

**ESTIMACIÓN ESPECTRAL  
DE LA RESPUESTA ELECTRÓNICA  
EVOCADA AUDITIVA  
DEBIDA A UN  
ESTÍMULO ACÚSTICO.**

TESIS QUE PRESENTA

**FABIOLA MARGARITA MARTÍNEZ LICONA**

PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE

**MAESTRO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

ASESOR

**M. EN I. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ.**

DICIEMBRE 1998.



Casa abierta al tiempo

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA-IZTAPALAPA**

**DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA**

---

## **Agradecimientos.**

- ◆ A la Universidad Autónoma Metropolitana Iztapalapa por las oportunidades de desarrollo personal y profesional.
- ◆ Al Laboratorio de Audiología por su disposición para facilitar el desarrollo y culminación del proyecto.
- ◆ A mis padres por su ejemplo.
- ◆ A Alma y Héctor por su apoyo.
- ◆ A Anita.

Este proyecto recibió el apoyo de CONACYT en su convenio con la UAM no. 4471-A9406

---

***La verdadera sabiduría presume menos que la locura***

***(En Vos Confío)***

---

# INDICE

<b>INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
<b>OBJETIVOS .....</b>	<b>3</b>
<b>ANTECEDENTES .....</b>	<b>4</b>
<b>METODOLOGÍA.....</b>	<b>8</b>
A. SUJETOS.....	8
B. SISTEMA DE REGISTRO.....	9
C. ESTIMULACIÓN.....	10
D. ANÁLISIS DE SEÑALES .....	10
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>20</b>
RESULTADOS A 250 HZ.....	22
RESULTADOS A 500 HZ.....	26
RESULTADOS A 1000 HZ.....	34
RESULTADOS A 2000 HZ.....	42
RESULTADOS A 4000 HZ.....	50
RESULTADOS A 8000 HZ.....	58
<b>DISCUSIÓN .....</b>	<b>62</b>
<b>CONCLUSIONES.....</b>	<b>69</b>
PERSPECTIVAS .....	69
<b>APÉNDICE I. VALORACIÓN DE LA FUNCIÓN AUDITIVA .....</b>	<b>71</b>
SENSIBILIDAD AUDITIVA.....	72
<i>El papel del pacinete en la Audiometría de Tonos Puros manual.....</i>	<i>72</i>
IDENTIFICACIÓN DEL HABLA.....	74
<i>El papel del pacinete en la Logaudiometría.....</i>	<i>75</i>
MÉTODOS OBJETIVOS DE EVALUACIÓN AUDITIVA.....	76
Admitancia Acústica.....	76
Emisiones Otoacústicas.....	78
Audiometría de Respuesta Eléctrica.....	79
Electrococleografía.....	80
Respuesta de Tallo Cerebral.....	80
SELECTIVIDAD EN FRECUENCIA.....	81
<b>APÉNDICE II. ESTIMACIÓN ESPECTRAL.....</b>	<b>86</b>
INTRODUCCIÓN .....	86
CLASIFICACIÓN.....	86
FFT.....	88
Estimación no Paramétrica.....	89
Periodograma.....	89
Periodograma Promediado.....	91
Estimación Paramétrica.....	93
Método de Burg para procesos AR.....	94
FUNCIÓN DE COHERENCIA .....	98
APLICACIONES EN POTENCIALES EVOCADOS.....	99
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>101</b>

# Introducción.

Dentro de los sistemas sensoriales la función auditiva permite un conocimiento integral del entorno que rodea a un sujeto ya que determina la habilidad del mismo para una adecuada comunicación con los demás. Para valorar el rendimiento de la función auditiva se requiere de una serie de metodologías que se encarguen de determinar el estado de las diferentes etapas que forman el sistema auditivo. De esta manera es posible encontrar alternativas para su recuperación en caso de que se encuentre en mal estado.

Algunas técnicas de valoración se basan en una participación por parte del sujeto bajo prueba. Ésta puede ser activa al solicitarle una respuesta, o pasiva al provocarle otra, y la prueba está en función de la parte a estudiar. La participación del sujeto es fundamental para el desarrollo de las pruebas y su éxito o fracaso depende de cómo se comporte durante las mismas. Esta situación se hace más evidente en las técnicas de valoración de mayor uso como son las audiometrías y logaudiometrías. Cabe mencionar que estas pruebas entran dentro del grupo de las subjetivas y son totalmente dependientes de la respuesta que el sujeto proporciona, por lo que sus resultados están a expensas de que sus respuestas sean verídicas para así evitar errores en la interpretación. Desafortunadamente existe un número de variables que deben controlarse a fin de obtener un buen resultado con este tipo de pruebas las cuales restringen su confiabilidad y dan lugar a dudas en cuanto a la efectividad de las mismas. Dentro de éstas se encuentran la actitud de cooperación del sujeto, pasando por cómo entiende las instrucciones proporcionadas para la realización de la prueba, hasta la posición del evaluador dentro del lugar de realización de la misma y cómo repercute en él. Por otro lado los métodos objetivos de valoración auditiva como la timpanometría o la audiometría de respuesta eléctrica presentan la ventaja de minimizar la participación activa del sujeto evitando en gran medida la dependencia en la apreciación y al mismo tiempo aumentando la confianza en su respuesta.

Todo el conjunto de pruebas, tanto subjetivas como objetivas, da una idea del estado en que se encuentra el sistema auditivo. Sin embargo en situaciones particulares resulta imprescindible determinar específicamente qué tipo de problema se está tratando. En el caso de impedimentos auditivos es importante saber, entre otras cosas, si la pérdida fue espontánea o gradual, la presencia o ausencia de síntomas asociados como vértigo o dolor, la historia familiar, exposiciones anteriores a ruido y hasta el uso de ototóxicos. No se puede afirmar que exista un método de diagnóstico absolutamente confiable para rehabilitar los impedimentos auditivos de manera efectiva.

En el caso de las pérdidas auditivas, las técnicas objetivas como los potenciales evocados dan información acerca de los umbrales auditivos en los que éstos se presentan, pero no es posible diferenciar pérdidas específicas en frecuencia. Lo ideal sería encontrar la manera de

identificar objetivamente la respuesta del sujeto debida a un estímulo de frecuencia específica.

Con la ayuda de los potenciales evocados auditivos es posible encontrar correspondencia entre el estímulo que es de naturaleza acústica y la respuesta eléctrica. Si el estímulo se encuentra bien localizado en frecuencia la correspondencia en el potencial evocado permitiría determinar las bandas de frecuencia en las que se presenta una respuesta independientemente de que el sujeto manifieste que las percibió o no.

Partiendo de la idea de que es posible diseñar metodologías objetivas para la identificación de problemas auditivos a frecuencias específicas se plantea un análisis espectral del potencial evocado auditivo a estímulos localizados en frecuencia que permita identificar a los últimos dentro de los primeros. Para tal fin se realizaron registros simultáneos tanto del estímulo acústico como de la respuesta eléctrica. Después de promediar se obtuvieron los estimados espectrales de ambas señales con el objeto de encontrar la huella de uno en la otra.

La posibilidad de encontrar información en el dominio de la frecuencia en la respuesta evocada dará oportunidad de aislar la o las regiones frecuenciales problemáticas para posteriormente ser tratadas mediante la adaptación de una ayuda auditiva o metodologías alternativas

## **Objetivo.**

El presente trabajo tiene como objetivo realzar el análisis espectral de la respuesta evocada auditiva debida a un estímulo localizado en frecuencia. Es importante notar que las señales a analizar son de naturaleza diferente. Por un lado el estímulo es generado eléctricamente por el estimulador y entregado al conducto auditivo por medio de un transductor que lo convierte en ondas de presión dando lugar a una señal acústica. Por su parte la respuesta evocada se origina de la actividad eléctrica de las células nerviosas del cerebro dando lugar a una señal de naturaleza eléctrica.

- Definición de la señal a utilizar como estimulación así como el tipo de respuesta evocada a registrar.
- Determinar la forma de registrar la señal de estímulo que llega al oído para realizar la comparación.
- Determinar la colocación de electrodos para lograr un mejor registro de señal.
- Definir las herramientas de procesamiento para el análisis espectral de las señales.

## Antecedentes.

Los potenciales evocados auditivos han tenido un papel esencial en la práctica clínica de diversas profesiones entre las que se encuentra la audiología. Durante varias décadas han demostrado su utilidad como auxiliar en la audiometría, o medición de la audición, principalmente al tratar de examinar niños pequeños o no cooperadores [BOG85]. El hecho de poderse registrar de manera no invasiva, sin molestia para el paciente y con frecuencia sin necesidad de utilizar sedantes o anestesia, realza más su aplicación clínica [FER94].

Un potencial evocado es una secuencia eléctrica de ondas localizadas en el tiempo a manera de respuesta por parte del tallo cerebral o cerebro a diferentes clases de estímulos externos [GAL75]. Un potencial auditivo es una respuesta fisiológica que es evocada siguiendo un estímulo acústico [MAU89]. La estimulación acústica genera aproximadamente de 25 a 30 ondas las cuales pueden clasificarse de acuerdo a diversos criterios. Registrando a partir de electrodos en el cuero cabelludo Picton y colaboradores identificaron tres principales categorías de potenciales auditivos [PIC74]. Estas son potenciales evocados tempranos o de tallo (PETC), potenciales evocados auditivos de latencia media (PEALM) y potenciales evocados auditivos de latencia larga (PEALL). Sin embargo esta clasificación no es única ya que han surgido algunas otras, pero ninguna completamente estandarizada [FRI80].

De la clasificación de Picton los PETC son los más utilizados en la valoración clínica. Dentro del campo audiológico se utilizan en la determinación de los umbrales auditivos principalmente en infantes en la técnica denominada audiometría de respuesta auditiva de tallo [WEB94]. La prueba consiste en encontrar las intensidades mínimas a las cuales se puede observar la respuesta evocada auditiva. Esta situación resulta más significativa cuando no es posible llevar a cabo una audiometría de tonos. En el Apéndice I: *Valoración de la Función Auditiva* se detallan los diferentes métodos, objetivos y subjetivos, para la obtención de información del sistema auditivo. Cuando se utilizan los PETC la estimación del estado auditivo de un niño no es esencial que se identifiquen los componentes mayores, sólo basta con determinar que el estímulo de prueba evoca una respuesta observable para después medir la latencia absoluta de sus componentes [PER94].

La desventaja principal de utilizar los PETC con fines de valoración es la cantidad limitada de información que suministra un estímulo por click del estado de la audición del niño, sólo se puede obtener información del estado periférico auditivo en las frecuencias altas del rango de la voz (2000-4000 Hz) [WEB94]. Para valorar el comportamiento auditivo a bajas frecuencias (500-1000 Hz) se hace uso del PEALM a estímulos tonales [KKM94].

En general los potenciales auditivos son evocados por clicks o tonos breves aunque se pueden utilizar otros tipos de señales como tonos complejos o incluso la voz [MAR94]. El tipo de estimulación que mejor evoca a los PETC es el click. Debido a que la energía del estímulo se localiza en una banda ancha de frecuencias [FER94], los PETC no pueden utilizarse



para valorar el comportamiento auditivo en frecuencias específicas. Para una mayor información de cómo se decodifica la información que llega al oído referirse al Apéndice 1: *Selectividad en Frecuencia*.

A fin obtener una mejor potencial de tallo el estímulo debe evocar una respuesta sincrónica de una gran cantidad de neuronas y esto se logra mejor con estímulos transitorios de disparo rápido. Un pulso con una duración de 100 microsegundos es la clase de click más utilizado porque su espectro es 'casi plano' hasta los 10000 Hz [DUR84]. La característica plana del estímulo depende de las resonancias del transductor mientras que el límite a altas frecuencias depende de sus características de respuesta en frecuencia [FER94]. Por lo que el espectro que llega a la cóclea es menos plano y tiene un ancho de banda más estrecho que el espectro de la señal que se lleva al transductor [GOR88].

Para obtener información en frecuencia específica se hace uso de clicks filtrados así como señales senoidales con tiempos de subida mayores a los de los clicks de banda ancha; la presentación de ruido de enmascaramiento junto con estos estímulos también se han utilizado para los mismos propósitos [PUR89]. Para evocar respuestas de frecuencia relativamente estrecha se utilizan pulsos senoidales como pips o tonos ráfaga. La envolvente del pip se caracteriza por pendientes de subida/bajada y la ausencia de meseta mientras que el tono ráfaga cuenta con una meseta de cierta duración. La forma de la función envolvente y la relación de la duración entre la subida/bajada y la meseta determina la cantidad relativa de energía concentrada cerca de la frecuencia de la senoidal con respecto a la energía esparcida en las frecuencias adyacentes [GOR88] [ROB92]. A fin de obtener información a frecuencia específica existen dos consideraciones importantes para seleccionar el tipo y parámetros de estímulo [FER94]. Por un lado qué tan largo puede ser el estímulo sin interferir con la respuesta registrada y por otro cuánta dispersión de energía acústica puede ser tolerada. El primer problema surge debido a contaminaciones por artefacto del estímulo entre otras causas por lo que se sugiere que el estímulo dure por lo menos el tiempo de ocurrencia de los componentes de interés a ser estudiados en el potencial evocado. El segundo problema es un compromiso entre la envolvente de la senoidal y las fugas de energía que se permitan.

En los últimos años se ha desarrollado una alternativa a la determinación de la selectividad en frecuencia mediante PETC y consiste en la obtención de respuesta evocada la cual recibe el nombre de respuesta de estado estable de 40 Hz. Este potencial consta de aproximadamente 4 ciclos sobre un tiempo de registro de 100 ms y tiene una forma parecida a una onda senoidal de 40 Hz. Este patrón general y no una onda o componente particular es la característica relevante de la respuesta.

Para propósitos audiométricos la respuestas a estado estable posee ciertas ventajas sobre los potenciales evocados auditivos que se conocen [LIN96]:

- Su medición es relativamente simple ya que tanto su amplitud como su fase puede medirse directamente sin necesidad de requerir de una interpretación como en el caso de los PETC.

- Existen procedimientos claros que determinan la presencia o ausencia de una respuesta donde la base es la comparación de las respuestas a la frecuencia de modulación determinada con el ruido a las frecuencias adyacentes, o la valoración de la confiabilidad de las réplicas.
- Esta respuesta puede ser evocada por estímulos de frecuencia específica; el contenido espectral de un estímulo modulado en amplitud está concentrado en la frecuencia del tono y en dos bandas laterales separadas de ésta por la frecuencia de la señal de modulación. Los estímulos transitorios causan una dispersión mayor de energía en frecuencias diferentes a la nominal y necesitan ruido de enmascaramiento para reducir el efecto de esta dispersión.
- La respuesta a diferentes estímulos modulados en amplitud que se presentan simultáneamente puede evaluarse de manera independiente si cada uno de ellos se modula a diferente frecuencia [REG70]. El espectro de las respuestas registradas a través de la FFT muestra la respuesta a cada portadora en su frecuencia de modulación; a frecuencias de modulación entre 75 y 110 Hz hay un ligero cambio en amplitud de las respuestas cuando se presentan estímulos múltiples y las frecuencias portadoras difieren por una octava [LIN95]. Esta técnica puede disminuir significativamente el tiempo necesario para evaluar umbrales a frecuencias audiométricas múltiples.

Desafortunadamente la respuesta a estado estable es sensible al estado del sujeto, por lo que su uso en bebés, niños o en pacientes en sueño natural o inducido por drogas puede ser limitado [KIL86].

La mayoría de los trabajos que se han realizado en el sentido de obtener información útil desde el punto de vista audiológico han tratado de analizar la señal de respuesta evocada en el dominio del tiempo [PIC74][PIC74a][McP96]. La caracterización de los componentes en función de su latencia y su amplitud relativa ha sido la herramienta más utilizada para la mayoría de los procedimientos de análisis. Si bien se ha obtenido información importante para el diagnóstico al realizar análisis temporales de la respuesta evocada auditiva [FER94][NOU92][PUR89][SPI93], las técnicas de procesamiento de señales desarrolladas en el dominio de la frecuencia [KAY81][OPP89][AKY94] dan oportunidad a un análisis de frecuencia específica más directo siempre que el estímulo se encuentre bien localizado.

Es bien conocido que el sistema auditivo no es lineal, la cóclea como decodificador de las señales entrantes es un muy claro ejemplo. Por otro lado los sistemas de registro electrónicos también pueden comportarse de manera no lineal y servir como fuente de distorsión de la misma forma que los sistemas de estimulación. Las características del audífono y la acústica del canal auditivo modifican la señal dando como resultado el realce de unas frecuencias y la atenuación de otras; esta modificación cambia en función del volumen, longitud y forma del canal auditivo [CHE96]. Dado que en este caso es muy importante determinar el origen de los diversos componentes de la respuesta evocada, la caracterización del estímulo permitirá encontrar la posible correspondencia entre ambas señales.

En este trabajo se aborda el análisis espectral de la respuesta evocada auditiva dada por un estímulo localizado en frecuencia a fin de determinar las relaciones entre ambas señales. Si el espectro de potencia de la respuesta evocada presenta el o los componentes que aparecen en

el espectro de potencia del estímulo, entonces puede afirmarse que existe una respuesta por parte del sistema auditivo a la frecuencia dada por el estímulo.

# Metodología.

El objetivo es el análisis espectral de una respuesta debida a un estímulo, ambas señales de naturaleza diferente; para tal fin fue necesario implantar un sistema de registro y adquisición así como aplicar técnicas de estimación espectral para permitir su comparación. A continuación se detallan los aspectos referentes a la metodología aplicada.

## A. Sujetos.

En esta sección se habla de la selección de los sujetos y de las condiciones de prueba.

Para seleccionar a los sujetos de prueba se buscaron personas adultas cuyas edades estuvieran en un rango de 18 a 40 años y contaran con una audición normal. Los criterios de inclusión para determinar la audición normal fueron los siguientes:

- estado de salud bueno en general;
- audiometría de tonos puros con un rango de audición menor o igual a 20 dB<sub>HL</sub> en cada una de las frecuencias de prueba: 0.5, 1, 2, 4 y 8 KHz;
- registro de PETC normal a umbral auditivo, es decir, lograr un registro de respuesta a un estímulo de click al umbral auditivo del sujeto donde se puedan identificar los componentes, principalmente la onda V.
- sin antecedentes de padecimientos audiológicos ni neurológicos.

Se utilizaron cuatro adultos femeninos con un promedio de edad de 25 años y una audición normal.

Las condiciones de prueba fueron dispuestas de tal forma que el sujeto se sintiera lo más cómodo y relajado posible para garantizar un registro libre de contaminantes miogénicos ni neurológicos [PIC74a]. La duración de la prueba fue en promedio de 2 horas, la mayor parte del tiempo se ocupó para el registro de las señales por lo que fue necesario acondicionar el lugar donde se efectuó la prueba con la iluminación y ventilación adecuadas para fomentar su relajación. De esta manera el sujeto fue recostado en una colchoneta dentro de la cámara anecoica del laboratorio de Audiología.

Una parte importante de la prueba consiste en la preparación, previa al registro, de los sujetos aprobados. En cada sesión el sujeto fue revisado de los oídos para determinar la presencia de cerumen u otro elemento que obstruyera el canal auditivo externo. Posteriormente se procedió a limpiar con alcohol los lugares donde fueron colocados los electrodos de registro y a colocar éstos. En la sección de estimulación se trata a detalle esta parte.

## B. Sistema de Registro.

En esta sección se tratan los aspectos relacionados al registro y adquisición de las señales. Se mencionan los equipos utilizados así como la disposición de los mismos para la elaboración de la prueba y se describe en qué consistió el registro.

La señal de estimulación fue entregada al canal auditivo mediante un equipo de valoración de ayudas auditivas Madsen ( IGO-HAT ) junto con un promediador Nicolet ( CA1000 ); tanto el estímulo como la respuesta fueron registradas con la ayuda del Madsen y dos canales amplificadores Grass ( EZM3 ) con ganancia de 80,000. Los filtros analógicos fueron colocados en 1 KHz para estímulos de 250 y 500 Hz, 3 KHz para estímulos de 1000 y 2000 Hz y 4 KHz para estímulos de 4000 y 8000 Hz.

El registro del estímulo se realizó insertando un micrófono miniatura electret en el canal auditivo lo más cerca posible de la membrana timpánica. La salida del micrófono se llevó a un canal de amplificación y registro. La señal de respuesta evocada se registró directamente en el otro canal de amplificación, época a época, para tener al final el ensamble de la misma. La adquisición de ambas señales se realizó con una tarjeta PCLab 818. El valorador de ayudas auditivas suministró el micrófono y el canal para derivar al amplificador. La señal de respuesta evocada auditiva se obtuvo mediante un proceso de promediación síncrona con la estimulación acústica.

Antes de la elaboración de la prueba se obtuvo la función de transferencia del canal auditivo a fin de caracterizar en promedio los componentes espectrales inherentes al mismo y tratar de identificarlos en las señales de los registros. La función de transferencia del canal auditivo se obtuvo entregando una señal del ruido blanco al oído por medio del audifono y registrando la señal a nivel del micrófono que se encuentra insertado en el mismo.

A cada sujeto se le realizó una prueba que consistió de una serie de registros de 25 ó 50 épocas con tiempos de adquisición que fueron de 250 ms a 1 segundo y frecuencias de muestreo adecuadas para evitar la superposición espectral. La *Tabla M1* muestra los parámetros utilizados para la realización de los registros mientras que en la sección de Resultados se detalla el tiempo de adquisición para cada uno de ellos.

Frecuencia del estímulo (KHz)	Frecuencia de Muestreo (KHz)	No. Épocas	Intensidades (dB)
0.25	2	50	30, 40, 50
0.5	2	25	30, 40, 50, 45, 60, 70
1	4	25	30, 40, 50, 45, 60, 70
2	8	25	30, 40, 50, 45, 60, 70
4	16	25	30, 40, 50, 45, 60, 70
8	32	25	30, 40, 50

Tabla M1: Parámetros utilizados en el registro de la Respuesta Evocada Auditiva

### C. Estimulación.

El estímulo consistió de tonos ráfaga con tiempos de subida y bajada de 10 ms y pendientes de duración variable dependiendo del tiempo de adquisición del registro (*Ver Resultados*). Las frecuencias del estímulo fueron de 250 a 8000 Hz en intervalos de una octava para seis diferentes intensidades que desde 30 hasta 70 dB.

Los estímulos y las respuestas se entregaron a oído derecho registrando diferencialmente  $C_z$  con respecto a oído izquierdo, es decir,  $C_z(+)$ ,  $A_2(-)$  y  $A_1(\text{tierra})$ . Se utilizó un audífono TDH-39 para la entrega del estímulo y electrodos de copa de Ag-AgCl para el registro de la respuesta.

La *Figura M1* muestra el sistema de registro y adquisición de las señales. El estimulador junto con el valorador de ayudas auditivas entran, por vías diferentes, al oído derecho del sujeto y las señales tanto de estímulo como de respuesta van a los amplificadores. Se genera una señal de sincronía en el estimulador para activar la conversión analógica/digital y realizar la adquisición de los datos, misma que se almacena en disco.

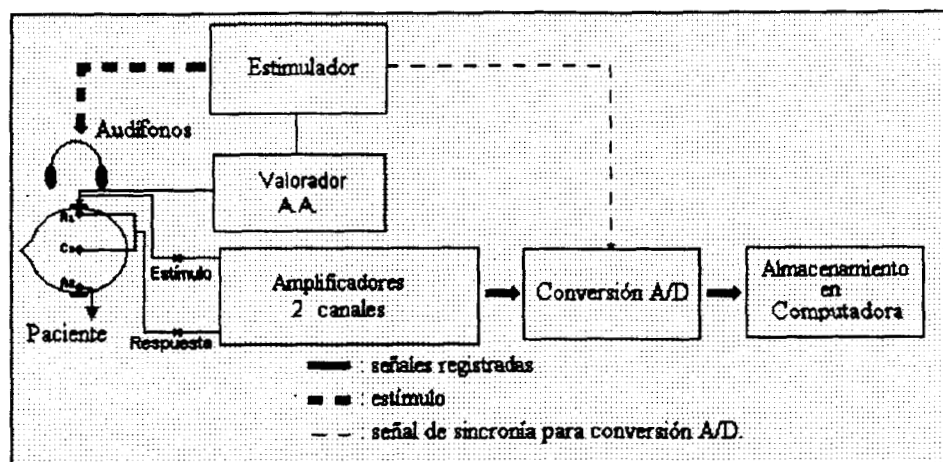


Fig. M1 : Sistema de Registro y Adquisición

### D. Análisis de las señales.

Al finalizar la prueba se obtuvo una señal de estímulo y un ensamble de respuesta evocada que correspondió a cada época adquirida de acuerdo al tipo de registro realizado (*Ver Tabla M1*). Fuera de línea se realizó el rechazo de artefacto para posteriormente la promediación. Debido a que en general los ensambles no son muy grandes, 25 o 50 épocas, el criterio utilizado para realizar el rechazo de artefacto fue inspeccionar visualmente cada época y eliminar las que presentaran demasiada distorsión, es decir, las respuestas que no permitieran ver la forma de onda de la señal.

Para realizar el análisis espectral de las señales adquiridas se cuenta con una serie de algoritmos que determinan la presencia de los componentes espectrales bajo diferentes técnicas. Todas ellas se basan en la descomposición por Fourier de la señal y éstas van desde la representación dada por el algoritmo de la transformada rápida de Fourier (FFT) hasta métodos no paramétricos y paramétricos que modelan la señal. El Apéndice II: *Estimación Espectral* incluye mayor información al respecto. El análisis de las señales incluyó la valoración de tres diferentes tipos de estimadores espectrales: la transformada rápida de Fourier (FFT), el no paramétrico periodograma promediado y el paramétrico AR mediante el método de Burg. La valoración por tres diferentes métodos permitió la elección del que mejor caracterizara las señales tanto en el cálculo de los espectros como en la visualización de los mismos. Una vez elegido el estimador espectral a utilizar se procedió a determinar los siguientes gráficos:

1. espectro de potencia del estímulo y la respuesta para visualizar la manera en que el primero se reflejaba en la segunda;
2. espectro cruzado para determinar las relaciones en el dominio de la frecuencia dadas por las funciones de correlación cruzada;
3. función de coherencia para encontrar posibles relaciones lineales en la frecuencia de ambas señales, y posteriormente se valoraron los resultados.

A continuación se muestran el tipo de señales que se trabajaron. Mientras que la *Figura M2* presenta los registros obtenidos en el dominio del tiempo, en la *Figura M3* aparecen los estimados espectrales que se utilizaron en el análisis: el del estímulo y la respuesta, el de la función de correlación cruzada, y la función de coherencia, todos en el dominio de la frecuencia. Son precisamente estas últimas señales las que permiten visualizar de mejor manera la huella del estímulo en la respuesta a las frecuencias de interés. Comparando la calidad de información que se puede obtener de un estimado espectral con respecto a una señal en el tiempo resulta claro que los primeros permiten una mejor y mayor localización de problemas a frecuencia específica.

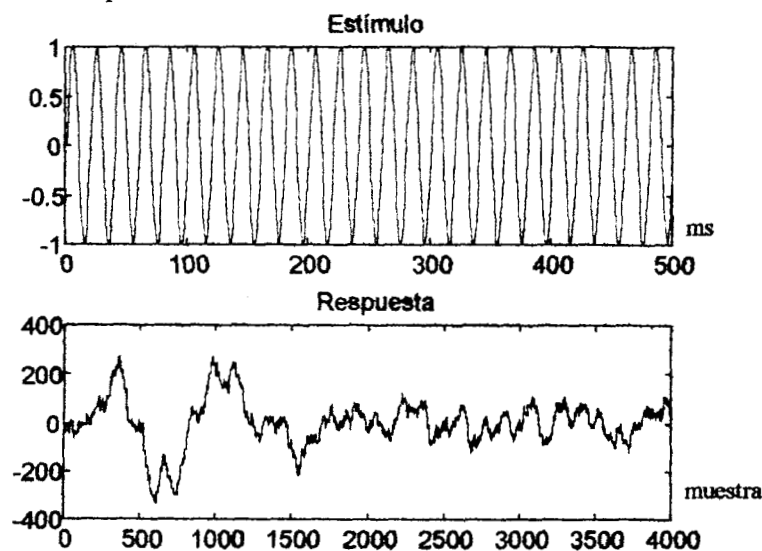


Figura M2: Señales Registradas ( Dominio del Tiempo )

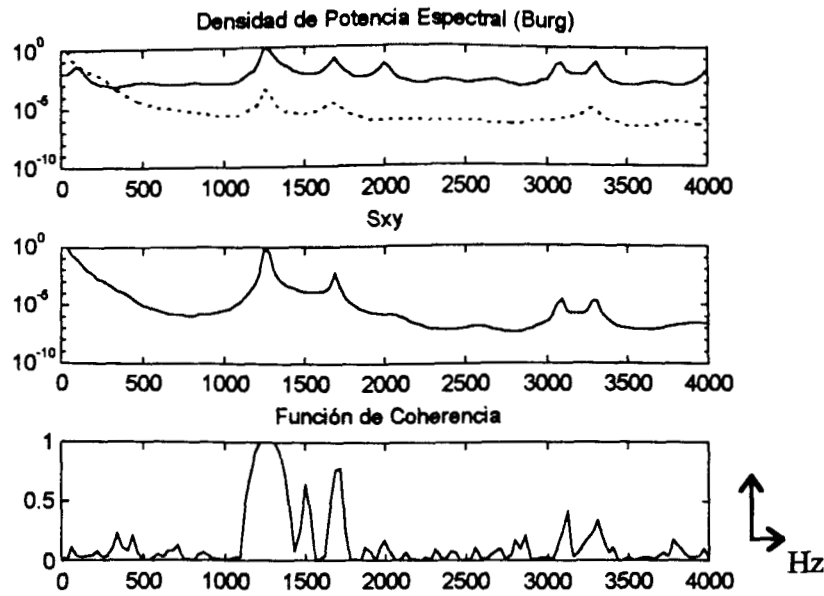


Figura M3: Análisis de las Señales ( Dominio de la Frecuencia )

Es importante enfatizar que para realizar un análisis espectral que permita ver los efectos de la señal de estímulo localizado en frecuencia en la de respuesta evocada, el estimador debe ser capaz de garantizar una buena resolución y además de ofrecer una visualización clara de los componentes involucrados. El estimador espectral elegido fue el de Burg debido a la facilidad de visualización y las ventajas inherentes de un proceso autoregresivo (AR) como su alta resolución y buena fidelidad así como a no permitir lóbulos laterales y la estabilidad en la implementación del filtro dado por el modelo sólo polos [ΚΑΥΣΙ]. Esta situación se presenta en la *Figura M4*. En la gráfica de la izquierda se muestra el espectro de potencia de un estímulo a 1000 Hz y su respuesta evocada asociada calculados por la FFT mientras que en la del centro se muestra el espectro de la misma señal pero determinado por el periodograma promediado y la de la derecha por modelado AR implementado por el método de Burg donde se observa un mayor claridad en la localización de los componentes espectrales de ambas señales.

