración de sus componentes. Los aparatos auditivos deben ser capaces de permitir a los usuarios oír sonidos con calidad e intensidad adecuadas (Dillon, 2001). Sin embargo, no son una solución perfecta. Un ejemplo de sus limitaciones aparece cuando un molde o un audífono se coloca en el oído dejando el canal auditivo parcialmente obstruido. En esa situación, el usuario de la prótesis auditiva oye su propia voz de forma diferente, como apagada, a causa de un aumento de la potencia en las frecuencias bajas de la señal de voz (predominantemente en la banda de 200 a 500 Hz) (Valente, 2002). Cuando el usuario de la prótesis está hablando o comiendo, las vibraciones de las cuerdas vocales o el sonido generado por la masticación se transmite a través de los huesos del cráneo. Eso hace que las porciones cartilaginosas presentes en las paredes del canal auditivo vibren actuando como una membrana elástica. Cuando el molde tapona el oído, esas vibraciones crean una presión sonora mucho más elevada que cuando el oído está abierto, causando un fenómeno conocido como efecto de oclusión.

Para solucionar este problema, en la mayoría de los aparatos auditivos se ha optado por un aumento del tamaño del conducto de ventilación. Sin embargo, con el aumento del conducto de ventilación se incrementa también la probabilidad de que aparezca otro fenómeno conocido como realimentación acústica, derivado del acoplamiento acústico entre el altavoz y el micrófono del audífono (Benesty, Sondhi, & Huang, 2008). Este fenómeno es percibido por el usuario como un sonido desgradable, más conocido como *silbido* o *whistling*. La realimentación acústica conlleva una degradación significativa en el desempeño del sistema limitando la ganancia máxima que el aparato auditivo puede proporcionar (Chung, 2004).

Recientemente, se introdujo la utilización de técnicas de control inverso para lidiar con el problema de la oclusión (Mejia, Dillon, & Fisher, 2008). Este método se presenta bastante prometedor, aunque, en la forma propuesta, posee una importante limitación asociada al hecho de utilizar un sistema de control cuyos parámetros son fijos. De modo que las alteraciones en el posicionamiento del aparato, realizadas diariamente por el usuario, hacen que resulte un controlador sub-óptimo. Este problema puede ser resuelto a través del uso de técnicas de control inverso adaptativo, como se propone en (Borges R. C., Costa, Cordioli, &

Assuiti, 2013). Sin embargo en este caso, al estar basado en una estructura realimentada, la optimización de los coeficientes se trata desde el punto de vista de la proyección de un filtro de respuesta impulsional infinita, pudiendo llevar al sistema a la inestabilidad o a una solución sub-óptima.

Por ello, fue entonces propuesta una nueva estructura, *feedforward*, con el objetivo de minimizar el problema de la oclusión en aparatos auditivos, modificada a partir de la estructura *feedback* propuesta en (Borges R. C., Costa, Cordioli, & Assuiti, 2013) con el objetivo de evitar las limitaciones presentadas por esta estructura anterior.

#### **a. Justificación**

Según el censo demográfico brasileño realizado en el año 2010, cerca de 9,7 millones de brasileños, el 5,1% de toda la población, resultaron portadores de deficiencias auditivas. De ellos, el 18,5% tenía gran dificultad permanente para la audición y el 78% alguna dificultad permanente. Por ello, el desarrollo científico y la evolución y dominio de la tecnología en este área resultan de extremo interés para el desarrollo nacional.

Los efectos de la oclusión y el desempeño del subsistema de cancelación de realimentación poseen un impacto directo en el uso, la comodidad y la calidad de sonido de los aparatos auditivos. La utilización de técnicas activas de reducción de la oclusión puede ofrecer interesantes mejoras tanto en la calidad del sonido como en la comodidad del usuario. Permite además la posibilidad de aumentar el conducto de ventilación, garantizando un incremento de la calidad acústica en bajas frecuencias, y la disminución de la complejidad computacional de los algoritmos de cancelación de realimentación, dejando de esta manera más recursos disponibles para la implementación de nuevas técnicas de reducción de ruido que ayuden a mejorar aún más la calidad de estos dispositivos.

Este trabajo forma parte de dos proyectos de investigación financiados por la CAPES y CNPq (*BEX 10184/12-0* y *bolsa de produtividade em pesquisa 304832/2012-0*) asociados al tema de reducción de ruido en aparatos auditivos.

#### **b. Objetivos**

El objetivo de este trabajo es evaluar y comparar el desempeño de dos técnicas de control activo de ruido para la reducción del efecto de oclusión.

#### **c. Metodología**

Para la realización de los experimentos será necesaria la fabricación de un molde personalizado acoplado a un prototipo de aparato auditivo *BTE* (*behind the ear*), donde existe un altavoz que reproducirá el sonido externo y un micrófono para capturar el sonido ambiente. Dentro del molde se añade un micrófono que permite verificar la intensidad sonora dentro de la cavidad auditiva. El volumen del sonido del altavoz es controlado para evitar cualquier molestia por parte del voluntario. La prueba comienza con el voluntario realizando la lectura de una frase y oyendo su propia voz. El procedimiento será repetido varias veces, para los enunciados seleccionados, y al final de cada lectura el voluntario será cuestionado sobre la calidad de su voz y del sonido ambiente. En cualquier momento el voluntario podrá pedir

apagar el sistema o retirar el molde, en caso necesario o si lo desea. El proceso completo no deberá durar más de 40 minutos. El voluntario no tendrá obligación, penalización ni bonificación financiera en ningún momento. En base a los resultados obtenidos será posible perfeccionar las técnicas de reducción del efecto de oclusión, proporcionando a los usuarios de prótesis auditivas mayor comodidad y calidad en el sonido generado por el dispositivo. Los resultados de esta investigación serán divulgados en artículos científicos y trabajos académicos.

#### **d. Estructura**

Este documento se estructura en 10 apartados, comenzando por la presente introducción donde se encuadra el contexto del trabajo desarrollado, su motivación y su estructura; seguida de una parte de fundamentos teóricos que explica los conceptos básicos relativos al sistema auditivo humano, las pérdidas de audición, los aparatos auditivos y sus inconvenientes, necesaria para entender el desarrollo realizado.

A continuación se presentan las dos técnicas adaptativas de reducción del efecto de oclusión, un cancelador adaptativo realimentado y un controlador adaptativo no realimentado, analizando las estructuras y ecuaciones propuestas en su desarrollo. Seguidamente se comenta la parte práctica realizada en este proyecto, comenzando por las simulaciones desarrolladas en Matlab® y su posterior implementación en un DSP.

Un sexto apartado contiene los materiales y métodos empleados en los experimentos realizados con voluntarios para la evaluación de ambas estructuras, explicando básicamente cómo se desarrollará su preparación y posterior ejecución. Tanto las medidas realizadas como los resultados obtenidos son reflejados detalladamente en el punto siete, mientras que en el ocho se recoge la comparación de las estructuras, tanto entre ellas como con respecto al procesado habitual de los audífonos convencionales.

Para terminar, un noveno apartado muestra las conclusiones obtenidas en el presente trabajo y algunas líneas futuras propuestas para continuar con esta investigación, concluyendo el documento con una lista bibliográfica por orden alfabético de las referencias utilizadas.

## 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

En este apartado se presentan algunos conceptos teóricos básicos necesarios para comprender el desarrollo del presente trabajo. En primer lugar se realiza una descripción de la anatomía y el funcionamiento del sistema auditivo humano y de sus componentes principales. A continuación se comentan los problemas asociados al oído, niveles de pérdidas de audición y técnicas y procedimientos empleados por los profesionales de la salud para su análisis y detección. Una vez situado, se describe el funcionamiento y los diferentes tipos de aparatos auditivos, capaces de ayudar a solucionar las deficiencias auditivas comentadas. Y por último se presentan las limitaciones acústicas de los audífonos, describiendo entre ellas el motivo principal del proyecto conocido como efecto de oclusión y las molestias auditivas que generan.

### a. SISTEMA AUDITIVO HUMANO

El sentido primario del oído permite percibir sonidos agudos y graves en forma de ondas de presión que vibran rápida o lentamente, respectivamente (Borges R. C., 2012). A través de una estructura anatómica que procesa los estímulos acústicos somos capaces de responder a un rango limitado de las vibraciones físicas presentes en la atmósfera, lo que nos permite tener conciencia del entorno acústico circundante. El sistema auditivo está basado en la transformación de las ondas sonoras que viajan por el aire en señales eléctricas perceptibles por el cerebro humano. Permite la percepción del habla y de otros eventos acústicos, además de la detección espacial y la localización de fuentes sonoras. Sin embargo, es sensible a un rango limitado de frecuencias e intensidades de sonido.

El sistema auditivo humano está formado, además de los dos oídos, por el nervio vestibuloclear o nervio acústico y el sistema nervioso central SNC – que comprende los centros auditivos situados en el cerebro y las vías de conexión del tronco encefálico. El oído puede dividirse en tres partes principales: oído externo, oído medio y oído interno.

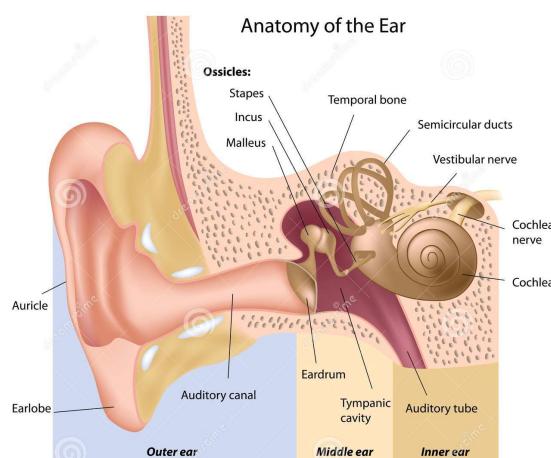


Figura 1. Anatomía del oído.

El oído externo comprende la parte visible o estructura exterior de la oreja, formada por el pabellón auricular y el canal auditivo externo. Visible en el exterior de la cabeza está la aurícula, la parte externa del oído, hecha de cartílago elástico y tejido adiposo cubierto de piel, es un órgano flexible cuyas curvaturas ayudan a conducir los sonidos hacia el interior de las

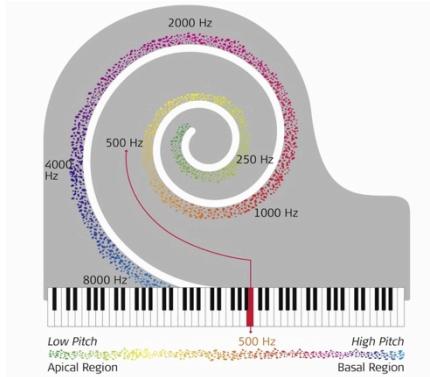
otras estructuras del oído. En el centro del pabellón auricular está el canal auditivo externo, un tubo de aproximadamente 2 cm de longitud, que conduce el sonido hacia el interior del oído medio y, además de proteger el tímpano, actúa como un audífono natural que amplifica automáticamente los sonidos bajos y menos penetrantes de la voz humana.

Al final del canal auditivo externo se encuentra el tímpano o membrana timpánica, donde comienza el oído medio. El tímpano es una delgada membrana circular que abarca el interior del canal auditivo y que vibra con las ondas sonoras. Más allá del tímpano, el oído medio se abre en una larga cavidad llena de aire con aproximadamente  $2\text{cm}^3$  de volumen, que contiene los tres huesos más pequeños del cuerpo humano conocidos como huesecillos auditivos: martillo, yunque y estribo. Éstos vibran con el tímpano y conducen y amplifican las ondas sonoras a través del oído medio hacia el oído interno. Un pequeño tubo conocido como trompa auditiva o de Eustaquio, o tubo faringotimpánico, conecta el oído medio a la parte superior de la garganta y reconoce la presión de aire dentro del oído medio para igualarla con la presión atmosférica consiguiendo equilibrar las presiones a ambos lados del tímpano, además de encargarse de ventilar adecuadamente el oído medio.

El oído interno es la sección final. Funciona como órgano receptor neurosensorial del sistema auditivo, convirtiendo las ondas acústicas en estímulos electroquímicos que pueden ser transmitidos al SNC. El oído interno analiza los estímulos sonoros en términos de frecuencia, intensidad y propiedades temporales, y transmite esta información al SNC para su procesamiento e interpretación. Es decir, recibe vibraciones del oído externo y medio y las convierte en impulsos nerviosos que conduce al cerebro. Dentro del oído interno se encuentra la cóclea, que contiene el órgano de Corti u órgano de la audición, y que actúa como receptor sensorial del oído. Es, en términos simples, un tubo en espiral que contiene numerosas y delicadas células ciliadas que detectan las vibraciones, y está conectado o ligado a las fibras nerviosas del nervio vestibulococlear para transmitir las señales auditivas al cerebro. También dentro del oído interno se encuentran el vestíbulo y los canales semicirculares, las dos estructuras del oído responsables del equilibrio. El vestíbulo detecta el equilibrio estático y los canales semicirculares el dinámico. Cada canal semicircular está alineado con un plano del cuerpo en el cual detecta el movimiento. Las posiciones adyacentes de los sentidos de la audición y del equilibrio resultan en diversas interacciones entre ambos.

El proceso de audición tiene lugar en el oído cuando el pabellón auricular conduce las alteraciones acústicas de presión que nos llegan constantemente en forma de ondas sonoras hasta la membrana timpánica a través del canal auditivo externo. Esta membrana actúa como micrófono convirtiendo las ondas de sonido en movimientos mecánicos que transmite al martillo. El martillo golpea ligeramente en el yunque y éste, a su vez, en el estribo para hacer llegar el sonido en forma de vibraciones óseas hacia el oído interno. Los minúsculos músculos ligados a los huesecillos se contraen o relajan para atenuar el volumen de los sonidos que atraviesan el oído medio. El estribo empuja y activa un pequeño hueco de la cóclea conocido como ventana oval que, como consecuencia, crea pequeñas ondulaciones en la endolinfa, el líquido que rellena la cóclea. Estas ondulaciones son detectadas por las células ciliadas dispuestas en interior de la espiral de la cóclea. Esas células se excitan de forma diferente dependiendo de la frecuencia de la señal y de acuerdo con su localización en la cóclea, posibilitando la detección de diferentes tonos y frecuencias, lo que permite al oído percibir el

espectro sonoro. Las células localizadas en la base, o en regiones inferiores de la cóclea, son responsables de las altas frecuencias (sonidos agudos), mientras que las células localizadas en el ápice, o parte superior, son responsables de las frecuencias bajas (sonidos graves). Cada célula ciliada está conectada a una neurona de la rama coclear del nervio vestibulococlear que transmite la información auditiva al cerebro.



**Figura 2. Distribución de frecuencias en la cóclea.**

### b. PÉRDIDAS AUDITIVAS

En el proceso de audición existen varios factores que pueden provocar que una persona experimente una pérdida auditiva. Esta pérdida puede variar desde leve a moderada hasta una pérdida total de la audición. Al contrario de otras deficiencias, la pérdida auditiva es una limitación aparentemente invisible, pues no presenta indicios físicos. Aunque es de las más frecuentes, resulta también una de las menos reconocidas y menos comprendidas. El problema real no es la pérdida en sí, sino las barreras para la comunicación y el estrés que puede suponer si el paciente no se trata, ya que la pérdida de la audición puede afectar en gran medida la calidad de vida de las personas que la padecen. Una pérdida de la audición no tratada puede tener impacto en el empleo, la educación, y el bienestar general.

Las pérdidas auditivas son más comunes en ancianos o personas de edad avanzada, aunque pueden ocurrir a cualquier edad. En edades alrededor de los 60 años, una de cada tres personas posee algún grado de pérdida, y la incidencia aumenta con los años. El nivel de gravedad de la deficiencia auditiva es determinado por el nivel de intensidad sonora mínima que la persona es capaz de oír sin la ayuda de un aparato auditivo y se caracteriza mediante determinados umbrales que varían según los diferentes autores (Gama, 2001).

En general, se pueden distinguir tres tipos o categorías de pérdida auditiva dependiendo de la parte del oído afectada (oído externo, medio o interno) (Medel).

**Pérdida conductiva:** cuando es debida a problemas en el canal auditivo, en el tímpano o en los huesecillos del oído medio. La pérdida auditiva conductiva por lo general implica una reducción en el nivel del sonido o de la capacidad para oír sonidos débiles. Este tipo de pérdida de audición puede no ser permanente y a menudo se puede corregir médica o quirúrgicamente.

**Pérdida neurosensorial:** cuando la pérdida se relaciona con daños en el oído interno, principalmente en la cóclea, o en las terminaciones nerviosas que transmiten el sonido al

cerebro. En la mayoría de los casos no puede ser médicaamente corregida, siendo el tipo más común de pérdida permanente de la audición. Además de reducir la capacidad de percibir sonidos débiles, entre sus efectos más comunes se encuentran la dificultad de distinguir la voz del ruido, que ciertos sonidos agudos desaparecen, e incluso cuando el habla es lo suficientemente alta para escuchar, todavía puede ser poco clara o sonar apagada.

**Pérdidas mixtas:** cuando se dan los dos casos anteriores, donde la pérdida conductiva va acompañada de un pérdida neurosensorial. Es decir, puede haber daños en el oído externo o medio además de en el oído interno (cóclea) o en el nervio auditivo. Cuando esto ocurre, la pérdida de audición se refiere como una pérdida de audición mixta.

Las pérdidas conductivas y las neurosensoriales pueden ser compensadas a través del uso de sistemas externos de amplificación o de implantes cocleares. Los implantes pueden ser utilizados por personas de cualquier edad. Son recomendados tanto para personas con pérdida neurosensorial de tipo pos-lingual (pacientes con sordera severa que no consiguieron adaptarse a sistemas externos de ayuda a la audición) como para personas con pérdida de tipo pre-lingual (sordera congénita o adquirida antes de aprender a hablar). Sin embargo, la tecnología de implantes cocleares continúa siendo cara y el proceso de rehabilitación implica un equipo multidisciplinario (Borges R. C., 2012).

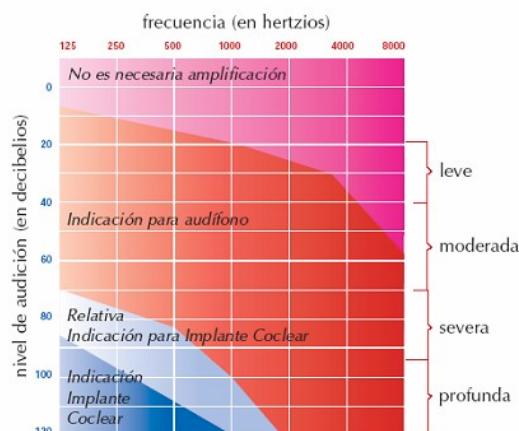


Figura 3. Graduación de las pérdidas auditivas.

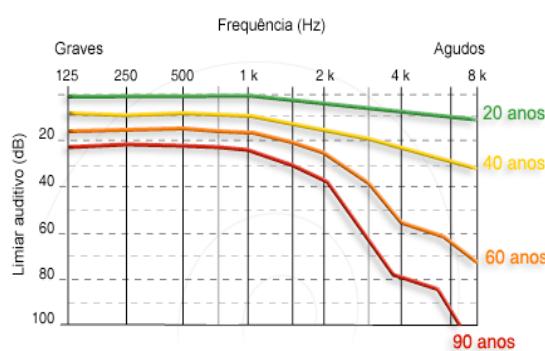


Figura 4. Evolución media de la pérdida auditiva en función de la edad en oyentes con audición normal (presbiacusia).

### c. AUDIOMETRÍA

Para evaluar los umbrales auditivos de una persona se realiza un examen denominado audiometría. Es un examen subjetivo, ya que depende de la participación del paciente, realizado de manera simple, no invasiva y sin ninguna molestia, mediante auriculares y dentro de una cabina acústica. Sirve al audiólogo para detectar y medir la pérdida de audición del paciente, identificando el tipo y grado del daño en cada uno de los oídos. Permite distinguir entre pérdida auditiva leve, moderada, severa y profunda. Siendo las leves o moderadas las más comunes (Phonak).

**Pérdida auditiva leve:** no se oyen los ruidos suaves y la comprensión verbal es difícil en entornos con sonidos intensos.

*Pérdida auditiva moderada:* no se oyen los ruidos suaves ni moderadamente intensos. La comprensión verbal es bastante difícil si existe ruido ambiente.

*Pérdida auditiva severa:* las conversaciones deben realizarse en un tono alto. Es necesario mucho esfuerzo para mantener conversaciones en grupo.

*Pérdida auditiva profunda:* sólo se oyen algunos ruidos muy intensos. La comunicación se convierte en imposible aunque se haga un gran esfuerzo.

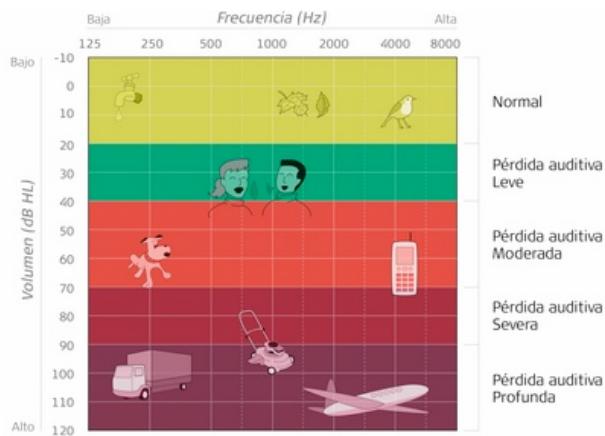


Figura 5. Umbrales para los distintos niveles de pérdida auditiva.

La primera prueba de audición suele ser una *audiometría tonal*, bien por vía aérea a través de auriculares, o bien por vía ósea, por medio de vibradores. En la audiometría por vía aérea ( $O$ ) el sonido entra por el meato acústico externo y llega hasta la cóclea. Mientras que la audiometría tonal por vía ósea ( $>$ ) se hace con la ayuda de un vibrador óseo, colocado sobre el mastoide (hueso situado en la región temporal del cráneo, próximo al oído) del paciente. Ese vibrador emite un tono puro que llega hasta la cóclea a través de la conducción de sonido por los huesos del cráneo.

Durante la audiometría, se comprueba la audición en varios rangos de frecuencias y el resultado se registra en un gráfico con una curva característica de la capacidad auditiva denominado *audiograma*. Este gráfico muestra la audición útil, indicando el grado de variación de la capacidad auditiva respecto a la media normal y, en caso de detectarse una pérdida auditiva, dónde estaría localizado el problema.

El eje de abscisas representa la escala de las diferentes frecuencias, de las más graves a las más agudas, con un rango entre 125Hz y 8kHz. Y en el eje de ordenadas se representan los niveles de intensidad sonora en decibelios o dBA que el paciente es capaz de percibir para cada frecuencia, desde la intensidad suave a la fuerte. El oído humano sano comienza a percibir los sonidos desde 0 dBA y llega hasta el umbral del dolor establecido en torno a 120 dBA. El profesional comienza el examen reproduciendo un tono, puro o modulado, de niveles de intensidad altos, ya orientado según lo que haya percibido en la conversación previa. Con la misma frecuencia va disminuyendo la intensidad hasta alcanzar el umbral auditivo del paciente, es decir, el mínimo que es capaz de oír, indicándolo a continuación en el audiograma. Y repitiendo el procedimiento para cada una de las frecuencias.

Los audiogramas convencionales permiten la anotación de los umbrales para las frecuencias de 250, 500, 1000, 2000, 3000, 4000, 6000 y 8000 Hz, correspondientes al rango espectral de la señal de voz. Aunque existen también audiometrías de altas frecuencias que permiten anotaciones para valores superiores a 8kHz, ya que el rango de percepción del oído humano se extiende desde los 20 a los 20.000Hz. Las intensidades varían de acuerdo con el modelo de audímetro empleado, siendo más comunes rangos de entre -10 y 120 dB. Una intensidad de sonido de cero decibelios (0 dB) no significa que no haya sonido sino que simplemente el sonido es muy débil. El nivel de voz en una conversación está en torno a los 65 dB, mientras que 120 dB equivale a una intensidad muy elevada, como el sonido que emite un avión al despegar a una distancia de 25 metros.

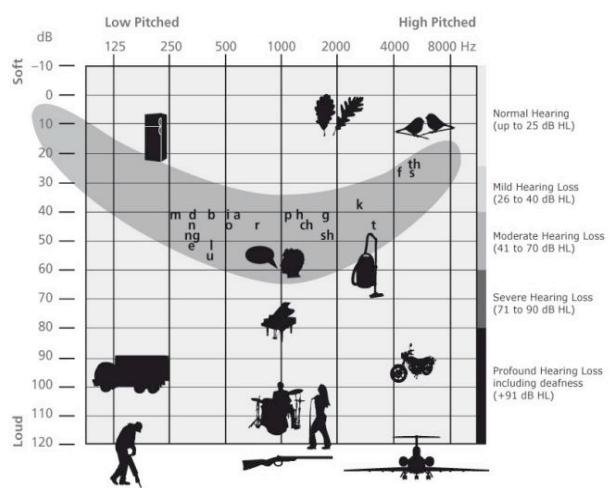


Figura 6. Niveles de intensidad de los sonidos.

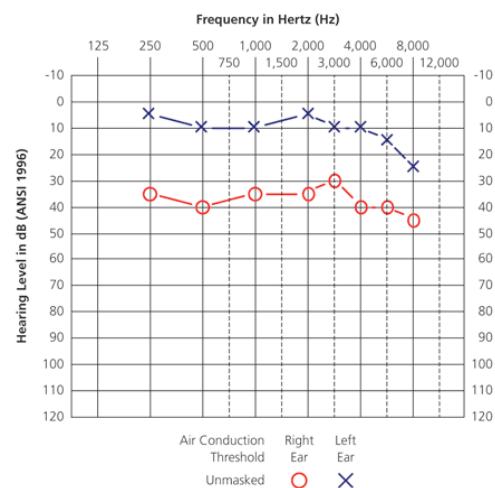


Figura 7. Ejemplo de audiograma.

La segunda prueba requerida es la *audiometría vocal* o *logoaudiometría*, que consiste en la audición de palabras bisílabas en lugar de tonos, a diferentes niveles de intensidad, y para frecuencias de 500 a 2000 Hz (rango de frecuencias de la voz humana). Con el objetivo de evaluar la habilidad de percibir y reconocer los sonidos del habla.

MONOSSÍLABOS		
Orelha Direita	Porcentagem	Orelha Esquerda
1 Mono.	Dis.	
2 Pá	Poste	96
3 Tom	Toca	92
4 Cor	Cola	88
5 Bom	Bota	84
6 Dar	Dama	80
7 Gás	Gola	76
8 Fio	Fita	72
9 Chá	Chuva	68
10 Sim	Cento	64
11 Vão	Vento	60
12 Zás	Zona	56
13 Já	Gelo	52
14 Mal	Mata	48
15 Não	Ninho	44
16 Nhô	Minha	40
17 Ler	Logo	36
18 Réu	Malha	32
19 Três	Preto	28
20 Grau	Gramma	20
21 Tia	Bloco	16
22 Cai	Classe	12
23 Dia	Drama	8
24 Pau	Plano	4
25 Tal	Trava	0

Figura 8. Lista de monosílabos y bisílabos.

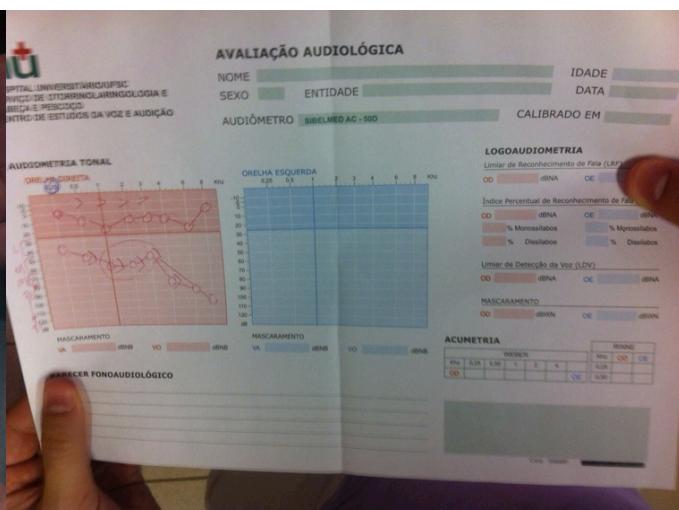


Figura 9. Ejemplo de audiometría tonal realizada en la clínica de fonoaudiología de la UFSC (Coordinadaria Especial de Fonoaudiología da UFSC).

El resultado de estas pruebas auditivas permite comprobar si la persona presenta audición normal o pérdida auditiva. Pueden ser realizadas a partir de los 5 años de edad. Umbrales auditivos entre 20 y 40 dB indican pérdida de audición leve, de 40 a 60 dB pérdida moderada, severa para valores entre 60 y 80 dB, y pérdida profunda cuando el umbral se sitúa por encima de 80dB. Existen además otras técnicas de evaluación de la audición como la impedanciometría o timpanometría para determinar la resistencia que el oído medio pone a la propagación del sonido, la consulta de las notas clínicas en caso de duda, u otras más complejas para valoraciones más completas.

Una vez detectado el grado o severidad y el tipo de pérdida auditiva, se procede a la selección de la solución adecuada al paciente. En caso de que ésta sea un aparato auditivo, comienza entonces la etapa de *fitting* o *ajuste* donde el audioprotesista efectúa las modificaciones requeridas para adecuarlo a las necesidades del paciente. Un aparato auditivo o audífono amplifica las vibraciones sonoras que entran por el oído. Las células ciliadas detectan las vibraciones de mayor alcance y las convierten en señales neurales, que son trasladadas al cerebro. Existe una correlación directa entre la severidad de la pérdida auditiva, el daño en las células ciliadas y la amplificación necesaria para que los audífonos puedan remediar el daño. Sin embargo, existen ciertos límites en el grado de amplificación que éstos pueden generar, de tal manera que hasta las vibraciones de mayor alcance no podrán ser convertidas en señales neurales si el oído interno está excesivamente dañado. En ese caso el audífono sería ineficaz. No así el implante coclear, un dispositivo colocado en el oído interno que trata de sustituir a las células ciliadas dañadas. El implante transforma los sonidos y ruidos del medio ambiente en energía eléctrica codificada, que es transmitida a las terminaciones del nervio auditivo, las excita y desencadena así sensaciones auditivas.

#### **d. AUDÍFONOS**

Los aparatos auditivos o audífonos, nacen como sistemas de ayuda a la audición a través de la amplificación, tanto para hacer los sonidos audibles a los usuarios como para permitir reconocer los sonidos del habla con la calidad e intensidad adecuadas. El audífono es un instrumento electrónico muy importante para las personas con deficiencias auditivas a fin de mejorar su percepción auditiva en la vida cotidiana. Son extremadamente útiles para mejorar la habilidad auditiva y comprensión oral de personas con pérdida de audición ocasionada por daños en las células sensoriales del oído interno, las células ciliadas, es decir, con pérdida de audición neurosensorial.

Los primeros eran grandes trompetas (*ear trumpet*) hechas de plata, hierro, madera, o conchas de animales. En 1952 se inició la era de los aparatos auditivos con el transistor. En los años siguientes surgieron los aparatos analógicos programados digitalmente a través de dispositivos dedicados o de ordenadores personales. Y en 1996 surgieron los dispositivos digitales programables y con procesamiento digital de señales (Borges R. C., 2012). El desarrollo tecnológico ha llevado al diseño de audífonos digitales que mejoran cuantitativa y cualitativamente sus prestaciones. Así se puede digitalizar la recepción y el procesado de la señal auditiva, permitiendo dar prioridad a la voz humana sobre el resto de ruidos y evitar distorsiones habituales en los audífonos analógicos.

Un aparato auditivo está formado por los siguientes componentes básicos: transductores para convertir los sonidos en señales eléctricas, y viceversa; uno o más micrófonos y un pequeño altavoz, denominado receptor; un amplificador para aumentar la amplitud de la señal eléctrica, que en el proceso también va a alterar el balance del sonido, normalmente enfatizando los sonidos de alta frecuencia y los sonidos débiles más que los de baja frecuencia y sonidos intensos; un modo de acoplar el sonido amplificado al canal auditivo y una batería para proporcionar la energía necesaria al amplificador. En la mayoría de los audífonos actuales los amplificadores emplean procesamiento digital, es decir, contienen además conversores analógico/digitales y digital/analógicos. El sistema de circuitos digitales le brinda mayor flexibilidad al audiólogo para graduar el audífono de acuerdo a las necesidades del usuario y las situaciones con las que se encuentre. Estos audífonos pueden ser programados para responder a sonidos que provienen de una dirección específica. Además, el sistema digital puede ser adaptado en todo tipo de audífonos.

A pesar de existir diversos tipos de aparatos auditivos, los más modernos se basan en el mismo principio básico que los anteriores: las ondas sonoras son captadas por un micrófono y convertidas en una señal digital. Esta señal es entonces procesada conforme a las instrucciones del algoritmo de programación del software y enviada a un conversor digital-analógico. La señal continua de salida es transmitida al oído mediante un altavoz, que la convertirá de nuevo al formato acústico. El objetivo básico del procesado de la señal es amplificar las frecuencias en las cuales el usuario tiene problemas de audición, aunque los dispositivos actuales son capaces de realizar procesamientos mucho más complejos como, por ejemplo, compresión dinámica y clasificación de sonidos.

En función de la región afectada y el nivel de pérdida, se puede elegir el aparato auditivo más adecuado a las necesidades de cada usuario, puesto que existen audífonos de diferentes tamaños y grados de amplificación sonora. Según la parte del oído donde van colocados, se distingue entre:

**BTE (Behind-the-ear):** este tipo de audífonos son relativamente pequeños y están formados por dos piezas. Una carcasa situada detrás de la oreja que contiene el micrófono, el altavoz y los circuitos electrónicos, y un molde auditivo colocado dentro del oído, que recibe el sonido a través de un tubo conductor acústico. Fueron de los primeros modelos en aparecer, son utilizados por personas de cualquier edad y pueden corregir desde pérdidas leves hasta profundas. Una reciente variación de estos dispositivos son los RITE (*receiver-in-the-ear-canal*), en los que el receptor está situado dentro del oído, y el tubo acústico es sustituido por un cable eléctrico. Estos últimos son también conocidos como RIC, RITC o CRT (*canal receiver technology*). Actualmente existen nuevos modelos de

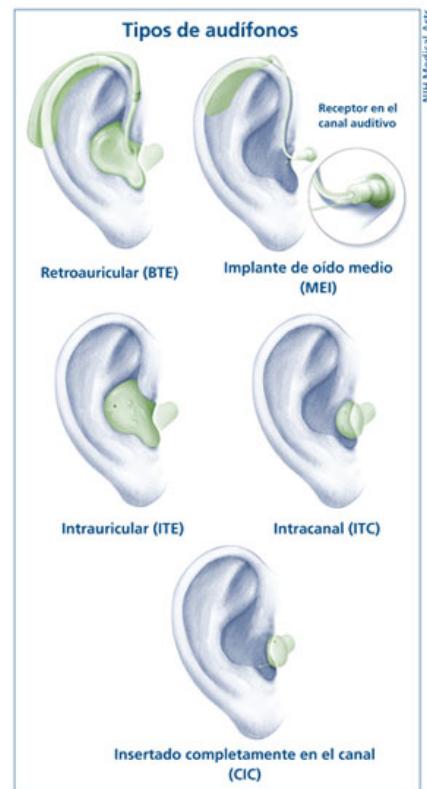


Figura 10. Tipos de audífonos.

audífonos BTE, de adaptación abierta *Open Fit*, cuyo pequeño tamaño permite que se coloquen por completo detrás de la oreja. Solamente es necesario insertar un tubillo estrecho dentro la oreja, que permite mantener el canal auditivo abierto.

**ITE (In-the-ear):** encajan completamente en el oído externo, tapan la concha de la oreja ocupando aproximadamente la mitad del canal auditivo. Se utilizan en casos de pérdida auditiva leve o severa. Existen también pequeñas variaciones de menor tamaño que ocupan sólo la parte baja de la concha o la superior. O los de tipo ITC (*in-the-canal*), que ocupan menor superficie de la concha, ajustándose más al interior del canal auditivo, y que se pueden graduar de acuerdo a la medida y forma de éste.

**CIC (Completely-in-the-canal):** son audífonos que se ajustan completamente dentro del canal auditivo, quedando prácticamente ocultos dentro de éste. Usan componentes lo suficientemente pequeños para no requerir de estructuras externas que sobresalgan del oído, sólo una pequeña tira de nylon para retirarlos. Cuando el dispositivo alcanza unos milímetros dentro del timpano se denomina CIC peri-timpánico. Son utilizados para tratar pérdidas auditivas leves o moderadas. Por su pequeño tamaño estos tipos de audífonos pueden ser difíciles de graduar y retirar, y además cuentan con menos espacio para baterías y accesorios. Generalmente, no son recomendables para niños pequeños ni personas que sufren pérdida de audición severa o profunda, ya que su tamaño limita su potencia y volumen.



Figura 11. Imagen real de un audífono BTE.

#### e. EFECTO DE OCLUSIÓN.

Cuando los usuarios necesitan una amplificación elevada en sus aparatos auditivos, suelen aparecer problemas de acoplamiento acústico entre el micrófono y el altavoz del dispositivo. Este acoplamiento produce una realimentación que deriva en un silbido de alta frecuencia desagradable percibido por el usuario y por las personas de su entorno, que termina dificultando la comunicación además de ser una causa muy común de daños en altavoces y amplificadores. La realimentación acústica ocurre cuando las ondas sonoras emitidas por el altavoz son captadas y re-amplificadas por el micrófono que las originó. Se puede evitar limitando la ganancia máxima del dispositivo o utilizando canceladores activos de realimentación, aunque el método más efectivo suele ser estrechar o cerrar la abertura de ventilación existente en el aparato auditivo, aumentando la impedancia acústica entre micrófono y altavoz para lograr mayor aislamiento. Si no fuera porque esta solución natural para la realimentación acústica conlleva la aparición de otro fenómeno indeseado conocido como efecto de oclusión.

Cuando el canal auditivo externo es ocluido o taponado por un audífono o un molde muy poco ventilado, se bloquea el oído, de tal forma que las vibraciones óseas producidas por el usuario al hablar quedan atrapadas en el interior del canal, incrementando la energía contenida en él y ejerciendo presión a nivel timpánico, principalmente con la energía de las frecuencias bajas. Es por eso que el efecto de oclusión es mucho más problemático cuando el paciente tiene una audición normal o cerca de lo normal en las frecuencias graves. Como consecuencia, el usuario oye más fuerte su propia voz sonando hueca, opaca, con la sensación de que retumba o que produce eco, como si hablara dentro de un barril o de un túnel.

Más técnicamente, el efecto de oclusión, inicialmente descrito por Zwislocki en 1953 (Zwislocki, 1953), ocurre cuando el aparato auditivo, posicionado en la porción cartilaginosa del canal (el posicionamiento en la porción ósea no suele realizarse pues causa malestar o molestias físicas al usuario), posee una abertura de ventilación con tamaño insuficiente para promover la necesaria disipación de energía sonora conducida al canal auditivo a través del cráneo y de la mandíbula. En esa situación, cuando el usuario de la prótesis habla o mastica, se producen vibraciones en las porciones cartilaginosas presentes en las paredes del canal - que actúan como una membrana elástica -, causando un aumento significativo de la potencia en bajas frecuencias (predominantemente en la banda de 200 a 500Hz) y haciendo que el usuario oiga su propia voz de forma apagada o amortiguada (conocida como "voz en barril"). El completo cierre del canal auditivo puede producir un aumento de 20 a 30 dB en sonidos de baja frecuencia (Chung, 2004). Para evitar la percepción de oclusión por el usuario son necesarias aberturas de ventilación con diámetros iguales o mayores a 3,5mm (Mejia, Dillon, & Fisher, 2008), que permitan dar salida a las vibraciones del propio oído. El incremento de la abertura de ventilación disminuye el efecto de oclusión, de modo que la voz suena más natural, pero favorece la aparición del problema de realimentación, y viceversa.

El efecto de oclusión es menor cuanto menor porción de canal se bloquea, por ello con los audífonos, por ejemplo, CIC (*completely in the canal*) hay menor riesgo que con los ITE o BTE. Actualmente, están disponibles comercialmente varios modelos de aparatos auditivos sin cierre o bloqueo, más cómodos y estéticos, que son los modelos *Open Fit* - de adaptación abierta - y los RIC (*Receiver in Canal*) de mayor satisfacción entre los usuarios, entre otras razones por la notable reducción del efecto de oclusión. Gracias a los adaptadores o moldes a medida utilizados para estos modelos que permiten una mejor ventilación del canal auditivo. Así, las frecuencias graves pueden 'escapar' libremente sin provocar el molesto efecto de taponamiento. Sin embargo, aparatos con aberturas grandes o sin cierre no son adecuados para usuarios con pérdidas auditivas más acentuadas, ya que suelen conllevar tres grandes problemas:

la amplificación necesaria genera realimentación positiva (microfonía); el retardo entre la voz procesada por el audífono y los sonidos no procesados (que entran por la abertura) puede producir malestar o incomodidad y pérdida de inteligibilidad; y además, la interacción entre los sonidos que entran y salen libremente por la abertura enmascaran las señales procesadas por el aparato auditivo (Chung, 2004) (Mejia, Dillon, & Fisher, 2008).

Aunque el efecto de oclusión no está relacionado con la electrónica del audífono sino con la adaptación física del mismo en el canal auditivo, el software de programación de los

audífonos actuales permite calibrar el efecto de oclusión y realizar ajustes para aumentar la satisfacción de los usuarios. De esa forma, durante el proceso de configuración inicial del aparato o etapa de *fitting* es necesario determinar el mayor cierre posible de la abertura de ventilación sin producir demasiado malestar para aumentar la satisfacción de los usuarios. Hasta el momento, son pocos los trabajos que abordan propuestas para solucionar el problema de la oclusión. De forma general, las soluciones para la disminución del efecto de oclusión son los métodos basados en alteraciones de las características físicas del molde, como se ha visto hasta ahora con el aumento de la abertura del conducto de ventilación.

Sin embargo, en el año 2008 fue propuesto por *Mejia* (Mejia, Dillon, & Fisher, 2008) un sistema analógico de control activo de ruido para la reducción del efecto de oclusión, el primer intento realista de minimizar el efecto de oclusión a través de un sistema de cancelación de ruido activo. En este trabajo, se incluye un controlador fijo realimentado en un audífono ITE (*in-the-ear*) no ventilado, añadiendo un micrófono secundario colocado en el molde del interior del oído orientado hacia el canal auditivo. A diferencia de los aparatos convencionales, en ese sistema el molde posee un micrófono adicional colocado en el interior del canal auditivo con el objetivo de cuantificar el error entre la señal aplicada al altavoz y la información acústica efectivamente enviada al usuario. Con este sistema, fue reportada una reducción de hasta 18dB del efecto de oclusión en frecuencias en torno a 300Hz, asumiendo inexistencia de abertura de ventilación. Aunque la idea de control activo de ruido no fuera nueva, este fue el primer trabajo sobre reducción activa del efecto de oclusión en aparatos auditivos. Incluso habiendo obtenido prometedores resultados, los autores reportan la limitación del sistema propuesto debido a la utilización de controladores fijos, definidos por las variaciones del sistema acústico que dependen directamente de las características del proceso de habla durante la etapa de ajuste del aparato y del mantenimiento de esas condiciones iniciales. Los resultados obtenidos a través del uso de un controlador fijo están sujetos a la degradación en función de los desplazamientos del molde y de la variación del canal acústico (Borges R. C., 2012).

Siguiendo la misma línea, en 2009 fue concedida una patente a un sistema de cancelación del efecto de oclusión (Rasmussen & Laugesen, 2009) que también hace uso de un micrófono colocado en la parte interna del canal auditivo. Los autores reportan la utilización de controladores fijos y en seguida citan la necesidad de emplear controladores adaptativos, aunque no definen cuál debería ser la estructura utilizada.



Figura 12. Efecto de oclusión en un oído con audífono.

### **3. TÉCNICAS PARA LA CANCELACIÓN DEL EFECTO DE OCLUSIÓN (CANCELADORES DE OCLUSIÓN ADAPTATIVOS)**

Más recientemente se han publicado otras investigaciones al respecto, entre las que destacan las dos técnicas a comparar como objeto de este proyecto. Ambas desarrolladas en el laboratorio de procesado digital de señal de la Universidad Federal de Santa Catarina, a cargo de *Renata C. Borges* y *Márcio H. Costa*. Se basan en llevar a la práctica la idea ya sugerida anteriormente de emplear controladores adaptativos en lugar de fijos, que se ajusten mejor a las variaciones de las condiciones de configuración iniciales de los dispositivos o a los desvíos de posición del molde. En ambos modelos se consideran aparatos auditivos sin abertura de ventilación, de forma que se evita la realimentación acústica, y como consecuencia aparece un acentuado efecto de oclusión, que trata de reducirse o eliminarse a través de sistemas adaptativos de control de ruido activos.

#### **a. CANCELADOR ADAPTATIVO DE OCLUSIÓN REALIMENTADO**

Siguiendo la estructura de *Mejía, Dillon y Fisher* (Mejia, Dillon, & Fisher, 2008), se propone un sistema (Borges R. C., Costa, Cordioli, & Assuiti, 2013) que emplea un segundo micrófono colocado en el interior del oído, orientado hacia el canal auditivo. De esta forma se consigue comparar la señal acústica real con la deseada, generando una estimación de la señal de oclusión en oposición de fase. Se logra así reducir las molestias asociadas a este indeseado efecto. Esta mejora puede resultar particularmente interesante para los usuarios con pérdida auditiva de severa a profunda, que necesitan una amplificación mayor.