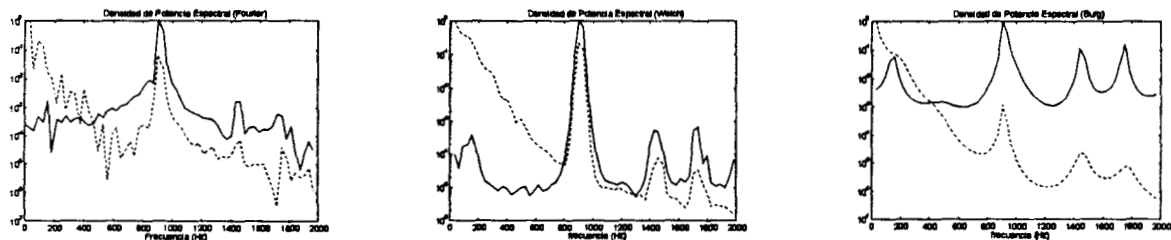


Figura M4: Gráficas de la densidad de potencia espectral de la misma señal por diferentes métodos



A fin de evitar la partición de línea y la aparición de picos falsos inherentes al método de Burg se determinó el orden adecuado del polinomio para calcular el estimado espectral mediante la obtención de los valores correspondientes al error de predicción final (FPE) de acuerdo al criterio de Akaike [AKA74] para los estímulos a cada frecuencia.

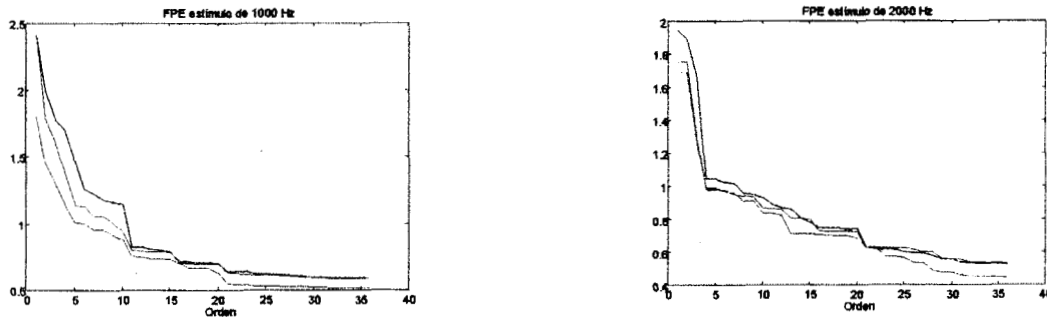


Figura M5: Cambio del Error de Predicción Final con respecto al orden del modelo para dos frecuencias diferentes  
Azul: 45 dB, Rojo: 60 dB, Verde: 70 dB

Las gráficas de la *Figura M5* muestran el curso que toman de los valores del FPE para las frecuencias de 1000 y 2000 Hz donde las líneas en azul corresponden a una intensidad de 45 dB, en rojo a 60 dB y en verde a 70 dB. La elección del orden del modelo autoregresivo se determina en función del valor más bajo posible del FPE que permite obtener una función de residual de correlación por debajo de  $\pm 5\%$  de confianza (Ver Apéndice II). De acuerdo a los resultados de la prueba de residual se eligió el orden 25 como el adecuado para analizar las señales. La *Figura M6* muestra el caso de una señal de estimulación que fue modelada mediante un proceso AR de orden 9. Para este modelo la función de densidad de potencia espectral presenta claramente el componente principal de la señal, pero la prueba del residual asociada al modelo deja pasar un número considerable de valores por encima del intervalo de confianza permitido. En la *Figura M7* se presenta el análisis de la misma señal de estimulación para un modelo AR de orden 25. En este caso se observa que el espectro presenta componentes adicionales al principal lo cual pudiera sugerir la presencia de problemas de resolución dados por un orden alto; sin embargo la función de residual muestra que sólo unos cuantos valores salen del intervalo de confianza permitido por lo que ése fue el orden seleccionado para el análisis de las señales.

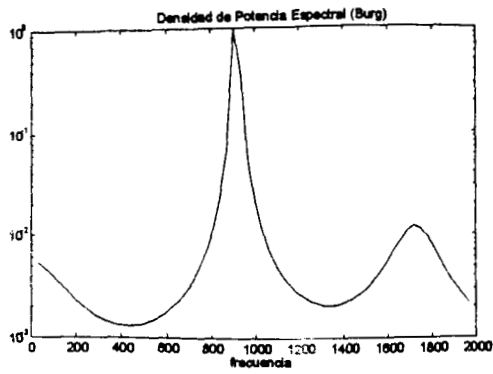


Figura M6: Espectro de Potencia de la señal con un modelo AR de orden 9

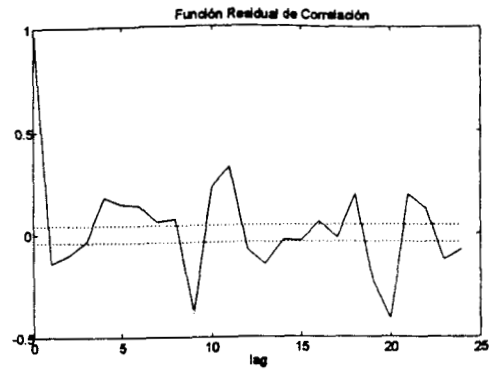


Figura M7: Prueba del Residual asociada al modelo de orden 9

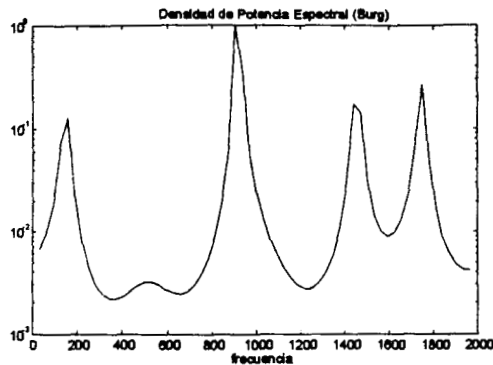


Figura M8: Espectro de Potencia de la señal con un modelo AR de orden 25

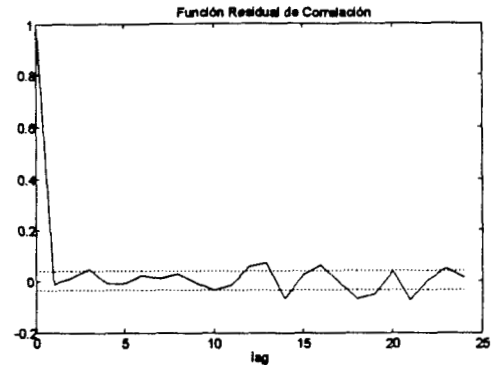


Figura M9: Prueba del Residual asociada al modelo de orden 25

El uso de la función de coherencia se enfocó principalmente en la corroboración de los componentes espectrales encontrados en los estimados espectrales de las señales. Posteriormente se utilizó la información que suministraba para obtener una manera de valoración cuantitativa de los hallazgos encontrados en los gráficos espectrales.

Todo el análisis se realizó bajo la plataforma de *Matlab* para una fácil manipulación de datos. A continuación se presentan los archivos utilizados en el análisis de la señal. Las cajas de herramientas utilizadas en la implementación de los algoritmos fueron *Signal Toolbox* de procesamiento de señales e *Identification Systems Toolbox* de identificación de sistemas.

Todos los espectros de potencia se calcularon con *burg* y se graficaron con *burgplot*. El criterio de Akaike se puede obtener a partir de *burg* y la prueba del residual con la función *resid* del toolbox de identificación de sistemas. Las funciones de correlación y autocorrelación se obtuvieron aplicando la función *xcorr* del toolbox de señales. Las funciones de coherencia se obtuvieron aplicando la función *cohere* del mismo toolbox.

**BURG**

% archivo que calcula el espectro de potencia  
% a partir del método paramétrico utilizando la  
aproximación de Burg. Uso del archivo burgplot  
para gráficas.

clear all

% entrada de la secuencia  
c=input('Archivo de Datos: ','s');  
fp=fopen(c,'r');  
if fp==-1  
input('no se pudo abrir archivo');  
disp('Fin'); break  
else  
x=fscanf(fp,'%f');  
fclose(fp);  
end

[r c]=size(x);

% parámetros a considerar en la entrada  
fm=input('Frecuencia de Muestreo: ');  
tm=1/fm;  
orden=input('Orden inicial de polinomio: ');

w1=menu('¿Desea aplicar una ventana a los  
datos? ','...  
'no',...  
'ventana anterior',...  
'ventana posterior',...  
'ventana anterior y posterior');

disp("")  
if w1== 1  
vent='now';  
elseif w1==2  
vent='prw';  
elseif w1==3  
vent='pow';  
elseif w1==4  
vent='ppw';  
end

w2 = menu('¿Desea normalizar la frecuencia? ',

...  
'si',...

'no');  
disp("")  
if w2 == 1  
tm=.5;  
elseif w2 == 2  
ts=tm;  
end

% desarrollo de estimado y gráfica de los  
resultados

torden=ar1(x,orden,'burg0',vent,tm);  
sorden=th2ff(torden);  
burgplot(sorden);

clc

% se despliegan los valores de los criterios de  
error para tener la  
% opción de cambiar el orden del modelo si no  
es adecuado

% la varianza estimada del error está en  
torden(1,1)

Poterr= (torden(1,1))^2;  
Akaike=torden(2,1);  
AIC=log(Poterr)+2\*orden/r;

fprintf('\nCIFRAS DE MERITO PARA  
SELECCION DEL ORDEN:\n')  
fprintf('Potencia del Error de Predicción:  
%g.\n',Poterr)  
fprintf('Error de Predicción Final:  
%g.\n',Akaike);  
fprintf('Criterio de Información de Akaike:  
%g.\n',AIC);  
pause

w3 = menu('¿Desea realizar otro estimado? ', ...

'si',...  
'no');  
disp("")  
if w3 == 1  
close  
burg  
elseif w3 == 2  
end

disp('Fin')

## BURGPLOT

Versión modificada de la función original  
ffplot del toolbox de *Identificación de Sistemas*

```
function ffplot(G,sd,C,mode)
%FFPLOT Plots frequency functions
%
%      ffplot(G) or ffplot(G,SD)
%
%      The syntax is identical to that of
BODEPLOT
%      FFPLOT plots frequency functions with
linear frequency scales
%      and uses Hz as the frequency unit.
%      BODEPLOT gives logarithmic frequency
scales and uses rad/sec as the
%      frequency unit.

%      L. Ljung 10-4-90,2-10-92
%      Copyright (c) 1990-92 by the
MathWorks, Inc.
%      All Rights Reserved.

if nargin<4 , mode=[];end
if nargin<3, C=[];end
if nargin<2, sd=[];end
if isempty(mode),mode='sep';end
if isempty(C),C='B';end
if isempty(sd),sd=0;end

abp=['a','A','b','B','p','P'];
if sum(sd(1)==abp)>0, if
length(C)>1,mode=C;end,C=sd;sd=0;end
if length(sd)>1,mode=sd;sd=0;end

mode=mode(1:3);
if mode=='SEP', mode='sep';end
if mode=='SAM', mode='sam';end
if mode~='sam', mode='sep';end

if C == 'a', C='A'; end
if C == 'p', C='P'; end
if C == 'b', C='B'; end
```

```
[m,n]=size(G);
inputs1=G(1,:);mo=fix(inputs1/1000);mmo=max(
mo);
kko=[]; % The output indices
for k=[0:mmo],if
length(find(mo==k))>0,kko=[kko k];end,end
G=G(2:m,:);
for ko=kko+1

inputs=inputs1-(ko-1)*1000;
mi=max(inputs(find(inputs<19)));

kki=[]; % The input indices
for k=[1:mi 0], if
length(find(inputs==k))>0,kki=[kki k];end,end
if sum(kki)==0 & C=='B', C='A';end
if mode=='sep'
for k=kki
if k==0 & C=='B',C='A';end
if C=='B',subplot(211),else subplot(111),end
if C=='A' C=='B'

% agregado el170297

GG=G(:,find(inputs==k));
GG=GG/max(GG);
%hold on,
%semilogy(G(:,find(inputs==100+k))/2/
pi,GG)

%semilogy(G(:,find(inputs==100+k))/2/
pi,G(:,find(inputs==k)))
if sd>0, %hold on,
ind=find(k+50==inputs);
semilogy(G(:,ind-2)/2/pi,G(:,ind-
1)+sd*G(:,ind),'-')
semilogy(G(:,ind-2)/2/pi,G(:,ind-1)-
sd*G(:,ind),'-') %Change here 2.04
hold off,end
end

xlabel('frecuencia (Hz)')
title('Densidad de Potencia Espectral
(Burg)'),end

clc
disp('Fin')
```

## AR1

**Versión modificada de la función original ar del toolbox de Identificación de Sistemas**  
la modificación consistió en invertir el orden de aparición de los parámetros *T* y *maxsize* en la definición de la función.

```
function [th,ref]=ar(y,n,approach,win,T,maxsize)
%AR Computes AR-models of signals using
various approaches
%
% TH = ar(y,n) or TH = ar(y,n,approach)
or TH = ar(y,n,approach,win)
%
% TH: returned as the estimated parameters
of the AR-model,see HELP THETA
% y: The time series to be modelled, a
column vector
% n: The order of the AR-model
% approach: The method used, one of the
following ones:
% 'fb' : The forward-backward approach
(default)
% 'ls' : The Least Squares method
% 'yw' : The Yule-Walker method
% 'burg' : Burg's method
% 'gl' : A geometric lattice method
% For the two latter ones, reflection
coefficients and loss functions
% are returned in REFL by
[TH,REFL]=ar(y,n,approach)
% If any of these arguments end with a
zero (like 'burg0'), the
% computation of the covariance is
suppressed.
% win : Windows employed, one of the
following ones:
% 'now' : No windowing (default, except
when approach='yw')
% 'prw' : Prewindowing
% 'pow' : Postwindowing
% 'ppw' : pre- and post-windowing
% for TH =
ar(y,n,approach,win,maxsize,T) see HELP
AUXVAR

% L. Ljung 10-7-87
% Copyright (c) 1987-90 by the
MathWorks, Inc.
% All Rights Reserved.
```

```
% Some initial tests on the input arguments
[Ncap,ny]=size(y);Ncap0=Ncap;
maxsdef=idmsize(Ncap,n);
if nargin<5,T=[];end
if nargin<6,maxsize=[];end
if nargin<4,win=[];end
if nargin<3,approach=[];end
if isempty(T),T=1;end;if T<0,T=1;end
if isempty(maxsize), maxsize=maxsdef;end;if
maxsize<0,maxsize=maxsdef;end
if isempty(win);win='now';end ,if
win<0,win='now';end
if isempty(approach),approach='fb';end;if
approach<0,approach='fb';end
pt=1; %pt=1 means that covariances should be
computed
if approach(length(approach))==0',pt=0;end
if length(approach)>1,appr=approach(1:2);else
appr=[approach ' '];end
ap=[appr;appr;appr;appr;appr;appr;appr;appr;appr;
r;appr];
ss=(ap==['fb','FB','yw','YW','ls','LS','bu','BU','gl','
GL']);
if sum(ss(:,1).*ss(:,2))==0,error('The input
argument APPROACH must be one of the
following (within quotes): "fb", "ls", "yw", "burg",
"gl"',end
ap=[win;win;win;win];
ss=(ap==['prw','pow','ppw','now']);
if sum((ss(:,1)).*ss(:,2)).*ss(:,3))==0,error('The
input argument WIN must be one of the following
(within quotes): "now", "prw", "pow",
"ppw"',end
[Ncap,ny]=size(y); if ny>Ncap, y=y';end
if min(Ncap,ny)>1, error('Only single time series
can be handled'),end
nstart=1;nend=Ncap;
if appr=='yw' | appr=='YW',win='ppw';end
if win=='prw' |
win=='ppw',y=[zeros(n,1);y];nstart=n+1;nend=length(y);end
if win=='pow' |
win=='ppw',y=[y;zeros(n,1)];nend=length(y)-
n;end

[Ncap,ny]=size(y);

%build up the theta-matrix
%
I=[0 T 0 n 0 0];
```

```

if pt~=0,th=zeros(n+3,max(7,n));else
th=zeros(3,max(7,n));end
th(1,1:6)=I;
ti=fix(clock);ti(1)=ti(1)/100;
th(2,2:6)=ti(1:5);th(2,7)=12;

% First the lattice based algorithms

if appr=='bu' | appr=='BU' | appr=='gl' |
appr=='GL'
ef=y;eb=y;
rho(1)=y*y/Ncap;
for p=1:n
nef=ef(p+1:Ncap)*ef(p+1:Ncap);
neb=eb(p:Ncap-1)*eb(p:Ncap-1);
if appr=='gl' |
appr=='GL',den=sqrt(nef*neb);end
if appr=='bu' | appr=='BU',den=(nef+neb)/2;end
r(p)=(-eb(p:Ncap-1)*ef(p+1:Ncap))/den;
efold=ef;
ef(2:Ncap)=ef(2:Ncap)+r(p)*eb(1:Ncap-1);
A(p)=r(p);
eb(2:Ncap)=eb(1:Ncap-
1)+conj(r(p))*efold(2:Ncap);
A(1:p-1)=A(1:p-1)+r(p)*conj(A(p-1:-1:1));
rho(p+1)=rho(p)*(1-r(p)*r(p));
end
th(3,1:n)=A;
e=pe(y(nstart:nend),th);lam=e'*e/(nend-nstart+1-
n);
th(1,1)=lam; th(2,1)=lam*(1+n/Ncap0)/(1-
n/Ncap0);
ref=[0 r;rho];
if pt==0, return,end
end
% Now compute the regression matrix

```

### SSFFT

```

% Programa que determina la Transformada de
Fourier de la señal de entrada
% basado en análogo presentado en el Toolbox
de Demos del MATLAB.
% Copyright (c) 1984-93 by The MathWorks,
Inc.

```

```
clear all
```

```
% Se da entrada a la señal a analizar.
c=input('Archivo de Datos: ','s');
```

```

nmax=n;
M=floor(maxsize/n);
R=zeros(n);F=zeros(n,1);
fb=((appr=='fb') | (appr=='FB'));
if
fb, RB=zeros(n);FBc=zeros(n,1);yb=conj(y(Ncap:-
1:1));end
for k=nmax:M:Ncap-1
jj=(k+1:min(Ncap,k+M));
phi=zeros(length(jj),n);if
fb, phib=zeros(length(jj),n);end
for k=1:n, phi(:,k)=-y(jj-k);end
if fb, for k=1:n, phib(:,k)=-yb(jj-
k);end,end
R=R+phi*phi;F=F+phi*y(jj);
if
fb, RB=RB+phib*phib;FBc=FBc+phib*yb(jj);end
end
P=inv(R);
if appr=='bu' & appr=='gl'
if ~fb
if Ncap>M , t=R\F;else t=phi\y(jj);end
end
if fb
if Ncap>M/2 , t=(R+RB)\(F+FBc);else
t=[phi;phib]\[y(jj);yb(jj)];end
end
th(3,1:n)=t.';
e=pe(y(nstart:nend),th);lam=e'*e/(nend-nstart+1-
n);
th(1,1)=lam; th(2,1)=lam*(1+n/Ncap0)/(1-
n/Ncap0);
end
if pt~=0,P=lam*P;th(4:n+3,1:n)=P;end

```

```

fp=fopen(c,'r');
if fp== -1
input('no se pudo abrir archivo');
disp('Fin'); break
else
x=fscanf(fp,'%f');
fclose(fp);
end

```

```
fm=input('Frecuencia de Muestreo: ');
```

```
clc
```

```
w = menu('Número de Coeficientes para FFT', ...
'128',...
'256',...
'512');
disp("")
if w == 1
n=128;
elseif w == 2
n=256;
elseif w == 3
n=512;
end
```

```
X = fft(x,n);
% La Densidad de Potencia espectral es una
medida de la energía en las
% diferentes frecuencias y se calcula de la
siguiente manera:
```

```
Pxx = X.*conj(X)/n;
X=[];x=[];
```

```
% Se da la opción de dar la gráfica normalizada.
```

```
w1 = menu('¿Desea normalizar la frecuencia? ',
```

```
...
'si',...
'no');
disp("")
if w1 == 1
fm=2;
f = fm/n*(0:(n/2)-1);
semilogy(f,Pxx(1:n/2)/max(Pxx(1:n/2))),
title('Densidad de Potencia Espectral (Fourier)'),
...

```

### WELCH

```
% archivo que calcula el espectro de potencia a
partir del método
% del periodograma promediado por Welch.
% parametros por default: nfft=256, traslape=0,
ventana hanning(nfft)
```

```
clear all
```

```
% entrada de la secuencia
c=input('nombre archivo?: ','s');
fp=fopen(c,'r');
if fp==-1
input('no se pudo abrir el archivo');
```

```
xlabel('Frecuencia (Hz)')
elseif w1 == 2
f = fm/n*(0:(n/2)-1); figure;
semilogy(f,Pxx(1:n/2)/max(Pxx(1:n/2))),
title('Densidad de Potencia Espectral (Fourier)'),
```

```
...
xlabel('Frecuencia (Hz)')
end
```

```
pause
clc
```

```
% Se da la opción de ver un acercamiento de la
señal.
```

```
w1 = menu('¿Desea hacer un acercamiento en
frecuencia? ', ...
```

```
'si',...
'no');
disp("")
if w1 == 1
close
fzoom=input(' ¿Hasta qué frecuencia desea
hacer el acercamiento? ');
f1= fzoom*1/(fm/n);
f1=floor(f1);
plot(f(1:f1),Pxx(1:f1)),...
title('Densidad de Potencia Espectral
(Fourier)'), xlabel('Frecuencia (Hz)')
elseif w1 == 2
end
clc
disp('Fin')
```

```
disp('Fin'); break
else
x=fscanf(fp,'%f');
fclose(fp);
end
```

```
Fm=input('Frecuencia de muestreo: ');
P=spectrum(x);
```

```
[n,m]=size(P);
f = (1:n-1)/n*Fm/2;
```

```
semilogy(f,P(2:129,1)/max(P(2:129,1)))
title('Densidad de Potencia Espectral (Welch)');
xlabel('frecuencia (Hz)');
```

## Resultados.

Los resultados gráficos muestran que existe una similitud en la aparición de los componentes espectrales a las diferentes frecuencias de estímulo. En éstos se destacan las siguientes frecuencias tanto en el estimado de la densidad de potencia espectral del estímulo como en el espectro cruzado y la función de coherencia. (Ver tabla R1, R2 y R3)

Frecuencia Estímulo (Hz)	Frecuencia más Sobresaliente (Hz) en el Estimado de Burg del Estímulo					
	30 dB	40 dB	45 dB	50 dB	60 dB	70 dB
250	148	210		150		
500	132.8	410	390	406.25	406.25	406.25
1000	140	953.125	906	953.125	906.25	906.25
2000	1750	1750/ 1468.75	1875	1906.25	1875	1875
4000	3437.5	3500	3500	3500	3500	3500
8000	6375	6500		6750		

Tabla R1: Resultados en el Estimado de Burg del estímulo

Frecuencia Estímulo (Hz)	Frecuencia más Sobresaliente (Hz) en el Estimado de Burg del Espectro Cruzado					
	30 dB	40 dB	45 dB	50 dB	60 dB	70 dB
250	140	203		156		
500	136	180	140/ 400	180/ 406.25	406.25	406.25
1000	171.87	171.875	906.25	953.25	906.25	906.25
2000	1468.75	1468.75	1875	1906.25	1875	1875
4000	6250	3500/ 6250	3500	3500	3500	3500
8000	6500	6625		6750		

Tabla R2 : Resultados en los Espectros Cruzados



Frecuencia Estímulo (Hz)	Frecuencia más Sobresaliente (Hz) en la Función de Coherencia					
	30 dB	40 dB	45 dB	50 dB	60 dB	70 dB
250	-	-		-		
500	-	-	406.25	406.25	406.25	406.25
1000	-	-	910	953.125	906.25	937.5
2000	-	-	1875	1906.25	1875	1875
4000	-	-	3500	3500	3500	3500
8000	-	-		6750		

Tabla R3 : Resultados de las Funciones de Coherencia

### *Reporte de resultados por frecuencias:*

A continuación se presentan las Densidades de Potencia Espectral de los registros a cada intensidad en el siguiente orden:

- Estimado de Burg, orden 25, del estímulo y la respuesta correspondiente;
- Estimado de Burg, orden 25, de los espectros de las funciones de correlación cruzada entre el estímulo y la respuesta ( $S_{xy}$ );
- Función de Coherencia.

**Resultados a 250 Hz.**

- Tiempo de Adquisición: 1 seg.
- Las señales de estimulación no contaban con presencia a la frecuencia de interés; su morfología espectral se compone de una serie de dos picos por debajo de 500 Hz como lo más relevante. No hay componente en 250 Hz, las frecuencias más cercanas se localizan en 211Hz @30 dB, 218.75 @40 dB mientras que @50 dB no existe ninguna. (Ver tabla 250a)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Estímulo
30	140, 211
40	140, 218.75
50	132.8

Tabla 250a : Resultados de los estimados de Burg en el estímulo

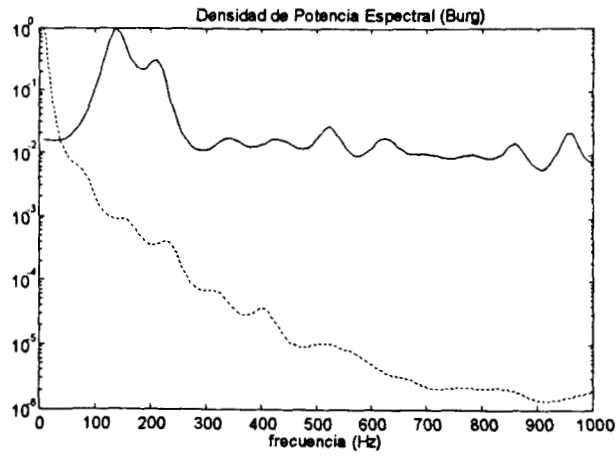
- Las respuestas no muestran información relevante a ninguna intensidad siendo la actividad a baja frecuencia más notable.
- Los espectros de cruzados muestran componentes sobresalientes por debajo de los 500 Hz. No hay evidencia del estímulo en la respuesta ni en 250 Hz ni sus vecindades. (Ver tabla 250b)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Espectro Cruzado
30	210, 300, 520
40	125, 140, 220, 520
50	132, 180, 300, 420

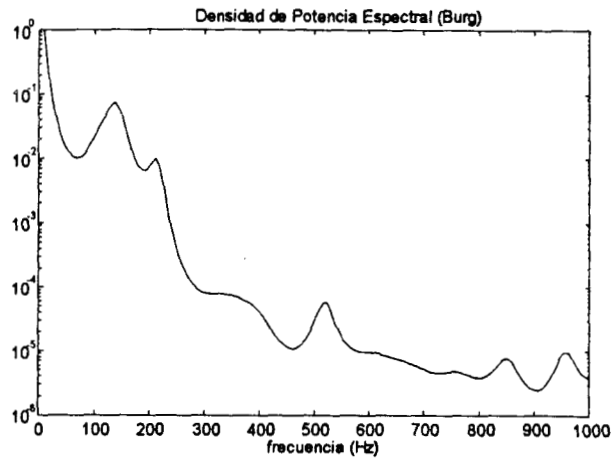
Tabla 250b : Resultados de los estimados de Burg en el espectro cruzado

- Las funciones de coherencia no muestran ninguna tendencia a resaltar frecuencia alguna y sus valores no son mayores a 0.8 con un promedio aproximado de 0.1676 de ocurrencia.