Surge con el mismo objetivo de minimizar el efecto de oclusión a través de un sistema de cancelación de ruido activo, pero en este caso empleando una estructura adaptativa más apropiada para tratar con los cambios dinámicos del canal auditivo. Esta propuesta facilita el proceso de ajuste del dispositivo y previene las pérdidas de rendimiento debidas a las variaciones del canal auditivo o a los desplazamientos del molde en el oído.

El micrófono colocado dentro del canal auditivo permite el uso de estrategias de control activas para generar una zona tranquila (en relación a la señal ocluida) en las inmediaciones del micrófono o a lo largo de todo el canal auditivo, dependiendo de las longitudes de onda acústicas envueltas. Se trata de minimizar la señal de error obtenida como la diferencia entre la señal deseada (señal del micrófono externo compensada por el procesado del audífono) y la señal que realmente alcanza el tímpano del usuario (medida por el micrófono interno). Asumiendo que el campo sonoro dentro del canal auditivo no varía significativamente en relación al campo cercano a la membrana timpánica (al menos para frecuencias por debajo de 2kHz), el efecto de oclusión puede ser reducido.

El diagrama de bloques de la estructura propuesta se muestra en la Figura 13. La señal  $x(t)$  es el sonido del habla generado por el usuario del audífono, siendo  $t$  tiempo continuo.  $F$  es la función de transferencia asociada al sistema vocal, mientras que  $H$  representa las transformaciones del filtrado interno de  $u(t)$  debidas a la transmisión de la voz a través de los huesos y cartílagos del canal auditivo.  $r(t)$  es la señal de oclusión y  $\eta(t)$  el ruido medido. El sistema  $G$  representa la compensación realizada por el aparato auditivo, con salida  $s(n)$ , siendo

n tiempo discreto.  $d(n)$  es la señal aplicada al altavoz y  $m(n)$  la señal muestreada por el micrófono interno situado dentro del canal auditivo.

Los bloques  $S_1$  y  $S_2$  representan los procesos de filtrado relacionados con la conversión digital-analógica (filtro de reconstrucción, pre-amplificador, altavoz) y la conversión analógico-digital (micrófono, pre-amplificador, filtro *antialiasing*), respectivamente. La influencia del camino acústico es considerada fija y está incluida en  $S_1$ . El bloque  $\hat{S}$  es una estimación del camino directo  $S=S_1 \cdot S_2$  calculada durante la etapa de ajuste o *fitting*. Obtiene una versión filtrada de  $s(n)$  y  $m(n)$  para compensar los efectos de  $S_1$  y  $S_2$  en el proceso de adaptación. El filtro adaptativo  $w(n)=[w_0(n) \ w_1(n) \ \dots \ w_{N-1}(n)]^T$  genera una estimación instantánea de la señal de oclusión  $y(n)=\hat{f}(n)$  minimizando la potencia del error. Esta señal de error  $e(n)$  se corresponde con la diferencia entre la señal de voz procesada por el audífono compensada y la señal que alcanza la membrana timpánica del usuario  $m(n)$ . Adaptando  $w(n)$  a las variaciones de  $H$ .

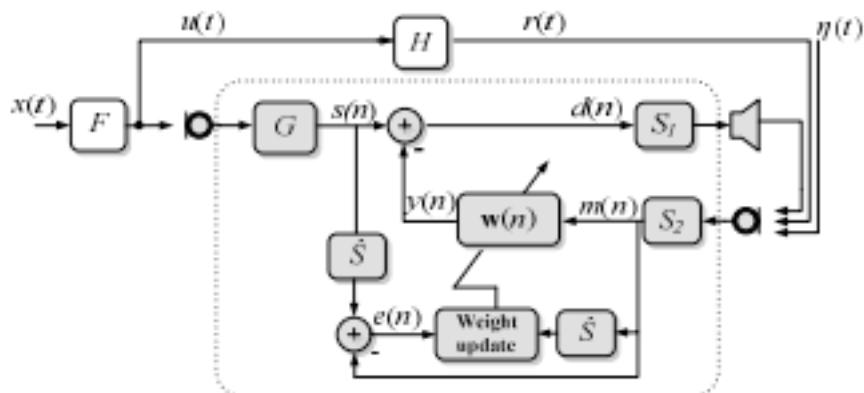


Figura 13. Estructura realimentada propuesta.

El camino directo  $S=S_1 \cdot S_2$  supone cambios en la señal sonora que pueden afectar en gran medida al funcionamiento del sistema de cancelación. Por ello, se emplea un *filtro ecualizador para compensar el camino directo*, minimizando así el problema. Asumiendo que la convolución entre el camino directo y el ecualizador puede ser aproximada por un retardo de  $\Delta$  muestras, de modo que  $S(w)=S_1(w) \cdot S_2(w) \cdot S_3(w)=e^{-jw\Delta}$ .



Figura 14. Compensación de la influencia del camino directo.

Obteniendo por tanto las siguientes ecuaciones:

$$m(n) = d(n - \Delta) + r_f(n) + \eta_f(n)$$

$$d(n) = s(n) - y(n)$$

$$y(n) = \sum_{j=0}^{N-1} w_j(n)m(n-j)$$

Donde  $\eta_f(n) = \sum_{i=0}^{M-1} S_{2i}\eta(n-i)$  y  $r_f(n) = \sum_{i=0}^{M-1} S_{2i}r(n-i)$ . Sustituyendo, se obtiene

$$m(n) = - \sum_{j=0}^{N-1} w_j (n-\Delta)m(n-\Delta-j) + s(n-\Delta) + r_f(n) + \eta_f(n)$$

Asumiendo que el proceso de adaptación es lento y definiendo  $z(n) = s(n-\Delta) + r_f(n) + \eta_f(n)$ , entonces  $m(n) = - \sum_{j=0}^{N-1} w_j (n-\Delta)m(n-\Delta-j) + z(n)$  se puede representar mediante el diagrama de bloques de la Figura 15, simplificando la estructura para considerarlo como un problema de predicción o estimación de  $s(n-\Delta')$ . Como resultado, el problema de actualización de coeficientes puede ser analizado en el ámbito de la teoría de filtros adaptativos de respuesta impulsional infinita (IIR) (Haykin, 2002), ceñido a un limitado conjunto de coeficientes no nulos. Es importante considerar que, como resultado de la realimentación existente, la superficie de actuación puede presentar múltiples mínimos que no sean necesariamente globales.

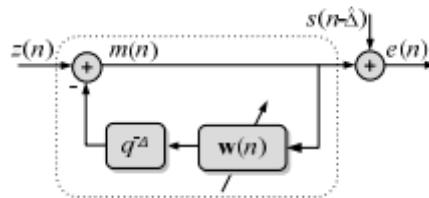


Figura 15. Diagrama de bloques para adaptación lenta.

En cuanto al algoritmo adaptativo empleado, dentro de las estrategias de actualización de filtros adaptativos disponibles en la literatura, unas de las más utilizadas son los algoritmos basados en métodos de gradiente estocástico, como LMS, pero al tratarse de estructuras realimentadas como en este caso, pierden interés en cuanto a coste computacional debido a la complejidad requerida para estimar el gradiente (Diniz, 2010). Por eso, en este modelo se recurre al algoritmo SHARF para adaptación de filtros digitales IIR (*Simple Hyperstable Adaptive Recursive Filter*) (Larimore, Treichler, & Johnson Jr, 1981), que evita el problema o limitación de la fragilidad de estabilidad que aparece al aplicar otras estrategias de adaptación de filtrado recursivo, manteniendo un bajo coste computacional. La estructura propuesta anteriormente se puede representar en el marco SHARF con  $S_1^*S_2^*S_3=z^{-\Delta}$ ,  $\mu$  pequeño y  $e(n)$  sustituido por una versión filtrada ( $\sum_{i=0}^{P-1} c_i e(n-i)$ , donde  $c_i$  es el coeficiente  $i$ -ésimo del filtro suavizado SHARF). Debido a la naturaleza recursiva de la estructura de adaptación lenta propuesta en la figura anterior y a que el habla es una señal no estacionaria, no hay guías teóricas estrictas para un diseño óptimo de los valores de  $\mu$  y  $c_i$ . Por tanto, se emplea una estrategia de polarización de coeficientes para reducir la ganancia en lazo abierto del sistema realimentado aumentando la región de estabilidad: el algoritmo *Leaky-LMS* (Mayyas & Aboulnasr, 1997). Este algoritmo utiliza un “factor de fuga” (*leakage factor*  $\gamma$ ) para controlar la norma del vector de coeficientes, aumentando el margen de ganancia con un coste de pérdida de rendimiento tolerable. La combinación de las estrategias SHARF y *Leaky-LMS* resulta en la siguiente ecuación de actualización:

$$w(n+1) = (1 - \mu\gamma)w(n) + \frac{\mu e(n)m(n-\Delta)}{m^T(n-\Delta)m(n-\Delta)}$$

en la cual el denominador realiza un control de ganancia automático de la potencia instantánea de la señal capturada por el micrófono interno, necesario debido a la variabilidad de la señal de voz.

En el desarrollo de este modelo se realizaron experimentos objetivos y subjetivos usando un prototipo real con personas voluntarias, donde los resultados obtenidos demuestran la funcionalidad y rendimiento de la arquitectura propuesta. En los apartados siguientes se explican con detalle las implementaciones de este método y los nuevos experimentos llevados a cabo dentro del marco de este trabajo con el fin de comparar esta estructura con la equivalente no realimentada explicada a continuación.

### b. CONTROLADOR ADAPTATIVO NO REALIMENTADO

Este modelo (Borges & Costa, Um controlador adaptativo não-realimentado para a redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos, 2014) propone una estrategia adaptativa basada en el control activo de ruido no realimentada, para reducir el efecto de oclusión en aparatos auditivos sin ventilación. A través de ejemplos simulados y experimentos subjetivos demuestra un mejor desempeño en términos de cancelación en régimen permanente y calidad subjetiva, comparado con el modelo realimentado desarrollado previamente (Borges R. C., Costa, Cordioli, & Assuiti, 2013).

A diferencia de los trabajos anteriores, en este caso se emplea una estructura no realimentada cuyos coeficientes son actualizados en tiempo real por un algoritmo adaptativo. Al no existir realimentación en la estructura del controlador, se obtiene una superficie de desempeño cuadrática, en función de los coeficientes del controlador, evitando la existencia de mínimos locales (Diniz, 1997). La Figura 16 representa los bloques que forman el sistema físico de reducción de oclusión. Las señales acústicas envueltas  $v(n)$  y  $z(n)$ , que representan la voz del usuario y el ruido externo respectivamente, son modeladas por procesos aleatorios auto regresivos (AR), definidos como  $H_1$  y  $H_2$ , donde  $\zeta(n)$  y  $v(n)$  son procesos aleatorios independientes, gaussianos blancos.  $z(n)$  es la señal de ruido aditivo externo que engloba ruido ambiente y habla humana externa. El retardo  $q^{-\delta}$  representa el tiempo de transmisión acústica de la señal de voz entre el aparato fonador del usuario del audífono y el micrófono externo.

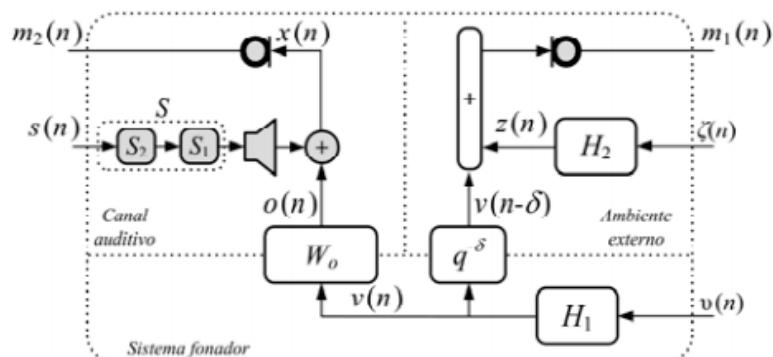


Figura 16. Estructura no realimentada.

En este caso, el sistema  $S_1$  representa también los procesos de filtraje relacionados con la conversión digital-analógica (filtro de reconstrucción, pre-amplificador y altavoz), denominados de camino directo. Mientras que los procesos asociados a la conversión analógico-digital se consideran despreciables, principalmente por el hecho de que la respuesta en frecuencia de los micrófonos es aproximadamente plana a lo largo de todo el espectro (*Knowles Electronics Microphones*). Los cambios producidos por  $S_1$  en la señal  $s(n)$  pueden afectar significativamente al correcto funcionamiento del sistema de control (Kuo & Morgan, 1996); para reducir ese efecto, como en el caso anterior, se incluye un ecualizador  $S_2$  previo a  $S_1$  (Borges R. C., Costa, Cordioli, & Assuiti, 2013). La composición de ambos sistemas puede ser representada, aproximadamente, por un atraso de  $\Delta$  muestras (Kuo & Morgan, 1996). De esa forma, el camino directo compensado es definido como  $S \cong q^{-\Delta}$ . Como se comentó al principio de este apartado, ambos modelos asumen el cierre completo del canal auditivo y, por tanto, el efecto de realimentación acústica es considerado despreciable. Así, las señales captadas por los micrófonos externo e interno, respectivamente, pueden escribirse como:

$$m_1(n) = v(n - \delta) + z(n)$$

$$m_2(n) = s(n - \Delta) + o(n)$$

donde  $s(n-\Delta)$  es la señal de salida del aparato auditivo y  $o(n) = v^T(n)w_0$  representa la señal de oclusión. Con  $v(n) = [v(n) \ v(n-1) \ \dots \ v(n-N+1)]^T$  y  $w_0 = [w_{01} \ w_{02} \ \dots \ w_{0N}]^T$  como respuesta al impulso del sistema  $W_0$ .

El diagrama de bloques de la estructura propuesta se representa en la siguiente figura. En este sistema de control no realimentado,  $G$  representa el procesamiento convencional de los aparatos auditivos (micrófonos direccionales, compensación en frecuencia, reducción de ruido y compresión dinámica) y  $w(n) = [w_0(n) \ w_1(n-1) \ \dots \ w_{N-1}(n)]^T$  corresponde a la respuesta al impulso del controlador en el instante  $n$ .

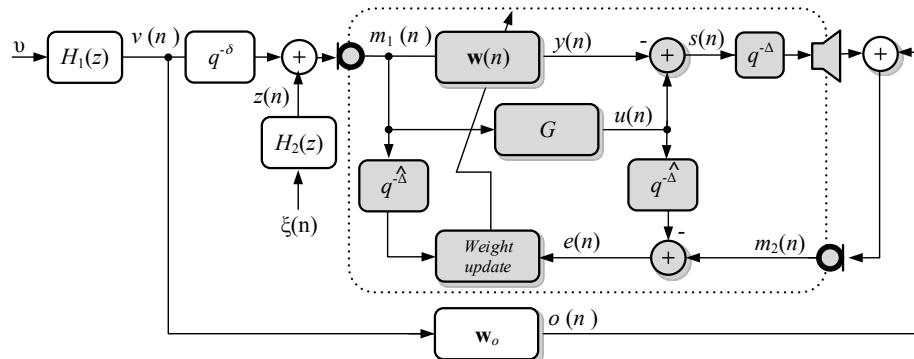


Figura 17. Diagrama de bloques para la estructura no-realimentada.

Se eligen los coeficientes del controlador óptimo  $w^*$ , como aquellos que minimicen el error cuadrático medio entre el sonido en el interior del canal auditivo  $m_2(n)$  y la señal resultante del procesamiento deseado  $u(n-\Delta')$ , considerando los efectos del camino directo compensado. Así, la señal de error puede expresarse como

$$e(n) = m_2(n) - G\{m_1(n)\}q^{-\Delta'}$$

con  $s(n) = G\{m_1(n)\} - m_1^T(n)w$ , asumiendo un vector de coeficientes fijo  $w$ , y como vimos anteriormente  $m_1(n) = v(n-\delta) + z(n)$  y  $m_2(n) = s(n-\Delta) + o(n)$ , se obtiene entonces

$$e(n) = G\{m_1(n)\}q^{-\Delta} - G\{m_1(n)\}q^{-\Delta}^* + v^T(n)w_0 - v^T(n-\partial-\Delta)w - z^T(n-\Delta)w,$$

siendo  $z(n) = [z(n) z(n-1) \dots z(n-N+1)]^T$ .

Aproximando  $\Delta' \cong \Delta$ :

$e(n) \cong v^T(n)w_0 - v^T(n-\partial-\Delta)w - z^T(n-\Delta)w$ . Elevando al cuadrado y tomando su valor esperado se obtiene la función de coste  $E\{e^2(n)\}$ , asumiendo  $v(n)$  y  $z(n)$  independientes, sistemas aproximadamente invariantes en el tiempo y señales estacionarias en una ventana de tiempo determinada:

$$E\{e^2(n)\} = w_0^T R_v w_0 - 2w_0^T R_{v_{\partial+\Delta}} w + w^T R_x w$$

donde  $R_x = E\{v(n)v^T(n)\} + E\{z(n)z^T(n)\}$ ,  $R_{v_{\partial+\Delta}} = E\{v(n-\partial-\Delta)v^T(n)\}$ .

Calculando el gradiente de la función de coste en relación al vector de coeficientes  $w$  e igualando a cero, se obtiene el vector óptimo de coeficientes que minimiza la función de coste:

$$w^* = R_x^{-1} R_{v_{\partial+\Delta}} w_0$$

de forma que  $w^* \rightarrow 0$  en ausencia de habla del usuario ( $v(n)=0$ ), y  $w^* \rightarrow w_0$  en caso de que no haya ruido externo y  $\partial + \Delta \cong 0$ . Resultando en una transformación lineal del vector de oclusión para el resto de situaciones.

Para ajustar el vector de coeficientes del controlador se emplea el algoritmo de mínimos cuadrados LMS pero normalizado y retardado, DNLMS (*Delayed Normalized Least Mean Square*), debido al comportamiento variante en el tiempo de  $W_0$ , a los retardos de propagación existentes y al carácter no estacionario de la señal de voz. El ajuste se realiza para cada nueva muestra con la ecuación de actualización siguiente, de paso de adaptación  $\mu$ :

$$w(n+1) = w(n) + \mu \frac{e(n)m_1(n-\Delta)}{m_1^T(n-\Delta)m_1(n-\Delta)}$$

Según se ha comprobado para los retardos de propagación asociados al camino directo, el algoritmo DNLMS presenta mayor robustez frente a variaciones de la potencia de la señal y mayor estabilidad que el NLMS convencional. Cabe destacar que aunque el controlador propuesto sigue una estructura no realimentada, como vemos ello no se aplica a la estrategia de adaptación de sus parámetros.

#### **4. SIMULACIONES en Matlab®**

Una vez estudiados los fundamentos teóricos se procede a la implementación de los dos métodos, con el fin de verificar y comparar el funcionamiento de las dos estructuras de control propuestas, a través de pruebas y experimentos con señales sinusoidales y de voz. Una vez implementada la estructura se genera una parte de código para obtener empíricamente los valores de los parámetros óptimos que proporcionan el menor error, posteriormente utilizados.

En todas las pruebas el procesado G, realizado por el aparato auditivo fue considerado como la composición de un factor de amplificación simple y un atraso, de tal forma que  $s(n)=g \cdot u(n-\alpha)$ . Los valores escogidos fueron  $g=1$  y  $\alpha=32$ , resultando en un atraso de 2ms. Este retardo sumado al retardo de grupo asociado al camino directo parcialmente compensado (3ms) resulta en un atraso de propagación global de 5ms, dentro del rango de retardo de procesamiento máximo tolerable en un audífono que está entre 8 y 10ms (Chung, 2004).

Para evitar la necesidad de un controlador automático de ganancia, la ecuación de actualización del filtro utiliza un paso de convergencia normalizado  $\mu = \frac{\beta}{m^T m(n)}$ . La frecuencia de muestreo utilizada para todas las pruebas es de 16kHz.

La literatura asociada a sistemas de filtraje y control adaptativo alerta del hecho de que la existencia de procesos de filtraje en el camino directo (altavoz-micrófono) conlleva pérdida de desempeño en la fase de cancelación en el caso de que estos procesos no sean compensados. Por este motivo, para las simulaciones presentadas se considera el camino directo completamente compensado, representado por un retardo de grupo simple, o bien como parcialmente compensado, conforme a los resultados obtenidos en los estudios previos (Borges R. C., 2012).

El efecto de oclusión fue generado filtrando dos señales de excitación con el sistema obtenido anteriormente en un experimento realizado en la cámara semi-anecoica del *Laboratório de Vibrações e Acústica* de la UFSC, recogido en el apartado III.c ‘Identificación de la oclusión’ del artículo *Impact of the vent size in the feedback-path and occlusion-effect in hearing aids*, Renata C. Borges, Márcio H. Costa, Patrick A. Naylor and Alexandre A. Ferreira (Borges, Costa, & Naylor, 2014).

Las simulaciones fueron realizadas en punto flotante con la herramienta de software matemático Matlab® R2012a.

##### **a. Compensación del camino directo**

Para evitar la pérdida de desempeño en el proceso de cancelación del efecto de oclusión, se emplea el siguiente código con los ficheros de entrada ‘af.raw’ y ‘mic.raw’, que contienen una señal de ruido blanco gaussiano enviada por el altavoz y recibida por el micrófono interno, respectivamente, para la compensación de los procesos de filtraje en el camino directo (altavoz-micrófono). El algoritmo permite obtener el retardo de compensación y almacena en el fichero generado ‘Arquivo.txt’ los coeficientes del filtro ecualizador,

empleado posteriormente para evitar que los cambios en la señal sonora puedan afectar al funcionamiento del sistema de cancelación.

```
%*****
% Identificación del camino directo
Ni      = 100;      % número de coeficientes del sistema
muI    = 0.03;      % paso del algoritmo adaptativo

% Identificación del camino de compensación
Nc      = 100;      % número de coeficientes del sistema
muC    = 0.1;       % paso del algoritmo adaptativo
Dc      = 50;       % atraso para cálculo del error

for n = 1:Iter % Identificación del camino directo

    buffer = [r(n) ; buffer(1:Ni-1)];

    yI     = Wi'*buffer;

    eI   = x(n) - yI;

    Wi = Wi + ( muI * eI * buffer ) ;

    if (~mod(n,100))
        WnI(:,(n/100)+1) = Wi;
    end

end

for n = 1:Iter % Identificación del camino de compensación

    bufferX = [x(n) ; bufferX(1:Nc-1)];

    bufferR = [r(n) ; bufferR(1:Dc-1)];

    yC     = Wc'*bufferX;

    eC   = bufferR(Dc) - yC;

    Wc = Wc + ( muC * eC * bufferX ) / (bufferX'*bufferX + 1e-5);

    if (~mod(n,100))
        WnC(:,(n/100)+1) = Wc;
    end

end

*****
```

## b. IIR

El cancelador adaptativo de oclusión realimentado se implementa como un filtro IIR, siguiendo la estructura propuesta en su descripción. Con las adaptaciones necesarias, se desarrolla un código basado en el siguiente esquema:

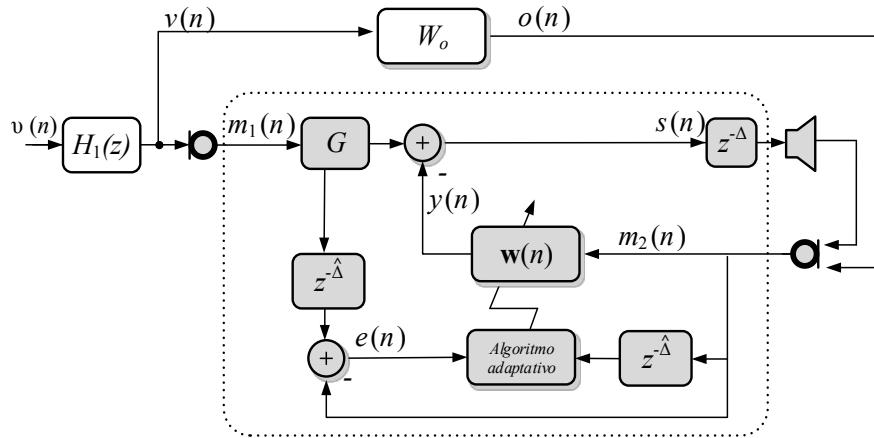


Figura 18. Esquema para la implementación de la estructura realimentada.