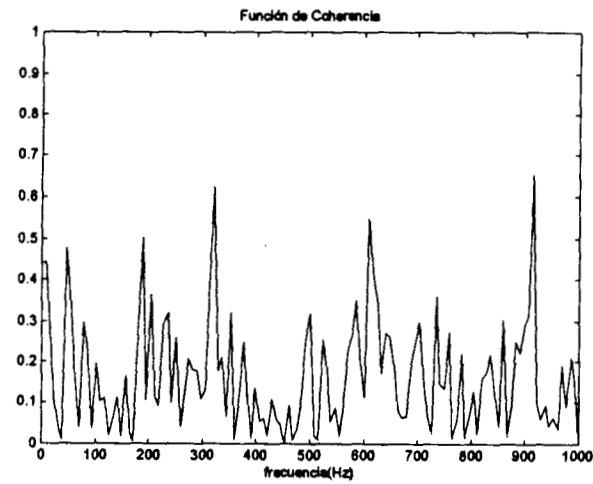
**@30 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

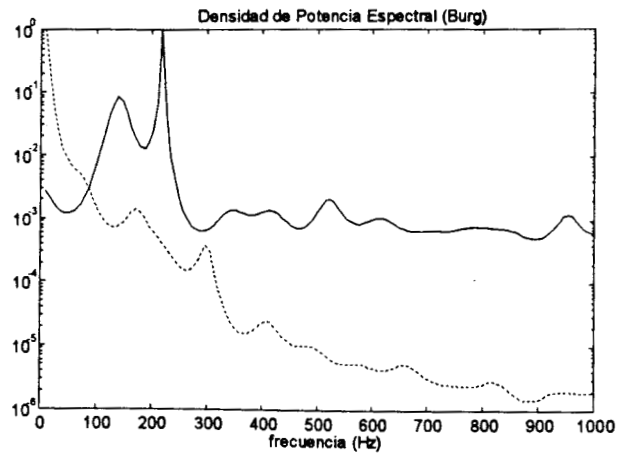


Sxy

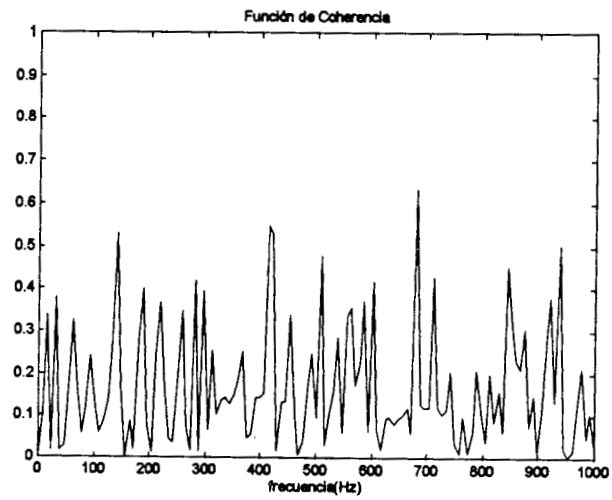
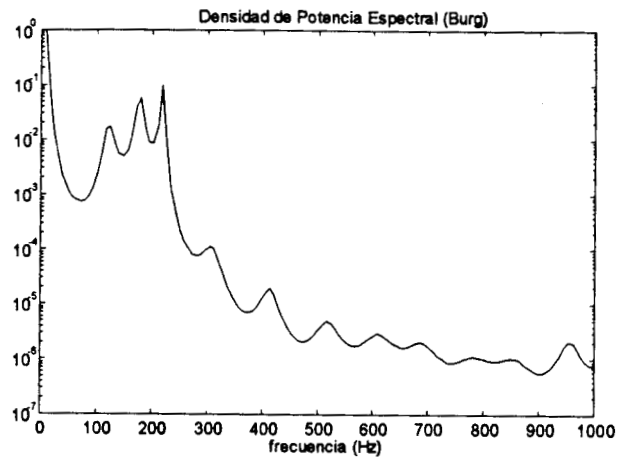


Función de Coherencia

**@40 dB**

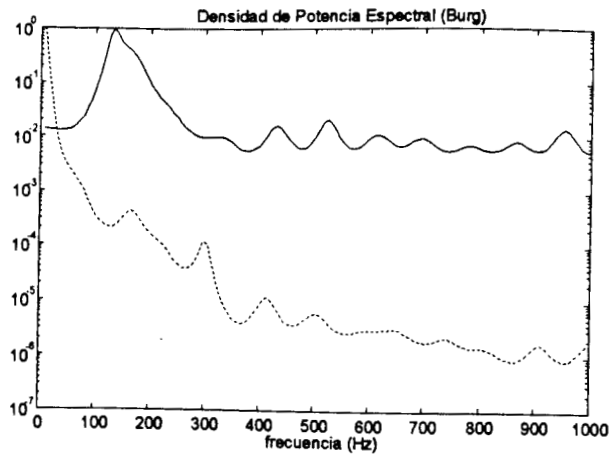


L. sólida: DPE Estimulo, L. punteada: DPE Respuesta

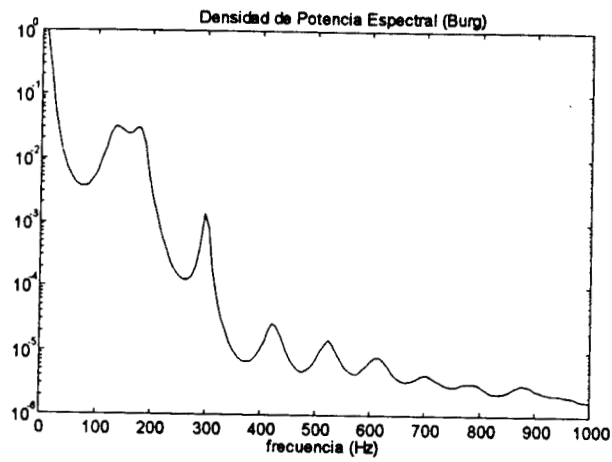


Función de Coherencia

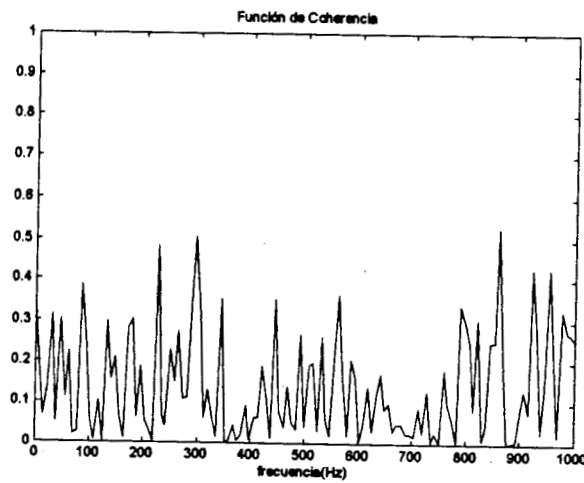
**@50 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



Sxy



Función de Coherencia

**Resultados a 500 Hz.**

- Tiempo de Adquisición: 1 seg.
- La frecuencia de interés se presentó a partir del registro @50 dB tomando un valor de 406.25 Hz; los espectros de potencia de los estímulos hasta 50 dB muestran componentes por debajo de este valor. (Ver tabla 500a)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Estímulo
30	132.8, 172, 420, 520
40	132.8, 175, 410, 520
45	140, 390, 750
50	130, 180, 300, 406.25
60	140, 406.25, 750
70	140, 406.25

Tabla 500a : Resultados de los estimados de Burg en el estímulo

- Es notable la manera en que la respuesta sigue al estímulo a las intensidades de 50, y sobretodo 60 y 70 dB.
- Los espectros cruzados presentan la tendencia a destacar un pico a la misma frecuencia que aparece en los estimados de Burg de la respuesta evocada conforme la intensidad del estímulo crece. (Ver tabla 500b)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Espectro Cruzado
30	130, 180, 300, 422, 530
40	132.5, 180, 300, 414
45	140, 400, 750
50	130, 180, 300, 406.25
60	140, 406.25
70	150, 406.25

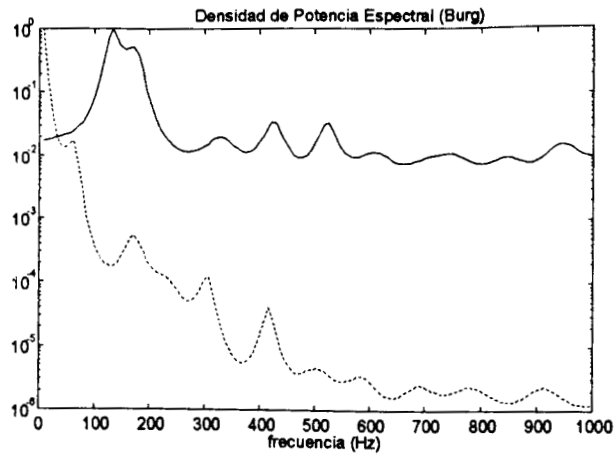
Tabla 500b : Resultados de los estimados de Burg en el espectro cruzado

- Las funciones de coherencia presentan la misma tendencia que los espectros cruzados donde a intensidades altas el coeficiente de correlación a 406.25 Hz se acerca al máximo valor indicando una fuerte relación lineal entre el estímulo y la respuesta. También se observa una disminución sustancial del resto de componentes a intensidades altas. (Ver tabla 500c)

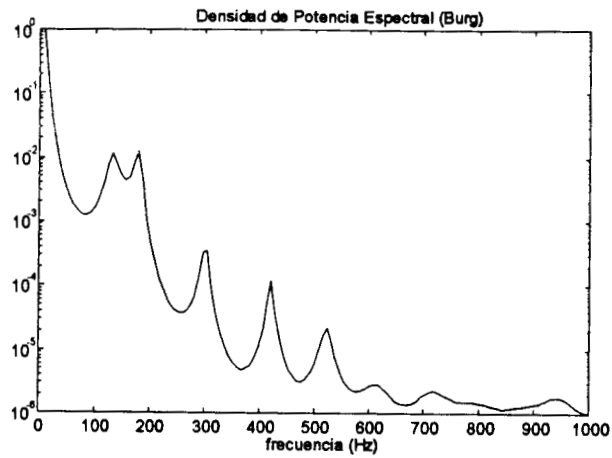
Intensidad dB	Picos más sobresalientes de la Función de Coherencia	
	Frecuencia	Valor
30	367.2	0.6476
	540	0.62
	336	0.578
40	70	0.545
	664	0.513
	906	0.512
45	406.25	0.4806
	757.7	0.5809
	586	0.544
50	406.25	0.8482
	836	0.585
	86	0.575
60	406.25	0.975
	540	0.68
	23.4	0.582
70	406.25	0.9983
	109.5	0.44
	94	0.34

Tabla 500c : Resultados de las Funciones de Coherencia

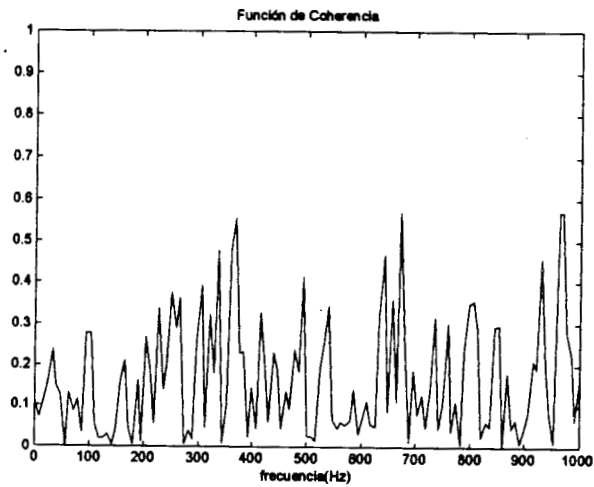
**@30 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



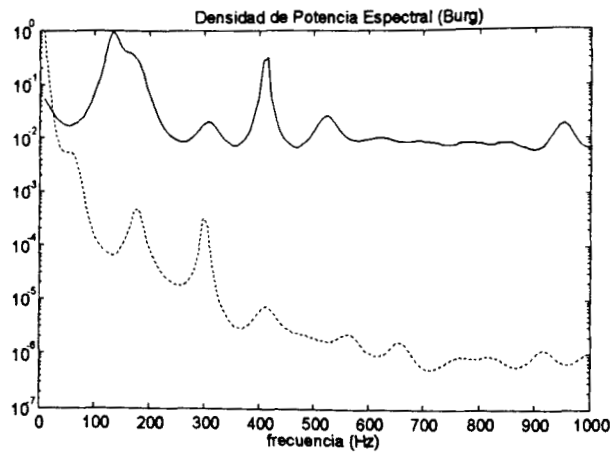
Sxy



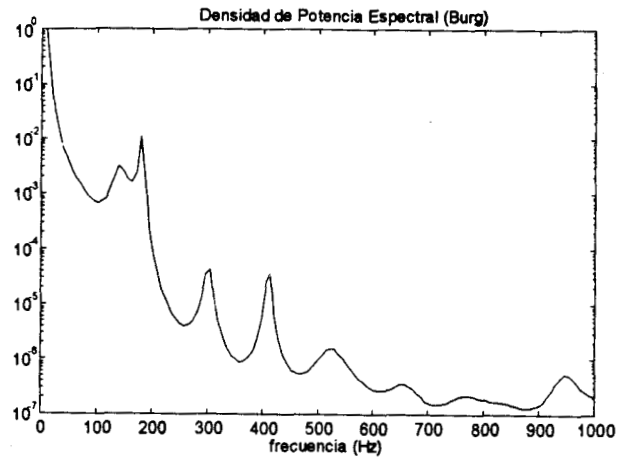
Función de Coherencia



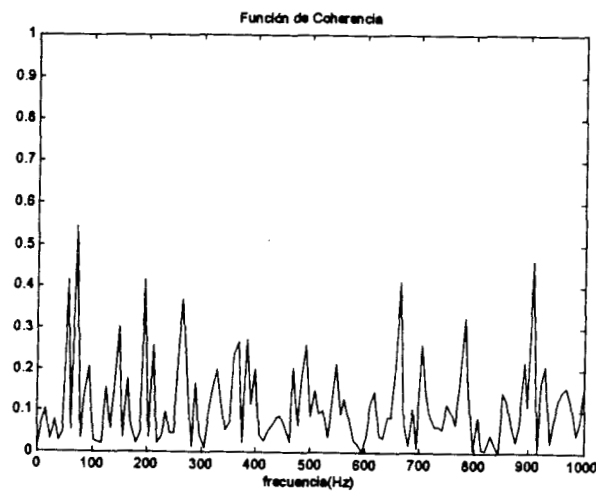
**@40 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

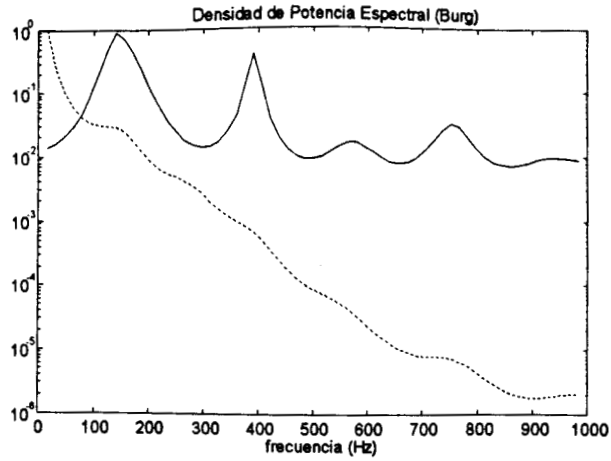


Sxy

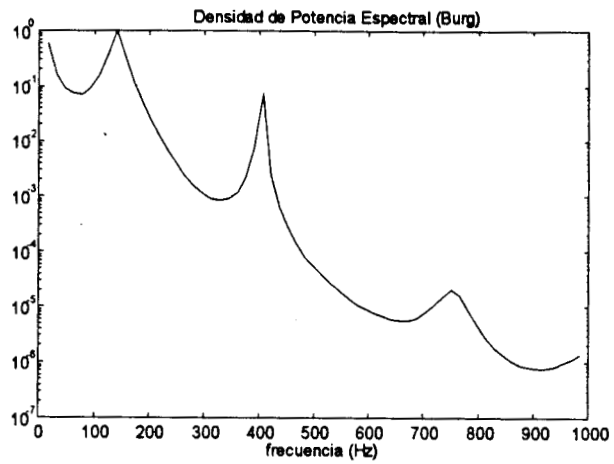


Función de Coherencia

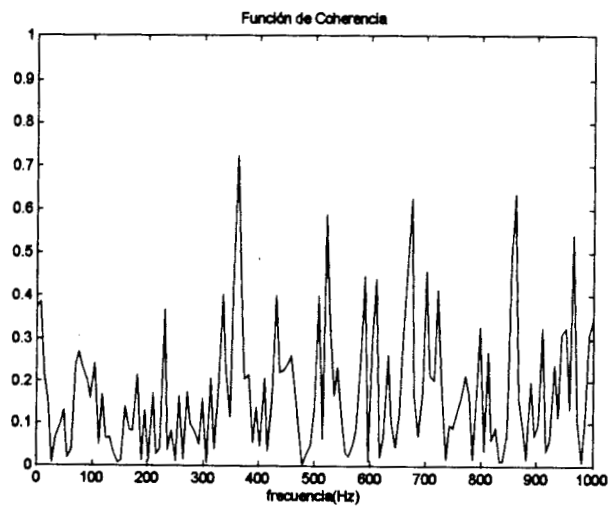
**@45 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

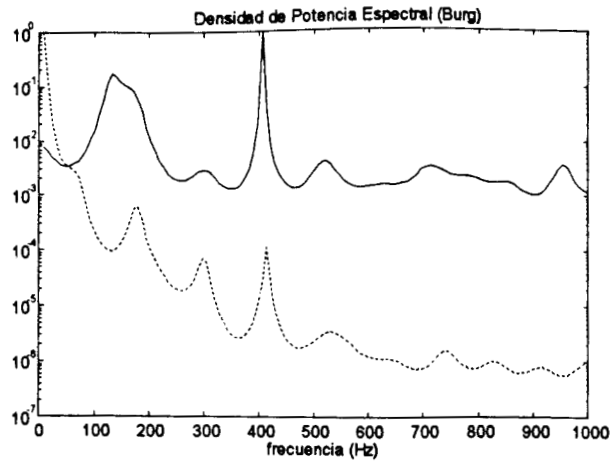


Sxy

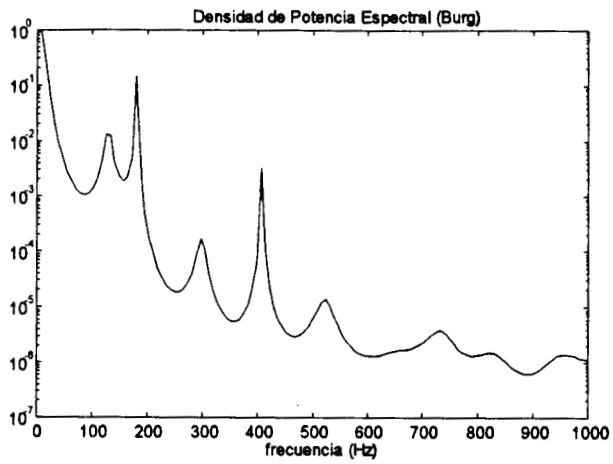


Función de Coherencia

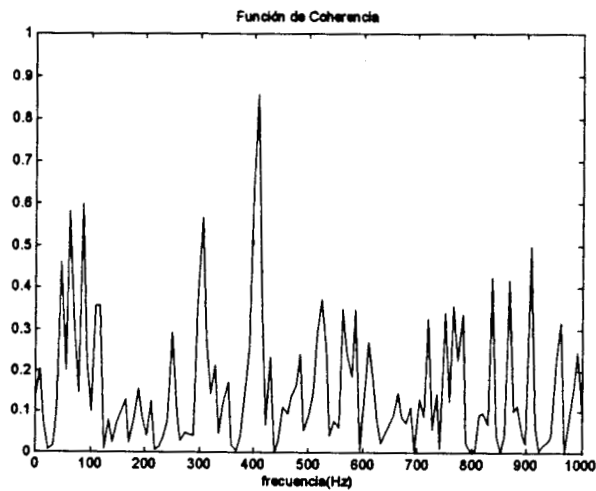
**@50 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

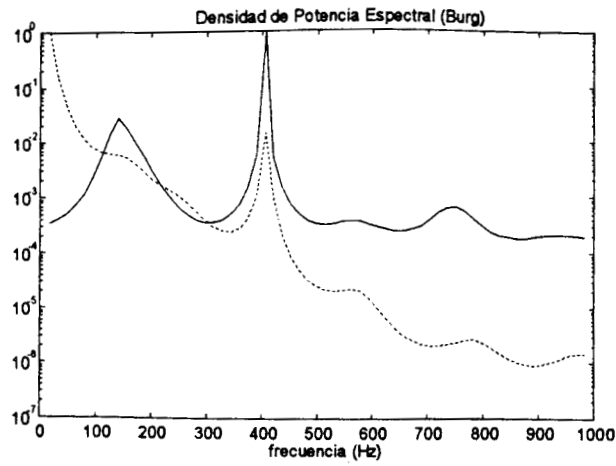


Sxy

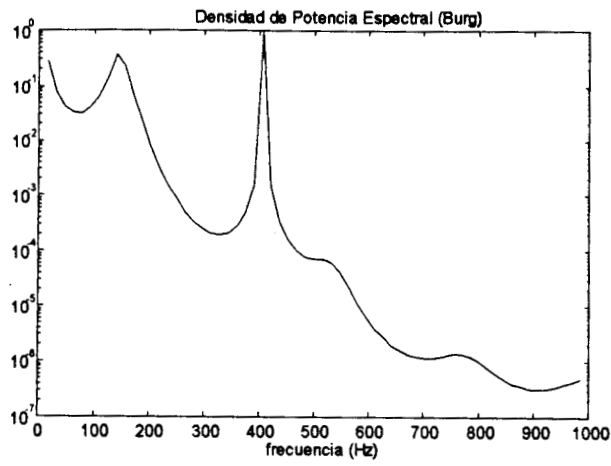


Función de Coherencia

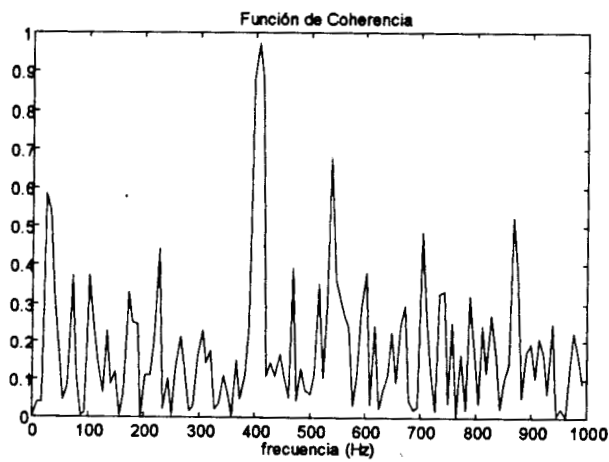
@60 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

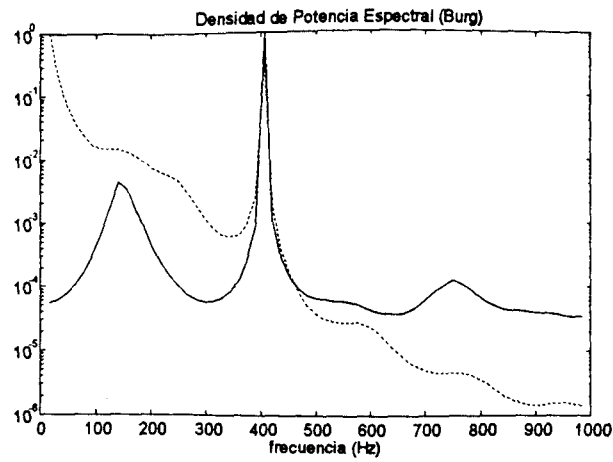


Sxy

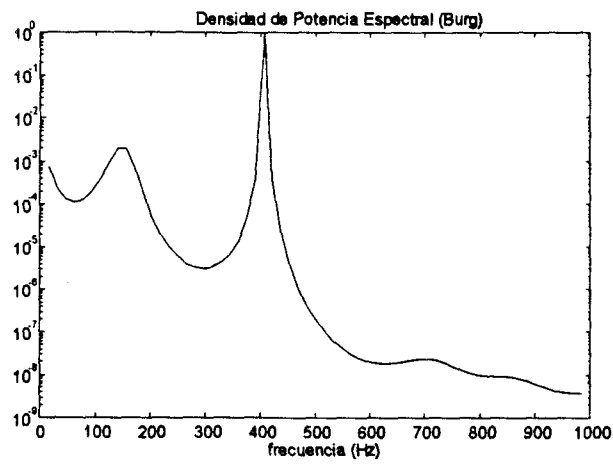


Función de Coherencia

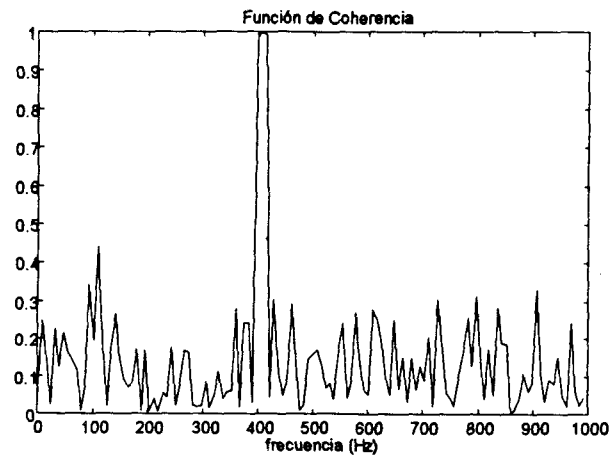
**@70 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



Sxy



Función de Coherencia

**Resultados a 1000 Hz.**

- Tiempo de Adquisición: 0.5 seg.
  - Los espectros del estímulo presentan información en las vecindades de 1000 y 1800 Hz. Al estímulo de 8000 Hz se presentan dos pares de picos por arriba de 1000 Hz mientras que al de 4000 Hz se presenta sólo un pico por debajo de 2000 Hz.
  - A 906.25 Hz empieza a destacar un pico al ir aumentando la intensidad de estimulación. La manera en que la respuesta sigue al estímulo se hace evidente a partir de 45 dB, sin embargo a 50 dB no se presenta la misma situación como sucede a 60 y 70 dB.
- (Ver tabla 1000a)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Estímulo
30	140, 950, 1843.75
40	140, 953.125, 1843.75
45	906, 1440, 1750
50	140, 953.125, 1843.75
60	906.25, 1440, 1750
70	906.25, 1440, 1750

Tabla 1000a : Resultados de los estimados de Burg en el estímulo

- A partir de 40 dB comienza a sobresalir un pico en las vecindades de 1000 Hz, mismo que va haciéndose más evidente al incrementar la intensidad del estímulo. también aparecen picos en las mismas regiones donde se encuentra señal en el estímulo.

(Ver tabla 1000b)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Espectro Cruzado
30	171.87, 420, 970, 1828
40	171.875, 953.2, 1844
45	156, 906.245, 1468.75, 1750
50	140, 400, 750, 1484, 1828
60	156.25, 906.25, 1437.5, 1750
70	906.25, 1437.5, 1750

Tabla 1000b : Resultados de los estimados de Burg en el espectro cruzado

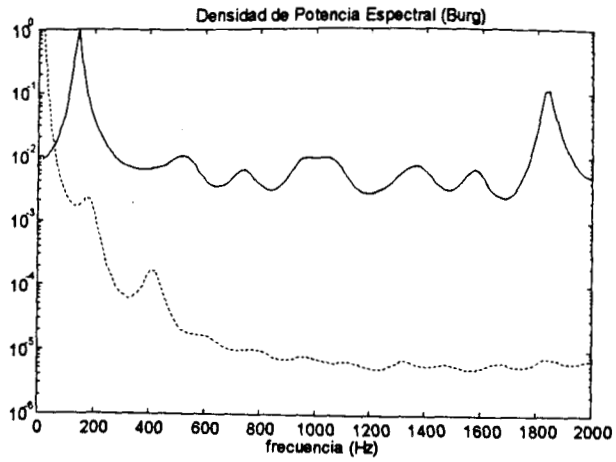
- Las funciones de Coherencia muestran que a una mayor intensidad se da un pico muy grande a la frecuencia de estimulación, también se presentan picos a los mismos rangos de frecuencia que aparecen tanto en el espectro cruzado como en el estimado de Burg de estímulo y respuesta. A 60 y 70 dB se observa que el pico alrededor de 1000 Hz que se veía a 30 y 45 dB se convierte en una banda que abarca varias decenas de frecuencias.

(Ver tabla 1000c)

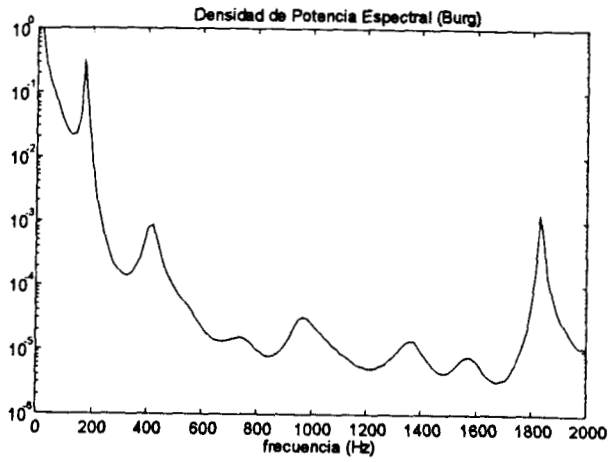
Intensidad dB	Picos más sobresalientes de la Función de Coherencia	
	Frecuencia	Valor
30	422	0.471
	1046	0.33
	1125	0.273
	1750	0.245
	1843.5	0.2386
40	171.85	0.3558
	1406.25	0.33
45	910	0.985
	1734	0.980
	1468.5	0.974
	1438	0.9365
50	953.125	0.7874
	1125	0.2950
60	906.25	0.9990
	1437.5	0.9595
	1734	0.955
	1484.5	0.9057
70	937.5	0.9995
	1734.5	0.971
	1437.5	0.8967

Tabla 1000c : Resultados de las Funciones de Coherencia

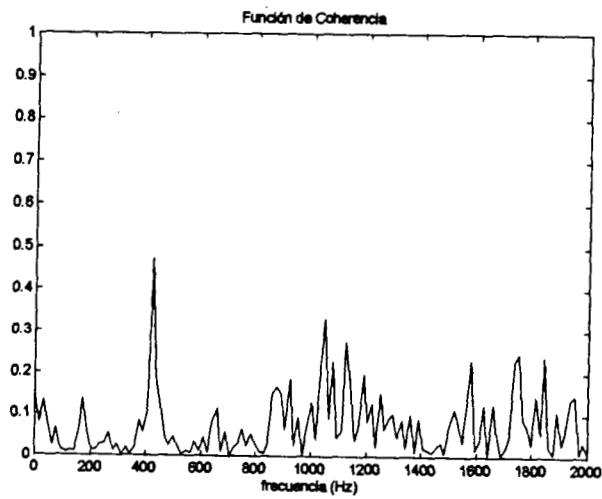
@30 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



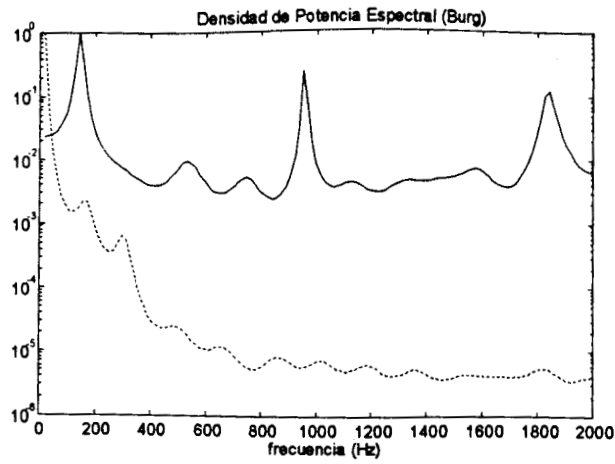
Sxy



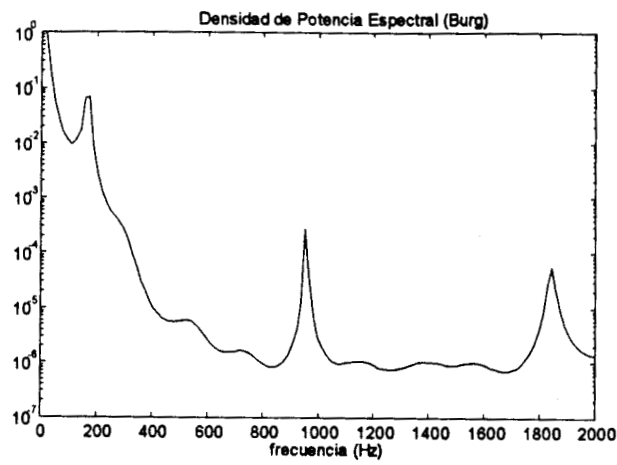
Función de Coherencia



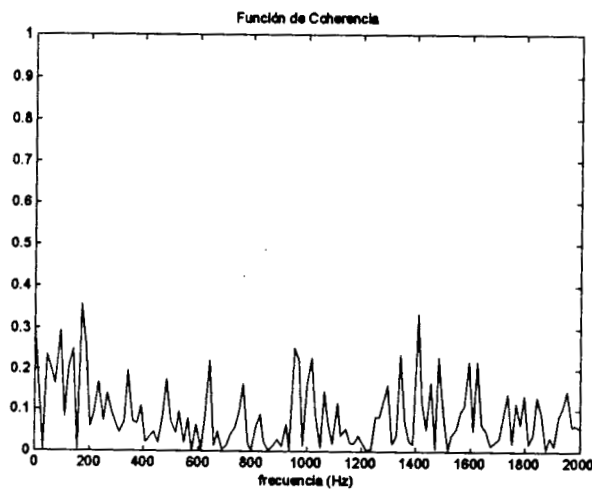
**@40 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

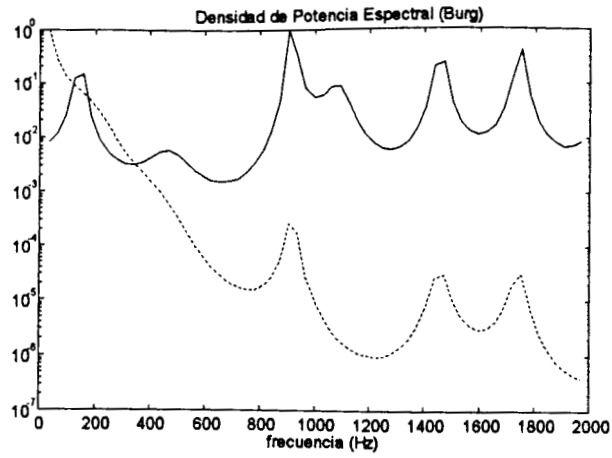


Sxy

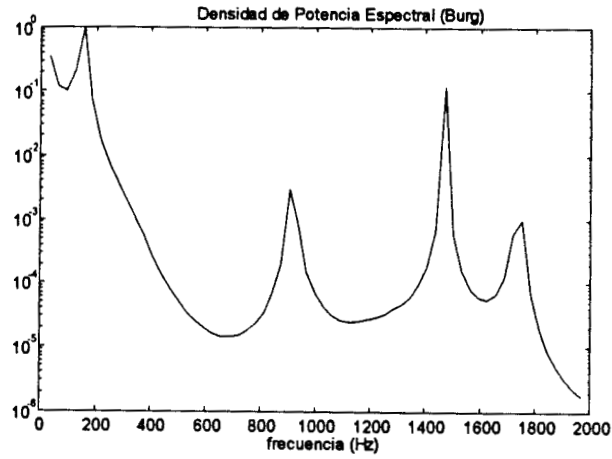


Función de Coherencia

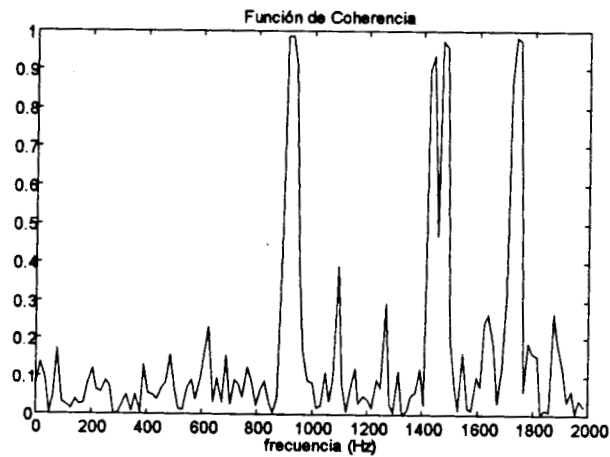
**@45 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

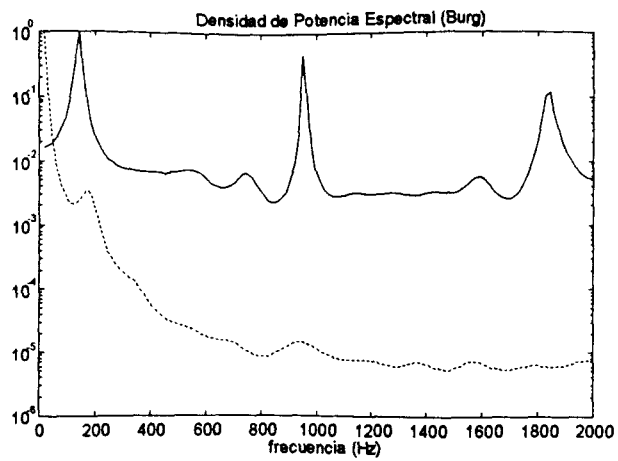


Sxy

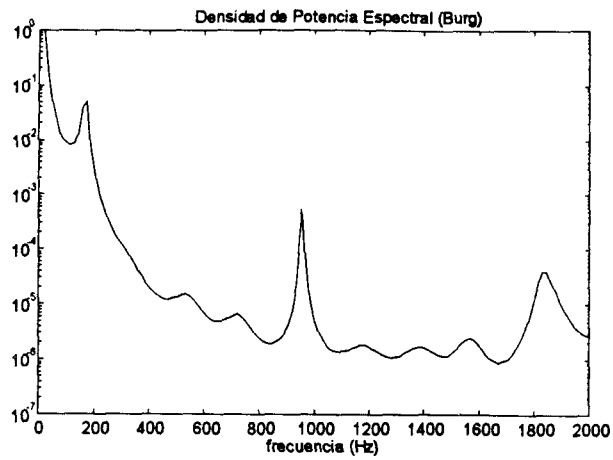


Función de Coherencia

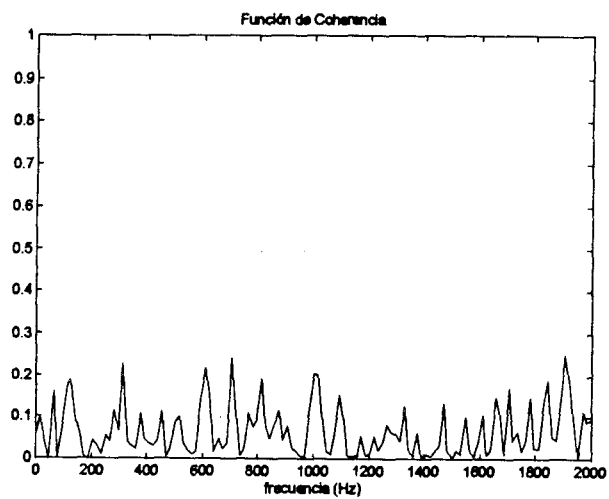
@50 dB



L. sólida: DPE Estimulo, L. punteada: DPE Respuesta

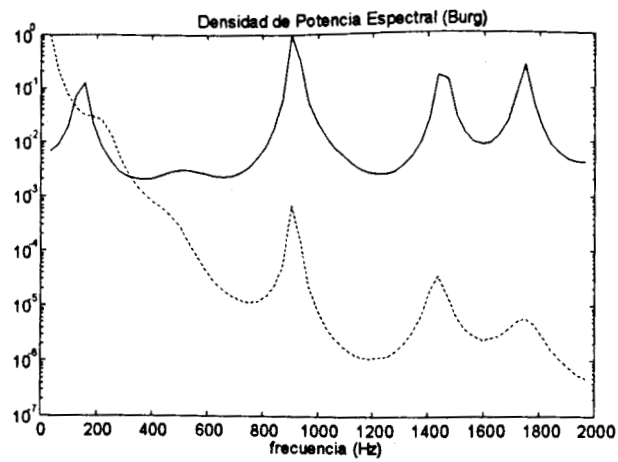


$S_{xy}$

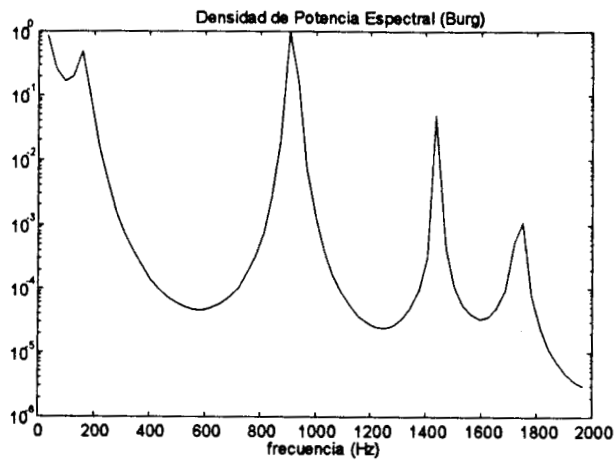


Función de Coherencia

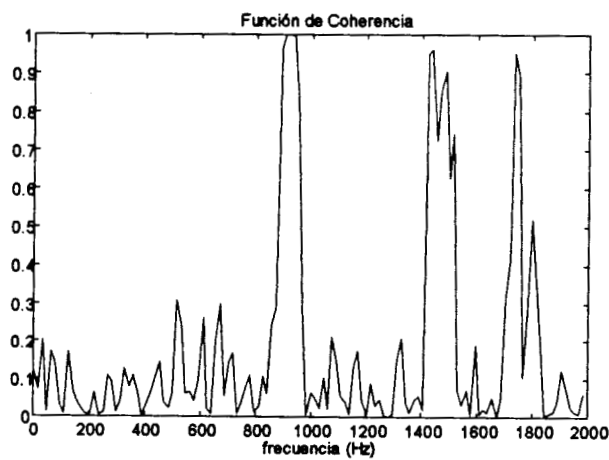
@60 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

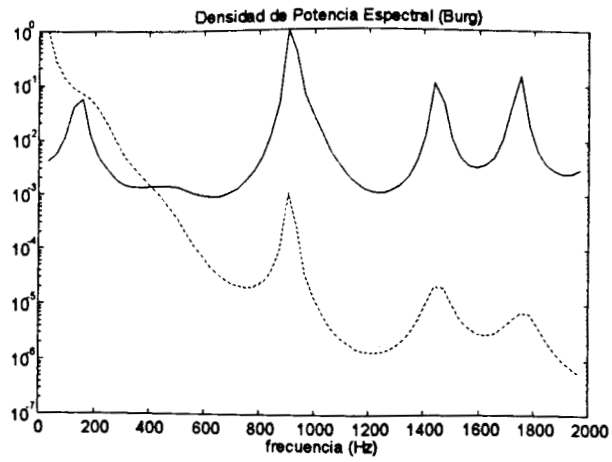


Sxy

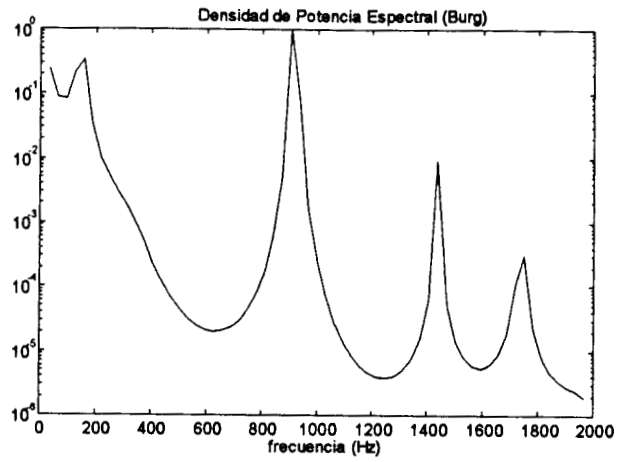


Función de Coherencia

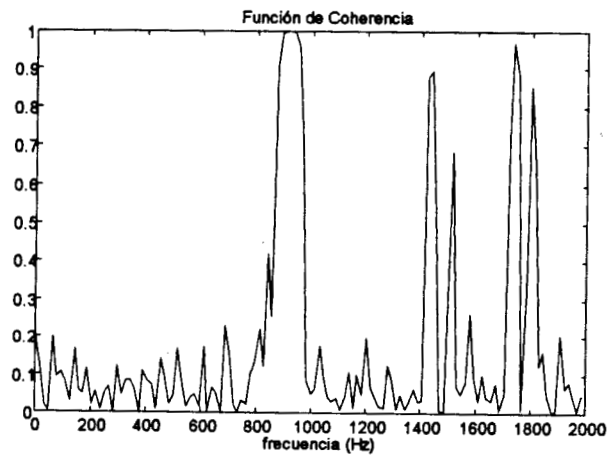
**@70 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



Sxy



Función de Coherencia

**Resultados a 2000 Hz.**

- Tiempos de Adquisición:

Intensidad dB	Tiempo de Adquisición (seg)
30	0.666
40	0.666
50	0.666
45	1
60	1
70	1

- A intensidades bajas el espectro del estímulo presenta picos a 1468-1750 y 3062-3375 Hz aproximadamente. Por otro lado a las intensidades altas el estímulo presenta los mismos picos pero a las frecuencias 1875-2531.25 y 4640-4968.5 Hz aproximadamente.
- Las respuestas comienzan a verse a partir de 45 dB destacando un pico aproximadamente a 1875 Hz que parece ser la frecuencia real de estimulación y que a intensidades altas domina la respuesta espectral al tiempo que aparecen picos importantes en las frecuencias superiores a 4000 Hz. (Ver tabla 2000a)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Estímulo
30	125, 1468.75, 1750, 3062.5, 3375
40	125, 1468.75, 1750, 3062.5, 3343.75
45	1875, 2531.25, 3000
50	125, 1468.75, 1750, 1906.25, 3062.5, 3343.75
60	1875, 2531, 3000
70	1875, 2531.25, 3000

Tabla 2000a : Resultados de los estimados de Burg en el estímulo

- El comportamiento de los espectros cruzados muestra dos regiones de picos a las frecuencias señaladas en la siguiente tabla como dominantes descubriendo el pico de la estimulación real como el más sobresaliente a intensidades altas, 60 y 70 dB. (Ver tabla 2000b)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Espectro Cruzado
30	1468.75, 1750, 3031, 3375
40	1468.75, 1750, 1906, 3062, 3375
45	1875, 2250, 2531, 3050
50	1468.75, 1750, 1906.5, 3062.5, 3375
60	1875, 2531
70	1875, 2531.25

Tabla 2000b : Resultados de los estimados de Burg en el espectro cruzado

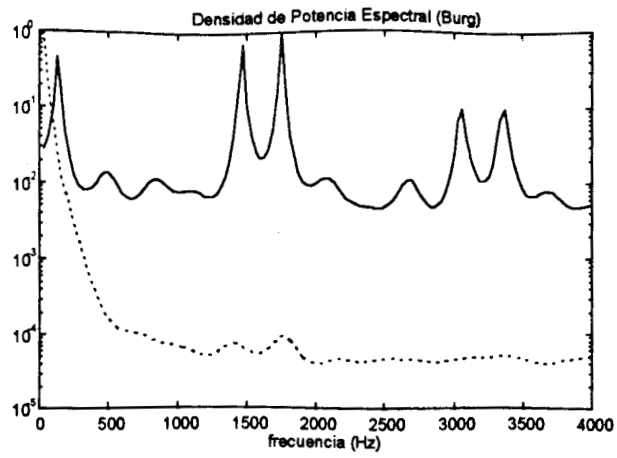
- Las funciones de Coherencia hacen evidente la fuerte relación lineal que existe a 1875 Hz aproximadamente entre las dos señales, ésta comienza desde un pico muy fino hasta un lóbulo bastante voluminoso a 60 y 70 dB. También a altas intensidades aparecen las frecuencias que acompañan al estímulo como picos discretos que se opacan por el lóbulo mayor. El ruido de fondo es poco notable ya que la función de coherencia les da un coeficiente por debajo de 0.2 en promedio.

(Ver tabla 2000c)

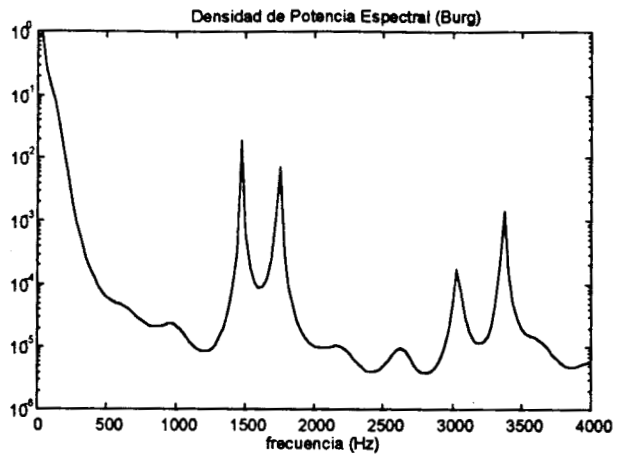
Intensidad dB	Picos más sobresalientes de la Función de Coherencia	
	Frecuencia	Valor
30	1718.75	0.4761
	1468.75	0.3571
40	1900	0.34
	1406.25	0.1834
45	1875	0.9985
	2531.25	0.931
	2250	0.86
50	1906.25	0.8293
	187.5	0.1686
60	1875	0.9995
	4640	0.845
	2531.25	0.664
	2250	0.6150
	4968	0.5624
70	1875	0.998
	2531	0.967
	2273	0.8934

Tabla 2000c : Resultados de las Funciones de Coherencia

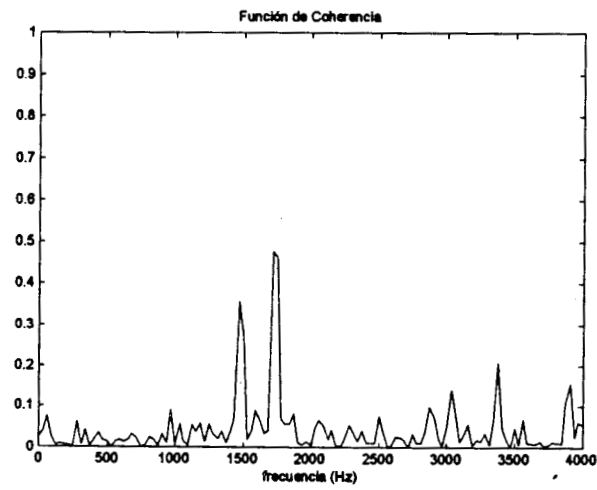
@30 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



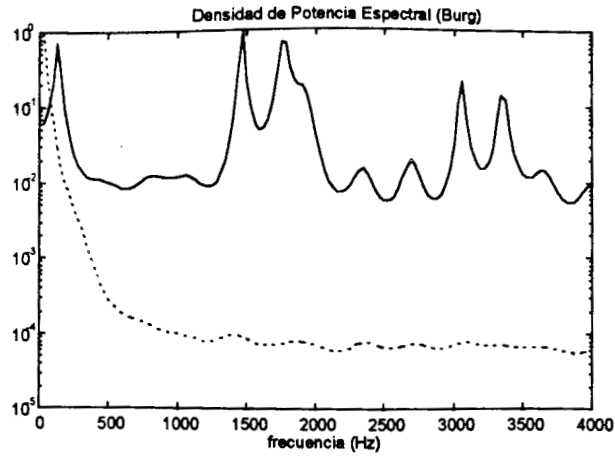
$S_{xy}$



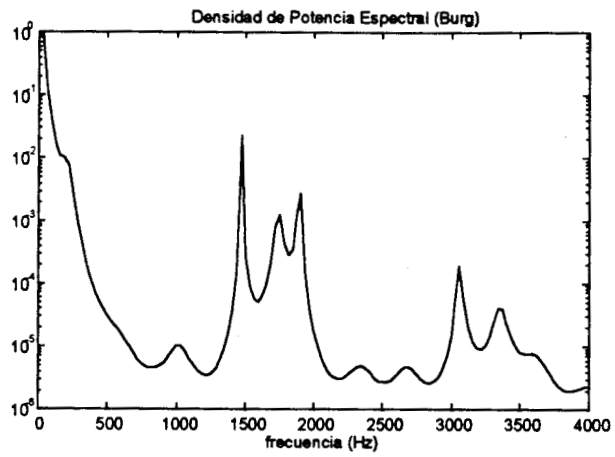
Función de Coherencia



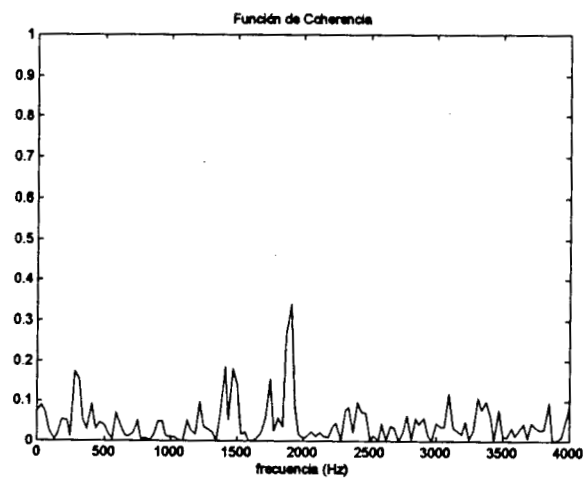
**@40 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

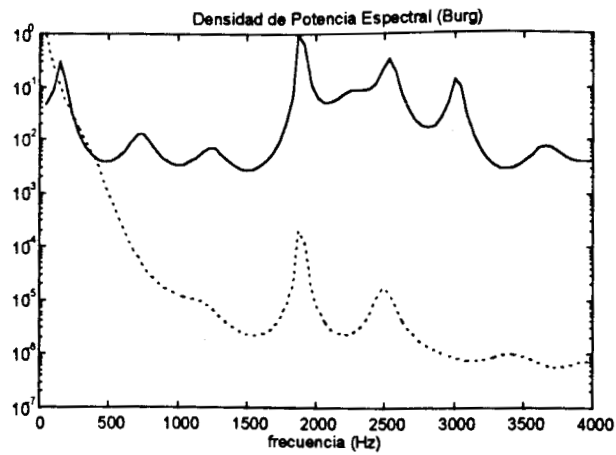


Sxy

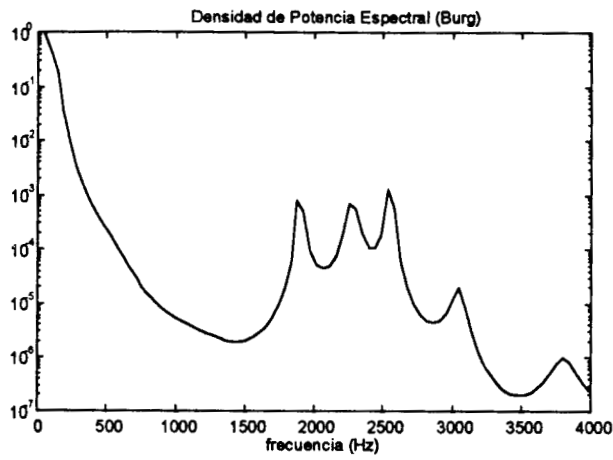


Función de Coherencia

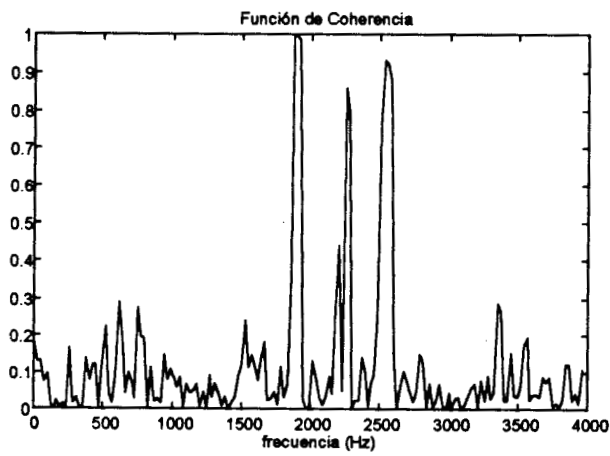
@45 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

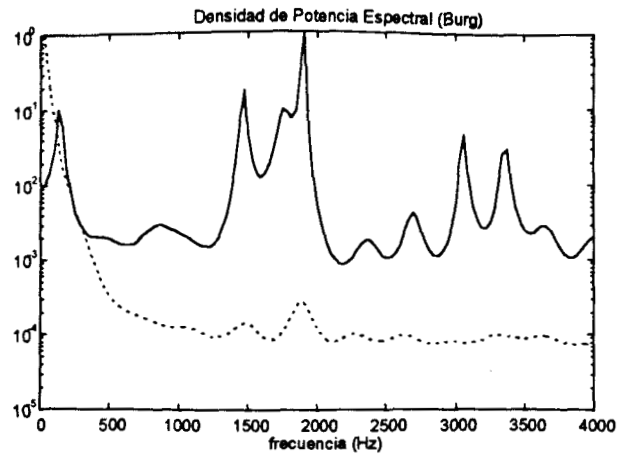


Sxy

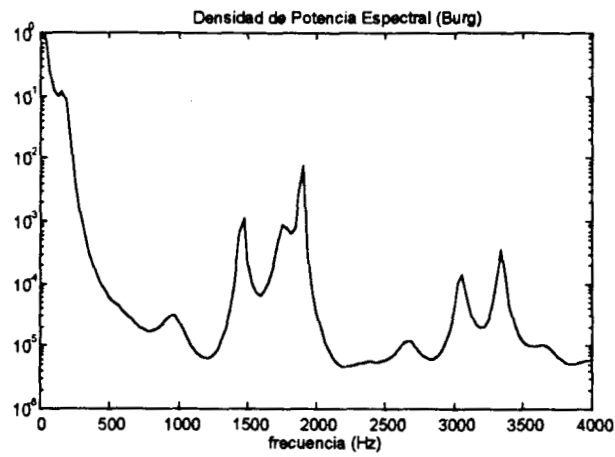


Función de Coherencia

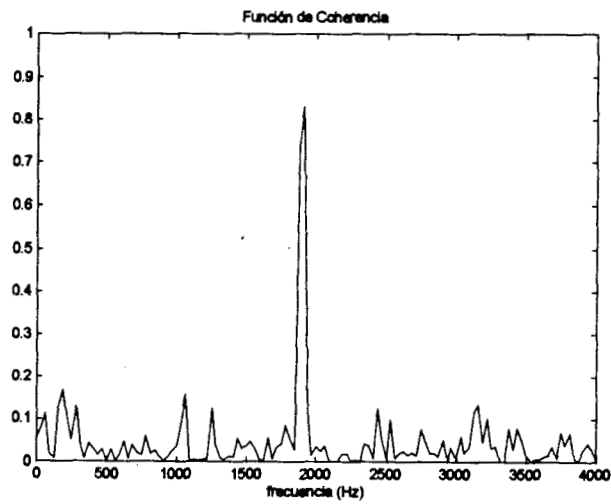
@50 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

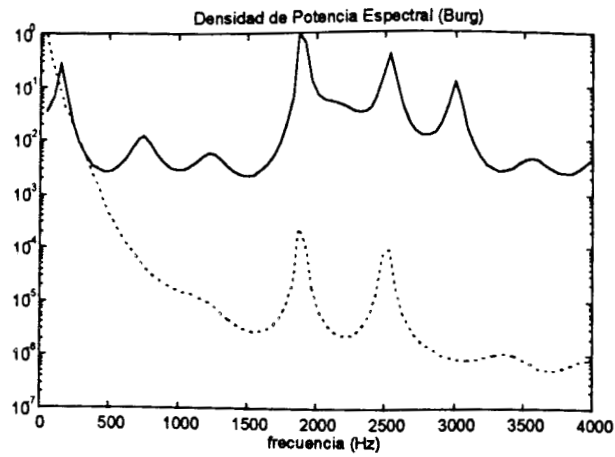


$S_{xy}$

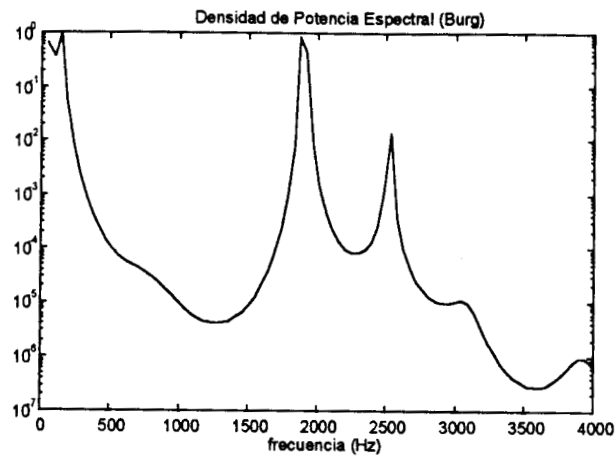


Función de Coherencia

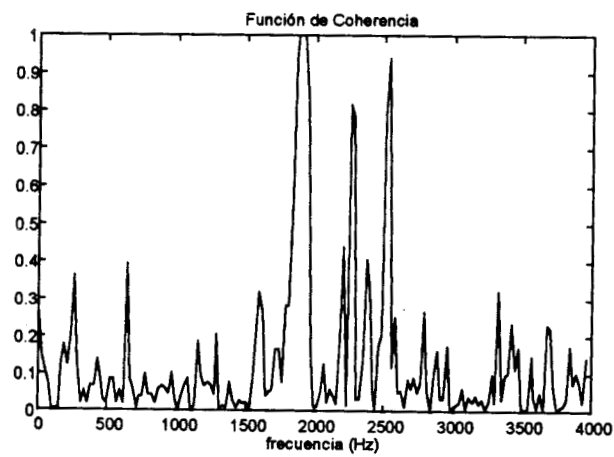
**@60 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

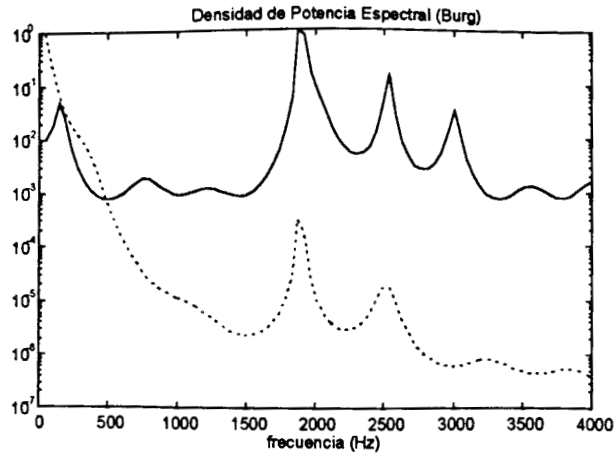


$S_{xy}$

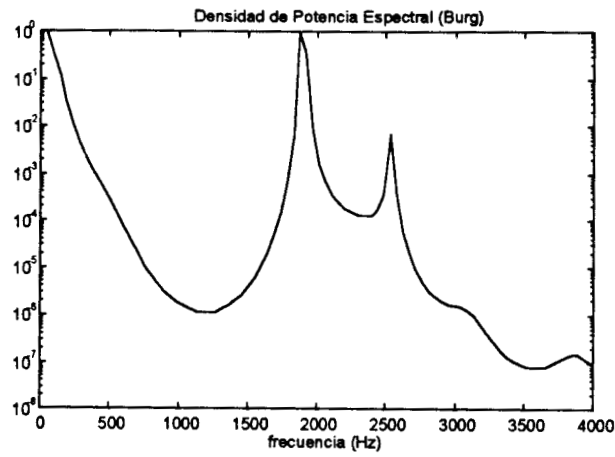


Función de Coherencia

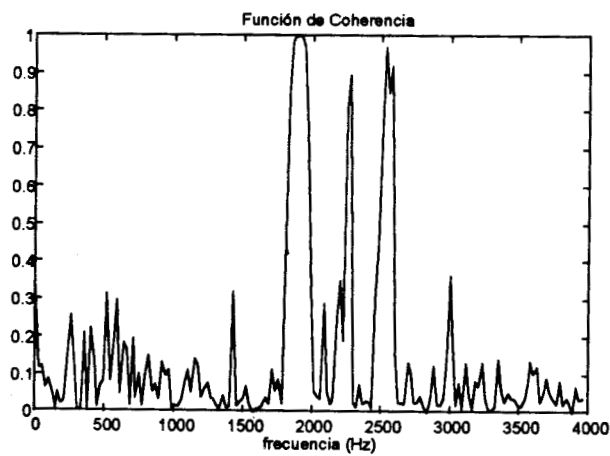
**@70 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



Sxy



Función de Coherencia

**Resultados a 4000 Hz.**

- Tiempo de Adquisición: 0.5 seg.
  - Al igual que en el caso anterior se presentan dos regiones de frecuencias importantes alrededor de 3000 y 6000 Hz en todos los casos. Aparentemente la frecuencia de estimulación real es de 3500 Hz la cual aproximadamente está presente en todos los registros.
  - La respuesta no se deja ver a intensidades bajas sino a partir de 45 dB donde comienza a surgir un pico pequeño en 3500 Hz al tiempo que emerge otro componente alrededor de 6000 Hz al aumentar la intensidad. A diferencia de otros registros en este caso la respuesta no sigue al estímulo a bajas frecuencias, es decir, por debajo de la frecuencia de estimulación real.
- (Ver tabla 4000a)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Estímulo
30	1685, 3062.5, 3437.5, 6250, 6562.5
40	1685, 3062.5, 3500, 6250, 6562.5
45	1000, 2000, 3050, 3500, 6200, 6565
50	1700, 3062.5, 3500, 6250, 6562.5
60	937, 2050, 3060, 3500, 6200, 6560
70	1000, 2125, 3060, 3500, 6250, 6550

Tabla 4000a : Resultados de los estimados de Burg en el estímulo

- Los comportamientos de los espectros cruzados reflejan lo encontrado en las gráficas anteriores donde se presentan las regiones en alrededor de 3000 y 6000 Hz .
- (Ver tabla 4000b)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Espectro Cruzado
30	1812, 3060, 6250, 6500
40	1810, 3060, 3500, 6250, 6500
45	1000, 2000, 3050, 3500, 6200, 6525
50	1810, 3100, 3500, 6250, 6500
60	937.5, 1950, 3500, 6250, 6500
70	1000, 2125, 3500, 6550

Tabla 4000b : Resultados de los estimados de Burg en el espectro cruzado

- Las funciones de Coherencia muestran que a una mayor intensidad se da un componente muy grande a la frecuencia de estimulación real pasando de un pico en 45 dB a un lóbulo considerable en 70 dB. También a intensidades altas se hacen presente los componentes a

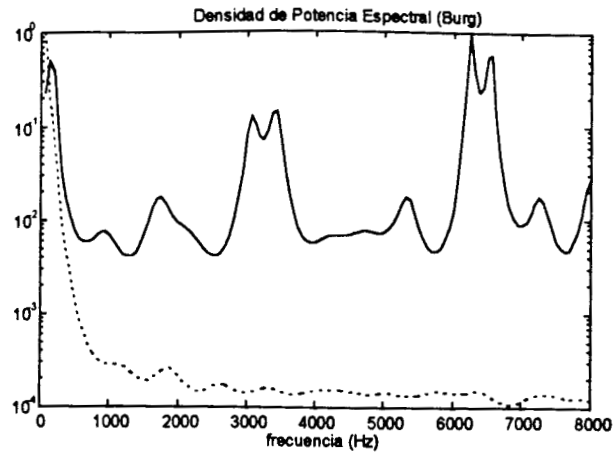
altas frecuencias que se encontraron en las gráficas anteriores. Otro punto destacable es que el valor del coeficiente de la función de coherencia tiende a un valor máximo desde los 45 dB.