Donde  $H_1(z)$  representa el sistema vocal humano, con salida  $v(n)$ ;  $G$  el procesado habitual de los sistemas auditivos; y  $W_o$  simula el efecto de oclusión producido por las vibraciones de los huesos y cartílagos del canal auditivo cuando se transmite la señal de voz, de modo que  $o(n)$  contiene la señal de oclusión.

$v$  es la señal de voz generada por el usuario del audífono y  $m_1(n)$  la señal recibida por el micrófono externo;  $s(n)$  es la señal deseada aplicada al altavoz, obtenida como la diferencia entre la señal procesada por el aparato auditivo convencional y la salida del filtro IIR  $y(n)$ . Se incluyen los retardos de  $\Delta$  muestras para compensar los efectos del camino directo  $S$  y de su estimación  $\hat{S}$ .  $w(n)$  es el filtro IIR, guiado por el algoritmo adaptativo SHARF combinado con Leaky-LMS anteriormente comentado, el cual actualiza los coeficientes a través de la ecuación:

$$w(n+1) = (1-\mu\gamma)w(n) + \frac{\mu e(n)m(n-\Delta)}{m^T(n-\Delta)m(n-\Delta)},$$

donde  $\mu$  es el paso de adaptación y  $\gamma$  el factor *Leaky* que controla la ganancia.

La entrada de este filtro es la señal muestreada captada por el segundo micrófono colocado en el interior del canal auditivo  $m_2(n)=o(n)+s(n-\Delta)$ , donde  $s(n)=m_1(n)-y(n)$ , de forma que a la salida se obtiene la estimación de la señal de oclusión  $y(n)=\hat{o}(n)$ . Así, la señal enviada al altavoz interno sería  $s(n)=m_1(n)-\hat{o}(n)$ , de modo que al sumarse con la oclusión producida en el interior del canal, ésta se cancela y el usuario recibe un sonido mucho más parecido al original,  $m_2(n)=o(n)+m_1(n-\Delta)-\hat{o}(n-\Delta) \approx m_1(n-\Delta)$ .

Esta estructura se implementa en Matlab® mediante el siguiente código:

```
% Micrófono externo
m1 = [p(n) ; m1(1:end-1)];

% Señal enviada al altavoz
s = [m1(Dg+1) - y ; s(1:end-1)];
```

```

% Micrófono interno
m2 = [s(Dc+1) + o(n) ; m2(1:end-1)];

% Señal de salida del filtro adaptativo
y = w' * m2(1:N);

% Señal de error
e = m2(1) - m1(Dg+Dc+1) ;

% Ecuación de actualización
norma = m2(Dc+1:end);
w = (Leaky*w) + mu*e*norma / (norma'*norma+1e-5);

% Evolución media de los coeficientes del filtro
if (~mod(n,decimationFactor))
    W(:,n/decimationFactor) = W(:,n/decimationFactor) + w;
end,

% Almacena la señal en el canal auditivo
SinalCanal(n) = m2(1);
erro(n) = m2(1) - m1(1);

% Error cuadrático
Jms = Jms + erro.^2

SinalM2 = SinalM2 + SinalCanal; % Señal con Cancelador
SinalM1 = SinalM1 + p; % Señal Mic. Externo
SinalO = SinalO + o; % Señal de Oclusión

SinalDes = [G * SinalM1]; % Señal deseado
SinalSemCanc = 0.3*SinalDes + SinalO; % Señal sin cancelador
SinalComCanc = SinalM2; % Señal con cancelador

```

Este algoritmo se ejecuta dentro de un bucle *for* para obtener los valores de orden del filtro y coeficientes de actualización N,  $\mu$  y  $\Upsilon$  que generan el menor error. En rangos de  $0 \leq \mu \leq 0.1$  con pasos de 0.01,  $\Upsilon \geq 0$  y  $50 \leq N \leq 250$  con pasos de 50. Para el paso de convergencia  $\mu$  se utiliza como límite superior el valor del 10% del paso asociado a la velocidad de convergencia que el algoritmo NLMS presentaría en caso de que no hubiera realimentación ni factor de fuga  $\Upsilon$ , de forma que se limite el error en exceso, asegurando un tiempo máximo de convergencia de los coeficientes de 2 segundos. El factor de fuga  $\Upsilon$  fue determinado como el menor valor que posibilitase la convergencia de los coeficientes, y el número de coeficientes N fue limitado en función de la complejidad computacional máxima permitida.

```

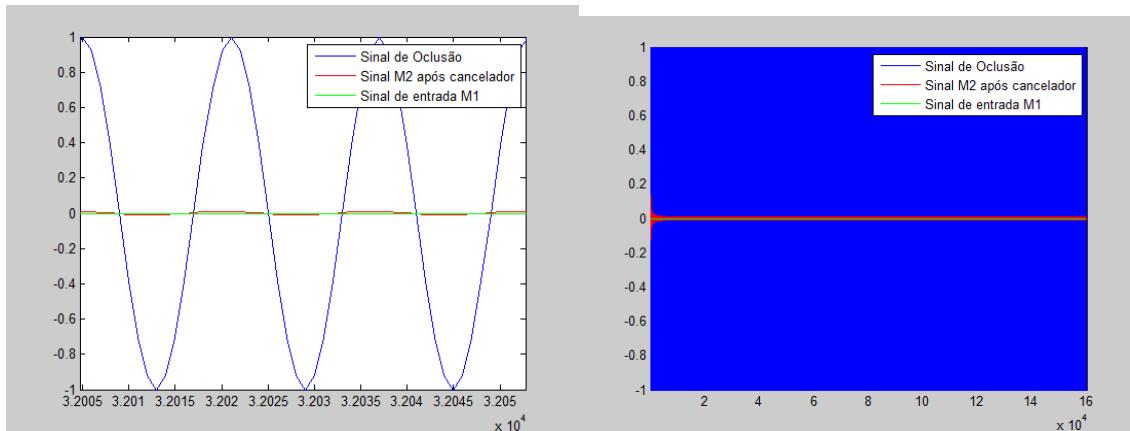
for N=50:50:250
    for mu=0:0.01:0.1
        for LK=0:0.05:0.5

            Leaky = 1 - LK * mu;
            [...]
        end

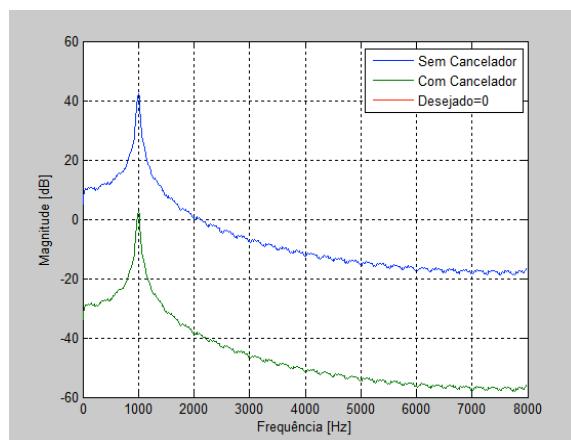
```

Como resultado se obtiene el error mínimo con N=250, en concordancia puesto que en este caso el filtro será más estable cuanto mayor número de coeficientes emplee, es decir, cuanto mayor sea el orden;  $\mu=0.01$  y  $LK=0.1$ , por tanto el valor del factor  $Leaky=1-LK*\mu$  es muy próximo a 1, consiguiendo ganancia máxima.

Una vez obtenidos los resultados numéricos, comprobamos el funcionamiento del algoritmo. En primer lugar para el caso ideal de camino directo completamente compensado sin retardo, que correspondería al caso más simple para el cual se espera el mayor rendimiento del sistema de control. Consideramos inexistencia de ruido aditivo y de señal sonora externa, con  $H_1(z)=[0 \ 0 \dots \ 0]^T$ , de tal forma que la solución óptima sería que la señal de error captada por el micrófono interno fuera  $m_2(n)=0$ . Para ello, testamos con una señal original  $m_1(n)$  nula y una señal de oclusión modelada como sinusoidal de frecuencia fundamental 1kHz y frecuencia de muestreo 16kHz. Empleando los siguientes valores para los parámetros de ajuste: paso de adaptación  $\mu=0.1$ , factor Leaky  $LK=0.005$ , y número de coeficientes del filtro  $N=250$ . En las gráficas obtenidas podemos observar cómo la señal final capturada por el micrófono interno  $m_2(n)$  es prácticamente nula, comparable con  $m_1(n)$ . Además, al comparar los valores de señal en ambos casos, con o sin cancelador, observamos cómo efectivamente con el sistema propuesto se obtiene una atenuación de aproximadamente 35dB. Para valores de la frecuencia fundamental de la señal de oclusión de 500Hz, 2kHz y 4kHz, se obtiene un resultado similar, pero con el pico de amplitud situado en dicha frecuencia, y con atenuaciones entre 30 y 35dB.



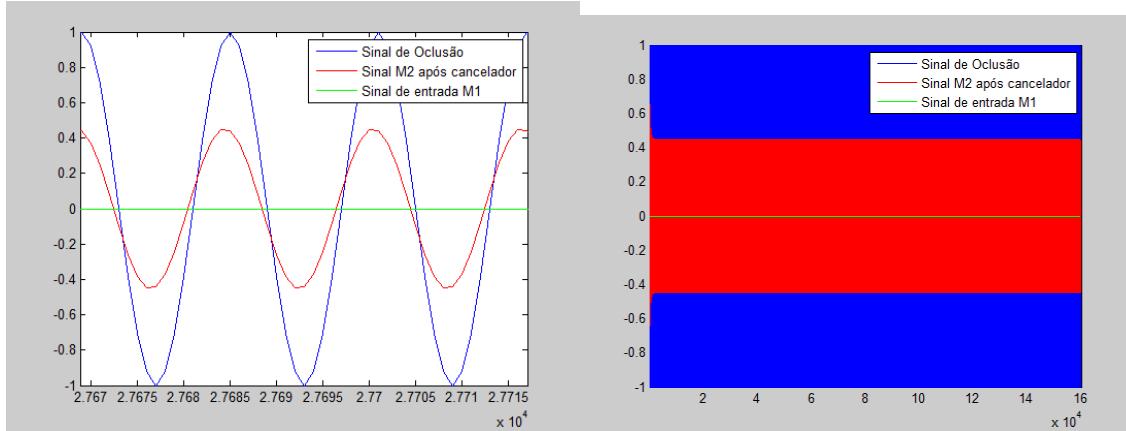
**Figura 19. Resultados en Matlab de la estructura realimentada con camino directo completamente compensado.**



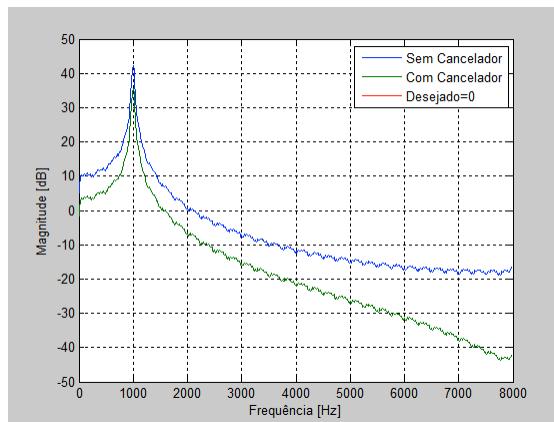
**Figura 20. Respuesta en frecuencia del sistema con y sin cancelador sin retardo.**

Considerando el efecto de la compensación parcial del camino directo, representado por un retardo  $D_c$  de 50 muestras, y con las mismas señales de entrada, observamos que obviamente la atenuación es menor que en el caso ideal, pero aún así, el efecto del cancelador

continúa mejorando la señal recibida por el usuario, consiguiendo reducir el molesto efecto de oclusión. En este caso los resultados se obtienen con los siguientes parámetros de ajuste:  $N=250$ ,  $\mu=0.01$ ,  $LK=0.4$ . Del mismo modo que en el caso anterior, al modificar la frecuencia de la señal de oclusión el efecto es similar, con el pico desplazado a dicha frecuencia, dando lugar a valores de atenuación alrededor de 7dB.



**Figura 21. Resultados en Matlab para la estructura realimentada con camino directo parcialmente compensado.**



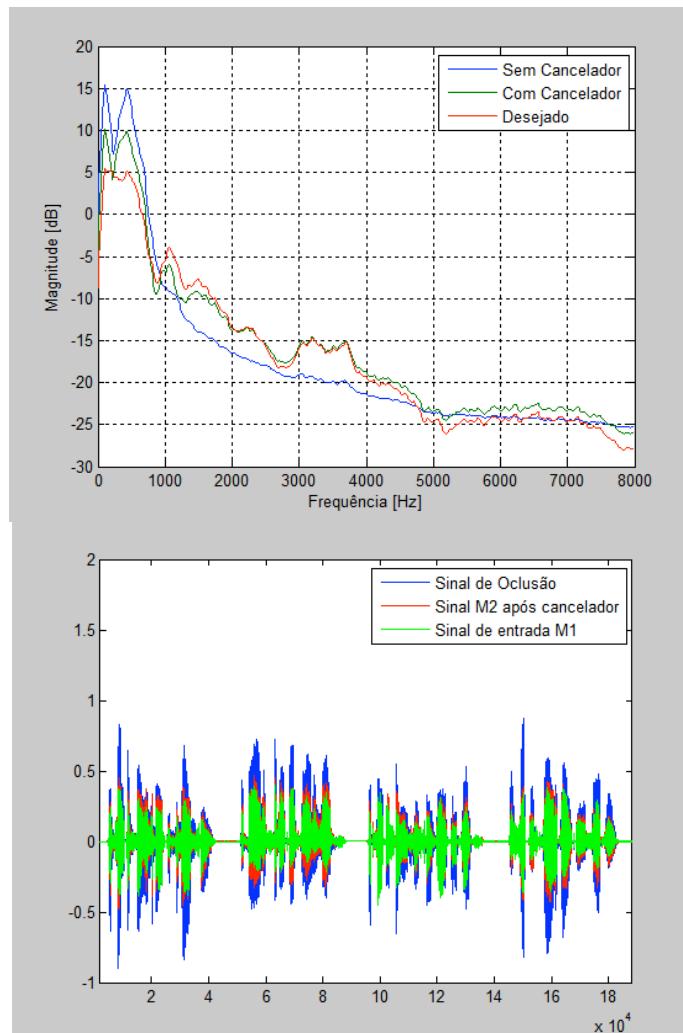
**Figura 22. Respuesta en frecuencia del sistema con y sin cancelador con retardo de 50 muestras.**

Una vez comprobado el correcto funcionamiento en el caso ideal de entrada nula y señal de oclusión sinusoidal, se procede entonces utilizando como excitación una señal real de voz. Para ello se emplea la locución de un individuo de 26 años del sexo masculino de diversas frases concatenadas, extraídas de la “Lista revisada de frases fonéticamente balanceadas” de Harvard recogida en las recomendaciones del IEE para mediciones de calidad de voz (Harvard, 2012). Las frases de Harvard son una colección de frases de ejemplo empleadas en pruebas estandarizadas de voz sobre IP, móviles y otros sistemas de telefonía. Son ampliamente utilizadas para investigación en las telecomunicaciones, el habla y la acústica, donde se necesitan secuencias de discurso estandarizadas y repetibles. Se trata de frases fonéticamente balanceadas que utilizan fonemas específicos con la misma frecuencia con la que aparecen en Inglés. El término fonéticamente balanceado, en este caso, significa que la lista de frases generada tiene una distribución fonética similar a la encontrada en la voz o el habla espontánea.

Las grabaciones empleadas en esta parte del proceso están contenidas en los archivos *ClearVoice\_Male.wav* y *OccludedVoice\_Male.wav*, con la señal de voz limpia y la misma señal procesada por el filtro simulador de oclusión, respectivamente. Para una mayor cobertura de las variaciones fonéticas de la señal de voz, fueron utilizadas las siguientes 4 frases concatenadas, obteniendo así una señal con 10 segundos de duración y muestrada a una tasa de 16kHz.

The jacket hung on the back of the wide chair.  
A pound of sugar costs more than eggs.  
The coffee stand is too high for the couch.  
The ship was torn apart on the sharp reef.

Con estas señales de entrada, y promediando los resultados entre 500 realizaciones para el análisis del comportamiento del sistema, se obtienen los gráficos mostrados en la Figura 23. Resultados para la estructura realimentada con señales de voz reales. Los resultados obtenidos para el caso del camino directo completamente compensado muestran una respuesta en frecuencia mucho más similar a la deseada cuando el sistema con cancelador realimentado se encuentra conectado. Como se puede observar, esta estructura devuelve una señal captada por el micrófono interno muy parecida a la de entrada recogida por el micro externo, reduciendo así el indeseado efecto de oclusión en el interior del canal auditivo.



**Figura 23. Resultados para la estructura realimentada con señales de voz reales.**

### c. FIR

Para implementar el cancelador adaptativo no realimentado se emplea un filtro adaptativo de respuesta impulsional finita – FIR, controlado por el algoritmo de mínimos cuadrados LMS normalizado y retardado DNLM (Delayed Normalized Least Mean Square). El ajuste del vector de coeficientes se realiza para cada nueva muestra mediante la ecuación de actualización:

$$w(n+1) = w(n) + \mu \frac{e(n)m_1(n-\Delta)}{m_1^T(n-\Delta)m_1(n-\Delta)}$$

El ruido ambiente aditivo  $z(n)$  se considera inexistente y la compensación realizada por el aparato auditivo se representa como una ganancia unitaria, siguiendo el esquema propuesto en la Figura 24.

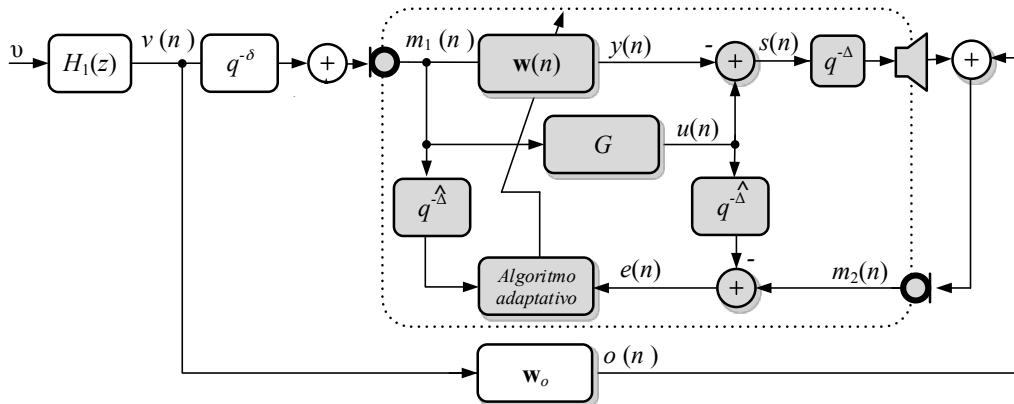


Figura 24. Esquema para la implementación de la estructura no-realimentada.

En este caso, se comprueba su funcionamiento con las señales reales de voz empleadas anteriormente, contenidas en los archivos *ClearVoice\_Male.wav* y *OccludedVoice\_Male.wav*, creadas a partir de la locución de 4 frases fonéticamente balanceadas concatenadas, con una duración de 10 segundos. El micrófono externo capta la señal de voz limpia  $m_1(n)$  y  $o(n)$  se corresponde con dicha señal procesada por el filtro simulador de oclusión  $W_0$ . Ambas son representadas en la Figura 25.

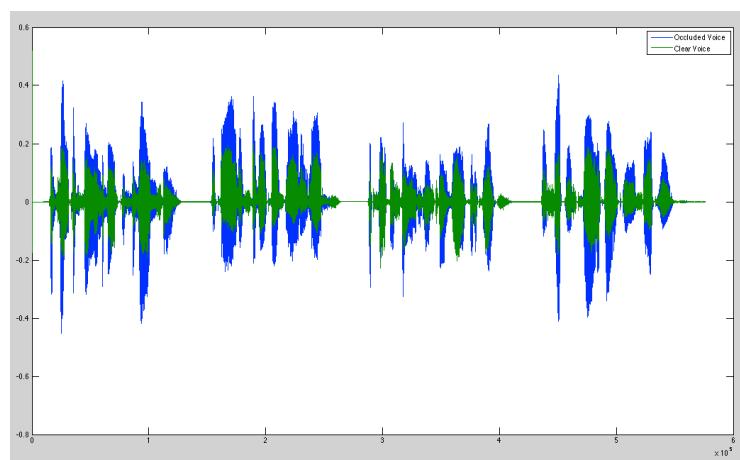


Figura 25. Señales de voz real empleadas para comprobar del funcionamiento de las estructuras.

Los parámetros de ajuste se definen para que el controlador obtenga la misma tasa de convergencia que el anterior, evaluándolos en los siguientes rangos: número de coeficientes N de 100 a 300 en pasos de 50; paso de convergencia  $\mu$  de 0 a 0.1 en pasos de 0.01. En este modelo se emplea el *método de Burg* para estimar los coeficientes del sistema  $H_1$ , de orden L=21 para el fonema sonoro /i/ (Borges R. C., 2012). Como la señal de entrada es casi-estacionaria, permite la evaluación cuantitativa del desempeño de los controladores.