(Ver tabla 4000c)

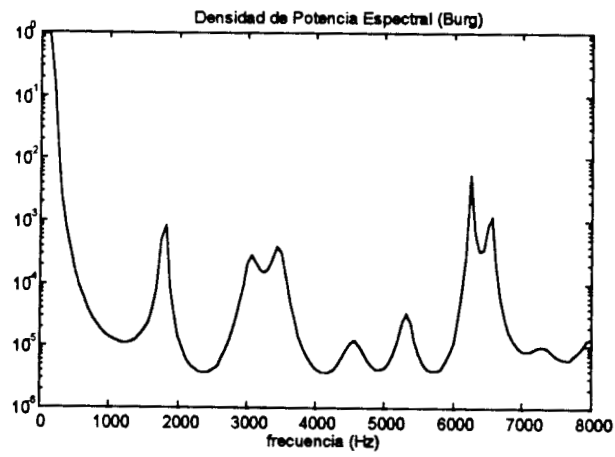
Intensidad dB	Picos más sobresalientes de la Función de Coherencia	
	Frecuencia	Valor
30	1750	0.5012
	5312	0.1835
40	1800	0.48
	6250	0.4125
	3500	0.385
45	3500	0.9757
	6625	0.6957
	6250	0.506
	3375	0.504
	6500	0.503
50	3500	0.86
	6250	0.36
	6562	0.265
60	3500	0.9985
	6500	0.481
70	3500	0.9858
	6500	0.793
	6187.5	0.4689

Tabla 4000c : Resultados de las Funciones de Coherencia

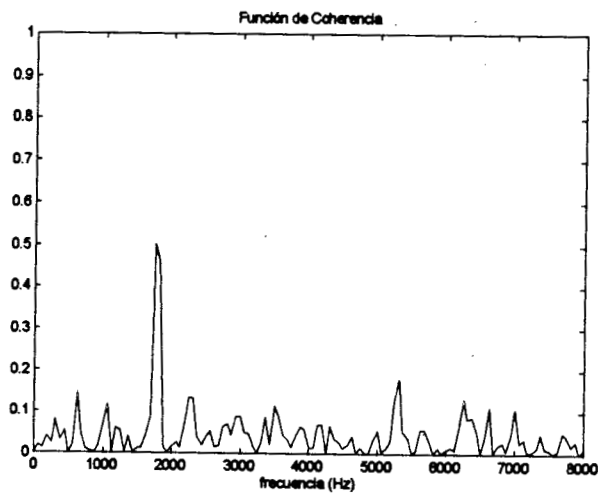
@30 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



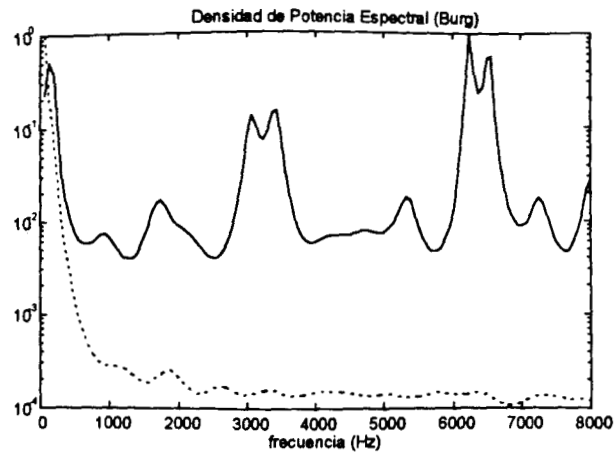
Sxy



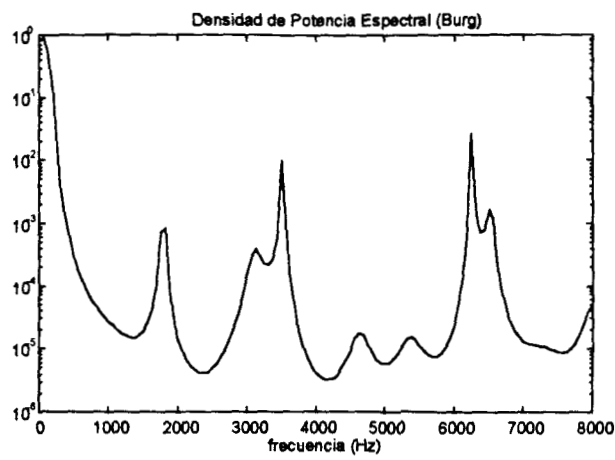
Función de Coherencia



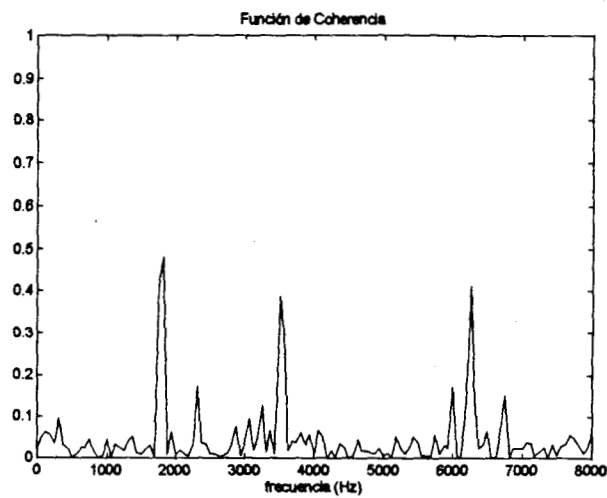
**@40 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

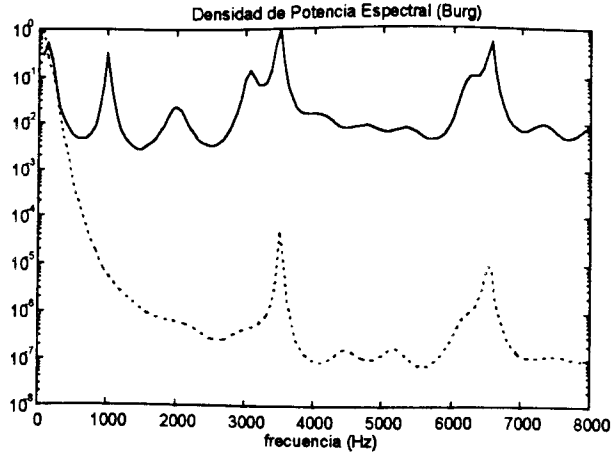


Sxy

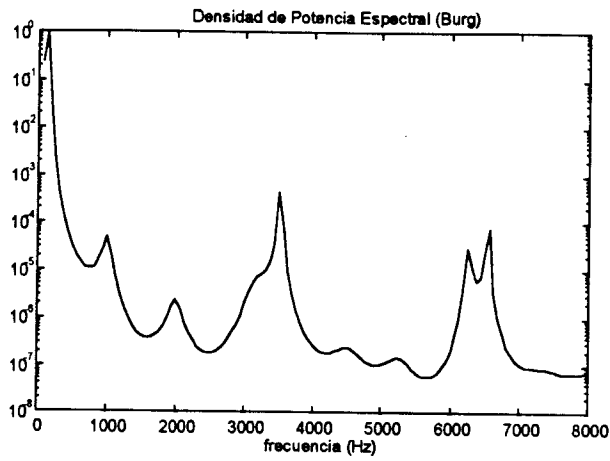


Función de Coherencia

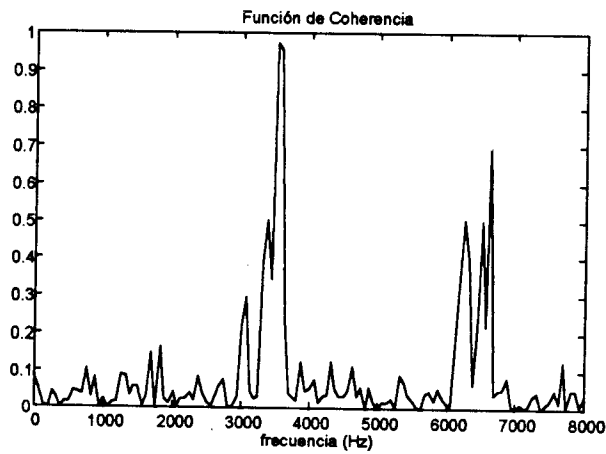
@45 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

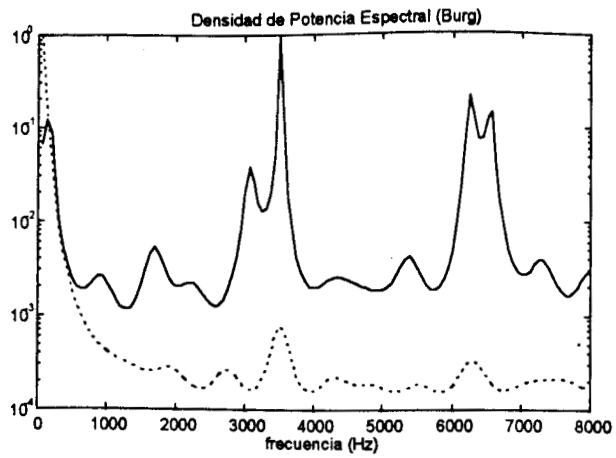


Sxy

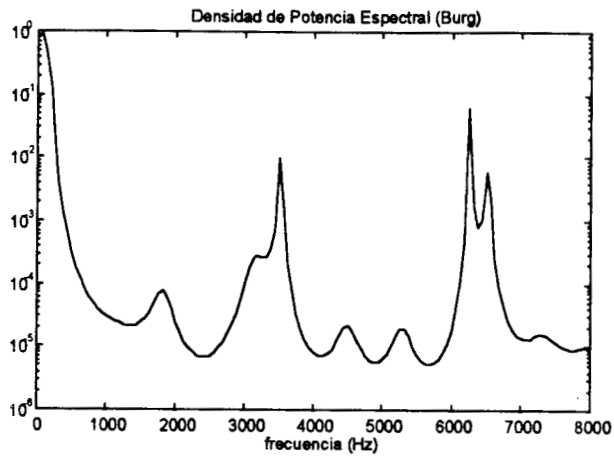


Función de Coherencia

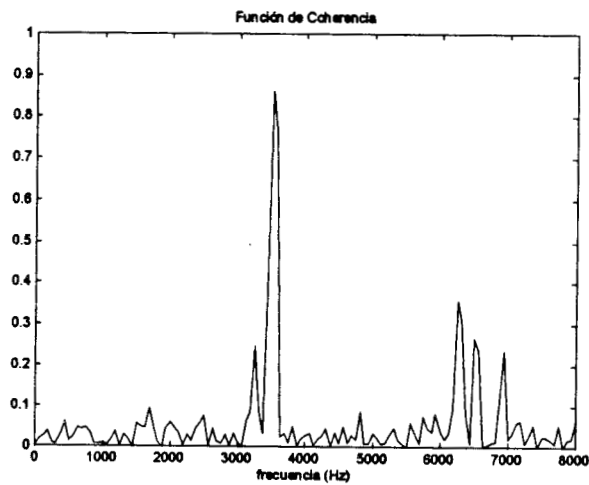
@50 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

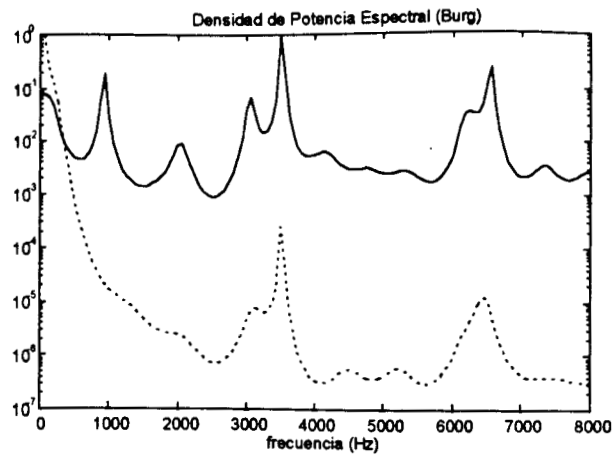


Sxy

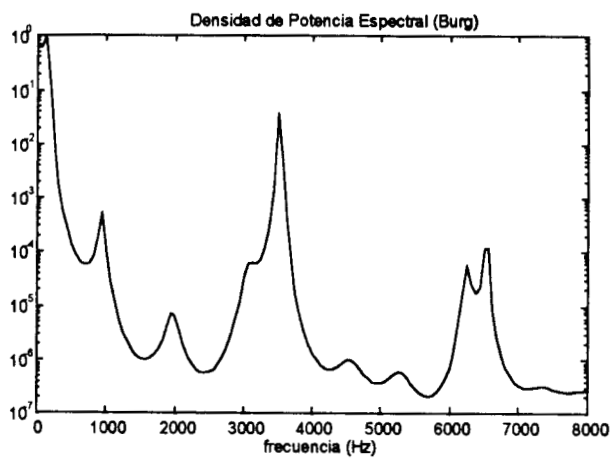


Función de Coherencia

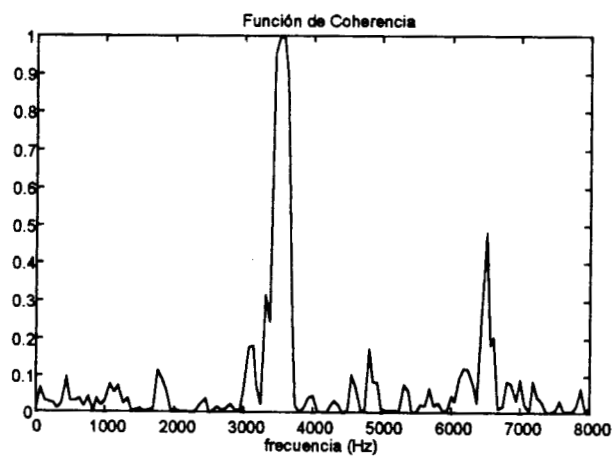
@60 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

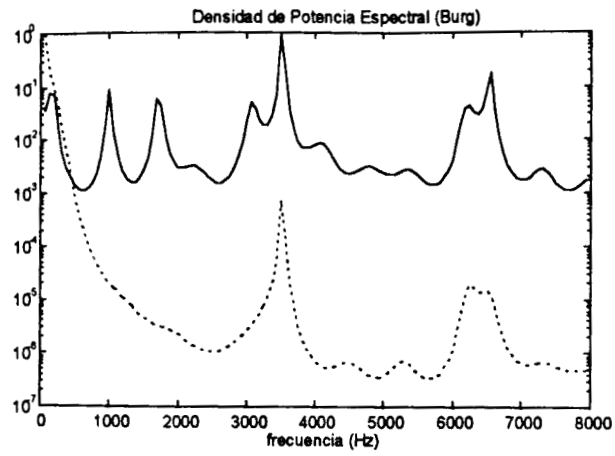


Sxy

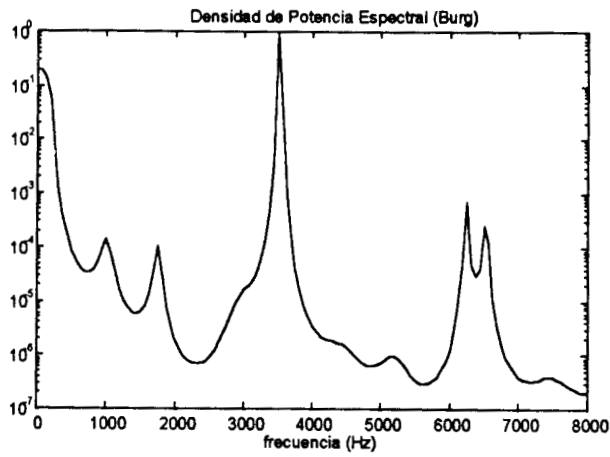


Función de Coherencia

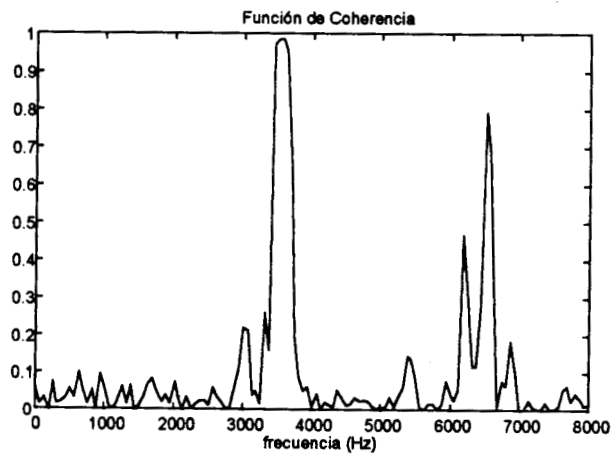
**@70 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



Sxy



Función de Coherencia

**Resultados a 8000 Hz.**

- Tiempo de Adquisición: 0.25 seg.
- Los espectros de los estímulos constan de 4 picos a las frecuencias de 1800, 3250, 6375 y 9500 Hz. el estímulo real parece que toma el valor de 6300-6800 Hz aproximadamente ya que es el componente que más destaca de todos.
- La respuesta no llega a visualizarse hasta 50 dB siendo ésta muy discreta y a 6750 Hz.  
(Ver tabla 8000a)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Estímulo
30	1800, 3250, 6375, 9500, 12750
40	1850, 3250, 6375, 9500, 12750
50	1750, 3200, 6250, 6750, 9500, 12750

Tabla 8000a : Resultados de los estimados de Burg en el estímulo

- La morfología de los espectros cruzados confirman las presencias espectrales que muestran las gráficas anteriores; a 50 dB aparece un componente extra a 6750 Hz el cual junto con el de 6250 destacan sobre los demás.  
(Ver tabla 8000b)

Intensidad dB	Frecuencias Presentes en el estimado de Burg del Espectro Cruzado
30	1750, 3250, 6500, 9500, 12875
40	3125, 6250, 3750, 9500, 12625
50	1600, 3250, 6250, 6750, 9500, 12875

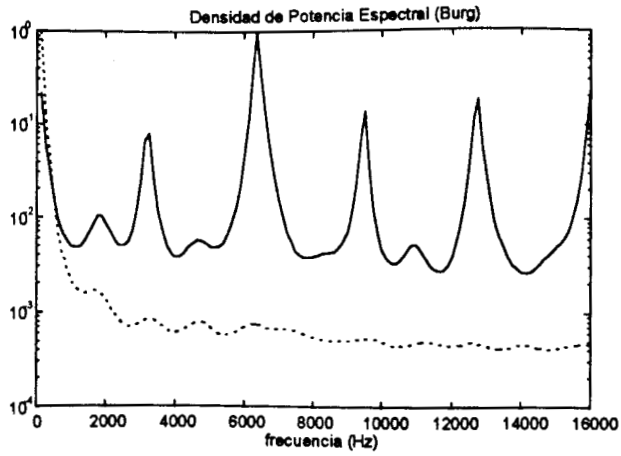
Tabla 8000b : Resultados de los estimados de Burg en el espectro cruzado

- Las funciones de coherencia destaca la ocurrencia del pico alrededor de 6500 Hz hasta una intensidad de 50 dB mientras que a las demás el valor de este componente está por debajo de 0.6  
(Ver tabla 8000c)

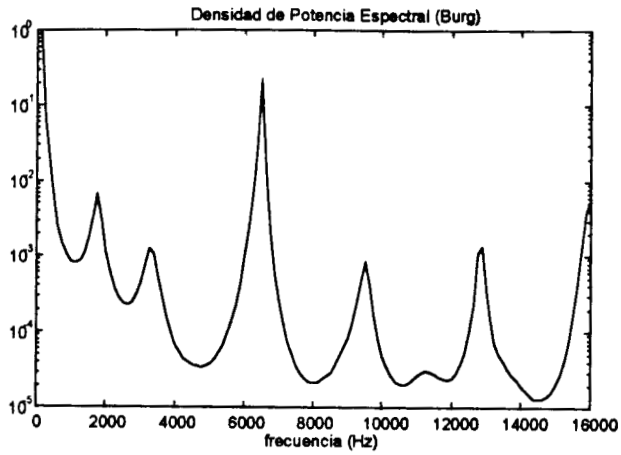
Intensidad dB	Picos más sobresalientes de la Función de Coherencia	
	Frecuencia	Valor
30	1750	0.512
	6500	0.44
40	6750	0.526
	1750	0.254
	16000	0.2135
50	6750	0.901
	6250	0.504
	15875	0.4094

Tabla 8000c : Resultados de las Funciones de Coherencia

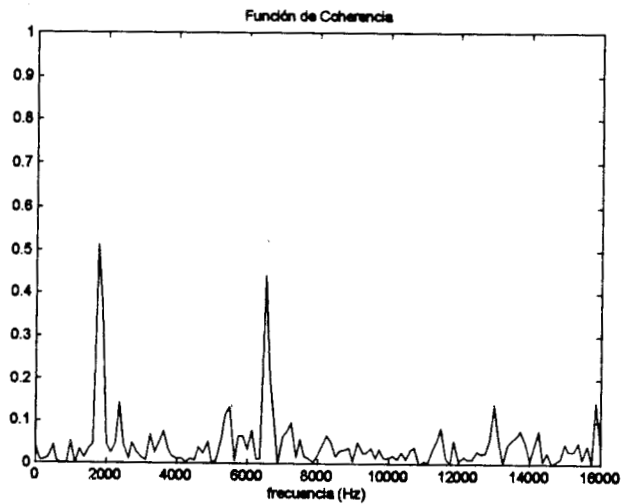
**@30 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta

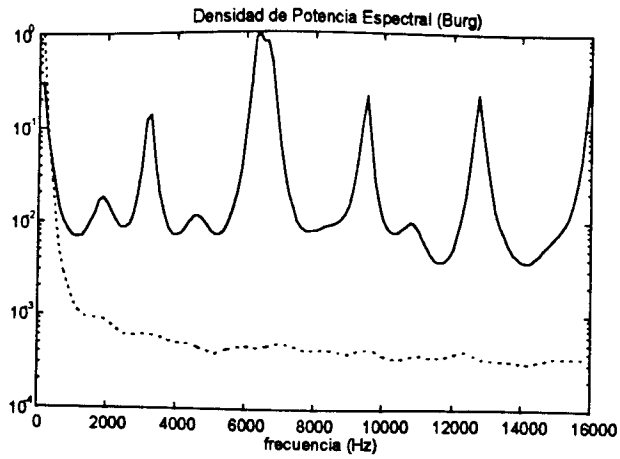


Sxy

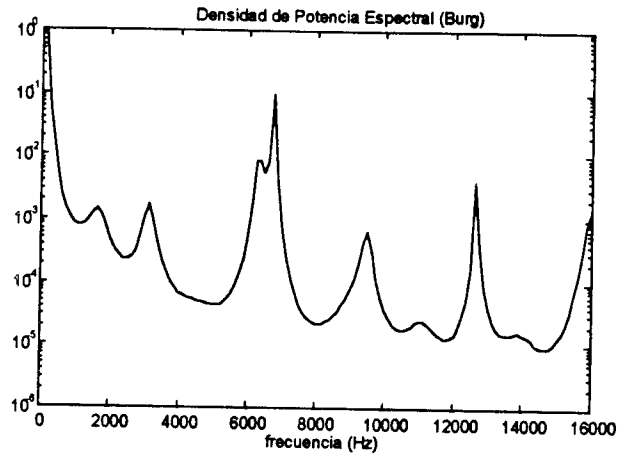


Función de Coherencia

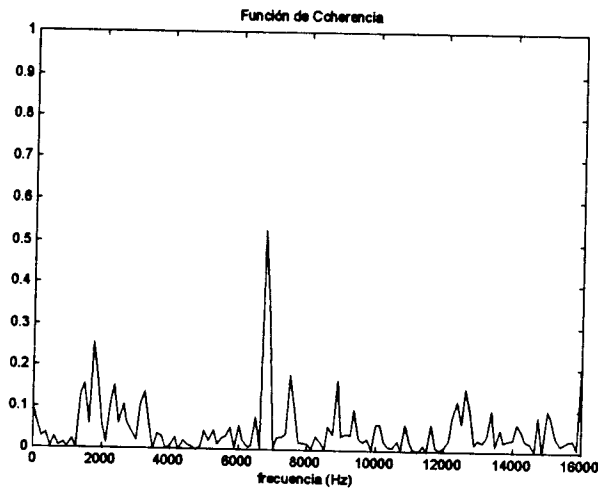
@40 dB



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



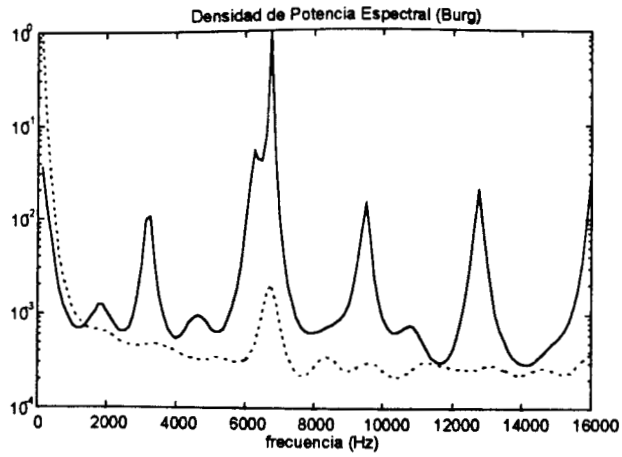
Sxy



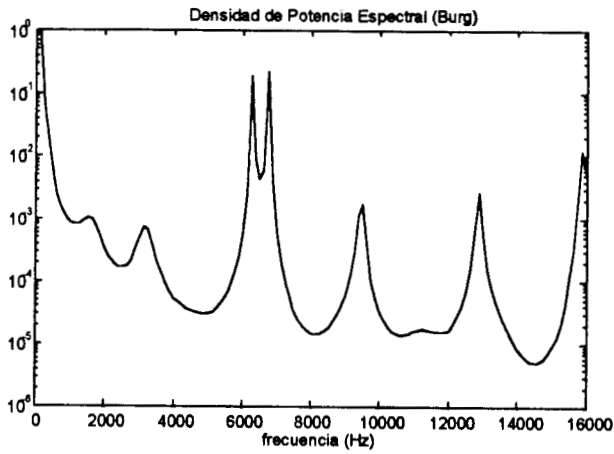
Función de Coherencia



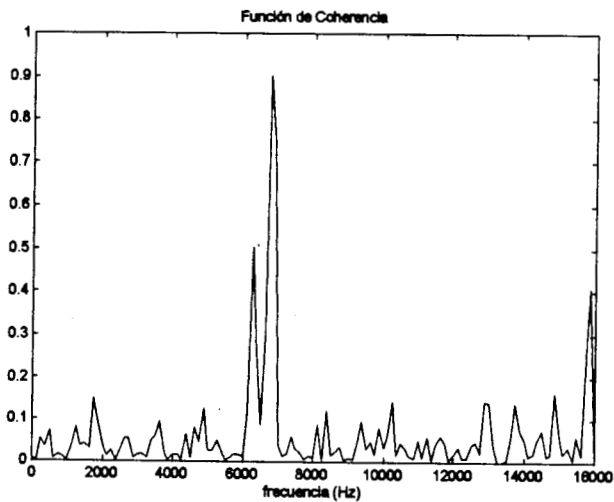
**@50 dB**



L. sólida: DPE Estímulo, L. punteada: DPE Respuesta



Sxy



Función de Coherencia

## Discusión.

En general los resultados gráficos muestran un comportamiento similar. En la mayoría de los registros y a intensidades altas, es decir, a estímulos de frecuencias a partir de 500 Hz y hasta 8000 Hz e intensidades de 45, 60 y 70 dB, el comportamiento espectral de la respuesta se asemeja mucho al del estímulo. Tal pareciera que la primera está "siguiendo" al segundo.

Los espectros de potencia de todas las señales de estímulo presentan componentes en frecuencia diferentes así como adicionales a los que se habían establecido. La *Tabla D1* muestra los valores de las frecuencias de las señales de estímulo donde la frecuencia real es la frecuencia que apareció en la densidad de potencia espectral del estímulo entregado a nivel conducto auditivo (ver Metodología). En esta tabla se observa que las frecuencias de menor valor son las entregadas en el canal auditivo. La *Figura D1* presenta los estimados espectrales de los estímulos donde se observa la presencia de componentes espectrales adicionales a la frecuencia de estímulo. Estas gráficas se obtuvieron del estimado espectral de Burg de orden 25 (ver Metodología).

Frecuencia Establecida del Estímulo Hz	Frecuencia Real del Estímulo Hz
250	136.72
500	406.25
1000	906.25
2000	1875
4000	3500
8000	6750

Tabla D1: Frecuencias de las señales de estímulo

Es notable la presencia de componentes a bajas frecuencias,  $\leq 100$  Hz aproximadamente, que aparecen en todos los estímulos así como también en todas las respuestas evocadas registradas. Esta presencia puede deberse al hecho de registrar una señal de respuesta evocada auditiva de latencia larga, al cual presenta componentes de baja frecuencia importantes.

Tomando en cuenta que el estímulo es un tono ráfaga, podría considerarse que la presencia de componentes espectrales adicionales en éste pueda deberse a la contribución de las pendientes de subida y de bajada. Sin embargo al simular un estímulo de 1000 Hz en forma de tono ráfaga su espectro de potencia sólo presenta la frecuencia de la portadora, es decir 1000 Hz, sin ningún otro componente (Ver Fig. D1).

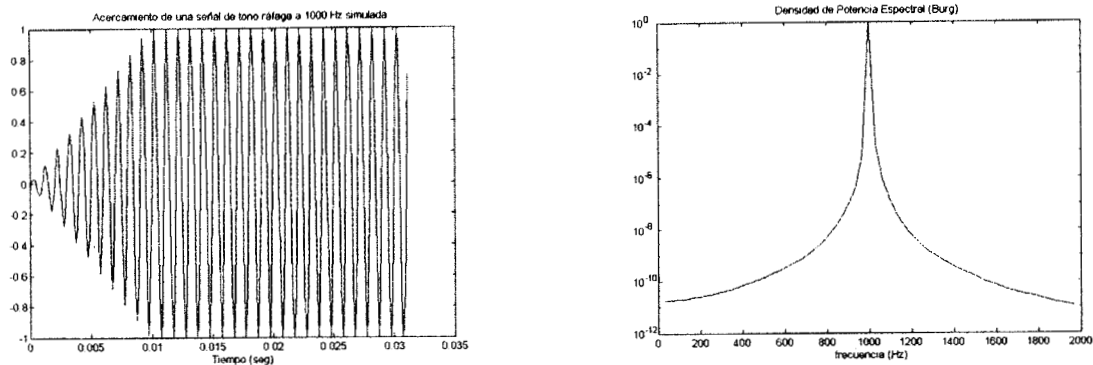


Fig. D1 : Estímulo simulado de Tono Ráfaga a 1000 Hz : señal en el tiempo (izquierda) y espectro de potencia (derecha)

Por otro lado se también se exploró la posibilidad de que las resonancias del oído estuvieran participando en los espectros. Para encontrar la respuesta en frecuencia del oído se procedió a estimular con ruido blanco al sujeto registrar la respuesta con un micrófono colocado en la cavidad auditiva [CHE90]. (Ver Fig. D2)

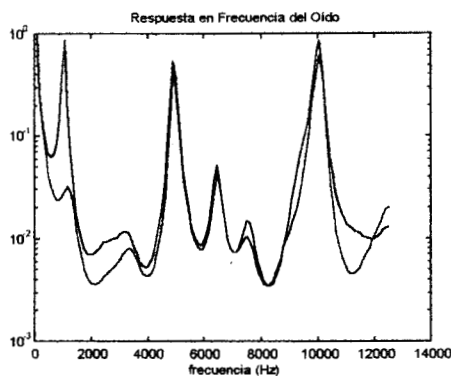


Fig. D2: Respuesta en Frecuencia del Oído de un sujeto  
Azul: 70 dB; Negro: 80 dB

De la gráfica de la *Figura D2* se observa que hay presencia espectral alrededor de 1000, 4900, 6500, 7700 y 10000 Hz aproximadamente. Comparando los componentes presentes con los que aparecen en las densidades de potencia espectral de cada estímulo no se encuentra una relación directa entre la ocurrencia de estos picos y los presentados en los espectros de los estímulos. El número significativo de componentes extra puede deberse a que el estímulo dirigido al conducto auditivo no se entregó de manera adecuada, es decir, el estímulo presentó componentes que distorsionaron la señal provocando en la respuesta la aparición de componentes extra que no necesariamente tienen una relación directa con

el estímulo. Debe recordarse que el sistema auditivo no responde de manera lineal a una entrada y esto también puede ocasionar la aparición de componentes no previstos.

Un aspecto relevante es que para algunos registros el fenómeno de "seguimiento" se podía observar desde las primeras épocas (Ver Fig. D3). En este caso se realizó una promediación normal tomando las épocas tal y como se registraron sin aplicar ningún criterio de rechazo de artefacto. Tomando en cuenta que el efecto de la promediación en el registro es atenuar los componentes aleatorios y enfatizar los que se presentan consistentemente [BOG85], además de aspectos como la naturaleza variable de la señal de respuesta evocada y el tiempo empleado para realizar un registro de este tipo, el que se pueda adquirir un potencial evocado con un número pequeño de épocas hace posible la agilización en los procedimientos y la incomodidad de paciente se reduce sustancialmente.

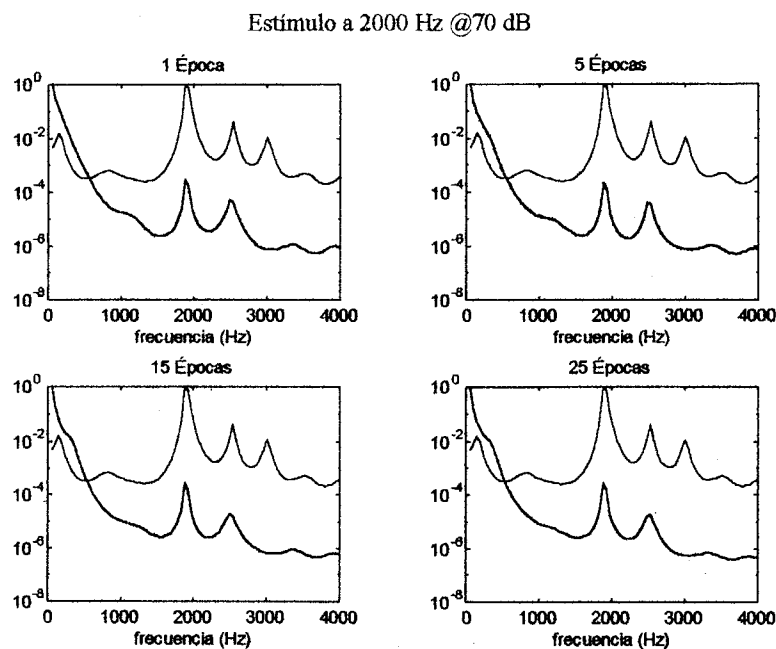


Fig. D3: Densidades de Potencia Espectral de Estímulo y Respuesta con respecto al Número de Épocas promediadas  
L. Azul: Estímulo; L. Roja: Respuesta

Si se compara la calidad de la información que se obtiene de un estimado espectral con respecto a un a señal en el tiempo es claro que los primeros permiten una mayor y mejor localización de problemas a frecuencias específicas.

El papel de la función de coherencia en este análisis inicialmente fue doble. Por un lado se utilizó para reafirmar los descubrimientos dados por los espectros de estímulo y respuesta, situación que aconteció en todos los registros, y por otro como herramienta para valorar

los resultados. Las gráficas presentadas en la sección de Resultados confirman el primer punto mientras que para el segundo surgió el problema de que la función de coherencia sólo hace referencia a sí misma, es decir, no se pueden comparar los resultados de un registro a la misma frecuencia de estimulación y diferentes intensidades con una herramienta que sólo involucra señales a una intensidad a la vez. Los potenciales evocados generan señales con ciertas características de periodicidad y esto presenta algunas dificultades para calcular la función de coherencia, pero ésta sigue siendo una herramienta útil si lo que se desea es determinar si una respuesta está presente [DOB89]. Una función de coherencia igual a cero determinaría que no hay relación lineal alguna entre las señales involucradas, o en este caso, que no hay respuesta asociada al estímulo. Los resultados muestran no sólo que la respuesta está presente sino que ésta se concentra en ciertas bandas de frecuencia, la mayoría de los casos alrededor de las frecuencias de interés.

Con el fin de obtener un parámetro que de manera cuantitativa determinara las relaciones entre estímulo y respuesta se obtuvo el cociente entre los valores del pico correspondiente a la frecuencia de estimulación y el promedio de los cinco picos más significativos en amplitud de acuerdo a la siguiente fórmula:

$$p = \frac{f_e}{\frac{1}{5} \sum_i f_i}$$

donde  $f_e$  es el pico del estímulo y  $f_i$  son los demás picos significativos en todo el dominio de frecuencia. Un parámetro de este tipo permitiría definir un rango numérico en el cual se tendría una seguridad de encontrar una respuesta asociada directamente al estímulo.

La *Tabla D2* muestra los valores obtenidos en las señales adquiridas. Si se considera que un valor de  $p=1$  correspondería a que el pico del estímulo es de la misma magnitud que el promedio de los otros cinco, entonces un valor de  $p$  mayor a 1 daría a entender que el pico del estímulo sobresale del resto de los componentes. Entonces los resultados a 30 dB pueden prestarse a interpretaciones erróneas ya que el sólo valor del  $p$  daría la idea de que el pico a la frecuencia de estímulo sobresale por mucho del resto de los componentes. Sin embargo al revisar la *tabla R3* en la sección de Resultados se observa que no hay realmente un pico que destaque en las gráficas por lo que no se puede concluir nada definitivo. Por otro lado los resultados a estímulos de 45 dB en adelante dan la impresión de que el pico correspondiente a la frecuencia de interés es, por lo menos, aproximadamente del mismo tamaño que el promedio del resto de picos más significativos presentes (500 Hz @45 dB). En el mejor de los casos esta relación de picos va más allá del doble (4000 Hz @60 dB). En este último caso la gráfica de la función de coherencia determina que hay una fuerte relación entre estímulo y respuesta a la frecuencia del primero, es decir, existe una respuesta asociada al estímulo en esa frecuencia.

Intensidad (dB)	Frecuencia de Estimulación (KHz)			
	500	1000	2000	4000
30	1.05687	1.78479	1.27118	0.60836
45	1.3255	1.3785	1.7767	1.53199
60	1.8030	1.2241	1.6646	2.28552
70	2.9005	1.3066	1.7282	1.80635

Tabla D2: Parámetro calculado a partir de la Función de Coherencia para señales adquiridas

Con el propósito de determinar un umbral al cual el parámetro  $p$  puede dar idea del momento en el que el estímulo deja una huella en la respuesta se procedió a simular una señal de respuesta asociada al estímulo presentado en la Fig. D1. Se obtuvieron señales de repuesta simulando una señal compuesta de funciones senoidales a baja frecuencia junto con la de la frecuencia de interés y adicionándoles niveles de ruido a fin de obtener las siguientes relaciones señal a ruido (s/n): 0.1, 0.2, 0.4, 0.5, 1, 2, 5 y 10. Con estas señales se obtuvieron las funciones de coherencia y la determinación del parámetro  $p$  para cada una. Las figuras D4 y D5 muestran las funciones de coherencia para cuatro de los casos tratados, señales de respuesta con relaciones de señal a ruido bajas, 0.1 y 0.5 en la Fig. D4, y con relaciones de señal a ruido extremadamente altas como en el caso de la Fig. D5 de 5 y 10.

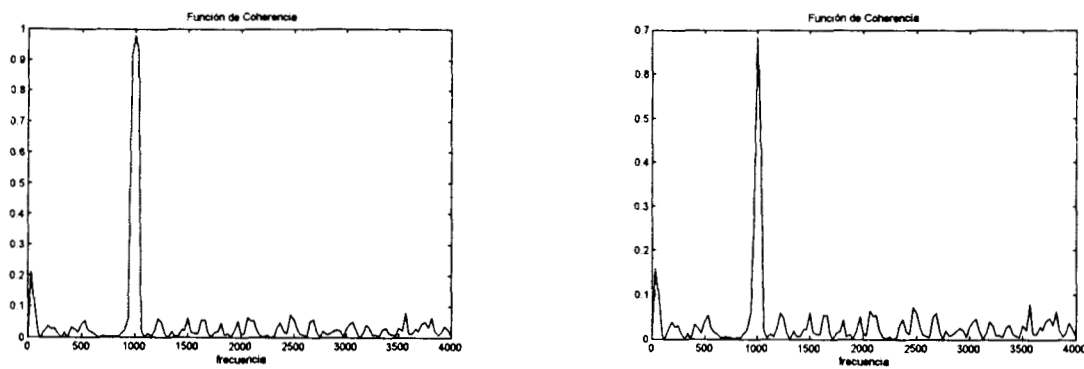


Fig. D4: Función de Coherencia de señales de estímulo y respuesta simuladas con una  $s/n=0.1$  (izquierda) y  $s/n=0.5$  (derecha)

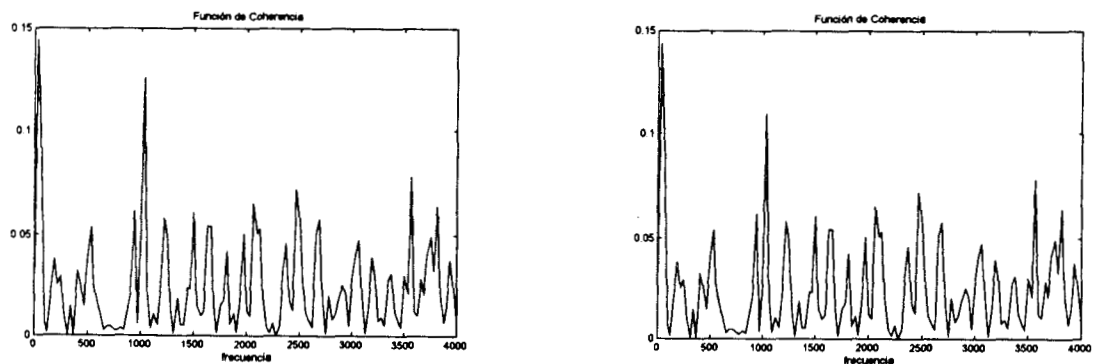


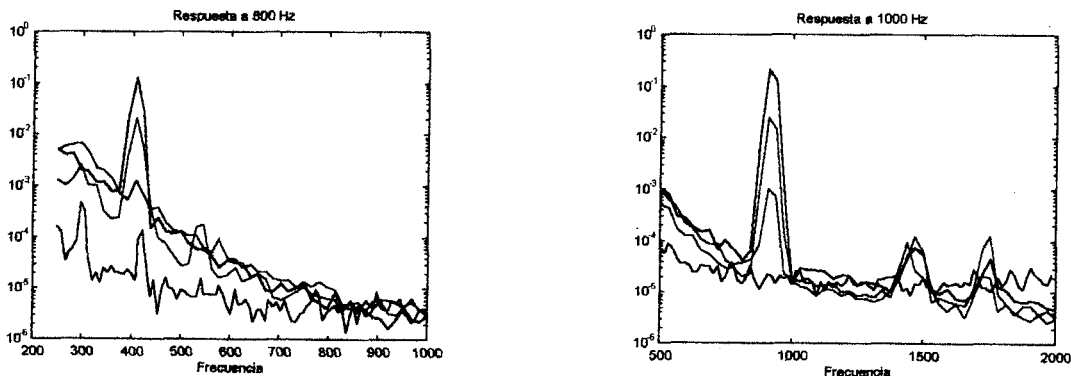
Fig. D5: Función de Coherencia de señales de estímulo y respuesta simuladas con una  $s/n=5$  (izquierda) y  $s/n=10$  (derecha)

La *Tabla D3* muestra los valores obtenidos del parámetro  $p$  con las señales simuladas. Claramente puede observarse que su valor es muy alto, comparado con los obtenidos con las señales adquiridas, aun con  $s/n$  severos como 1, 2 y hasta 5 (*Ver Fig. D5*). Puede establecerse que con un valor de  $p$  superior a 7 se obtiene una certeza de que la relación de las señales a la frecuencia de interés es lo suficientemente grande para considerar que existe una especie de “huella espectral” de una de ellas en la otra atendiendo a la información obtenida con la función de coherencia. No puede llegar a considerarse un valor de  $p$  como válido para afirmar lo mismo a partir del análisis de las señales adquiridas con lo que se pone en evidencia el llevar un control en los componentes extra que aparecen en las densidades de potencia espectral dado que éstos son los que provocan los valores tan bajos del parámetro  $p$ .

Relación s/n	Valor de p	Relación s/n	Valor de p
0.1	10.040	1	4.421
0.2	10.042	2	2.114
0.4	8.657	5	1.490
0.5	7.783	10	1.301

Tabla D3: Parámetro calculado a partir de la Función de Coherencia para señales simuladas

A fin de valorar los resultados gráficos se compararon las áreas bajo la curva de las respuestas evocadas auditivas tomando como referencia la frecuencia de estimulación nominal en un intervalo de una octava inferior y superior a la misma. La comparación fue hecha utilizando el estimado no paramétrico del periodograma promediado modificado o de Welch que se implementó con bloques de 256 puntos, sin puntos de traslape y utilizando una ventana de Hamming. (*Ver Fig. D4*)



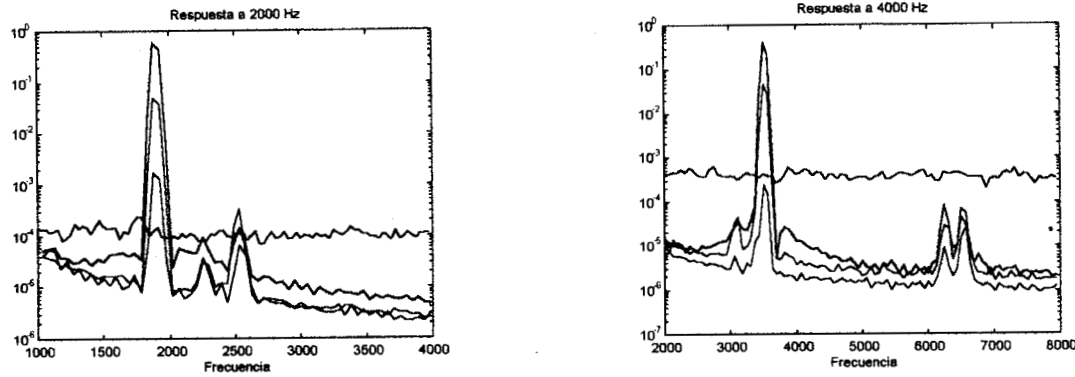


Fig. D5: Densidad de Potencia Espectral de las Respuesta Evocadas Auditivas por el Método del Periodograma de Welch. Negro: 30 dB ; Verde: 45 dB ; Azul: 60 dB ; Rojo: 70 dB

Si se sustrae el área bajo la curva de la señal a la intensidad mínima, asumiendo que en ese caso prácticamente no hay respuesta, de las señales a las demás intensidades se observa que a 60 y principalmente a 70 dB la diferencia es notable dando como resultado la fuerte evidencia de una "huella" del estímulo acústico en la respuesta evocada auditiva (Ver Fig. D5). La elección de la intensidad de referencia no parece ser la adecuada ya que en el caso de 4000 Hz su nivel se encuentra por encima del componente a 45 dB por lo que la sustracción da un valor negativo.

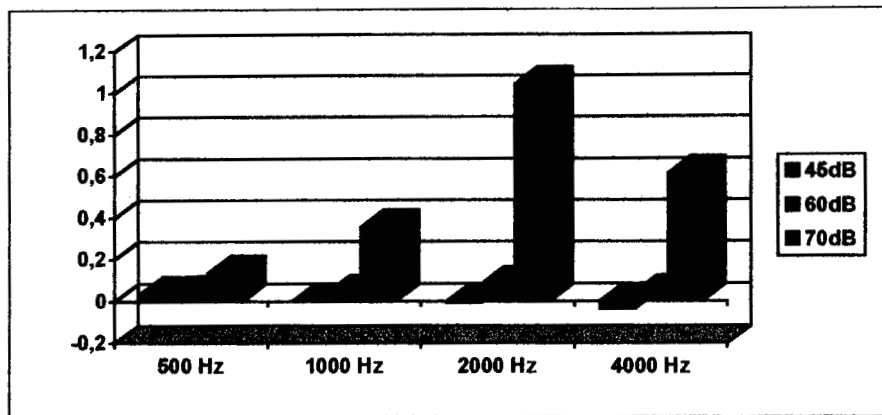


Fig. D6: Sustracción de las áreas bajo la curva de los Estímulos a 45, 60 y 70 dB con respecto a la intensidad mínima

Si se toma en cuenta que los tiempos de adquisición de los registros van de 0.25 a 1 seg. el fenómeno de seguimiento da lugar a una serie de cuestionamientos de orden biofísico que involucran los procesos superiores del cerebro y la fisiología del oído interno como transductor de la energía mecánica en eléctrica. No es la intención del presente trabajo cuestionar los principios de la biofísica del oído ni contradecir los hechos ya comprobados [BEK60],[RUS78],[HUD85], sino de exponer los resultados obtenidos de los registros de señal evocada auditiva que dan lugar a pensar que este medio puede ser uno de los más adecuados para la realización de una audiometría indirecta y objetiva.



## **Conclusiones.**

Se obtuvieron registros de respuesta evocada auditiva a estímulos en frecuencia específica en cuatro adultos normoyentes. Las señales fueron analizadas mediante técnicas de estimación espectral, paramétricas y no paramétricas, cálculo de las áreas bajo la curva y función de coherencia para encontrar relaciones espectrales presentes entre la señal de estímulo y la de respuesta.

Los resultados gráficos muestran que existen correlaciones importantes entre ambas señales. También se encontró que este comportamiento se repetía desde las primeras épocas de registro. La determinación de un parámetro que valore cuantitativamente estas relaciones a partir de la función de coherencia muestra que el comportamiento se hace presente a intensidades altas, mayores a 60 dB. El análisis gráfico de las señales de respuesta evocada con el mismo fin comprueban lo encontrado con función de coherencia.

De acuerdo a lo anteriormente expuesto se puede decir que los resultados están mostrando una fuerte tendencia a considerar la idea de que a partir de un registro de potenciales evocados con ciertas características se puede hallar evidencia del estímulo en la respuesta de manera definitiva.

El uso del análisis espectral en la señal de respuesta evocada auditiva presenta elementos convenientes para considerarlo una herramienta en la búsqueda de metodologías objetivas de valoración auditiva. En particular puede ser de gran ayuda en la implementación de audiometrías objetivas donde no se requiera de la participación activa del paciente o se trabaje con pacientes no participativos.

## ***Perspectivas.***

Este es solamente el inicio en la explotación de una herramienta que potencialmente presenta avances significativos en el campo de valoración y rehabilitación audiológicos. Entre lo que queda por hacerse se encuentran los siguientes puntos:

- Los registros se hicieron sin enmascaramiento y con audífonos dejando pasar el estímulo lo más cercano posible al receptor del paciente. El siguiente paso es evaluar la herramienta en campo libre lo que lleva de inmediato a considerar y tratar con mayor cuidado todos los componentes que causan distorsión en la señal.
- Una vez bien caracterizada la información espectral en todos los ámbitos posibles, se procedería a incorporarla a la información audiométrica con que se cuenta actualmente desarrollando un procedimiento de calibración que equipare los umbrales en ambos casos.

- El uso de herramientas para una visualización topográfica como el mapeo [NUW94] se presenta como un siguiente paso para la completa caracterización de las respuestas; en este sentido entran un conjunto de variables como el número y colocación de los electrodos, elección de los parámetros del estímulo que no entren en conflicto con la frecuencia de muestreo máxima permitible en los amplificadores, etc..
- El estimado de Burg resultó ser adecuado para evidenciar gráficamente el estímulo en la respuesta, sin embargo se pueden intentar otras herramientas como la representación tiempo-frecuencia o el uso de filtrado óptimo para minimizar los efectos de las distorsiones presentes.
- El uso de la función de coherencia puede resultar adecuado para la valoración del comportamiento, pero es necesario definir parámetros más estrictos que no se presenten a errores de interpretación. En el caso del área bajo la curva es conveniente encontrar un nivel adecuado de referencia que pudiera ser una localización dentro del sistema 10-20 que no estuviera influenciada por el estímulo; una opción pueden ser las posiciones occipitales ( $O_1$ ,  $O_2$ )

El uso de las técnicas de valoración audiométricas convencionales junto con las que se puedan desarrollar a partir de la información espectral que los potenciales evocados suministren podrán ser de mucha utilidad en la búsqueda de una audiometría objetiva y confiable que permita al paciente un tratamiento y rehabilitación más eficaz.

# Apéndice I

## Valoración de la Función Auditiva.

Los procedimientos de evaluación auditiva han evolucionado en función de los avances en la instrumentación para tal fin. Algunas de las primeras pruebas auditivas probablemente consistieron en la producción de sonidos de cierta clase como el aplauso o la emisión de sonidos vocales con el fin de averiguar si el individuo los podía oír. Las primeras pruebas utilizaron diapasones que comparaban la sensibilidad relativa por conducción ósea y conducción aérea, el efecto en la conducción ósea de cerrar el canal de entrada auditivo y la habilidad de escuchar un sonido en un oído u otro por medio de la conducción ósea [MAR94]. El diapasón es un mecanismo comúnmente fabricado de acero, magnesio o aluminio que se utiliza para entonar instrumentos musicales u obtener ciertos tonos en los cantantes. Un diapasón entonado emite un tono a una altura particular y tiene una clara calidad musical por lo que se adoptó como instrumento de prueba con cierta conveniencia ya que se podía determinar el estado auditivo por lo menos en términos de la altura emitida. El uso de diapasones con propiedades conocidas permitió evaluar la sensibilidad auditiva a través de rangos de tonos o altura, sin embargo cualquier diagnóstico establecido en base a los diapasones está limitado al tono o altura del diapasón que se utiliza debido a la dependencia de este parámetro por parte de la sensibilidad auditiva. La desventaja más relevante de este tipo de pruebas es la dificultad para la cuantificación de los resultados ya que en el proceso de toma de decisiones el efecto sobre el paciente puede llegar a ser muy significativo en todos los ámbitos; la interpretación cuidadosa y exacta de los resultados permitirá un adecuado tratamiento al paciente así como una efectiva incorporación del mismo a la sociedad.

La valoración auditiva ha generado una serie de técnicas que se basan en la participación pasiva o activa del paciente, solicitándole o provocándole una respuesta voluntaria o involuntaria, que se pueden agrupar en dos categorías de métodos de evaluación auditiva: los objetivos y los subjetivos. Los primeros no requieren de una participación activa por parte del paciente mientras que los últimos se basan en la percepción de un estímulo acústico y la respuesta por parte del paciente mediante algún procedimiento que puede ser oral, escrito, etc. [PER94]. La finalidad de los métodos subjetivos de evaluación auditiva es determinar el mejor tratamiento que se encargue de reparar o recuperar la capacidad auditiva deteriorada. Entre los métodos más destacados se encuentran los que determinan la sensibilidad auditiva e identificación del habla

## ***Sensibilidad Auditiva.***

Para la determinación de la sensibilidad auditiva se procede con dos tipos de pruebas que la valoran por conducción ósea y por conducción aérea. La prueba por conducción aérea, la cual se utiliza con mayor frecuencia, hace uso de tonos con características de frecuencia e intensidad determinadas los cuales se generan en un audiómetro tonal y se entregan al paciente por medio de audífonos o altavoces. El audiómetro de tonos puros permite la comparación de los umbrales o intensidades mínimas perceptibles de los tonos del paciente con los valores establecidos en la norma (ANSI S3.21-1978) [WIL94].

El tipo común de audiómetros prueba la sensibilidad auditiva por conducción aérea y conducción ósea mediante un interruptor que da la opción de seleccionar tonos puros. Las frecuencias de prueba para esos audiómetros comúnmente incluyen 125, 250, 500, 750, 1000, 1500, 2000, 3000, 4000, 6000 y 8000 Hz. El rango de intensidades va de -10 dB HL hasta 110 dB HL en las frecuencias entre 500 y 6000 Hz, con máximos ligeramente menores en 125, 250 y 8000 Hz [MAR94]. La señal generada por el audiómetro se hace llegar al paciente por un par de audífonos conectados al mismo, que la reciben, mediante la conmutación del control correspondiente. Usualmente sólo el rango de 250 a 4000 Hz puede ser probado por conducción ósea; el máximo nivel audible de prueba por conducción ósea es considerablemente inferior a la de la conducción aérea, no excediendo 50 dB a 250 Hz y 70 u 80 dB a 500 Hz y frecuencias superiores. Las salidas máximas por conducción ósea son inferiores a las de conducción aérea ya que la potencia requerida para derivar a un vibrador óseo es mayor comparada a la de un conductor aéreo a un audífono. El resultado es una gráfica denominada Curva Audiométrica donde se registran las mínimas intensidades a las que el paciente escuchó en función de la frecuencia a las que éstas se presentaron. (Ver Figura A1.1)

### ***El papel del paciente en la audiometría de tonos puros manual.***

Los pacientes que se someten a una audiometría varían en edad, nivel de comprensión, educativo, motivación y voluntad para cooperar. La forma de llevar a cabo la prueba es diferente para un adulto, un niño, una persona que coopera o una persona que tiene miedo o es hostil. La validez del resultado de la prueba es función de la forma en que el paciente acepta la responsabilidad que conlleva. Éstos se obtienen con mayor facilidad al proporcionársele instrucciones en forma oral, escrita, o incluso con demostraciones. En cualquier caso el paciente debe estar consciente de que él va a indicar cuándo escucha un tono y cuándo ese tono es demasiado débil. El nivel al cual los tonos apenas se perciben son los umbrales de la sensibilidad auditiva. Los umbrales a diferentes frecuencias forman la base de la audiometría de tonos puros.