El algoritmo generado en Matlab® contiene el siguiente código:

```

Fs = 16e3;
[p,o] = ar_occlusion(10000,Fs,10);

% Señal de entrada filtro adaptativo
m1 = [p(n) ; m1(1:end-1)];

% Señal enviado al altavoz
s = [m1(Dg+1) - y ; s(1:end-1)];

% Señal canal auditivo
m2 = s(Dc+1) + o(n);

% Señal de salida filtro adaptativo
y = w' * m1(1:N);

% Señal de error
e = m2 - m1(Dg+Dc+1);

% Ecuación de actualización
if n > N
    norma = m1(Dc+1:end-Dg);%tamaño N
    w      = w + e * norma * ( mu ) / (norma'*norma + 1e-5);
end

% Evolución media de los coeficientes del filtro
if (~mod(n,decFactor))
    W(:,n/decFactor) = W(:,n/decFactor) + w;
end,

SinalCanal(n) = m2(1);
erro(n) = m2(1) - m1(1);
end

% Error cuadrático
Jms = Jms + erro.^2;

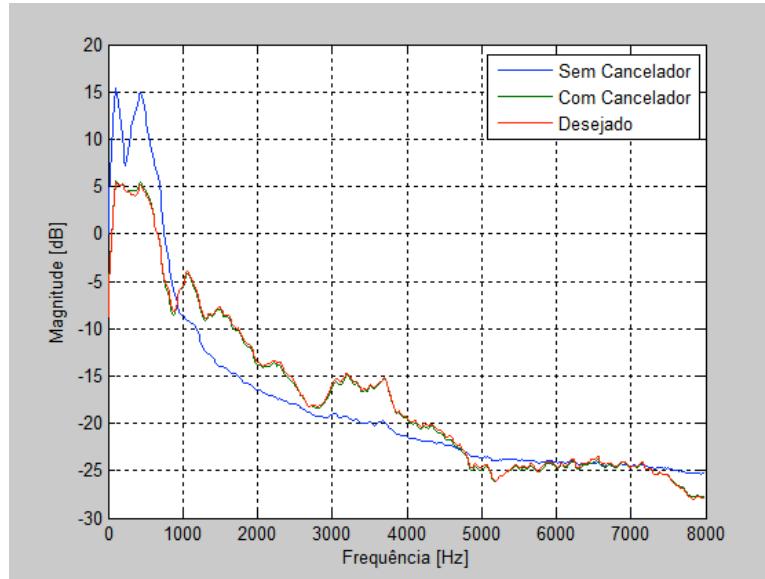
SinalY= y;
SinalM2 = SinalM2 + SinalCanal;           % Señal con Cancelador
SinalM1 = SinalM1 + p;                     % Señal Mic. Externo
SinalO  = SinalO + o;                      % Señal de Oclusión

SinalDes      = SinalM1;       % Señal deseada
SinalSemCanc = 0.3*SinalDes + SinalO; % Señal sin cancelador
SinalComCanc = SinalM2;        % Señal con cancelador

```

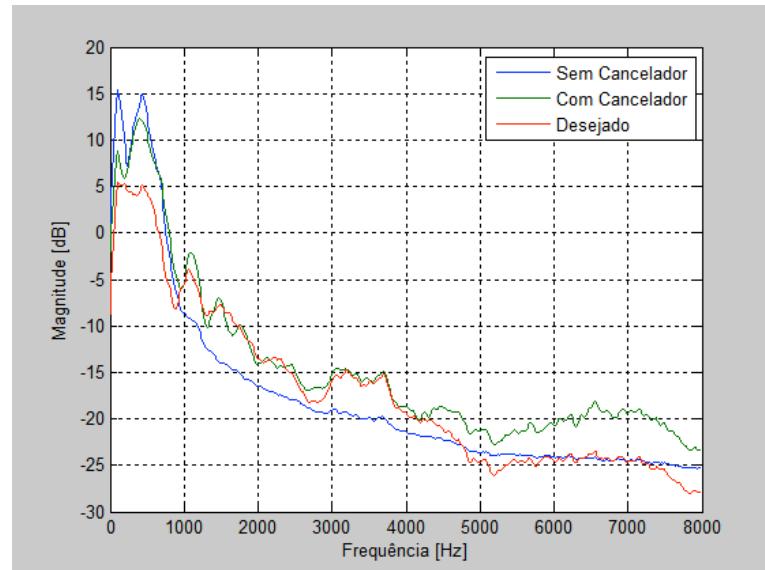
Comprobando para el caso de camino directo completamente compensado sin retardo, con parámetros N=200 y  $\mu=0.01$ , se obtiene el caso ideal donde la señal de salida del cancelador coincide con la señal deseada. Se busca principalmente atenuar las frecuencias

bajas, donde mayor es el efecto de oclusión, especialmente la banda de 200 a 500 Hz, manteniendo niveles adecuados para el resto de las frecuencias menos afectadas.



**Figura 26. Respuesta en frecuencia de la estructura no realimentada con camino directo completamente compensado.**

En el caso de compensación parcial del camino directo, representado por un retraso  $D_c$  de 50 muestras, con la misma señal de entrada, y con parámetros óptimos  $N=250$  y  $\mu=0.02$ , se obtienen los resultados mostrados en la Figura 27.



**Figura 27. Respuesta en frecuencia de la estructura no realimentada con compensación parcial del camino directo.**

En este gráfico se puede apreciar que la atenuación disminuye para frecuencias altas, lo cual no supone mayor problema puesto que la diferencia no supera los 4 dB y estas frecuencias no están afectadas por la oclusión; sin embargo, en la banda de interés de bajas frecuencias, aunque se atenúa menos que en el caso ideal, se continúa reduciendo el efecto de

oclusión comparando con la señal obtenida sin cancelador. Es decir, contribuye a reducir el indeseado efecto de oclusión.

Incluso para el peor caso, de camino directo parcialmente compensado representado por un retardo Dc 50, al comparar el controlador no-realimentado con el sistema realimentado anterior, se obtiene una mejora objetiva de unos 5dB de reducción de la oclusión.

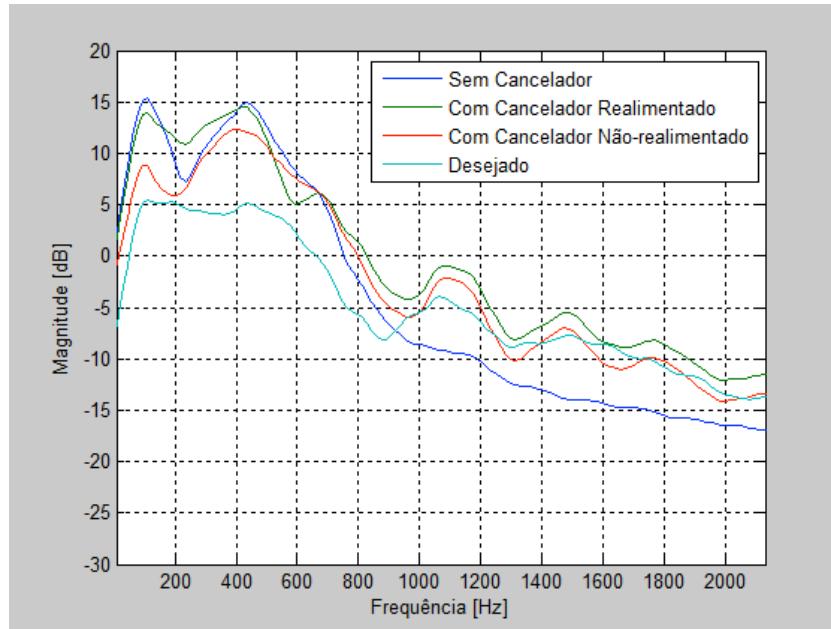


Figura 28. Comparación entre cancelador realimentado, no-realimentado y sin cancelador.

(\*ficheros: IIR\_Laura, GeraSeno, DLMS\_FIR, ar\_occlusion, compensacao, positiveFFT, gen\_ruido, ClearVoice\_Male.wav, OccludedVoice\_Male.wav)

## 5. IMPLEMENTACIÓN DE ALGORITMOS

La implementación de estos sistemas de cancelación del efecto de oclusión se realiza a través de un sistema microprocesador. Se entiende por procesamiento digital de señales la manipulación de señales como luz, sonido, temperatura, etc., para ser representadas por una secuencia de números, con el fin de extraer informaciones o realizar alteraciones en su contenido o morfología. Sin embargo, el mundo real está constituido preponderantemente por señales analógicas. Por ello, para poder hacer uso de las facilidades del procesado digital en aplicaciones asociadas a señales analógicas, es necesario realizar primero una conversión entre los dos dominios (Gan & Kuo, 2007).

Para que una señal analógica sea digitalmente representada y pueda ser procesada, es necesario emplear un conversor analógico-digital (ADC – *analog to digital converter*). Después del procesado, las señales deben ser convertidas de nuevo a la forma analógica a través de un conversor digital-analógico (DAC – *digital to analog converter*). La señal de voz captada por el micrófono es sometida al proceso de conversión analógico-digital y, después de ser procesada, es enviada al conversor digital-analógico que devuelve una señal analógica reproducible mediante un altavoz.

Un procesador digital de señales puede entenderse como un microprocesador específico para aplicaciones de procesamiento digital (por ejemplo, de señales de vídeo o audio), generalmente en tiempo real. Al tratarse de un dispositivo programable, es necesario el uso de un entorno integrado de desarrollo (*IDE – Integrated Development Environment*), que generalmente es dado por el propio fabricante del DSP y en su mayoría trabaja con lenguajes de programación tales como Ensamblador, C o C++.

Para el desarrollo del presente trabajo fue utilizada la placa de procesamiento digital de señales *ADSP-BF537 EZ-KIT Lite* de Analog Devices y VisualDSP++ IDDE (*Integrated Development and Debugging Environment*) como entorno para la implementación de los controladores (Analog Devices, 2008).



Figura 29. Placa *ADSP-BF537 EZ-KIT Lite* de Analog Devices.

Este procesador posee una arquitectura de 16 bits en punto fijo y está basado en el núcleo MSA (*Micro Signal Architecture*). Combina instrucciones RISC (*Reduced Instruction Set Computer*) con instrucciones de DSP, que pueden ser utilizadas en paralelo. Está desarrollado

especialmente para aplicaciones de procesamiento de señales (filtraje, control, etc.) por lo que posee lazos y buffer circular en hardware y es capaz de realizar dos operaciones MAC (multiplica-acumula) en paralelo por ciclo de reloj. Posee memoria interna SRAM, que puede usarse para instrucciones o almacenamiento de datos. Cuenta aún con 64Mbytes (32Mx16bits) de SDRAM y 4Mbytes (2Mx16bits) de memoria flash, ambas externas.

El procesador *Blackfin*, *ADSP-BF537 EZ-KIT Lite*, es una plataforma de desarrollo que posee periféricos externos como códecs de audio, interfaz para comunicación serial RS232, conexión USB (*Universal Serial Bus*), leds y algunos botones. La plataforma utilizada en este trabajo, ilustrada en la Figura 29, puede operar a una frecuencia de reloj de hasta 600Mhz a una tensión de 1,45V. Los códecs de audio utilizados son los componentes AD1871 (ADC) (Analog Devices, 2002) y AD1854 (DAC) (Analog Devices, 2000). Ambos pueden trabajar independientemente, a una tasa de muestreo de 96kHz o 48 kHz. Las señales de reloj se sincronizan con la tasa de muestreo.

En este caso, la interfaz de audio está programada para operar a una tasa de 48 kHz. Aunque, los aparatos auditivos trabajan normalmente a 16 kHz, frecuencia de muestreo suficiente para cubrir la banda de pérdidas auditivas relacionadas a la inteligibilidad de la voz. Para la adaptación fue implementado un proceso de diezmado de la señal captada por los micrófonos. Además, en los experimentos realizados fue detectada la necesidad de emplear un filtro *anti-aliasing*, implementado en la placa como '*filtro2ndOrdem*', antes del procesado para evitar interferencias indeseadas. Siguiendo un esquema de implementación como el de la Figura 30.

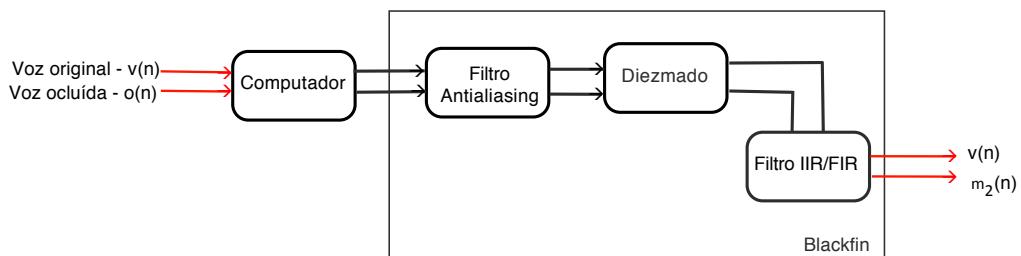


Figura 30. Guión de implementación en Blackfin.

#### a. Compensación del camino directo

Los ficheros utilizados en Matlab® para llevar a cabo el proceso de compensación del camino directo comentado en el apartado ‘Compensación del camino directo’, son generados con la placa de procesamiento digital a través del entorno VisualDSP++. Para ello, se transmite una señal de ruido blanco gaussiano por el altavoz del audífono, colocando el micrófono interno a la salida. De esta forma, la señal captada por el micro es almacenada en la matriz *mic[cont]*, pudiendo ser exportada al fichero ‘*mic.raw*’. Del mismo modo, se genera ‘*af.raw*’ con la señal transmitida por el altavoz, contenida en *rec[cont]*. Este proceso se realiza con el algoritmo de compensación descrito a continuación, que contiene también las funciones principales, comunes al resto de algoritmos creados para el procesado de señales de audio en la placa.

Siguiendo el código desarrollado previamente con Matlab®, se implementan en la placa de procesamiento digital las siguientes funciones comunes, todas ellas en 16 bits:

```

void insereAmostraEDeslocaBuffer(fract16 *inBuff, fract16 amostra, int length) // función de desplazamiento del
buffer

{
    int i;

    for(i=length-1; i>=1; i--)
        inBuff[i] = inBuff[i-1];

    inBuff[0] = amostra;
}

// Filtro PB IIR Chebyshev Inverso Ordem 18, fc = 8000 Hz, fs = 48000Hz, Gstop = 90 dB // filtro antialiasing

short    Num[Niir]={0x4000,0xc362,0x4000,0x4000,0xc9e6,0x4000,0x4000,0xd4f6,0x4000,0x4000,0xc05d,0x4000,
0x4000,0xe666,0x4000,0x4000,0x00d6,0x4000,0x4000,0x26af,0x4000,0x4000,0x5529,0x4000,0x4000,0x7a4b,
0x4000};

short    Den[Niir]={0x4000,0xb38d,0x3b5e,0x4000,0xba6a,0x32c3,0x4000,0xc25f,0x2a86,0x4000,0xcb7d,0x2248,0x
4000,0xd5a3,0x19ed,0x4000,0xe04f,0x11a9,0x4000,0xea85,0xa0f,0x4000,0xf2c8,0x040c,0x4000,0xf777,0x00af};

short Kv[NBIQUAD] = {0x1dac,0x41fd,0x4be6,0x48ca,0x3ed1,0x317f,0x3ed1,0x317f,0x317f}; // 0.5dB

short KvUP[NBIQUAD] = {0x20F7,0x4951,0x5454,0x50E0,0x45CB,0x36FE,0x45CB,0x36FE,0x36FE}; // 9dB

void Process_Data(void)

{
    int j, i;

    fract16 resultadoUP, resultado, resultadoDT; amostra = iChannel0LeftIn >> 8; //de 24(placa) a 16bits

    amostraDT = iChannel0RightIn >> 8;

    // Filtra Canal 1

    insereAmostraEDeslocaBuffer(amostrasADC, amostra, 3);

    MatrixInOutBuffer[0][0] = amostrasADC[0];

    MatrixInOutBuffer[0][1] = amostrasADC[1];

    MatrixInOutBuffer[0][2] = amostrasADC[2];

    for(j=0; j<NBIQUAD; j++)
    {
        resultado = filtro2ndOrdem(&MatrixInOutBuffer[j][0], &MatrixInOutBuffer[j+1][0], &Num[j*3], &Den[j*3+2],
        Kv[j]);

        insereAmostraEDeslocaBuffer(&MatrixInOutBuffer[j+1][0],resultado, 3);
    }
}

```

```

// Filtra Canal 2

insereAmostraEDeslocaBuffer(amostrasADC_DT, amostraDT, 3);

MatrixInOutBufferDT[0][0] = amostrasADC_DT[0];

MatrixInOutBufferDT[0][1] = amostrasADC_DT[1];

MatrixInOutBufferDT[0][2] = amostrasADC_DT[2];

for(j=0; j<NBIQUAD; j++)

{

    resultadoDT = filtro2ndOrdem(&MatrixInOutBufferDT[j][0], &MatrixInOutBufferDT[j+1][0], &Num[j*3],
&Den[j*3+2], Kv[j]);

    insereAmostraEDeslocaBuffer(&MatrixInOutBufferDT[j+1][0],resultadoDT, 3);

}

// Recibe la nueva muestra de la señal

left = resultado;

right = resultadoDT;

//Índice para control de diezmado

indiceParaPegarAmostraFiltrada++;

if (indiceParaPegarAmostraFiltrada == 3)

{

    indiceParaPegarAmostraFiltrada = 0;

// ----- // función de compensación del camino directo mediante ruido blanco

ruidoOriginal = randShort();

mic[cont] = sub_fr1x16(right,230); //(case)

rec[cont] = sub_fr1x16(left, 230); //(molde)

cont++;

if (cont >= maxCont -1)

    exit(-1);

// ----- //

} // Fin del diezmado

else amostraParaUpSample = 0;

// Inicio del Upsample Canal 1

insereAmostraEDeslocaBuffer(amostrasUpSamples, amostraParaUpSample, 3);

```

```

MatrixInOutBufferUP[0][0] = amostrasUpSamples[0];

MatrixInOutBufferUP[0][1] = amostrasUpSamples[1];

MatrixInOutBufferUP[0][2] = amostrasUpSamples[2];

for(j=0; j<NBIQUAD; j++)

{

    resultadoUP    =    filtro2ndOrdem(&MatrixInOutBufferUP[j][0],&MatrixInOutBufferUP[j+1][0],    &Num[j*3],
&Den[j*3+2], KvUP[j]);

    insereAmostraEDeslocaBuffer(&MatrixInOutBufferUP[j+1][0],resultadoUP, 3);

}

amostraSaidaFiltrada = resultadoUP;

iChannel0LeftOut = amostraSaidaFiltrada << 8;

iChannel0RightOut = 5*amostraSaidaFiltrada << 8; //devolver a 24bits (16+8)

}

```

### b. IIR

La estructura realimentada se implementa mediante un filtro IIR, guiado por el algoritmo adaptativo SHARF combinado con *Leaky-LMS* para la actualización de los coeficientes. Para comprobar el desempeño del sistema antes de comenzar con las pruebas en usuarios reales, se realiza la simulación para una señal de oclusión sinusoidal y una señal de entrada limpia igual a 0, incluyendo el retardo de 50 muestras y el filtro de ecualización para la compensación del camino directo, como se muestra en el ejemplo utilizado para el desarrollo de la estructura (Borges R. C., 2012).

Adaptando de nuevo el código desarrollado en Matlab®, para su implementación en el procesador, se genera con VisualDSP++ el siguiente algoritmo:

```

// -----
fract16 mu = 1638; // 0.05 //fract16 mu = 328; // 0.01 //fract16 mu = 3277; // 0.1

static fract16 fatorLK = 31457; // 1-(LK*mu) = 1-(0.8*0.05)

#define N 250

#define Dc 50 //Retardo ecualizador

#define Dg 1 //Retardo en G

#define DI 1 // Retardo de tx por el canal auditivo

...

// -----IIR----- //

x=sub_fr1x16(left, 141); //señal de oclusión (simulación)

//m1 = right >>4; //clear, señal del micro externo (case) (prototipo real)

```

```

m2 = add_fr1x16(sbuff[Dc-1], x); //señal micro interno (canal auditivo) (simulación)

//m2 = left>>4; // señal micro interno (molde) (prototipo real)

// buffer de la señal externa

insereAmostraEDeslocaBuffer(m1buff, m1, Dg+DI);

// buffer de la señal en el canal auditivo

insereAmostraEDeslocaBuffer(m2buff, m2, N+DI);

// buffer del filtro adaptativo

memcpy(mLMS,m2buff+DI,sizeof(short)*N); //(dest, src, tam).

// salida del filtro adaptativo (oclusión estimada)

y = 0; for (i=0; i < N; i++)

{

    y += mult_fr1x16(w[i],m2buff[i]);

}

// señal de error del sistema

e = sub_fr1x16(m2, m1buff[Dg+DI-1]);

mue = mult_fr1x16(mu,e);

//Normalización

P = 0;

for (i=0; i < N; i++)

{

    P += mult_fr1x16(mLMS[i],mLMS[i]);

}

if (P <= abs_fr1x16(mue))

{

    muN = mue;

}

else

{

    mueFloat = fr16_to_float(mue);

    Pfloat = fr16_to_float(P);

    muNfloat = mueFloat/(Pfloat);
}

```

```

        muN = float_to_fr16(muNfloat);

    }

// ecuación de actualización LMS

for (i=0; i < N; i++)

{
    w[i] = add_fr1x16(multr_fr1x16(fatorLK,w[i]),mult_fr1x16(muN,mLMS[i]));

}

// buffer de la señal enviada al altavoz

insereAmostraEDeslocaBuffer(sbuff, sub_fr1x16(m1buff[Dg-1],y), Dc);

// señal aplicada al altavoz

s = 0;

for (i=0; i < Dc; i++)

{
    s += mult_fr1x16(H[i],sbuff[i]);

}

amostraParaUpSample = sbuff[0] ;

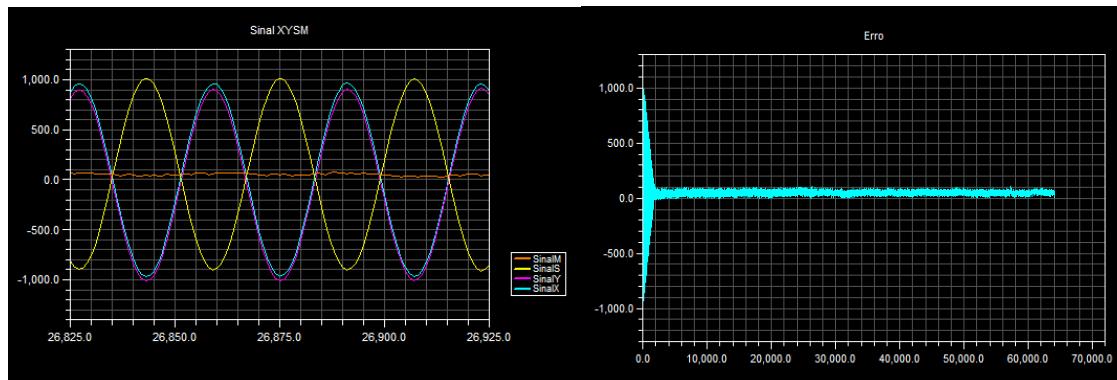
// -----IIR----- //

}

// -----

```

En las figuras obtenidas a partir del código anterior, se puede observar la señal sinusoidal de oclusión (X), la estimación obtenida por el filtro IIR (Y) y su inversa (S), que proporcionan una señal en el micrófono interno (M) prácticamente nula, igual a la entrada recogida por el micrófono externo,  $m_2(n)=o(n)+m_1(n-\Delta)-\hat{o}(n-\Delta)\cong m_1(n-\Delta)=0$ .



**Figura 31.** Resultados obtenidos en el DSP para la estructura realimentada sin retardo.

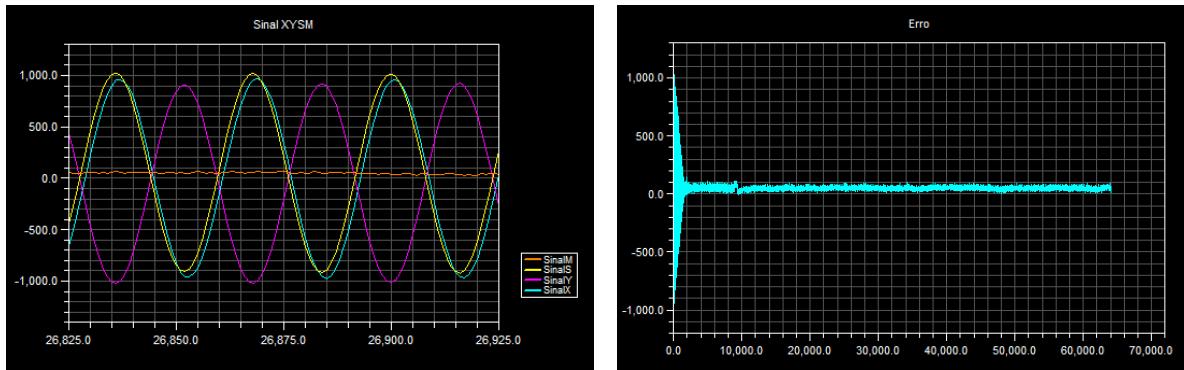


Figura 32. Resultados obtenidos en el DSP para la estructura realimentada con un retardo de 50 muestras.

### c. FIR

Siguiendo de nuevo el código previamente desarrollado en Matlab®, la estructura no-realimentada se implementa en el procesador mediante un filtro FIR, dirigido por el algoritmo LMS normalizado (NLMS) para la actualización de los coeficientes. Para comprobar el desempeño del sistema, se realiza la simulación en la placa *Blackfin* utilizando como señal de entrada la voz grabada en el archivo *ClearVoice\_Male.wav* y como señal de oclusión, la misma procesada por el filtro simulador  $W_0$ , contenida en *OccludedVoice\_Male.wav*. Estas señales, generadas con la locución de 4 frases concatenadas, con una duración de 10 segundos y una tasa de muestreo de 16kHz, fueron re-muestreadas a 48kHz para su correcta reproducción a través de la interfaz de audio, y procesadas en el DSP con un período de 6 segundos (96000 muestras). Para su implementación fue generado con VisualDSP++ el siguiente algoritmo, incluyendo el retardo de 50 muestras y el filtro de ecualización para la compensación del camino directo.

```
// -----
fract16 mu = 3277; // 0.1 //fract16 mu = 1638; // 0.05 //fract16 mu = 328; // 0.01

#define N 100

#define Dc 50 //Retardo ecualizador

#define Dg 1 //Retardo en G

#define DI 1 //Retardo de tx por el canal auditivo

...{ // -----FIR----- //

    x=sub_fr1x16(left, 141); //señal occluded (simulación)

    m1=sub_fr1x16(right, 233); //señal clear (simulación)

    //m1 = right>>4; //micro externo (case) (Prototipo real)

    m2 = add_fr1x16(sbuff[Dc-1], x);//micro interno (canal auditivo) (simulación)

    //m2 = left>>4; //micro interno (molde) (Prototipo real)

    //buffer de la señal externa
```

```

insereAmostraEDeslocaBuffer(m1buff, m1, N+Dg+Dl);

//buffer de la señal en el canal auditivo

insereAmostraEDeslocaBuffer(m2buff, m2, N+Dl);

// buffer del filtro adaptativo

memcpy(mLMS,m1buff+Dl,sizeof(short)*N); //((dest, src, tam).

//salida del filtro adaptativo (occlusión estimada)

y = 0;

for (i=0; i < N; i++)

{

y += mult_fr1x16(w[i],m1buff[i]);

}

//señal de error del sistema

e = sub_fr1x16(m2, m1buff[Dg+Dl-1]);

mue = mult_fr1x16(mu,e);

//Normalización

P = 0;

for (i=0; i < N; i++)

{

P += mult_fr1x16(mLMS[i],mLMS[i]);

}

if (P <= abs_fr1x16(mue))

{

muN = mue;

}

else

{

mueFloat = fr16_to_float(mue);

Pfloat = fr16_to_float(P);

muNfloat = mueFloat/(Pfloat);

muN = float_to_fr16(muNfloat);

}

```

```

// ecuación de actualización LMS

for (i=0; i < N; i++)

{

w[i] = add_fr1x16(w[i],mult_fr1x16(muN,mLMS[i]));

}

//buffer de la señal enviada al altavoz

insereAmostraEDeslocaBuffer(sbuff, sub_fr1x16(m1buff[Dg-1],y), Dc);

//señal aplicada al altavoz

s = 0;

for (i=0; i < Dc; i++) //Ecualizador

{

s += mult_fr1x16(H[i],sbuff[i]);

}

amostraParaUpSample = sbuff[0];

// -----FIR----- //

}... // -----

```

Con esta implementación se obtiene como resultado el gráfico de la Figura 33, que muestra la señal ocluida (X), la salida del filtro FIR (Y) con una estimación de la oclusión, y la señal M captada por el micrófono interno. Esta última es resultado de la diferencia entre la señal de entrada limpia procesada por un audífono convencional y la señal de oclusión estimada por el filtro, sumadas a la oclusión producida en el interior del canal auditivo. Logrando de esta forma cancelar esta señal de oclusión con su estimación, de forma que el micrófono interno capta una señal muy similar a la deseada, devolviendo unos valores de error similares a los obtenidos en el caso anterior para la estructura realimentada.

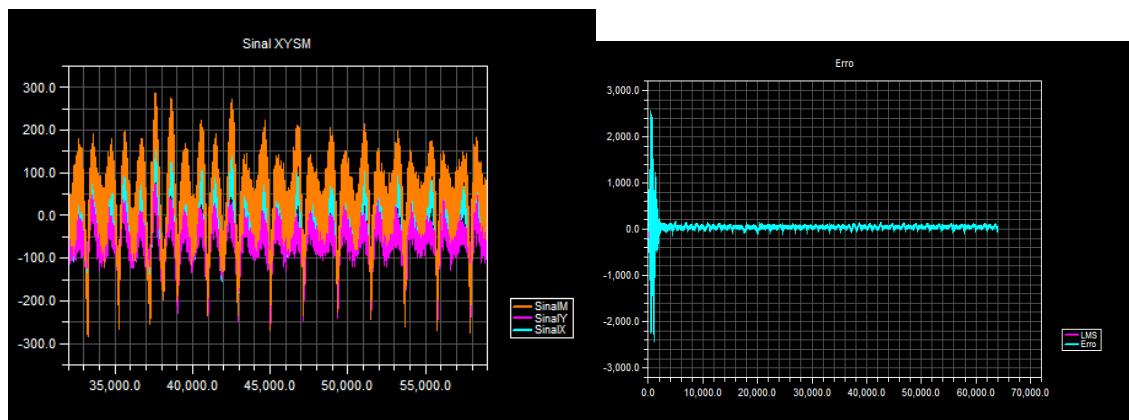


Figura 33. Resultados obtenidos con el procesador *Blackfin* para la estructura no-realimentada.

## 6. MATERIALES Y MÉTODOS

Una vez obtenidos los resultados objetivos a través de la implementación y simulación de los algoritmos, pasamos a comprobar los resultados con experimentos prácticos. Todas las pruebas fueron realizadas en personas sin quejas previas relativas a problemas auditivos.

Para ello se diseñó un molde como el de la Figura 35, teniendo en cuenta algunos factores importantes relacionados con la realimentación acústica y el efecto de oclusión, ya que tanto las características mecánicas como las acústicas afectan directamente ambas respuestas al impulso. La ruta de realimentación está directamente relacionada con el tipo de aparato auditivo, BTE - *behind the ear*, ITE – *in the ear*, etc., con el tamaño del conducto de ventilación, con la existencia y las características de obstáculos cercanos como manos, gorros, receptores telefónicos, etc., y con la adaptación y el ajuste del audífono en el canal auditivo.

El efecto de oclusión depende principalmente del camino de transmisión recorrido por la señal de voz del usuario desde que se genera en las cuerdas vocales hasta alcanzar el tímpano, como también de las características del molde y de la ventilación del canal. Este efecto se considera bastante incómodo para las personas con niveles de audición normales, pero resulta especialmente molesto para personas con pérdidas neurosensoriales severas o profundas en altas frecuencias (MacKenzie, 2006).

Para el desarrollo del presente trabajo se utiliza un audífono de tipo BTE, muy común para compensar todo tipo de pérdidas, especialmente severas y profundas (Grugel, 2002). Además, este tipo de aparatos auditivos resultan más apropiados para minimizar el efecto de la realimentación, debido a la distancia existente entre el micrófono y el altavoz. Dejando espacio suficiente también para la incorporación de un segundo micrófono con el que medir la presión acústica en el interior del canal.

A continuación se muestra la disposición de los dispositivos de hardware utilizados para el desarrollo de este trabajo, Figura 34. La plataforma de desarrollo escogida para la implementación, el pre-amplificador para las conexiones entre la placa y el aparato auditivo (micrófonos y altavoz), el audífono y los moldes construidos para estos experimentos.

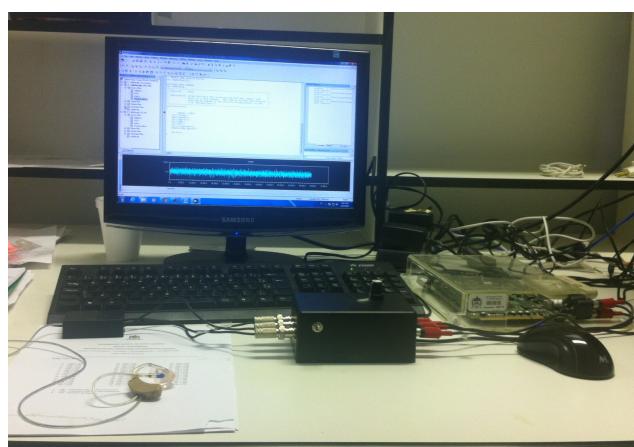


Figura 34. Imagen del hardware empleado en el desarrollo del trabajo.

### a. EN QUÉ CONSISTEN

Para la realización de la prueba, el voluntario acude en primer lugar a un centro auditivo donde se obtiene el molde auricular adecuado a su oreja. Este molde es entonces conectado al prototipo de aparato auditivo del tipo BTE (*behind the ear*), como se puede observar en la Figura 35. Además del micrófono del audífono, posteriormente denominado micrófono externo, y el altavoz convencionales situados dentro de la caja del BTE, se acopla un micrófono extra al molde, denominado micrófono interno, orientado hacia la parte interna del canal auditivo, mediante un tubo de 15 mm de longitud y 0,5 mm de diámetro. Los transductores empleados en la estructura son dos micrófonos tipo *electret*, EA21842 el de la carcasa del audífono y FG23329 el micrófono conectado al molde, ambos de la marca *Knowles Electronics*, y un altavoz del mismo fabricante, tipo BK21610, todos específicos para uso en aplicaciones con aparatos auditivos. El propio molde dispone de un conducto de ventilación (*vent*) de 3 mm de diámetro, que puede ser modificado por medio de la inserción de un adaptador de ventilación (*MVP – mini vent plug*) con varios diámetros internos. De este modo, además del diámetro de 3mm del propio molde, pueden utilizarse los siguientes diámetros del MVP: 2mm, 1mm, 0mm. En este caso se inserta un MVP en el molde antes de cada prueba, totalmente ajustado, de tal forma que el molde tapona completamente el oído interno, sin conducto de ventilación. Evitando así el problema de la realimentación acústica, favoreciendo sin embargo la aparición del efecto de oclusión.

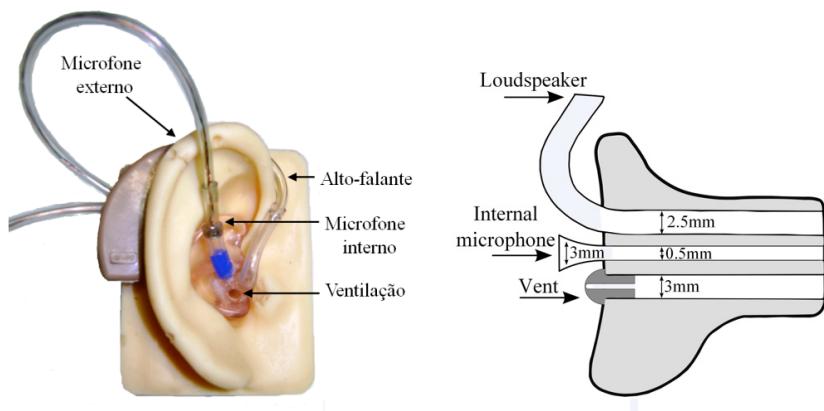


Figura 35. Diseño empleado de molde acoplado al audífono BTE. Figura 36. Esquema del molde auricular.

El micrófono externo tiene como objetivo captar el sonido ambiente que será procesado por el aparato auditivo y enviado al altavoz. Mientras que el micrófono orientado hacia la parte interna capta la señal producida en el interior del canal auditivo cuando el usuario habla, proporcionando una estimación del campo acústico en el canal auditivo. En este caso, cabe tener en cuenta que los errores en las medidas de presión acústica debidos a la separación entre este micrófono interno y la membrana timpánica se pueden considerar despreciables de acuerdo con (Stinson & Daigle, 2007), ya que el campo sonoro no varía significativamente en el interior del canal.

### b. PREPARACIÓN

Generalmente, las evaluaciones realizadas de forma subjetiva son dispendiosas, lentas y exigen infraestructura y organización adecuadas. Por tanto, para tomar medidas de calidad, es necesario combinar métodos objetivos de evaluación que permitan reducir la cantidad de exámenes subjetivos. Los sistemas de procesado de calidad de voz, como es el caso del sistema

de reducción del efecto de oclusión en cuestión, no sólo deben cumplir su objetivo original, sino también deben necesariamente preservar y/o mejorar la inteligibilidad y la calidad de la voz (Loizou, 2007). La calidad se refiere a los factores relacionados con el modo en el que la señal acústica es subjetivamente percibida, por ejemplo: natural, ronca, ruidosa, etc. Mientras que la inteligibilidad conlleva la comprensión de la información contenida, es decir, del significado de las palabras o expresiones oídas.

Existen diversos tipos de pruebas para medir la calidad de la voz, cada una abordando diversos aspectos relacionados con el concepto de calidad, aunque no se han establecido registros estándar para medir el efecto de oclusión (Lee, 2011). Una forma habitual de evaluación subjetiva de señales de voz es mediante las escalas de respuesta, que suelen ser de dos tipos: discretas y continuas.

En las escalas discretas existen números predeterminados donde el sujeto señala uno de los niveles, atribuyendo así su evaluación al ítem en cuestión, siendo también permitida la marcación entre dos niveles. Estas escalas poseen algunas desventajas, ya que muchas veces los sujetos no saben con certeza qué número asociar a su impresión. Además, cada persona utiliza la escala de una manera diferente, por ejemplo, para una escala variando entre 1 y 5, una persona puede utilizar valores de 2 a 4, mientras que otra de 1,5 a 3,5. Otro problema es que los extremos de la escala normalmente no son utilizados, hecho que puede comprometer los resultados finales (Leite, 2006).

Por ello, para verificar la cuantificación de esta sensación subjetiva en la evaluación de las señales obtenidas por el sistema propuesto, se optó por emplear una escala continua, también llamada escala de Stone o escala de línea, que mide el nivel de satisfacción del sujeto. Consiste en una línea recta, normalmente no numerada, pero con dos áncoras en los extremos y una en el medio. De modo que los usuarios marcan en la línea el punto correspondiente a su opinión, siguiendo los aspectos descritos por los adjetivos en los extremos de la escala. En la etapa de verificación de los resultados obtenidos, los puntos son convertidos en valores numéricos.

Anteriormente a la utilización de cualquiera de los dos tipos de escala, todos los sonidos deben ser presentados a los sujetos para que tengan una idea de la banda de variación del atributo del sonido a ser evaluada, calidad en este caso, y también conviene animarlos a utilizar toda la banda de valores disponible (Guski, 1997).

Para la comparación del desempeño de los sistemas estudiados en este trabajo, se realizó una evaluación subjetiva de las señales de voz producidas por el usuario del molde, mediante la locución de un conjunto de frases extraídas de un banco de datos de señales de voz (Alcaim, Solewicz, & Moraes, 1992). Fueron seleccionadas 15 frases diferentes, fonéticamente balanceadas, es decir, frases con una distribución fonética similar a la encontrada en la voz o el habla espontánea. De esta forma, la lista generada resultó en la siguiente:

1. Estamos num processo de recuperação semelhante ao que tínhamos em noventa e oito.
2. A cúpula dos canhões principais de trezentos e cinco milímetros é uma obra complexa.

3. Também há uma carta de uma das mães, que evidentemente tinha muito trabalho de manhã.
4. A oposição pediu verificação de quórum e votação nominal para três medidas provisórias.
5. Diremos claramente que as futuras anfitriãs que chegaram de taxi amanhã.
6. Nos campos, passei a acreditar muito mais na atuação de um tribunal criminal de Justiça.
7. Quarenta e sete milhões novecentos e setenta e três mil quatrocentos e oitenta e dois.
8. Serão lançados de submarinos para invadir o espaço inimigo despejando bombas.
9. Montreal tem uma cidade subterrânea, com mais de trinta e dois quilômetros de extensão.
10. O livro atual recua para o século dezoito e estuda a cultura inglesa.
11. Também haverá uma modificação no Ministério de Minas e Energia.
12. Os sequestradores já haviam feito contato com familiares dos passageiros.
13. Sem dúvida a aquisição de bancos estaduais gera uma otimização tributária muito grande.
14. Dois outros presos fugiram sem que a polícia conseguisse explicar claramente os motivos.
15. A pancadaria funciona como consolo para o vazio existencial do homem moderno.

### c. EJECUCIÓN

El objetivo de las pruebas consiste en la evaluación subjetiva de la calidad del sonido percibido. Para ello, se determina el siguiente procedimiento: ajustar el molde personalizado en el canal auditivo del voluntario, dejando la cavidad totalmente obstruida y evaluar tres situaciones:

1. Sistema totalmente apagado (canal ocluido)
2. Sistema adaptativo *feedback* (realimentado) conectado
3. Sistema adaptativo *feedforward* (no realimentado) conectado

Permitiendo así determinar el rendimiento de los sistemas de control frente a la situación de oclusión, comparar los dos sistemas de control activo y cuantificar la trazabilidad de ambos.

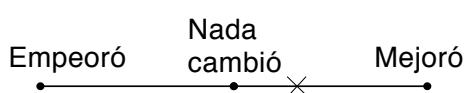
Durante el proceso de evaluación el voluntario será orientado a reproducir en voz alta la primera de la serie de frases seleccionadas, mientras el sistema se encuentra en una de las tres situaciones posibles descritas anteriormente: apagado, realimentado o no-realimentado. A continuación, el usuario repetirá nuevamente la misma frase pero con otra condición o situación activada. Será controlado en todo momento el volumen de sonido para evitar cualquier molestia. Para terminar, el voluntario será cuestionado sobre la calidad de la voz y del sonido ambiente. Para cada par de locuciones, por ejemplo con sistema apagado y sistema

realimentado conectado (OFFxIIR), el voluntario marcará en una escala como la presentada en la Figura 37 su percepción, realizando una comparación de la segunda locución con relación a la primera. La prueba se realizará con un total de 45 frases cortas y no debe superar los 40 minutos de duración.

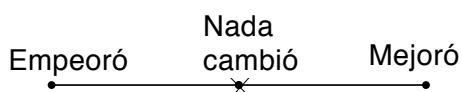


**Figura 37. Escala continua de medida para comparación pareada.**

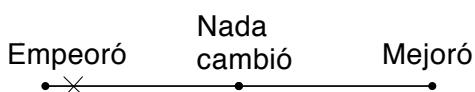
Por ejemplo: Si el voluntario cree que el sonido mejoró ligeramente (poco), la selección puede realizarse de la siguiente manera:



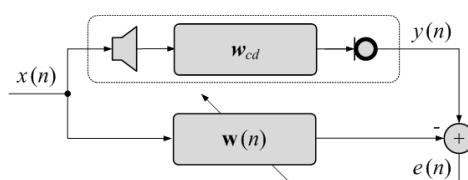
Si cree que nada cambió, seleccionará la opción “Nada cambió”:



Si por el contrario piensa que empeoró bastante, deberá indicarlo en la escala colocando la “X” más hacia “Empeoró”:



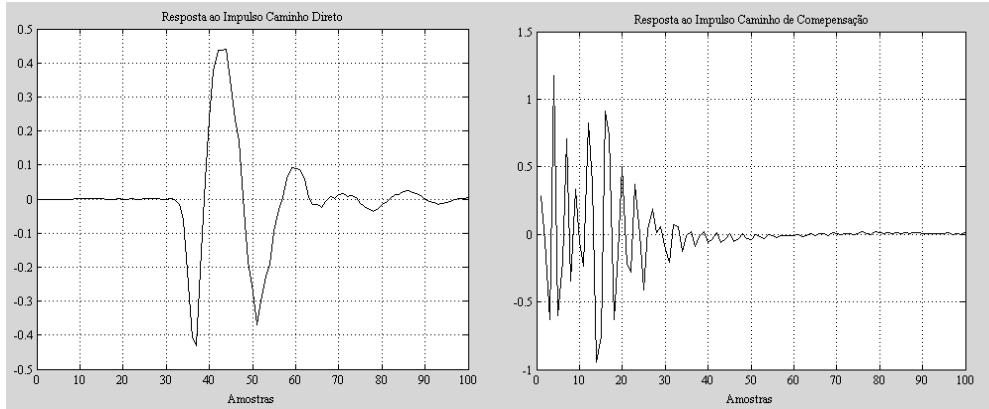
Antes del inicio de la evaluación subjetiva, es necesario obtener los coeficientes del filtro ecualizador que van a permitir caracterizar el sistema de adquisición compensando el camino directo para cada uno de los voluntarios. Este proceso de identificación y compensación es asociado a la etapa de ajuste inicial (fitting) del audífono realizado por el audiólogo al adquirir el dispositivo, y sigue el esquema de la Figura 38, donde  $w_{cd}$  representa las transformaciones lineales aplicadas a la señal digital  $x(n)$  (Borges R. C., 2012).