Una vez al tanto de la prueba el paciente debe tener alguna forma de dar a conocer su respuesta. Algunos piden que levante una mano para indicar que un tono es escuchado y la bajen al ya no oír, en ocasiones se les pide que levanten la mano derecha al escuchar el tono en el oído derecho y hagan lo correspondiente para el oído izquierdo. La señal con la mano es probablemente el sistema de respuesta más popular utilizado en audiometría de tonos puros; frecuentemente esta respuesta no es clara al entregarse tonos cercanos al umbral ya que el paciente duda al momento de levantar la mano. El problema con este sistema de respuesta se presenta cuando el paciente olvida bajar las manos o cuando las mantiene parcialmente elevadas. Una alternativa a la señal con la mano es levantar sólo el dedo índice al escuchar el tono y bajarlo al dejar de oírlo, este método tiene las mismas ventajas y desventajas que el anterior. El tener acceso a un elemento de control con un botón con la instrucción de oprimirlo cuando escuche el tono y liberarlo al dejarlo de oír, limita toda clase de información subjetiva ya que la respuesta es del tipo 'todo o nada', el paciente llega a tener una clase de entrenamiento que puede llegar a ser conveniente, pero en ocasiones el tiempo de reacción puede limitar la confiabilidad de la respuesta por lo que no es recomendable para niños o personas físicamente inhabilitadas. Algunos audiólogos prefieren una respuesta vocal como 'sí' o 'no' al escuchar o no la señal siendo útil en niños, aunque algunos pacientes se han quejado de que sus propias voces se escuchan o suenan en el audífono después de cada palabra haciendo que los tonos cerca del umbral sean difíciles de escuchar.

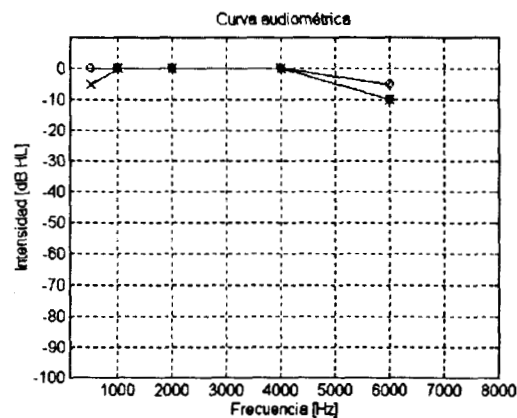


Fig. A1.1 : Audiometría de Tonos Puros .

Uno de los grandes problemas con los que se afronta una audiometría de tonos puros es la respuesta falsa que puede dar lugar a errores en la interpretación; el que el paciente indique que ha escuchado un tono cuando no ha recibido nada puede hacer pensar que su audición está peor de lo que en realidad se encuentra. Esta situación puede deberse a varias causas como el no recordar cuál es su papel durante la prueba o incluso la tendencia a exagerar una deficiencia auditiva. La probabilidad de ocurrencia de respuestas falsas está en función de variables subjetivas con el ritmo con que se lleva a cabo la prueba o incluso la manera de proporcionar instrucciones al paciente. Otra variable a considerar es la posición del paciente durante la prueba, éste nunca debe estar en una posición donde pueda observar al audiólogo. Cualquier movimiento, por pequeño que sea, puede ocasionar que el paciente se sugestione y dé una respuesta falsa. Al realizarse la prueba en una habitación se recomienda que el paciente se coloque en ángulo recto con respecto al

audiómetro<sup>[MAR94]</sup> aunque algunos audiólogos prefieren que el paciente esté de espaldas al audiómetro para eliminar cualquier posibilidad de pistas visuales, sin embargo esto elimina la posibilidad de observar las reacciones faciales que pueden ayudar a la interpretación de la respuesta <sup>[YAN94]</sup>. Un audiómetro de campo libre utiliza altavoces para presentar la señal de estímulo al paciente por lo que debe tenerse cuidado de cumplir con requerimientos detallados y exigentes a fin de evitar alteraciones en el campo de presión sonora generado por los altavoces. Una distribución recomendable se observa en la Figura A1.2

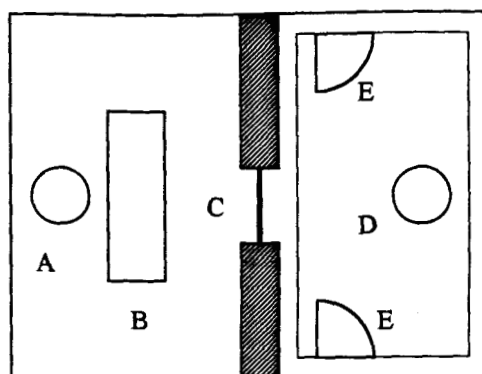


Fig. A1.2: Posiciones apropiadas para una Audiometría de Tonos Puros:

A: Examinador      B: Audiómetro  
 C: Ventana que separa los recintos  
 D: Paciente      E: Altavoces

### **Identificación del Habla.**

El oído, bajo condiciones normales, debe ser capaz de escuchar y reconocer señales de naturaleza compleja como la voz. Al utilizar el habla como estímulo para encontrar alguna deficiencia auditiva la intensidad del mismo debe ser considerada lo que implica que se deberá utilizar tanto susurros como gritos muy sonoros al pronunciar las palabras. Para poder medir la percepción del habla una serie de desarrollos dieron lugar a la función o curva de articulación <sup>[PER94]</sup> donde los resultados muestran el porcentaje de respuestas correctas en función de la intensidad (Ver Figura A1.3). El papel de la función de articulación es análogo al del audiograma. Las pruebas de la percepción del habla se dividen en dos grupos:

- Pruebas de umbral donde se determina el nivel en el cual el paciente logra reconocer algún porcentaje de los sonidos del habla; el umbral se define como la intensidad en la que se obtiene el 50% de los aciertos.
- Pruebas de discriminación o supra umbrales donde se mide la habilidad para distinguir diferentes sonidos del habla.

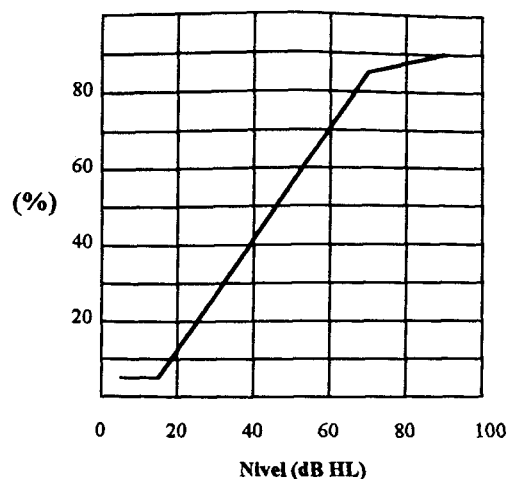


Fig A1.3: Función de Articulación

Las primeras listas conocidas para una audiometría del idioma español o logaudiometría tuvieron el inconveniente de contener modismos por lo que su uso sólo era regional. En otros idiomas, principalmente en inglés, se han propuesto listas de palabras para las pruebas de umbral; en español se trata de implementar este tipo de listas para el mismo fin [PER94].

### ***El papel del paciente en la logaudiometría.***

Al utilizar la logaudiometría los pacientes deben conocer y entender razonablemente bien las palabras con las que se van a hacer las pruebas; en función del tipo de prueba obtiene una respuesta en la forma de réplica oral, escrita o la identificación de un objeto o una pintura [MAR94]. Las respuestas orales tienen mayor importancia para ciertas pruebas de logaudiometría y presentan tanto ventajas como desventajas. Entre las primeras está la velocidad con la que se pueden guardar las respuestas así como la información que se puede obtener mediante la interacción del audiólogo y el paciente. Como desventaja se tiene la posibilidad de una interpretación incorrecta por parte del paciente; mucha gente que pareciera adecuada para una evaluación por logaudiometría tienen dificultades de lenguaje o habla que hacen sus respuestas difíciles de entender. Este tipo de respuesta no es la adecuada cuando se requiere un juicio de valor de manera instantánea por parte del audiólogo. Cuando las pruebas se realizan en niños pequeños o personas con problemas especiales se hace uso de pinturas u objetos con la instrucción de apuntar al que se asemeje más a la palabra de estimulación.

Las respuestas escritas dan lugar sólo a pruebas que pueden mantenerse si se realizan de manera completa. Las respuestas escritas dan lugar a mayor tiempo para evaluar y valorar al final de la prueba ya que aquí juega un papel importante el juicio del audiólogo.

Las respuestas falsas pueden ocurrir en la logaudiometría de la misma forma que ocurren en la audiometría de tonos puros. Las respuestas falsas positivas teóricamente son imposibles debido a que los pacientes no pueden repetir correctamente las palabras que se les han presentado bajo sus umbrales a menos que a través de una falta de cuidado del examinador halla permitido alguna pista visual o que el paciente halla leído los labios del que hace la prueba. Las respuestas falsas negativas, sin embargo, sí ocurren, el audiólogo debe tratar de hacer que el paciente entienda completamente la tarea y responda de la forma apropiada cada vez que sea posible. Todos los clínicos deben estar alerta instruyendo a los pacientes con cuidado y conciencia de los signos de desviación de los comportamientos esperados.

El audiólogo debe hacer saber a los pacientes lo que se espera de ellos durante la prueba. A veces las instrucciones se les da al paciente a través de ayudas auditivas o si no es factible, a través de un amplificador o el micrófono del circuito del audiómetro de voz. Es importante que el paciente no observe la cara del examinador durante la logaudiometría de voz.

### ***Métodos objetivos de Evaluación Auditiva.***

La característica más significativa de este tipo de métodos es que el paciente no tiene una participación que incida en los resultados. Dentro de estos métodos se encuentran los que determinan la admitancia acústica, las emisiones otoacústicas y la audiometría de respuesta eléctrica.

### ***Admitancia Acústica.***

Recientemente se ha hecho énfasis en los efectos de varias clases de patologías en la impedancia acústica a nivel de la membrana timpánica. Los equipos de medición pueden determinar la impedancia de la membrana timpánica o su inverso, la admitancia de la energía sonora en el oído medio.

La impedancia de cualquier objeto queda determinada por su resistencia funcional (R), su masa (M) y su rigidez (S) [MAR94]:

$$Z = \sqrt{R^2 + \left(2\pi fM - \frac{S}{2\pi f}\right)^2}$$

La resistencia queda determinada principalmente por los ligamentos del oído medio que soportan los tres huesecillos dentro de la cavidad del oído medio. La masa queda determinada por el peso de los huesos del oído medio y la membrana timpánica. La rigidez queda determinada por la carga de presión de fluido del oído interno en la base del estribo.



El equipo de medición de la admitancia acústica en el oído medio está compuesto por tres tubos de goma unidos a una punta de metal la cual se ajusta al canal auditivo externo con un sello de aire. Los tubos se conectan a un altavoz miniatura que emite un tono puro de 220 Hz, que es onda incidente, un micrófono miniatura que recoge el sonido en el canal auditivo, es decir el sonido compuesto de la onda incidente introducida al oído y la onda reflejada que regresa de la membrana timpánica, y una bomba de aire calibrada en milímetros de agua (mm H<sub>2</sub>O) que puede crear presiones de aire positivas y negativas dentro del canal. Este sistema se lleva a un oído mientras que en el otro se coloca un audífono de un audiómetro de tonos puros [MAR94]. (Ver Figuras A1.4 y A1.5)

En el plano de la membrana timpánica se realizan principalmente tres mediciones:

- 1.- La complianza estática que determina la movilidad de la membrana timpánica;
- 2.- La timpanometría que mide la movilidad de la membrana como función de cantidades de presiones de aire positivas y negativas en el canal auditivo externo;
- 3.- El reflejo acústico que es la contracción de los músculos del oído medio en respuesta a un sonido intenso.

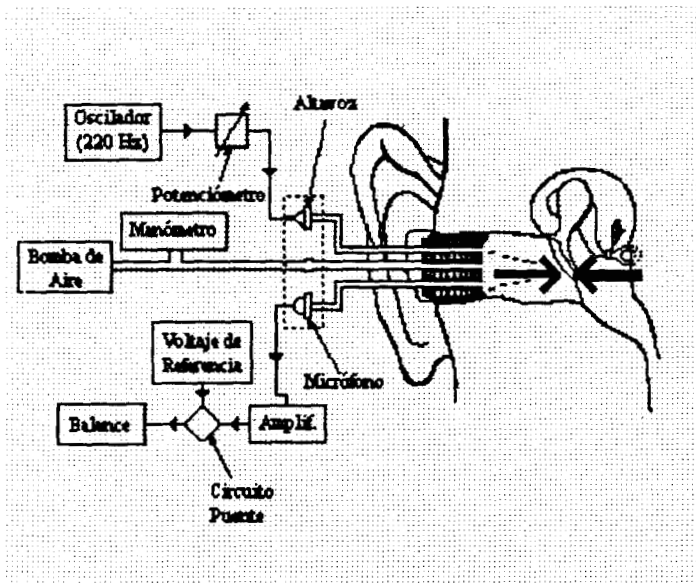


Fig A1.4: Medición de la Admitancia Acústica



Fig A1.5: Configuración para la medición de la admitancia acústica: de un lado la punta de prueba y del otro una terminación del audífono

Para medir la complianza estática de la membrana timpánica se debe despejar el canal auditivo. La punta se presiona hacia el canal auditivo mientras que la presión se incrementa con la bomba de aire. Mediante la medición se determinará si se ha logrado el sello de aire o si es necesario utilizar una punta de diferente tamaño. Ya que se obtuvo el sello la presión se incrementa a 200 mm H<sub>2</sub>O y la intensidad del tono de prueba de 220 Hz

sa ajusta hasta que se obtenga el nivel SPL deseado, de 85 a 95 dB, en función del instrumento de prueba. El volumen equivalente realizado con la membrana timpánica inmovilizada por una presión de aire positiva representa la complianza del oído externo. El siguiente paso es disminuir gradualmente la presión en el canal auditivo hasta que la membrana timpánica logre máxima complianza, es decir, cuando las presiones a ambos lados de la membrana sean aproximadamente iguales. La lectura obtenida representa la complianza de los oídos externo y medio juntos. La complianza estática se calcula como la diferencia de las complianzas obtenidas.

Para realizar una timpanometría se aplica una presión de aire a 200 mm H<sub>2</sub>O y después se determina su complianza. El procedimiento de las mediciones de la complianza se repite pero disminuyendo las presiones en el canal auditivo. Una vez alcanzado 0 mm H<sub>2</sub>O se crea una presión negativa por la bomba y se realiza una medición adicional de complianza. El propósito de la timpanometría es determinar el punto y la magnitud de mayor complianza de la membrana timpánica. Tales mediciones dan información de mucho valor con respecto a la condición de las estructuras del oído medio como la movilidad de la cadena oscicular la cual determina cuándo las estructuras del oído medio vibran con normalidad y cuándo esta movilidad disminuye debido a una enfermedad del oído medio.

El músculo estapedio se caracteriza por su contracción refleja a sonidos intensos, cuando un tono de 85 dB HL o mayor se presenta a un oído los músculos estapedios de ambos lados se contraen. Estas contracciones son graduales y directamente proporcionales a la intensidad del tono. El reflejo puede producirse presentando el sonido tanto del lado donde se realiza la medición de la admitancia, lado ipsilateral, como en el lado opuesto o contralateral. En general se pueden encontrar problemas tanto en la parte aferente como eferente del reflejo acústico complicando la interpretación, sin embargo combinando las mediciones del reflejo acústico contralateral con el ipsilateral se puede determinar la localización de una pérdida conductiva en los casos donde no se pueda recurrir a una audiometría por vía ósea. Debido a que la medición del reflejo acústico y la intensidad a la que un sonido llega a ser molesto se relacionan de manera directa se pueden utilizar para determinar el ajuste del nivel en un auxiliar auditivo y lograr la amplificación necesaria sin provocar una situación de molestia al usuario.

### ***Emisiones Otoacústicas.***

Las emisiones otoacústicas medidas en el canal auditivo externo describe las respuestas que la cóclea genera en la forma de energía acústica. La presencia de oscilaciones de presión de sonido evocadas en el canal auditivo suministra una evidencia directa de las existencias de mecanismos activos dentro de la cóclea. Dentro de sus principales ventajas está la posibilidad de estudiar a detalle los aspectos mecánicos de la función coclear de manera objetiva y no invasiva [KEM88] a partir del punto de vista de las células pilosas externas. El hecho de que las técnicas de valoración sean no invasivas permite repetir las

mediciones sobre grandes períodos de tiempo sin interferir con el modo de funcionamiento normal de la cóclea; con estos métodos se obtiene información objetiva concerniente a la actividad específica micromecánica de los elementos sensoriales o preneurales del órgano de Corti, es decir, los componentes de la cóclea que son distales a las terminaciones de las fibras nerviosas.

Existen varias clasificaciones de las emisiones otoacústicas atendiendo a criterios como la latencia que sigue al establecimiento del estímulo, la estabilidad del patrón del dominio de frecuencia que presentan o el tipo de estimulación acústica que mejor las evocan [PRO91]. De esta manera se pueden encontrar emisiones otoacústicas espontáneas o de latencias cortas o largas dependientes de la frecuencia e incluso emisiones otoacústicas de patrones estables en frecuencia o dependientes de la misma.

Es importante reconocer que el principal componente de todos los sistemas dedicados a medir las emisiones otoacústicas es una prueba acústica que incorpora un micrófono sensible que en la mayoría de los casos se acopla al canal auditivo externo.

Las emisiones otoacústicas espontáneas son señales estacionarias que pueden registrarse sobre largos períodos de tiempo. Debido a que no se necesita estimulación acústica para su registro la prueba acústica sólo consta del micrófono con alta sensibilidad y bajo ruido de fondo además de tener el volumen de medición más bajo posible para poder medir las presiones de sonido de menor amplitud. Las emisiones otoacústicas transitorias representan respuestas que son evocadas por un estímulo acústico breve como el click. Las pruebas acústicas para medir estas señales incorporan medios para generar el estímulo, el micrófono puede ser utilizado para monitorear el nivel y la forma de onda del estímulo asegurando un ajuste adecuado y consistente de la prueba en el canal auditivo [BRA87]. Las emisiones otoacústicas de estimulación en frecuencia pueden generarse con un tono de estimulación a bajo nivel donde se puede hacer uso de un analizador de frecuencia en tiempo real para medirlo. Los productos de distorsión acústica representan respuestas no lineales evocadas y consisten de frecuencias nuevas que no están presentes en el estímulo, la frecuencia del producto de distorsión se relaciona a las frecuencias de los dos estímulos principales por una relación algebraica. Los estímulos generados para el producto de distorsión son dos tonos puros, la mezcla de éstos se puede realizar electrónicamente, usando un solo transductor, o acústicamente después de generar los tonos con dos transductores.

### ***Audiometría de Respuesta Eléctrica.***

El término audiometría de respuesta eléctrica designa a todos los procedimientos de medición de potenciales eléctricos que correlacionan con un estímulo auditivo.

## ***Electrococleografía.***

La electrococleografía (ECochG) es el método electrofisiológico de medición de potencial relativo al estímulo de las partes más periféricas del sistema auditivo, es decir, la cóclea y nervio auditivo. Los potenciales eléctricos asociados con esta parte del patrón auditivo incluyen el microfónico coclear (CM), el potencial de sumación (SP) y el potencial de acción compuesto (AP) del nervio auditivo. Aunque en algunos casos pueden medirse por electrodos superficiales, los estudios de estos eventos requieren mayor exactitud y detalle por lo que se hace uso de electrodos de registro colocados en las cercanías del oído interno.

El microfonía coclear (CM) es una respuesta en forma de corriente alterna que tiende a reflejar la forma de onda de estímulos de intensidad media y moderada y se piensa que refleja el patrón de desplazamiento-tiempo de la partición coclear [DAL73]. Al ser registrados con un electrodo que descansa en las afueras del oído externo de manera apropiada parece surgir de las células pilosas externas en la vuelta más basal de la cóclea [RUT94]. El potencial de sumación (SP) puede verse como una respuesta multicomponente compleja que representa la suma de varios procesos no lineales asociados con la cóclea [DAL72]. Cuando se registran con electrodos no invasivos en el canal auditivo o en la membrana timpánica se caracteriza por una corriente negativa en la línea de base que persiste durante la duración del estímulo a evocar. El potencial de acción (AP) refleja la respuesta sumada de las descargas sincronas de varios miles de fibras nerviosas individuales localizadas principalmente en la región basal o de alta frecuencia de la cóclea [KIA65].

## ***Respuesta de Tallo Cerebral.***

Esta técnica se refiere a la medición de los potenciales asociados al estímulo auditivo que son registrados con electrodos de superficie en el cráneo.

El diagnóstico diferencial entre los distintos tipos de pérdidas auditivas está basado en los resultados de varias pruebas audiológicas como audiometrías por conducción aérea y ósea y timpanometría. Este tipo de pruebas son muy difíciles de realizar en pacientes que no cooperan como lactantes, niños pequeños o adultos con dificultades motrices o de aprendizaje. Bajo estas circunstancias se hace uso de los potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (PEATC) para obtener información objetiva del grado y tipo de pérdida auditiva [BOG85]. El diagnóstico precoz de una pérdida auditiva permite una metodología mejor enfocada a la rehabilitación auditiva y de lenguaje del paciente; con esta herramienta es posible valorar la integridad del sistema auditivo periférico desde la 25ª semana de gestación por lo que se puede evaluar la integridad auditiva del feto aunque de manera indirecta.

Sus ventajas con respecto a los estudios convencionales para la población infantil son varios [BOG85]:

- En audición normal responde a estímulos de baja intensidad contrastando los altos niveles necesarios para producir respuesta de comportamiento cuando éstas son difíciles de medir.
- El estado de vigilia, el sueño, o el efecto de los sedantes no altera la respuesta evocada.
- No se presenta el fenómeno de adaptación por lo que se puede obtener una respuesta confiable a lo largo de todo el estudio.
- Los cambios en la maduración a partir de la semana 25 de gestación permiten realizar valoraciones audiológicas desde épocas muy precoces de la vida.

Las limitaciones que presentan entre otras son las siguientes:

- El estudio puede requerir de mucho tiempo cuando la sedación no es adecuada prolongándose hasta 2 o 2.5 horas; si se toma en cuenta que se está trabajando con niños muy pequeños o no cooperadores es muy importante esperar hasta su completo relajamiento. No es común recurrir a una segunda sesión en contraste con los métodos convencionales de comportamiento que exigen varias sesiones para su evaluación adecuada.
- La respuesta del tronco cerebral se evoca mejor con un click, sin embargo este tipo de respuesta no aporta información a la sensibilidad por debajo de los 1500 Hz aproximadamente por lo que una pérdida auditiva a estas frecuencias puede sobrestimarse. Una alternativa a este problema es el uso de estímulos tonales para evaluar la audición a frecuencias más bajas.
- Como los PEATC se originan a nivel de tronco cerebral proporcionando información con respecto al mecanismo auditivo periférico y la vía central auditiva, la respuesta no es sensible a alteraciones auditivas superiores.

## Selectividad en Frecuencia.

La audición es un proceso complejo que para entenderlo es necesario conocer la manera en que el sonido entra al oído y la forma en que se decodifica y arregla la información. El sonido entra al oído por el ducto auditivo y después de pasar por el oído medio llega a la cóclea por la ventana oval. En el cana auditivo la señal pone al tímpano en vibración, este movimiento se trasmite a través de los huesos del oído medio, los cuales sirven para dos propósitos: por un lado actúan como una palanca incrementando al fuerza y por otro, a altas intensidades, se da una retroalimentación que hace que los músculos incrustados en ellos atenúen las vibraciones que llegan [DEN93]. La cóclea está organizada de una manera tonotópica, es decir, de tal manera que las frecuencias involucradas en los sonidos que entran producen movimientos específicamente localizados en la misma [HEN94]. Las señales a alta frecuencia producen un movimiento máximo de la membrana basilar cerca del

extremo basal mientras que los sonidos a bajas frecuencias producen un movimiento cerca del apex. (Ver Figura A1.6)

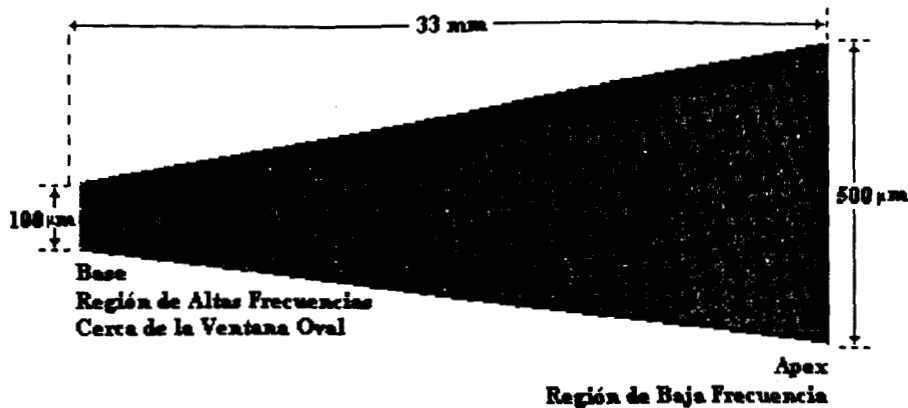


Fig. A1.6 : Membrana Basilar y Localización de las Regiones de Altas y Bajas Frecuencias.

El registro de potenciales evocados de conjunto a nivel de la cóclea (electrococleografía) y de tallo ( respuesta evocada de tallo cerebral ) ha tenido gran utilidad clínica, sin embargo son difíciles de interpretar si se desea entender las bases electrofisiológicas de la sensación auditiva ya que están basados en la actividad acumulada de un gran número de células nerviosas auditivas [HEN94]. Para entender de manera adecuada los efectos de una pérdida a nivel de la cóclea en el procesamiento neuronal debe examinarse la actividad producida por las neuronas auditivas tratadas individualmente.

El movimiento de la membrana basilar provoca la depolarización de las células pilosas internas del Órgano de Corti [DAV58] y que a su vez da lugar a la liberación de neurotransmisores. La porción aferente del nervio auditivo consta de 30 a 50 000 fibras nerviosas que van de la cóclea al sistema auditivo central. Existe alrededor de tres veces más células pilosas internas que externas, pero una pequeña porción de las fibras nerviosas auditivas, 5-10%, tienen conexión sináptica con las células pilosas externas y se sabe muy poco acerca de sus características funcionales [HEN94]. Por otro lado la mayoría de las fibras nerviosas tienen contacto con las células pilosas internas por lo que la respuesta de cada fibra refleja la salida de una región relativamente discreta del órgano de Corti. Se ha demostrado que las células pilosas externas son motiles y pueden elongarse o acortarse de una manera lenta u oscilar rápidamente a una frecuencia tan alta como 8 KHz [BRO90]. Se cree que esta motilidad contribuye significativamente a la sensibilidad del oído y la forma de responder de la membrana basilar.

La mayoría de las fibras nerviosas auditivas producen potenciales de acción espontáneos a intervalos de tiempo irregulares en ausencia de estimulación acústica controlada [HEN94]. Al enviar al oído un tono ráfaga de frecuencia e intensidad apropiadas se produce un aumento en la frecuencia de descarga de una fibra del nervio auditivo sobre su frecuencia espontánea; al nivel de sonido al cual la frecuencia de descarga en la respuesta excede a la frecuencia espontánea se le llama umbral de la fibra nerviosa. Si el umbral para una fibra

se mide sobre un rango de frecuencias éste puede mapearse dando como resultado una curva de afinación. (Ver Figura A1.7)

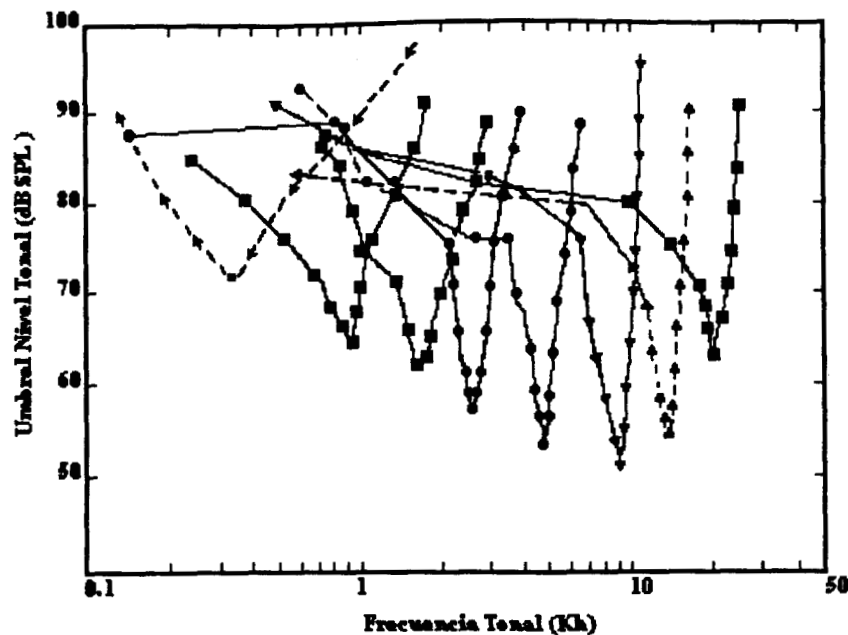


Fig. A1.7 : Curva de Afinación

Cada fibra tiene una gran sensibilidad a un rango angosto de frecuencias en la punta de su curva; si estas curvas de afinación se toman de una muestra representativa de fibras nerviosas, sus frecuencias centrales pueden llegar a cubrir el rango entero de audición. La habilidad de las personas para discriminar una señal del ruido de fondo es un reflejo de la respuesta afinada de la membrana basilar y de las fibras del nervio auditivo; un incremento en el ancho de banda de estos filtros, el cual es de alrededor de 1/6 de octava, puede comprometer dicha habilidad ya que el filtro puede pasar más señal no deseada degradando la relación señal a ruido.

La selectividad en frecuencia se refiere al proceso de filtrado que da lugar a la habilidad para detectar un sonido de una frecuencia en la presencia de otro sonido con una frecuencia diferente [MOO86]. Si bien no está muy clara la forma en que opera el banco de filtros existen algunos aspectos importantes relacionados con la selectividad en frecuencia que desarrollan. Dichos filtros tienen un sistema de activación biológico, si se reduce el suministro de oxígeno al oído se pierde la afinación de las fibras del nervio coclear, condición que se restablece si el oxígeno vuelve a suministrarse, de otra manera la pérdida permanece constante [PER94].