**Figura 38. Estructura adaptativa para identificación del camino directo.**

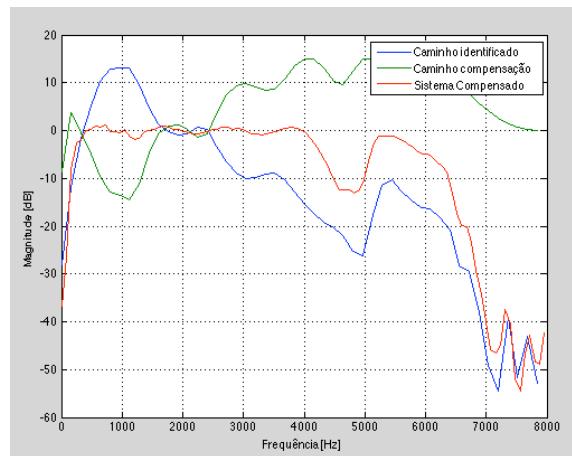
Para llevar a cabo esta compensación, tal y como se explicó en los apartados anteriores, siguiendo el proceso de identificación adaptativa basado en el algoritmo LMS (Haykin, 2002) se genera una señal aleatoria de ruido blanco gaussiano  $x(n)$ , que es reproducida por el altavoz del audífono y captada a su vez por el micrófono interno, durante un tiempo suficiente, en este caso de 6 segundos (96000 muestras, con una frecuencia de

muestreo de 16kHz). Para la adaptación se utiliza el error entre la señal captada  $y(n)$  y la señal de salida de un filtro adaptativo, sujeto a la misma entrada  $x(n)$ . Una vez completado el tiempo, se crean los ficheros ‘af.raw’ y ‘mic.raw’, que almacenan la señal obtenida por el altavoz y la del micrófono interno, respectivamente. Ejecutando en Matlab® el algoritmo de compensación *Compensacao.m* a partir de esos dos ficheros, se obtienen las siguientes gráficas. La Figura 39 muestra el resultado del proceso de identificación de  $w_{cd}$  para un filtro adaptativo con  $N=100$  coeficientes y paso de convergencia  $\mu=0,01$  que, para el caso testado, muestran un retardo de grupo aproximado de 30 muestras asociado al hardware utilizado.



**Figura 39. Respuesta al impulso del camino directo. Figura 40. Respuesta al impulso del camino de compensación.**

Una vez identificado el camino directo, se procede a su compensación a través de la respuesta en frecuencia inversa. La Figura 41 muestra la respuesta en frecuencia del camino directo identificado, su inversa correspondiente al camino de compensación, y también la respuesta resultante de la convolución entre ambas, equivalente al sistema compensado. Se puede observar que el camino directo original fue considerablemente compensado, ya que el procedimiento de compensación resultó en una respuesta de magnitud aproximadamente plana en la banda de frecuencias entre 300 y 4000Hz, que comprende las frecuencias de interés en las que tiene lugar el efecto de oclusión.



**Figura 41. Respuesta en frecuencia de camino identificado, camino de compensación y sistema compensado.**

Después de la identificación del camino directo el molde es retirado del oído y recolocado nuevamente, de forma que se reproduzcan alteraciones representativas del camino directo asociadas al uso diario del aparato auditivo.

## **7. TESTS SUBJETIVOS. MEDIDAS Y RESULTADOS OBTENIDOS**

Este apartado muestra los experimentos realizados con el prototipo implementado en condiciones reales de uso por individuos sin quejas de problemas de audición, con niveles de audición normales, con el fin de evaluar y comparar la reducción del efecto de oclusión obtenida con los métodos estudiados. Todos los experimentos fueron realizados en voluntarios reclutados conforme a los requisitos del Comité de Ética de la Universidad Federal de Santa Catarina. Siguiendo la Resolución nº196/96 del CNS, que dispone directrices y normas reglamentarias de la investigación envolviendo la participación de seres humanos, especialmente, en lo referido al consentimiento libre e informado (TCLE). Este trabajo cuenta con la autorización del coordinador del Programa de Pos-Graduación en Ingeniería Eléctrica y del director general del Hospital Universitario de la Universidad Federal de Santa Catarina. El uso de los moldes y la aplicación de los cuestionarios únicamente fueron efectuados tras el consentimiento de los individuos envueltos en la participación de la investigación, a través de la firma del consentimiento (ANEXO A), que asegura el anonimato de los participantes, y además les proporciona la libertad de no participar o de desistir de la investigación en cualquier momento. La investigación fue aprobada por el Comité de Ética en Investigaciones con Seres Humanos (CEPSH) de la Universidad Federal de Santa Catarina, el 28 de Noviembre de 2011, con número de proceso 2358 y FR476756.

### **a. PRIMERA EVALUACIÓN**

Las siguientes simulaciones tienen como objetivo verificar el rendimiento del sistema cuando es sujeto a señales no-estacionarias. Para este experimento fueron seleccionados 5 voluntarios que no presentaban quejas sobre limitaciones auditivas, todos de sexo masculino.

El procedimiento se desarrolló de la siguiente forma: en primer lugar se colocó el molde acoplado al oído derecho del voluntario, para el cual había sido previamente diseñado. En el oído izquierdo se colocó un auricular a modo de tapón para reducir el ruido ambiente y aumentar así el foco en el análisis de la señal procedente del audífono. A continuación, se comprobó el confort o comodidad del usuario ajustando los parámetros necesarios como número de coeficientes o paso de adaptación de los filtros, equivalentes a los ajustes realizados durante la etapa de fitting de un aparato auditivo.

Durante esta etapa de ajuste a través del entorno VisualDSP++ para la implementación en la placa, las pruebas previas a los exámenes con los voluntarios demostraron que, con el prototipo testado, no se producen cambios significativos en la señal sonora debidos al camino directo  $S=S_1*S_2$  anteriormente comentado, que puedan afectar al desempeño del sistema de reducción del efecto de oclusión. Por ello, es posible en este caso prescindir del proceso de identificación, para cada voluntario, de los coeficientes del filtro ecualizador de compensación del camino directo, evitando así el retardo de  $\Delta$  muestras introducido en otro caso. Esta mejora de las condiciones acústicas es debida a que, a diferencia de los experimentos realizados en los desarrollos anteriores, en el prototipo de aparato auditivo utilizado para este trabajo se emplearon modelos renovados de transductores, cambiando los micrófonos, tanto el externo como el interno, de EM-24046-000 a otros más recientes, EA21842 y FG23329 respectivamente, y el altavoz, de ED-27305-000 a BK21610, todos ellos del mismo fabricante

Knowles Electronics pero con menor influencia de los procesos de filtrado y conversión, simplificando en gran medida el proceso.

Para la ejecución de la prueba, se generó un guión de 45 situaciones, creado mediante las 15 frases diferentes combinadas con las tres situaciones posibles: cancelador apagado (OFF, prototipo en funcionamiento, pero con sistema de reducción de ruido apagado  $y(n)=0$ ), cancelador realimentado conectado (IIR) o cancelador no-realimentado conectado (FIR). Resultando en un total de 45 situaciones de pares de comparación. Así, una vez realizados los ajustes necesarios, se solicita al usuario la locución de la primera frase, habiendo seleccionado la primera del par de situaciones posibles. Posteriormente se solicita de nuevo la locución de la misma frase, esta vez con la segunda situación del primer par seleccionada. Y se pide al usuario que marque en la escala del cuestionario su opinión sobre la comparación de la segunda situación con respecto de la primera, si la percepción mejoró o empeoró, siempre en cuanto a calidad de la voz afectada por oclusión se refiere. Realizando de igual modo un total de 45 repeticiones para cada voluntario.

Tanto el modelo de frases utilizadas, como del guión y los cuestionarios aplicados se encuentran en el ANEXO B. La configuración del sistema empleada para este experimento es la presentada en la Tabla:

#### Caso A. IIR (estructura realimentada)

Parámetro	Valor
Ganancia	1
Paso de adaptación	0.05
Factor Leaky	0.8
Número de coeficientes	250

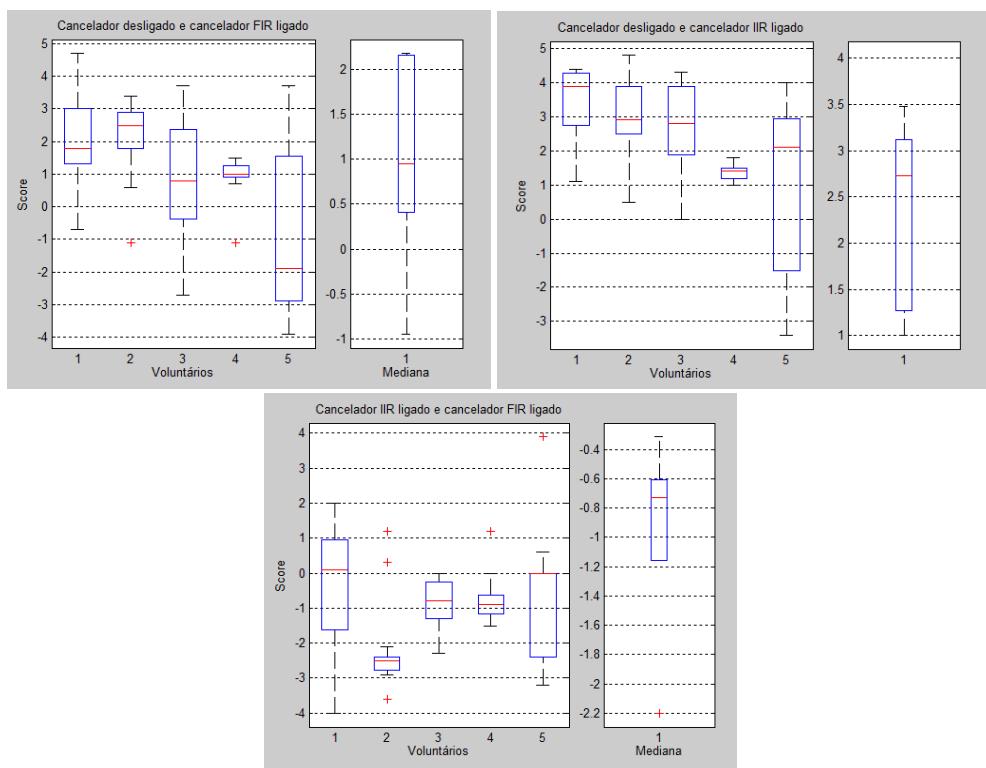
#### Caso B. FIR (estructura no-realimentada)

Parámetro	Valor
Ganancia	1
Paso de adaptación	0.1
Número de coeficientes	100

## b. RESULTADOS

En la etapa de verificación de los resultados obtenidos, los puntos de la escala continua de calidad fueron convertidos en valores numéricos definidos entre -5 y 5, correspondientes a los extremos. Los valores obtenidos fueron considerados relevantes, concordando nuevamente con los comentarios de “apertura de oído” de los voluntarios cuando los canceladores se encontraban accionados.

Tal y como muestra la Figura 42, la media global de este experimento resultó en un valor de 1 punto positivo para la estructura no realimentada con respecto a los sistemas de procesado de los aparatos auditivos convencionales, y en una mejora de 2.7 puntos positivos para la estructura realimentada.



**Figura 42. Gráfica Boxplot con resultados medios para cada voluntario en el experimento de locución de frases.**

Sin embargo, una vez obtenidos estos resultados, ante la necesidad de realizar una comparación conjunta, equiparando los valores de todas las combinaciones resultantes, se observa la imposibilidad de agrupar todos los resultados, debido a la falta de umbrales y referencias comunes. Al comparar cada una con el caso de cancelador apagado, es decir, con el sistema de un audífono convencional, los resultados muestran claramente que, tanto la estructura realimentada como la no-realimentada son mejor valoradas por todos los voluntarios. El problema aparece al tratar de comparar ambas estructuras, ya que, debido a la escala de medida empleada de acuerdo con los estudios anteriores, no es posible establecer una referencia común para ambas. Además, los valores de los extremos no han sido seleccionados en ningún caso, y la percepción de mucha o poca mejoría varía ampliamente entre los usuarios dando lugar a rangos dinámicos distintos, situación común en casos de medidas subjetivas.

### c. SEGUNDA EVALUACIÓN

Por este motivo, se decide repetir el experimento, seleccionando una escala de medida que parece adecuarse mejor a este caso particular. Se trata de un método de evaluación subjetiva comúnmente utilizado, denominado de MOS (*Mean Opinion Score*), basado en una escala numérica del 1 al 5, con niveles de calidad creciente de “pobre” a “excelente”. Cumpliendo con las recomendaciones definidas en el estándar ITU-R BS562-3 (ITU-R, 1990). (Loizou, 2007). Esta vez, se emplea el conjunto original de 15 frases, con la diferencia de que ahora cada una va a ser repetida tres veces, una para cada situación:

*A: cancelador apagado (OFF),*

*B: cancelador no-realimentado conectado (FIR) ,*

*C: cancelador realimentado conectado (IIR).*

El procedimiento empleado fue el siguiente: en primer lugar se realizó la colocación del molde en el oído derecho del voluntario y el auricular en el izquierdo, del mismo modo que en el experimento anterior. Una vez realizadas las comprobaciones pertinentes, se ajustaron los parámetros en consonancia con el usuario. A continuación, se pidió al usuario la locución de la primera frase con el cancelador desligado (situación A), indicándole ésta como referencia para las siguientes. Se pidió nuevamente la locución de la misma frase, para la situación B y también para la C. Todo ello con el objetivo de llenar una tabla como la de la Figura 43, colocando cada situación en el nivel que estimara más oportuno, de acuerdo con su percepción del efecto de oclusión en cada uno de los tres casos. Procediendo de la misma forma para un total de 15 frases.

Classificação	Qualidade da fala	Nível de distorção
5	Excelente	Imperceptível
4	Boa	Perceptível, mas não incômodo
3	Razoável	Perceptível e pouco incômodo
2	Pobre	Incômodo, mas não desagradável
1	Ruim	Muito incômodo e desagradável

Figura 43. Tabla de medida MOS.

Es decir, la primera locución de cada frase sirve de referencia al usuario (situación A), siendo ésta atribuida al nivel 3 de la tabla de medida. Seguidamente el voluntario sitúa en la tabla las dos locuciones restantes, B y C, en el nivel que considera más oportuno respecto a su percepción de la propia voz en cuanto al efecto de la oclusión se refiere. Por ejemplo, si el usuario considera que durante la segunda locución (situación B) la calidad de la voz fue mejor que la de referencia, pero peor que en la tercera (situación C), colocaría entonces B por encima de A y por debajo de C, tal y como se muestra en la Figura 44. En este caso, reflejaría un mejor desempeño de ambos sistemas de cancelación con respecto al procesado convencional y, además, una preferencia por la sensación auditiva obtenida con el cancelador realimentado (IIR) frente al no-realimentado (FIR).

Classificação	Qualidade da fala	Avaliação
5	Excelente	C
4	Boa	B
3	Razoável	A
2	Pobre	
1	Ruim	

**Figura 44. Ejemplo de respuestas en tabla MOS.**

En todos los casos se ofreció al usuario la posibilidad de repetir cualquiera de las situaciones en caso de duda o dispersión. Los documentos empleados en este experimento se adjuntan en el ANEXO C. La tabla siguiente muestra los parámetros utilizados en este caso para configurar los sistemas.

#### Caso A. IIR (estructura realimentada)

Parámetro	Valor
Ganancia	1
Paso de adaptación	0.05
Factor Leaky	0.8
Número de coeficientes	250

#### Caso B. FIR (estructura no-realimentada)

Parámetro	Valor
Ganancia	1
Paso de adaptación	0.1
Número de coeficientes	150

## 8. DISCUSIÓN Y DIFERENCIAS

Este segundo experimento subjetivo se llevó a cabo con 3 de los voluntarios anteriores, todos varones, y sin quejas previas relativas a problemas de audición. Tras repetir, para cada voluntario, la locución de las 15 frases con cada una de las tres situaciones estudiadas, completando la tabla de medida MOS definida anteriormente, se obtuvieron como resultado los valores presentados en el gráfico de la Figura 45.

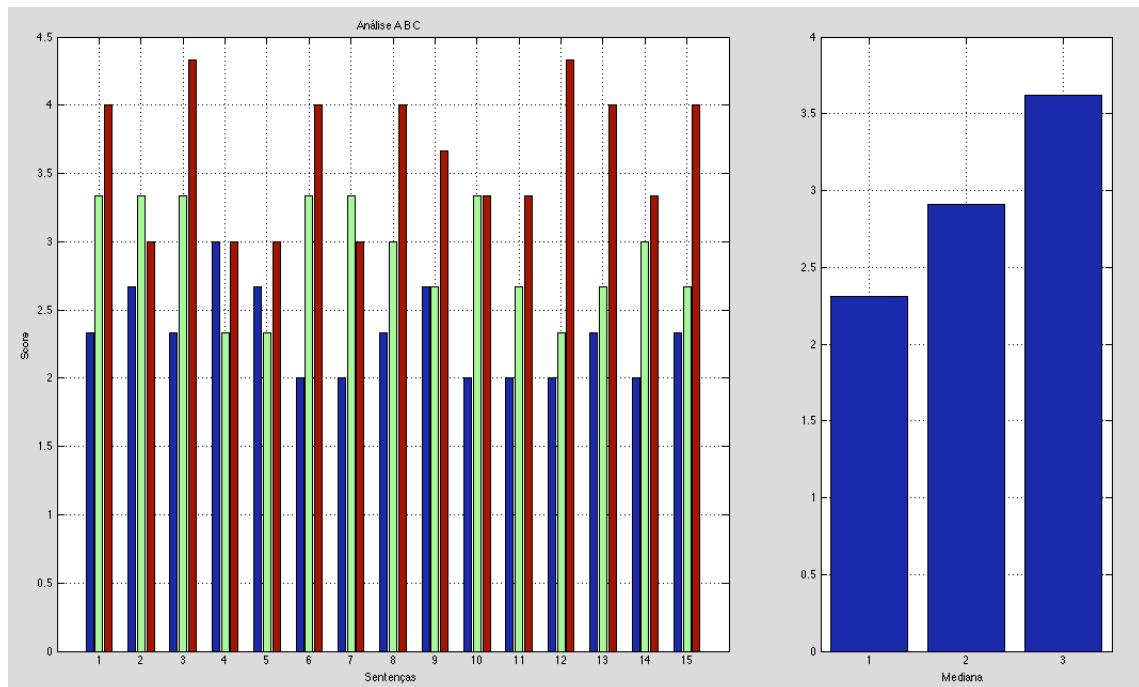


Figura 45. Gráfico de barras con los resultados de la segunda evaluación.

El análisis de los resultados obtenidos muestra una relación del tipo C>B>A, donde, como se explicó en el apartado anterior, **A corresponde al caso de cancelador desligado, B representa el sistema no-realimentado conectado y C cuando es el sistema realimentado el conectado**. Por tanto, la valoración realizada por los voluntarios muestra una notable mejora de los controladores adaptativos estudiados con respecto al procesado habitual de los audífonos, en cuanto a confort, comodidad y sensación auditiva de reducción del efecto de oclusión en estos dispositivos.

Los valores medios globales de este experimento sitúan en primer lugar la estructura realimentada, con una media de 3,6 sobre 5, seguida por la estructura no realimentada, con un valor medio de 2,9 puntos. Siendo ambas superiores al sistema sin cancelador, 2,3. Por tanto, ambas estructuras mejoran la percepción de la propia voz del usuario de un aparato auditivo, reduciendo el ‘ahuecamiento’ o amortiguamiento de la voz producido por el efecto de oclusión, conocido como ‘voz en túnel’ o ‘voz en barril’.

Conviene tener en cuenta además, que todas las medidas fueron llevadas a cabo en una habitación de uso normal, no predisposta para tal fin, sin aislamiento acústico del exterior, ni absorción de ondas acústicas reflejadas. De tal forma que los efectos de reverberación acústica y de interferencias de ruido aditivo fueron también parte del proceso de medida, debidos

principalmente al ruido electrónico (ordenador portátil, tarjeta de adquisición), y a las reflexiones en el suelo, las paredes y los sujetos. Por ello, cabe destacar que los voluntarios fueron capaces de percibir mejoría de los sistemas estudiados sobre la situación de cancelador apagado, por encima de estas limitaciones. Entendiendo así, que el rendimiento de las estructuras estudiadas resultará aún mayor al ser aplicado tras los procesos de filtrado y reducción de ruido realizados en los audífonos convencionales.

## **9. CONCLUSIONES Y LÍNEAS FUTURAS**

Por tanto, se puede concluir que tanto con la estructura realimentada propuesta en un primer momento, como con el sistema no-realimentado posteriormente desarrollado, se obtienen mejores resultados que con el procesado convencional de los audífonos, en cuanto a reducción del efecto de oclusión se refiere. Además, a la hora de comparar las estructuras estudiadas, la percepción de la propia voz con el sistema realimentado parece resultar más agradable y confortable, es decir, con menor sensación de 'ahuecamiento o voz en túnel', mejorando en gran medida la calidad de la voz y el confort y comodidad del usuario del audífono. Sin embargo posee otras limitaciones, como la complejidad computacional o el elevado coste, que hacen de la estructura no-realimentada una buena solución de compromiso: reduce notablemente el efecto de oclusión, ayudando a mejorar la calidad de los aparatos auditivos, ofrece mayor precisión y estabilidad y no requiere gran complejidad computacional ni un coste elevado.

Como líneas futuras se propone ampliar el análisis de las estructuras estudiadas una vez acopladas en el procesado convencional de un audífono real, aumentando en lo posible el número de experimentos, y mejorando las condiciones de medición de los mismos, realizándolos en primer lugar en un entorno lo más similar posible a una cámara anecoica para evitar interferencias indeseadas, y posteriormente en un entorno convencional, para comprobar el desempeño en condiciones de uso reales. También se pretende probar los desarrollos comparados en este trabajo, en personas con problemas de audición, realizando los mismos experimentos y analizando los resultados, ya que son realmente los usuarios de los aparatos auditivos quienes requieren de estos avances.

Tanto el estudio de estas técnicas como el desarrollo de nuevos métodos de reducción de efectos indeseados en aparatos auditivos, resultan especialmente interesantes actualmente, al tratarse de un sector poco explorado, con numerosas posibilidades de investigación, que pueden permitir mejorar en gran medida la comodidad y por consiguiente la calidad de vida de los usuarios de este tipo de dispositivos cada vez más habituales.

## 10. REFERENCIAS

- Alcaim, A., Solewicz, J., & Moraes, J. (1992). Freqüência de ocorrência dos fonemas e lista de frases foneticamente balanceadas no português falado no Rio de Janeiro.. *Revista da Sociedade Brasileira de Telecomunicações*, 7, 23- 41.
- Analog Devices. (2008). *ADSP-BF537 EZ-KIT Lite Evaluation System Manual. Revision 2*. Norwood, MA: Analog Devices.
- Analog Devices. (2000). *Datasheet AD1854 Stereo 96 kHz Multibit Codec*. Norwood, MA: Analog Devices.
- Analog Devices. (2002). *Datasheet AD1871 Stereo Audio 96kHz, 24- Bit Codec*. Norwood, MA: Analog Devices.
- Benesty, J., Sondhi, M. M., & Huang, Y. (2008). *Springer Handbook of Speech Processing*. Springer Verlag.
- Better Hearing Institute. Extraído en 2014 de  
[http://old.betterhearing.org/images/anatomy\\_of\\_ear.jpg](http://old.betterhearing.org/images/anatomy_of_ear.jpg)
- Borges, R. C. (2012). *Sistema adaptativo para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos*. Universidade Federal de Santa Catarina, Centro Tecnológico, Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica. Florianópolis: Dissertação (mestrado).
- Borges, R. C., & Costa, M. H. (2014). Um controlador adaptativo não-realimentado para a redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. *XXIV Congreso Brasileiro de Engenharia Biomédica*.
- Borges, R. C., Costa, M. H., & Naylor, P. A. (2014). Impact of the vent size in the feedback-path and occlusion-effect in hearing aids. *Biomedical Circuits and Systems Conference (BioCAS)*.
- Borges, R. C., Costa, M. H., Cordioli, J. A., & Assuiti, L. F. (2013). An adaptive occlusion canceller for hearing aids. *EUSIPCO, European Signal Processing Conference - Proceedings* .
- Chung, K. (2004). Challenges and recent developments in hearing aids Part II. feedback and occlusion effect reduction strategies, laser shell manufacturing processes, and other signal processing technologies. *Trends in Amplification*, 8 n.4, pp. 125-164.
- Coordenadoria Especial de Fonoaudiologia da UFSC. Extraído en 2014 de  
<http://fonoaudiologia.ufsc.br/clinica-escola-de-fonoaudiologia/>
- Dillon, H. (2001). *Hearing aids*. Thieme.
- Diniz, P. S. (1997). *Adaptive Filtering*. Boston, MA: Kluwer.
- Diniz, P. S. (2010). *Adaptive Filtering: Algorithms and Practical Implementation (3th ed.)*. New York , USA: Springer.

- Guski, R. (1997). Psychological Methods For Evaluation Sound Quality ans Assessing Acoustic Information. *Acustica Acta Acustica*, 83, 765-773.
- Gan, W.-S., & Kuo, S. M. (2007). *Embedded Signal Processing with the Micro Signal Architecture*. New Jersey, EUA: Wiley Interscience.
- Gama, M. R. (2001). *Resolvendo casos em audiolgia*. São Paulo: Plexus.
- Grugel, R. N. (2002). Patent No. 6,445,805, sep. US.
- Haykin, S. (2002). *Adaptive Filter Theory*. Prentice Hall.
- Harvard. (2012). *IEEE Transactions on Audio and Electroacoustics*. Extraído en 2014 de <http://ieeexplore.ieee.org/xpl/tocresult.jsp?isnumber=26069>
- Hearing Loss Association of America. Extraído en 2014 de <http://www.hearingloss.org/>
- Kuo, M. S., & Morgan, R. D. (1996). *Active Noise Control Systens*. New York, USA: John Wiley & Sons, Inc.
- Larimore, M. G., Treichler, J. R., & Johnson Jr, C. R. (1981). Sharf: An algorithm for adapting IIR digital filters. *IEEE Transactions on Acoustics, ASSP-29*, n. 3, 428-440.
- Lee, K. (2011). *EFFECTS OF EARPLUG MATERIAL, INSERTION DEPTH, AND MEASUREMENT TECHNIQUE ON HEARING OCCLUSION EFFECT*. Blacksburg, Virginia: Faculty of the Virginia Polytechnic Institute and State University.
- Leite, R. P. (2006). *Estudo do ruído do sistema de ventilação automobilística*. Universidade Federal de Santa Catarina, Florianópolis. Dissertação (Mestrado).
- Loizou, P. C. (2007). *SPEECH ENHANCEMENT: Theory and Practice*. USA: CRC Press.
- Mayyas, K., & Aboulnasr, T. (1997). Leaky LMS Algorithm: MSE Analisys for Gaussian Data. *IEEE Transaction on Signal Processing*, 45, n.4.
- MacKenzie, D. J. (2006). Open-canal fittings and the hearing aid occlusion effect. *The Hearing Journal*, 59, n.11, 50-52.
- Maroonroge, S., Emanuel, D. C., & Letowski, T. R. Extraído en 2014 de BASIC ANATOMY OF THE HEARING SYSTEM:  
[http://www.usaarl.army.mil/publications/HMD\\_Book09/files/Section%2015%20-%20Chapter%208%20Ear%20Anatomy.pdf](http://www.usaarl.army.mil/publications/HMD_Book09/files/Section%2015%20-%20Chapter%208%20Ear%20Anatomy.pdf)
- Medel. *Hearing loss*. Extraído en 2014 de <http://www.medel.com/es/hearing-loss/>
- Mejia, J., Dillon, H., & Fisher, M. (2008). Active cancellation of occlusion: An electronic vent for hearing aids and hearing protectors. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 124, 235.
- Phonak. *Understanding hearing loss*. Extraído en 2014 de Phonak:  
[http://www.phonak.com/es/b2c/es/hearing/understanding\\_hearingloss/types\\_of\\_hearing\\_losses.html](http://www.phonak.com/es/b2c/es/hearing/understanding_hearingloss/types_of_hearing_losses.html)

- Rasmussen, K. B., & Laugesen, S. (2009). Patent No. US 7,477,754 B2. United States.
- Ross, M. (2004). The "Occlusion Effect" - What it is and What to Do About it. *Hearing Loss*.
- Stinson, M., & Daigle, G. (2007). Transverse pressure distributions in a simple model ear canal occluded by a hearing aid test fixture. *The Jorunal of the Acoustical Society of America*, 121, n.6, 3689-3702.
- Valente, M. (2002). *Hearing aids: standards, options, and limitations*. Thieme Medical Pub.
- Zwislocki, J. (1953). Acoustic attenuation between the ears. *The Journal of the Acoustical Society of America*, 25 n.4, 752-759.

## **ANEXO A. Consentimiento libre e informado**

Aquí se presenta el consentimiento libre e informado que fue entregado a cada voluntario antes del experimento para informar de las pruebas a las que sería sometido.



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

### CENTRO TECNOLÓGICO

#### PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Campus Universitário – Trindade – Florianópolis/SC – CEP 88040-900

Fone: (48) 3721-7719

---

#### **TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO**

Prezado voluntário

As informações contidas nesse termo foram fornecidas por Renata Coelho Borges, estudante do Curso de Doutorado do Programa de Pós-Graduação em Engenharia Elétrica da Universidade Federal de Santa Catarina, sob orientação do professor Dr. Márcio Holsbach Costa do Departamento de Engenharia Elétrica e Eletrônica da Universidade Federal de Santa Catarina.

O objetivo desse documento é informar sobre o trabalho realizado pela referida estudante, para obter uma autorização por escrito, referente à vossa participação espontânea na pesquisa que está sendo realizada.

O título desse trabalho é “Avaliação e comparação de sistemas de redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos”. O objetivo é avaliar a qualidade do som produzido por dois métodos para redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos. A oclusão ocorre quando um molde ou aparelho auditivo é colocado no ouvido e o canal auditivo fica obstruído. Devido a esse bloqueio o indivíduo ouve sua própria voz de forma abafada.

Para a realização do experimento será necessária a fabricação de um molde personalizado por um profissional da área. Este molde é acoplado a um protótipo de aparelho auditivo do tipo BTE (*behind the ear*), onde existe um alto-falante que reproduzirá o som externo e um microfone para capturar o som ambiente. Dentro do molde existe um microfone que permite verificar a intensidade sonora dentro da cavidade auditiva. O volume do som do alto-falante é controlado para evitar qualquer desconforto por parte do voluntário. O teste inicia com o voluntário realizando a leitura de uma frase e ouvindo o som de sua própria voz. O procedimento será repetido diversas vezes, para as sentenças selecionadas, e ao final de cada leitura o voluntário será questionado sobre a qualidade de sua voz e do som ambiente. A qualquer momento o voluntário poderá desligar o sistema ou retirar o molde, se desejar. O processo todo não deverá demorar mais de quarenta minutos.

Tal tema é importante, pois com base nos resultados será possível aperfeiçoar as técnicas de redução do efeito de oclusão, proporcionando aos usuários de próteses auditivas mais conforto e qualidade no som gerado pelo aparelho. Os resultados dessa pesquisa serão divulgados em artigos científicos e trabalhos acadêmicos.

O voluntário não terá ônus ou bônus financeiro em nenhum momento. Os pesquisadores assumem o compromisso de fornecer informações atualizadas obtidas durante o estudo bem como guardar sigilo em relação à identidade dos participantes, sendo que estes têm a garantia de esclarecimento em relação a qualquer dúvida, antes e durante o curso da pesquisa, estando livres para recusar-se a participar da pesquisa, assim como retirar este consentimento a qualquer momento, sem penalização ou prejuízo, bastando para isso entrar em contato com os pesquisadores envolvidos, de segunda à sexta-feira, em horário comercial, no Laboratório de Processamento Digital de Sinais do CTC/UFSC, no telefone (48) 3721-7719 ou pelo e-mail renata@lpds.ufsc.br.

#### CONSENTIMENTO PÓS-INFORMADO

EU \_\_\_\_\_, portador do RG \_\_\_\_\_ e CPF \_\_\_\_\_, concordo em participar do trabalho “Avaliação e comparação de sistemas de redução do efeito de oclusão em aparelhos auditivos”, desde que seja mantido o sigilo da minha identificação, conforme as normas do Comitê de Ética em Pesquisa com Seres Humanos desta Universidade. A minha participação é voluntária podendo ser cancelada a qualquer momento.

Florianópolis, \_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2014.

---

Assinatura do paciente ou responsável

---

Assinatura da Pesquisadora Participante (Renata Coelho Borges)

RG: 33906602 SSP/SC

---

Assinatura do Pesquisador Principal/ Responsável (Márcio Holsbach Costa)

RG: 1031584426 SJTC/RS

---

*Elaborado com base na Resolução 196/96 do CNS.*

**ANEXO B. Guión, lista de frases y cuestionario empleados para la realización del primer ensayo.**



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

### CENTRO TECNOLÓGICO

#### PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Campus Universitário – Trindade – Florianópolis/SC – CEP 88040-900

Fone: (48) 3721-7719

---

#### Script Hoja de Datos

- |               |               |               |
|---------------|---------------|---------------|
| 1. FIR x IIR  | 16. Off x FIR | 31. IIR x Off |
| 2. FIR x Off  | 17. FIR x Off | 32. Off x FIR |
| 3. Off x FIR  | 18. Off x FIR | 33. IIR x FIR |
| 4. FIR x Off  | 19. IIR x FIR | 34. Off x FIR |
| 5. IIR x Off  | 20. Off x FIR | 35. IIR x FIR |
| 6. IIR x FIR  | 21. Off x IIR | 36. Off x IIR |
| 7. FIR x Off  | 22. Off x IIR | 37. IIR x FIR |
| 8. Off x IIR  | 23. IIR x Off | 38. IIR x FIR |
| 9. FIR x Off  | 24. FIR x IIR | 39. FIR x IIR |
| 10. FIR x IIR | 25. IIR x Off | 40. FIR x Off |
| 11. IIR x Off | 26. Off x IIR | 41. Off x IIR |
| 12. Off x FIR | 27. IIR x Off | 42. FIR x IIR |
| 13. FIR x Off | 28. FIR x IIR | 43. IIR x Off |
| 14. Off x FIR | 29. Off x IIR | 44. IIR x Off |
| 15. IIR x FIR | 30. FIR x IIR | 45. FIR x IIR |

- IIR – Estructura IIR en funcionamiento
- FIR – Estructura FIR en funcionamiento
- Off – Sistema apagado



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

### CENTRO TECNOLÓGICO

#### PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Campus Universitário – Trindade – Florianópolis/SC – CEP 88040-900

Fone: (48) 3721-7719

---

#### **Lista de Sentenças**

##### **Tarefa**

Você irá colocar o molde e realizar a locução do seguinte conjunto de frases duas vezes.

Com base na locução feita e na sensação auditiva (sua percepção da mudança da qualidade do som), você deve avaliar o desempenho do sistema.

1. Estamos num processo de recuperação semelhante ao que tínhamos em noventa e oito.
2. Estamos num processo de recuperação semelhante ao que tínhamos em noventa e oito.
3. A cúpula dos canhões principais de trezentos e cinco milímetros é uma obra complexa.
4. Também há uma carta de uma das mães, que evidentemente tinha muito trabalho de manhã.
5. Estamos num processo de recuperação semelhante ao que tínhamos em noventa e oito.
6. Também há uma carta de uma das mães, que evidentemente tinha muito trabalho de manhã.
7. A oposição pediu verificação de quórum e votação nominal para três medidas provisórias.
8. A cúpula dos canhões principais de trezentos e cinco milímetros é uma obra complexa.
9. Diremos claramente que as futuras anfitriãs que chegaram de taxi amanhã.
10. A cúpula dos canhões principais de trezentos e cinco milímetros é uma obra complexa.

11. Também há uma carta de uma das mães, que evidentemente tinha muito trabalho de manhã.
12. Nos campos, passei a acreditar muito mais na atuação de um tribunal criminal de Justiça.
13. Quarenta e sete milhões novecentos e setenta e três mil quatrocentos e oitenta e dois.
14. Serão lançados de submarinos para invadir o espaço inimigo despejando bombas.
15. A oposição pediu verificação de quórum e votação nominal para três medidas provisórias.
16. Montreal tem uma cidade subterrânea, com mais de trinta e dois quilômetros de extensão.
17. O livro atual recua para o século dezoito e estuda a cultura inglesa.
18. Também haverá uma modificação no Ministério de Minas e Energia.
19. Diremos claramente que as futuras anfitriãs que chegaram de taxi amanhã.
20. Os seqüestreadores já haviam feito contato com familiares dos passageiros.
21. A oposição pediu verificação de quórum e votação nominal para três medidas provisórias.
22. Diremos claramente que as futuras anfitriãs que chegaram de taxi amanhã.
23. Quarenta e sete milhões novecentos e setenta e três mil quatrocentos e oitenta e dois.
24. Quarenta e sete milhões novecentos e setenta e três mil quatrocentos e oitenta e dois.
25. Serão lançados de submarinos para invadir o espaço inimigo despejando bombas.
26. Montreal tem uma cidade subterrânea, com mais de trinta e dois quilômetros de extensão.
27. O livro atual recua para o século dezoito e estuda a cultura inglesa.
28. Serão lançados de submarinos para invadir o espaço inimigo despejando bombas.
29. Também haverá uma modificação no Ministério de Minas e Energia.
30. Montreal tem uma cidade subterrânea, com mais de trinta e dois quilômetros de extensão.
31. Sem dúvida a aquisição de bancos estaduais gera uma otimização tributária muito grande.
32. Sem dúvida a aquisição de bancos estaduais gera uma otimização tributária muito grande.
33. O livro atual recua para o século dezoito e estuda a cultura inglesa.
34. Dois outros presos fugiram sem que a polícia conseguisse explicar claramente os motivos.
35. Também haverá uma modificação no Ministério de Minas e Energia.

36. A pancadaria funciona como consolo para o vazio existencial do homem moderno.
37. Sem dúvida a aquisição de bancos estaduais gera uma otimização tributária muito grande.
38. A pancadaria funciona como consolo para o vazio existencial do homem moderno.
39. Os seqüestradores já haviam feito contato com familiares dos passageiros.
40. A pancadaria funciona como consolo para o vazio existencial do homem moderno.
41. Os seqüestradores já haviam feito contato com familiares dos passageiros.
42. Dois outros presos fugiram sem que a polícia conseguisse explicar claramente os motivos.
43. Dois outros presos fugiram sem que a polícia conseguisse explicar claramente os motivos.
44. Nos campos, passei a acreditar muito mais na atuação de um tribunal criminal de Justiça.
45. Nos campos, passei a acreditar muito mais na atuação de um tribunal criminal de Justiça.



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

### CENTRO TECNOLÓGICO

#### PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Campus Universitário – Trindade – Florianópolis/SC – CEP 88040-900

Fone: (48) 3721-7719

---

#### Questionário, roteiro e folha de anotações

Data \_\_\_/\_\_\_/2014

Horário de início \_\_\_:\_\_\_

Término

\_\_\_:\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento: \_\_\_\_\_

Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

#### Nível de escolaridade:

( ) não estudou

( ) ensino médio incompleto

( ) ensino fundamental completo

( ) ensino superior completo

( ) ensino fundamental incompleto

( ) ensino superior incompleto

( ) ensino médio completo

( ) pós-graduação completa

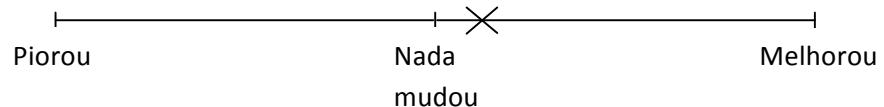
( ) pós-graduação incompleta

#### Tarefa

O objetivo é avaliar a qualidade do som produzido por um sistema para redução do efeito de oclusão a ser utilizado em aparelhos auditivos. A oclusão ocorre quando um molde ou aparelho auditivo é colocado no ouvido e o canal auditivo fica obstruído. Devido a esse bloqueio o indivíduo ouve sua própria voz de forma abafada. Sua tarefa será, utilizando um molde no ouvido, avaliar a sensação auditiva produzida pelos sistemas de redução de oclusão.

Você irá colocar um molde no ouvido. Quando lhe for indicado o momento você irá falar uma frase e prestar atenção na qualidade do som principalmente focando na oclusão. Logo em seguida lhe será indicado para falar a mesma frase. Em sequência você irá avaliar a qualidade da segunda frase, tendo como referência a primeira locução, e em seguida, marcar na escala de acordo com a sua percepção.

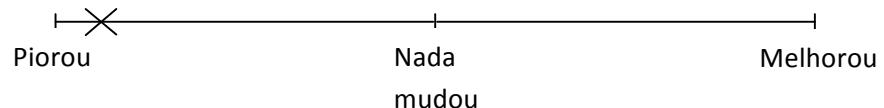
Exemplo: Se achar que a segunda frase é um pouco melhor que a primeira:



Se achar que nada mudou:



Se achar que a segunda frase é muito pior que a primeira:



## Folha de Anotações

1. Piorou Nada mudou Melhorou
  2. Piorou Nada mudou Melhorou
  3. Piorou Nada mudou Melhorou
  4. Piorou Nada mudou Melhorou
  5. Piorou Nada mudou Melhorou
  6. Piorou Nada mudou Melhorou
  7. Piorou Nada mudou Melhorou
  8. Piorou Nada mudou Melhorou
  9. Piorou Nada mudou Melhorou

**ANEXO C. Lista de frases y cuestionario empleados para la realización del segundo ensayo.**



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

### CENTRO TECNOLÓGICO

#### PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Campus Universitário – Trindade – Florianópolis/SC – CEP 88040-900

Fone: (48) 3721-7719

---

#### **Lista de Sentenças**

#### **Tarefa**

Você irá colocar o molde e realizar a locução do seguinte conjunto de frases três vezes.

Com base na locução feita e na sensação auditiva (sua percepção da mudança da qualidade do som), você deve avaliar o desempenho do sistema com respeito da referência dada.

1. Estamos num processo de recuperação semelhante ao que tínhamos em noventa e oito.
2. A cúpula dos canhões principais de trezentos e cinco milímetros é uma obra complexa.
3. Também há uma carta de uma das mães, que evidentemente tinha muito trabalho de manhã.
4. A oposição pediu verificação de quórum e votação nominal para três medidas provisórias.
5. Diremos claramente que as futuras anfitriãs que chegaram de taxi amanhã.
6. Nos campos, passei a acreditar muito mais na atuação de um tribunal criminal de Justiça.
7. Quarenta e sete milhões novecentos e setenta e três mil quatrocentos e oitenta e dois.
8. Serão lançados de submarinos para invadir o espaço inimigo despejando bombas.
9. Montreal tem uma cidade subterrânea, com mais de trinta e dois quilômetros de extensão.
10. O livro atual recua para o século dezoito e estuda a cultura inglesa.
11. Também haverá uma modificação no Ministério de Minas e Energia.
12. Os sequestradores já haviam feito contato com familiares dos passageiros.

13. Sem dúvida a aquisição de bancos estaduais gera uma otimização tributária muito grande.
14. Dois outros presos fugiram sem que a polícia conseguisse explicar claramente os motivos.
15. A pancadaria funciona como consolo para o vazio existencial do homem moderno.



## UNIVERSIDADE FEDERAL DE SANTA CATARINA

### CENTRO TECNOLÓGICO

#### PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM ENGENHARIA ELÉTRICA

Campus Universitário – Trindade – Florianópolis/SC – CEP 88040-900

Fone: (48) 3721-7719

---

#### Questionário, roteiro e folha de anotações

Data \_\_\_/\_\_\_/2014

Horário de início \_\_\_:\_\_\_

Término

\_\_\_:\_\_\_

Nome: \_\_\_\_\_ Data de Nascimento:

\_\_\_\_\_  
Sexo: ( ) Masculino ( ) Feminino

#### Nível de escolaridade:

( ) não estudou

( ) ensino médio incompleto

( ) ensino fundamental completo

( ) ensino superior completo

( ) ensino fundamental incompleto

( ) ensino superior incompleto

( ) ensino médio completo

( ) pós-graduação completa

( ) pós-graduação incompleta

#### Tarefa

O objetivo é avaliar a qualidade do som produzido por um sistema para redução do efeito de oclusão a ser utilizado em aparelhos auditivos. A oclusão ocorre quando um molde ou aparelho auditivo é colocado no ouvido e o canal auditivo fica obstruído. Devido a esse bloqueio o indivíduo ouve sua própria voz de forma abafada. Sua tarefa será, utilizando um molde no ouvido, avaliar a sensação auditiva produzida pelos sistemas de redução de oclusão.

Você irá colocar um molde no ouvido. Quando lhe for indicado o momento você irá falar uma frase e prestar atenção na qualidade do som principalmente focando na oclusão. Logo em seguida lhe será indicado para falar a mesma frase mais duas vezes.

A primeira locução será sua referência (situação “a”), sendo atribuída a esta situação nota 3 (conforme tabela abaixo). Em seguida você deverá marcar na tabela a nota atribuída às seguintes situações, dadas por “b” e “c”, no que diz respeito à melhora ou piora do efeito de oclusão.

Tabela 1 – Escala de classificação MOS

Classificação	Qualidade da fala	Nível de distorção
5	Excelente	Imperceptível
4	Boa	Perceptível, mas não incômodo
3	Razoável	Perceptível e pouco incômodo
2	Pobre	Incômodo, mas não desagradável
1	Ruim	Muito incômodo e desagradável

1.

Classificação	Qualidade da fala	Avaliação
5	Excelente	
4	Boa	
3	Razoável	
2	Pobre	
1	Ruim	

2.

Classificação	Qualidade da fala	Avaliação
5	Excelente	
4	Boa	
3	Razoável	
2	Pobre	
1	Ruim	

3.

Classificação	Qualidade da fala	Avaliação
5	Excelente	
4	Boa	
3	Razoável	
2	Pobre	
1	Ruim	

4.

Classificação	Qualidade da fala	Avaliação
5	Excelente	
4	Boa	
3	Razoável	
2	Pobre	
1	Ruim	

5.

Classificação	Qualidade da fala	Avaliação
5	Excelente	
4	Boa	
3	Razoável	
2	Pobre	
1	Ruim	