La selectividad en frecuencia ha sido un tema muy estudiado en los últimos años y sus posibles aplicaciones valoradas con diversas metodologías. La conveniencia de que la respuesta de seguimiento de frecuencia (Frequency Following Response FFR) proporciona información específica a bajas frecuencias permitió encontrar correspondencias entre estímulos y respuestas hasta 2000 Hz mediante un método de correlación cruzada

utilizando ruido blanco [KRU79]. Su gran limitante es la sensibilidad de la respuesta a movimientos musculares y artefactos acústicos, eléctricos o magnéticos. Se han desarrollado trabajos estudiando la respuesta evocada de tallo cerebral y el efecto sobre la especificidad en frecuencia de factores como los niveles de enmascaramiento [PUR89], los tonos conducidos por hueso en infantes y adultos [NOU92] o los tonos conformados con funciones no lineales como ventana [ROB92]. La composición espectral de los potenciales evocados de tallo cerebral (PETC) se ha utilizado para valorar técnicas relacionadas al registro como el filtrado con el fin de mejorar la detección de parámetros bien conocidos como la onda V [SP193]. La selectividad en frecuencia del PETC se ha ocupado entre otras cosas de determinar el umbral comportacional de estímulo a ciertas frecuencias desarrollando una serie de técnicas de enmascaramiento [PUR89].

La estimulación es un factor de gran importancia en la determinación de la selectividad en frecuencia en el PETC. Existe una relación entre las características temporales de un estímulo y las amplitudes presentes en su espectro en frecuencia [BRI77], conforme la duración del tiempo de subida/bajada disminuye, el esparcimiento de la energía se incrementa. La duración del estímulo define el ancho de banda de los lóbulos en el espectro mientras que los tiempos de subida/bajada la relación de amplitudes entre el lóbulo central y los lóbulos laterales. En 1980 Davis sugirió el uso de estímulos definiendo sus parámetros en términos de número de ciclos dando como resultado un esparcimiento de energía uniforme en escala logarítmica sin afectar la determinación de la frecuencia central [DAV80]. El uso de tales estímulos es motivado por el hecho de que la frecuencia a lo largo de la membrana basilar también está organizada logarítmicamente. Aunque es muy frecuente en la obtención del PETC el uso de filtros con frecuencia seleccionada tanto para estímulos como para respuestas con frecuencias de corte bajas no garantiza que la señal obtenida surja de una región específica de la cóclea. Existen limitantes debidas tanto a la naturaleza del sistema auditivo como a las alteraciones cuando se presentan problemas en la audición que restringen la región de estudio de la información espectral [GOR83].

Una forma de obtener información específica en frecuencia ha sido el presentar el estímulo junto con ruido de enmascaramiento. Para este tipo de estimulación se han utilizado tres formas de ruido, ruido pasa altas, ruido notch y respuestas derivadas, su fundamento se basa en las suposiciones de que el ruido enmascara las respuestas en regiones remotas de la cóclea con respecto a la de estudio y de que el ruido no altera las respuestas en las regiones de la cóclea bajo estudio. El ruido pasa altas consiste en el filtrado pasa altas de ruido blanco mientras que el ruido notch es un ruido de banda ancha filtrado de tal forma que se obtenga una banda de dos octavas donde el ruido se atenúe. En el ruido notch el control de la frecuencia se obtiene variando las frecuencias de corte de esta banda y el estímulo de tono ráfaga se coloca al centro de esta banda aislándolo del ruido de enmascaramiento. Usualmente se presenta el estímulo y el ruido a una relación señal a ruido fija para después varias las amplitudes de ambas señales simultáneamente. Las respuestas derivadas son mas complicadas de medir e interpretar; se parte de un ruido de banda ancha filtrado donde las frecuencias de corte del enmascaramiento pasa altos disminuyen sucesivamente para que la región de enmascaramiento aumente de forma escalonada. El PETC se evoca mejor con un click, el cual es una señal que consiste en un



pulso con una duración de 100  $\mu$ seg., y para las respuestas derivadas la diferencia entre el PETC evocado por clicks obtenida en presencia de enmascaramiento pasa altas con frecuencias de corte adyacentes proporciona la respuesta derivada de la región frecuencial comprendida entre las frecuencias de corte.

## Apéndice II

### Estimación Espectral.

#### *Introducción.*

La determinación de la distribución de potencia espectral de un proceso aleatorio es el punto fundamental de la estimación espectral [PRO92]. La aplicación que puede tener la estimación espectral abarca diversas disciplinas como análisis de señales de radar, voz [GRA80], señales biomédicas [SIG95], comunicaciones, etc. Encontrar el espectro de potencia requiere de una serie de condiciones a considerar en el proceso aleatorio dentro de las cuales la más crítica es la longitud de datos experimentales. En general la secuencia de datos a analizar no es lo suficientemente larga para realizar una estimación espectral. Esto puede deberse a una real falta de datos o a un corte artificial de la secuencia para asegurar que sus características espectrales no cambien con el tiempo. *Para estimaciones espectrales confiables es deseable contar con secuencias de datos de larga duración* [PRO92]. Cuando esto no se puede lograr es probable que se presenten varios compromisos en la estimación espectral siendo el principal el que existe entre la varianza y el sesgo. Si el estimador espectral produce buenos resultados en promedio, es decir con bajo sesgo, se puede esperar numerosas variaciones entre la estimación obtenida con dos o más conjuntos de valores diferentes, o una alta varianza. Por otro lado si el estimador espectral logra una baja varianza entonces en promedio la estimación espectral podría ser pobre [KAY88].

#### *Clasificación.*

Los estimadores espectrales pueden clasificarse en paramétricos y no paramétricos. Los no paramétricos no requieren suposiciones acerca de los datos, sólo asumir que éstos son estacionarios en sentido amplio [PRO92]. Los paramétricos se basan en funciones de transferencia o modelos acerca de la forma en la cual se generan los datos o señales [KAY81] por lo que su aplicación es más restrictiva. Su ventaja consiste en que si las suposiciones hechas acerca de los modelos son correctas, éstas conducen a estimaciones espectrales más precisas con capacidad de reducir el sesgo y la varianza sin incrementar la longitud de la secuencia de datos.

En el marco de la estimación espectral se requiere conocer cierta información de la señal a analizar; tal información se refiere a características estocásticas de la misma como el valor medio y la función de autocorrelación.

Un proceso estocástico se define como una variable aleatoria con una dimensión adicional, el tiempo [PEE93]. Los procesos estocásticos pueden clasificarse de acuerdo a la naturaleza del parámetro  $t$  (tiempo) y la variable aleatoria  $x = x(t)$  en el tiempo  $t$  de la siguiente manera:

- si  $x$  y  $t$  toman valores continuos entonces el proceso es aleatorio continuo;
- si  $x$  tiene solamente valores discretos y  $t$  toma valores continuos el proceso es aleatorio discreto;
- si  $t$  es discreto pero  $x$  es continuo el proceso es aleatorio continuo [THO69];
- si  $t$  y  $x$  son discretos el proceso es una secuencia aleatoria discreta.

La estadística de primer orden del proceso queda completamente determinada por la función de densidad de probabilidad de la variable aleatoria correspondiente, la cual se denota como:

$$f_x(x_i; t_i) = \frac{dF_x(x_i; t_i)}{dx_i}$$

donde la función de distribución de probabilidad es  $F_x(x_i; t_i) = P\{X(t_i) \leq x_i\}$ .

Un proceso estocástico es estacionario de primer orden si el comportamiento de su función de densidad de probabilidad es el mismo a diferentes tiempos [PEE93]:

$$f_x(x; t) = f_x(x; t + \Delta) \text{ para cualquier } t \text{ y cualquier número real } \Delta.$$

Como consecuencia de la estacionaridad de primer orden el valor esperado del proceso estocástico es constante. La estacionaridad de un proceso estocástico puede extenderse a órdenes más altos de probabilidad conjunta. El orden de estacionaridad es igual al número de variables relacionadas por la función de densidad de probabilidad.

Si se asume que  $x(n)$  representa un proceso estocástico real y estacionario en sentido amplio entonces  $x(n)$  tiene un valor medio constante y una función de autocorrelación que depende únicamente de la separación de las muestras [PEE93]. El valor medio de un proceso estocástico  $x(n)$  con las características antes mencionadas está dado por la siguiente expresión:

$$E[x(n)] = \sum_{-\infty}^{\infty} x(n)P_x(n) = \mu_x$$

donde  $P_x(n)$  es la densidad de distribución de probabilidad de la secuencia  $x(n)$ . Si el proceso es ergódico su estadística completa puede obtenerse a partir de cualquier realización por lo que el valor medio se puede calcular como:

$$E[x(n)] = \lim_{N \rightarrow \infty} \sum_{-\infty}^{\infty} x(n) P_x(n)$$

$$E[x(n)] = \mu_x \quad \text{en el ensamble y en el tiempo respectivamente}$$

$$E[x(n)] = \overline{x(n)}$$

La función de autocorrelación indica la relación que existe entre la señal original y la señal recorrida un cierto intervalo; su cálculo para dos muestras pertenecientes a la secuencia es como sigue:

$$E[x(n)x(n+k)] = \gamma_x(k)$$

donde la función de autocorrelación está evaluada en la muestra  $k$  y no en el instante  $n$ . Se asume por conveniencia que el valor medio del proceso estacionario es cero. Esta condición no es lo restrictiva que pareciera ya que puede definirse una secuencia  $y(n)$  tal que  $y(n) = x(n) - \mu_x$ . Si se calcula el valor medio se obtendrá:

$$E[y(n)] = E[x(n) - \mu_x] = E[x(n)] - \mu_x = 0 = \mu_y$$

La densidad de potencia espectral se obtiene del *teorema de Wiener-Kinchin* [EDW73] que indica que ésta es la transformada de Fourier de la función de autocorrelación:

$$P_x(\omega) = \sum_{-\infty}^{\infty} \gamma_k(k) \exp(-j\omega k) \quad -\pi \leq \omega \leq \pi$$

### FFT.

La estimación de la densidad de potencia espectral se basa en procedimientos que utilizan la Transformada Rápida de Fourier o FFT (*Fast Fourier Transform*). Esta aproximación al análisis espectral es computacionalmente eficiente y produce resultados razonables para una gran clase de procesos. La aproximación por FFT sin embargo, tiene varias limitaciones de rendimiento inherentes. La más evidente es la resolución en frecuencia, es decir, la habilidad para distinguir las respuestas espectrales de dos o más señales. Otra limitación es el ventaneo implícito de los datos al procesar la FFT manifestándose como una fuga en el dominio de la frecuencia, la energía del lóbulo principal se fuga en los lóbulos laterales tapando y distorsionando otras respuestas espectrales presentes [KAY81]. De hecho las respuestas espectrales de señales débiles pueden ser enmascaradas por lóbulos laterales más grandes que vienen de respuestas espectrales más fuertes. Estas dos limitaciones de rendimiento en la aproximación por FFT son particularmente molestas al analizar registros de señales de corta duración.

Sea  $x(t)$  una señal analógica determinística, la transformada de Fourier continua de esta señal es

$$X(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} x(t)e^{-j\omega t} dt$$

y su espectro de potencia o densidad de energía espectral es

$$P_x(\omega) = |X(\omega)|^2.$$

El *teorema de la energía de Parseval* [OPF89] indica que la energía en el tiempo es igual a la energía en la frecuencia:

$$\int_{-\infty}^{\infty} |x(t)|^2 dt = \int_{-\infty}^{\infty} |X(\omega)|^2 d\omega.$$

Si se discretiza la señal analógica se tendrá ahora una secuencia  $x_n = x(n\Delta t)$ ,  $-\infty < n < \infty$  cuya transformada de Fourier es [BRI77]:

$$\begin{aligned} X_n(\omega) &= \int_{-\infty}^{\infty} \left[ \sum_{n=-\infty}^{\infty} x(t)\delta(t - n\Delta t)\Delta t \right] e^{-j\omega t} dt \\ &= \Delta t \sum_{n=-\infty}^{\infty} x_n e^{-j\omega_n \Delta t} \end{aligned}$$

con una densidad de energía espectral dada por la función continua

$$P_{x_n}(\omega) = |X_n(\omega)|^2$$

para datos muestreados de un proceso limitado en banda.

### ***Estimación no Paramétrica.***

Las técnicas de estimación no paramétrica que a continuación se describen son el periodograma y su variación, el periodograma promediado

#### ***Periodograma.***

La estimación espectral usando el periodograma se basa en la relación

$$P_x(\omega) = \lim_{M \rightarrow \infty} E \left[ \frac{1}{2M+1} \left| \sum_{n=-M}^M x(n) \exp(-j\omega n) \right|^2 \right].$$

Si se asume que el conjunto de datos es finito,  $\{x(0), x(1), x(2), \dots, x(N-1)\}$ , se puede definir un nuevo estimador:

$$P_{per}(w) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x(n) \exp(-jwn) \right|^2.$$

Si se reemplaza el valor de  $w$  por  $w_0$  se estaría estimando la densidad de potencia espectral en una frecuencia en particular :

$$\hat{P}_{per}(w_0) = \left[ \left| N \sum_{k=0}^{N-1} h(n-k)x(k) \right|^2 \right]_{n=0}.$$

donde

$$h(n) = \begin{cases} \frac{1}{N} \exp(jw_0 n) & \text{para } n = -(N-1), \dots, 1, 0 \text{ y otros valores de } n \text{ respectivamente.} \\ 0 & \end{cases}$$

$$\hat{P}_{per}(w) = \sum_{k=0}^{N-1} x(k) \exp(-jw_0 k)$$

donde  $h(n)$  es la respuesta al impulso de un sistema lineal invariante al corrimiento con respuesta en frecuencia

$$H(w) = \sum_{n=-(N-1)}^0 h(n) \exp(-jwn) = \frac{\text{sen}(N(w-w_0)/2)}{N \text{sen}((w-w_0)/2)} \exp\left(j\left(\frac{N-1}{2}\right)(w-w_0)\right).$$

$H(w)$  representa la respuesta en frecuencia de un filtro pasa banda centrado en  $w_0$ . De esta manera el periodograma estima la potencia espectral en la frecuencia  $w_0$  mediante un filtrado de los datos de entrada con un filtro pasa banda centrado en  $w_0$ , un muestreo de la salida en  $n=0$  y el cálculo de la magnitud al cuadrado. El ancho de banda del filtro es aproximadamente  $1/N$ . Así se podría suponer que si se cuenta con un número suficiente de datos entonces  $\hat{P}_{per}(w) \rightarrow P_x(w)$ .

Debido a que la densidad de potencia espectral se relaciona con la función de autocorrelación de la señal de datos para poder hacer un estimado espectral por medio del periodograma se procede a estimar primero esta función:

$$\hat{r}_x(z) = \frac{1}{2T_0} \int_{-T_0}^{T_0} x^*(t)x(t+\tau) dt \text{ para señales continuas,}$$

$$\hat{r}_x(m) = \frac{1}{N} \left| \sum_{n=0}^{N-1} x_i(n) e^{-j2\pi n m} \right|^2 \text{ para señales discretas}$$

con  $T_0$  como el período de observación; la densidad de potencia espectral para ambos casos es:

$$\hat{P}_x(\omega) = \int_{-T_0}^{T_0} \hat{r}_x(\tau) e^{-j\omega\tau} d\tau \text{ para señales continuas,}$$

$$\tilde{P}_x(\omega) = \frac{1}{N} |X(\omega)|^2 \text{ para señales discretas.}$$

Del análisis estadístico de los estimados se ha obtenido que  $\hat{r}_x(m)$ , el estimado de la función de autocorrelación es consistente, es decir que en el límite tanto el valor medio como la varianza del estimado tienden al valor real; sin embargo su transformada de Fourier  $\tilde{P}_x(\omega)$  o periodograma, no lo es. Esta situación ha dado lugar a proponer varios métodos para reducir la varianza del periodograma para obtener estimaciones espectrales más precisas.

### Periodograma Promediado.

El método de periodogramas promediados debido a Bartlett [KAY88] consiste en separar los datos en segmentos, calculando el periodograma de cada uno y promediando los periodogramas resultantes:

$$\tilde{P}_x^i(\omega) = \frac{1}{M} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n) e^{-j\omega n} \right|^2$$

es el periodograma de cada segmento donde

$$x_i(n) = x(n + iM) \quad \begin{array}{l} i = 0, 1, \dots, k-1 \\ n = 0, 1, \dots, M \end{array}$$

es cada segmento de  $M$  muestras en que se dividió el tamaño total de la señal de  $N$  muestras. Por último los  $k$  periodogramas se promedian para obtener la densidad de potencia espectral final:

$$\tilde{P}_x^T(\omega) = \frac{1}{k} \sum_{i=0}^{k-1} \tilde{P}_x^i(\omega)$$

Realizando el análisis estadístico de este estimador se hace presente un sesgo en la varianza ya que

$$\lim_{M \rightarrow \infty} E[\tilde{P}_x^T(\omega)] = P_x(\omega) \text{ y } \lim_{M \rightarrow \infty} Var[\tilde{P}_x^T(\omega)] = \frac{1}{k} P_x^2(\omega)$$

En 1967 Welch introdujo dos modificaciones al método de Bartlett [WEL67]. Primero permitió que segmentos consecutivos entre los datos se traslaparan y posteriormente realizó un ventaneo de la señal previo al cálculo del periodograma. Ahora los segmentos estarían dados por  $x_i(n) = x(n + iD)$  donde  $iD$  es el punto que marca el inicio del bloque

$$i = 0, 1, 2, \dots, L - 1$$

y

$$n = 0, 1, 2, \dots, M - 1$$

El periodograma modificado resultante tiene la siguiente forma:

$$P_x^{(i)}(\omega) = \frac{1}{MU} \left| \sum_{n=0}^{M-1} x_i(n)w(n)e^{-j\omega n} \right|^2$$

donde  $U$  es la potencia de la ventana:

$$U = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} w^2(n).$$

El espectro de densidad de potencia espectral estimado se obtiene mediante el promedio de los periodogramas promediados:

$$P_x^T(\omega) = \frac{1}{L} \sum_{L=0}^{L-1} P_x^{(i)}(\omega)$$

La varianza del estimado es función de la ventana y del número de puntos de traslape utilizado.

Los estimados espectrales basados en periodogramas tienen, entre otras, las siguientes ventajas [KAY81]:

- son computacionalmente eficientes si se utilizan pocos puntos, para el caso del de Bartlett, o si se utiliza la *FFT*, como en el periodograma;
- el estimado de la densidad de potencia espectral es directamente proporcional a la potencia de las señales senoidales;
- es un buen modelo para algunas aplicaciones;

pero también posee algunas desventajas:

- supresión de respuestas del lóbulo principal de señales débiles por lóbulos laterales de señales más fuertes;
- resolución en frecuencia limitada por la duración del registro de datos disponible independientemente de las características de los datos o de su relación señal a ruido;
- introducción de distorsión en el espectro debido a la fuga de los lóbulos laterales;



- necesidad de alguna cantidad de pseudopromedio del ensamble para obtener el espectro del periodograma que sea estadísticamente consistente.

### Estimación Paramétrica.

Los estimados paramétricos se basan en modelar las señales  $x(n)$  como la respuesta de sistemas lineales con función de transferencia

$$H(z) = \frac{X(z)}{Y(z)} = \frac{\sum_{k=0}^q b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^p a_k z^{-k}}$$

cuando tienen como función de entrada la señal  $w(n)$  [PRO92].

De esta expresión se obtiene que

$$X(z) = \sum_{k=0}^q b_k z^{-k} W(z) - \sum_{k=1}^p a_k z^{-k} X(z)$$

o, tomando la *transformada z inversa*

$$x(n) = \sum_{k=0}^q b_k w(n-k) - \sum_{k=1}^p a_k x(n-k)$$

donde  $w(n)$  es la secuencia de entrada. Debido a que  $x(n)$  se supone como un proceso estacionario producido por un sistema invariante al corrimiento,  $w(n)$  también se supone estacionario. Entonces el espectro de potencia del proceso deseado está dado por

$$|X(w)|^2 = H(w)W(w) \cdot H^*(w)W^*(w) = |H(w)|^2 |W(w)|^2.$$

La señal de entrada no es observable por lo que se asume como un proceso estacionario de ruido blanco con media cero y función de autocorrelación  $\gamma_w(m) = \sigma_w^2 \delta(m)$  de forma que  $|W(w)|^2 = \sigma_w^2$ . El espectro de potencia del proceso deseado evaluado en  $e^{jw}$  será

$$|X(w)|^2 = \sigma_w^2 \frac{\left| \sum_{k=0}^q b_k e^{-jwk} \right|^2}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_k e^{-jwk} \right|^2}.$$

El problema de estimación espectral se reduce entonces a estimar los parámetros del filtro generador del proceso, por eso su nombre de paramétrico. Con los parámetros una vez obtenidos sólo resta evaluar la magnitud al cuadrado de la respuesta en frecuencia para obtener el espectro deseado.

De acuerdo a las características del filtro generador se distinguen tres procesos diferentes:

- si el filtro consta de polos y ceros, es decir  $a_i \neq 0$  y  $b_i \neq 0$ , el proceso es autorregresivo y de promedio móvil o *ARMA (AutoRegressive Moving Average)*;
- si el filtro consta sólo de polos, es decir  $b_k = 0$  para todo  $k \neq 0$  y  $b_0 = 1$ , el proceso es de tipo autorregresivo o *AR (AutoRegressive)* como se ilustra en la Figura A2.1;
- si el filtro consta sólo de ceros, es decir  $a_k = 0$  para todo  $k \neq 0$ , el proceso es de tipo promedio móvil o *MA (Moving Average)*.

De los tres modelos el *AR* es más utilizado debido a que es muy adecuado para representar espectros con picos angostos o resonancias y a que su aplicación da lugar a un conjunto de ecuaciones lineales cuya solución puede lograrse con algún sistema conocido para este fin. Por otro lado se pueden representar mediante este modelo varias de las señales de interés práctico de manera adecuada ya que el modelo *MA* requiere un número grande de coeficientes para representar espectros con picos angostos o resonancias altas. Por otro lado el *teorema de descomposición de Wold* [KAY88] dice que cualquier proceso estacionario *ARMA* o *MA* de varianza finita puede representarse como un modelo único *AR* de orden posiblemente infinito [KAY81].

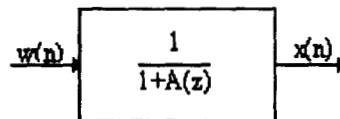


Fig. A2.1 : Proceso Aleatorio AR

### Método de Burg para Procesos AR.

El método de Burg [BUR67] de estimación espectral puede verse como un *sistema lattice* de mínimos cuadrados basado en la minimización de los errores hacia atrás y hacia adelante en predicción lineal, con la restricción de que los parámetros *AR* satisfacen la *recursión de Levinson-Durbin* [PRO92].

Considerar los errores de predicción lineal hacia adelante y hacia atrás

$$f_m(n) = \hat{x}(n) + \sum_{k=1}^m a_m(k)x(n-k)$$

$$g_m(n) = \hat{x}(n-m) + \sum_{k=1}^m a_m^*(k)x(n+k-m)$$

donde los coeficientes  $\alpha_m(k)$  son los parámetros del predictor,  $0 \leq k \leq m-1$ ,  $m=1,2,\dots,p$ . El error cuadrático es

$$E_m = \sum_{n=m}^{N-1} \left[ |f_m(n)|^2 + |g_m(n)|^2 \right].$$

Este error se minimiza al seleccionar los coeficientes del predictor de tal forma que satisfagan la restricción impuesta por la recursión de Levinson-Durbin

$\alpha_m(k) = \alpha_{m-1}(k) + k_m \alpha_{m-1}^*(m-k)$  para  $1 \leq k \leq m-1$  y  $1 \leq m \leq p$  donde  $k_m = a_m(m)$  es el  $m$ -ésimo coeficiente de reflexión en la realización de Lattice.

Las ecuaciones de orden recursivo que describen la realización Lattice están dadas por

$$\begin{aligned} f_m(n) &= f_{m-1}(n) + k_m g_{m-1}(n-1) \\ g_m(n) &= k_m^* f_{m-1}(n) + g_{m-1}(n-1) \end{aligned}$$

Sustituyendo en el error cuadrático se obtiene

$$E_m = \sum_{n=m}^{N-1} \left[ |f_{m-1}(n) + k_m g_{m-1}(n-1)|^2 + |k_m^* f_{m-1}(n) + g_{m-1}(n-1)|^2 \right].$$

Al minimizar el error cuadrático con respecto al coeficiente de reflexión complejo  $k_m^*$  se obtiene el valor del coeficiente  $k_m$ :

$$k_m = \frac{2 \sum_{n=m}^{N-1} f_{m-1}(n) g_{m-1}^*(n-1)}{\sum_{n=m}^{N-1} \left[ |f_{m-1}(n)|^2 + |g_{m-1}(n-1)|^2 \right]}.$$

El numerador es un estimador de la correlación cruzada entre el error hacia adelante y hacia atrás y la normalización asegura que  $|k_m| < 1$  de tal forma que el modelo sólo polos que se obtiene para el conjunto de datos es estable.

El error cuadrático total se define como

$$\hat{E}_{m-1} = E_{m-1}^f + E_{m-1}^b = \sum_{n=m}^{N-1} |f_{m-1}(n)|^2 + \sum_{n=m}^{N-1} |g_{m-1}(n-1)|^2$$

y entonces el valor de  $k_m$  queda determinado por

$$k_m = \frac{2 \sum_{n=m}^{N-1} f_{m-1}(n) g_{m-1}^*(n-1)}{E_{m-1}}$$

donde  $E_m$  se puede estimar de forma recursiva como

$$E_m = [1 - |k_m|^2] E_{m-1} - |f_{m-1}(m-1)|^2 - |g_{m-2}(m-2)|^2.$$

Con estos resultados se obtiene la siguiente estructura Lattice

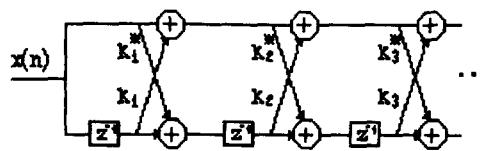


Fig. A2.2 : Estructura de Lattice del método de Burg para procesos AR

donde  $f_0(n) = g_0(n) = x(n)$  y  $k_0 = k_0^* = 1$ . Con los coeficientes de reflexión estimados se procede a calcular los parámetros del modelo AR con la siguiente recursión:

$$\begin{aligned} a_m(0) &= 1 \\ a_m(m) &= k_m \\ &\vdots \\ a_m(k) &= a_{m-1}(k) + k_m a_{m-1}^*(m-k) \\ &1 \leq k \leq m-1 \\ m &= 1, 2, \dots, p \end{aligned}$$

Con estos parámetros el espectro de potencia estimado es de la forma

$$P_x^B(f) = \frac{E_p}{\left| 1 + \sum_{k=1}^p a_p(k) e^{-j2\pi f k} \right|^2}$$

El método de Burg presenta las siguientes ventajas [PRO92]:

- alta resolución en frecuencia a bajos niveles de ruido;
- conduce al modelos AR estables;
- computacionalmente eficiente debido al algoritmo de Levinson-Durbin;

sin embargo también presentan algunas limitaciones [KAY81]:

- muestra partición de línea espectral (*line splitting*) cuando la relación señal a ruido es alta, los espectros con picos angostos pueden resultar en estimaciones que presentan dos picos cercanos uno con respecto al otro;
- para modelos de orden mayor con respecto al número de datos el método también introduce picos falsos;
- mucha sensibilidad a la fase de la señal cuando se estiman espectros consistentes de senoides en ruido especialmente cuando la cantidad de datos es limitada;

Para eliminar estos problemas se han propuesto varias modificaciones al método de Burg. Una de las más comunes consiste en introducir una ventana en la estimación de los coeficientes de reflexión [KAY88]:

$$k_m = - \frac{2 \sum_{n=m}^{N-1} w_{n-1}(n) f_{m-1}(n) g_{m-1}^*(n-1)}{\sum_{n=m}^{N-1} w_{m-1}(n) \left[ |f_{m-1}(n)|^2 + |g_{m-1}(n-1)|^2 \right]}$$

Con esta modificación utilizando diversas ventanas se ha podido reducir algunos de los problemas mencionados anteriormente.

Debido a que la mejor elección del orden del polinomio predictor por lo general no se conoce de antemano, en la práctica generalmente se postulan algunos modelos para la determinación del orden. Basado en esto se puede calcular algún criterio de error que indique el orden a elegir. Si la elección da por resultado un orden muy bajo el estimado espectral presenta una morfología suave, por otro lado los órdenes muy altos introducen detalles falsos en el espectro. Una aproximación intuitiva sería la de construir modelos *AR* de orden creciente hasta que la potencia del error de predicción calculado alcance un mínimo. Debido a la relación inversa que guarda la potencia del error de predicción con el orden del polinomio predictor esta cifra de mérito no es suficiente para indicar dónde terminar la búsqueda del orden óptimo.

Varios criterios han sido introducidos como bases objetivas para la selección del orden del modelo *AR*, entre los que destacan los de Akaike [AKA74], [COH86]:

- Error de Predicción Final (*FPE*) que selecciona el orden del proceso *AR* de tal forma que el error promedio para la predicción de un paso sea mínima. Considera al error como la suma de la potencia en la parte no predecible del proceso y una cantidad que representa las inexactitudes en la estimación de los parámetros *AR*:

$$FPE_p = \varepsilon_p \left( \frac{N+p+1}{N-p-1} \right)$$

donde  $N$  es el número de muestras,  $p$  el orden del polinomio predictor y  $\varepsilon_p$  la potencia del error de predicción. El orden  $p$  se elige de tal forma que  $FPE$  sea mínimo.

- Criterio de Información de Akaike ( $AIC$ ) que determina el orden del modelo minimizando una función teórica de información. Asumiendo que el proceso tiene estadística gaussiana:

$$AIC_p = \ln(\varepsilon_p) + 2/N .$$

El término  $2/N$  es sólo una constante aditiva que se toma en cuenta para la sustracción del valor medio. El segundo término representa una carga por el uso de coeficientes  $AR$  extra que no resulten en una reducción sustancial de la potencia del error de predicción. El orden  $p$  se elige de tal forma que  $AIC$  sea mínimo.

## Función de Coherencia.

Cuando se desea estudiar la relación entre dos procesos aleatorios se hace uso de la función de correlación cruzada que se define para procesos estacionarios como

$$E[x(n)y(n+k)] = \gamma_{xy}(k).$$

La función de densidad espectral cruzada, o espectro cruzado, relaciona dos procesos estacionarios en el dominio de la frecuencia; es en sí la transformada de Fourier de la función de correlación cruzada de manera análoga a la formulación descrita en el teorema de Wiener-Kinchin

$$S_{xy}(w) = P_{xy}(w) = \mathfrak{F}\gamma_{xy}(k).$$

Una aplicación del espectro de potencia cruzada se relaciona con el análisis de sistemas lineales. Un sistema lineal con respuesta a impulso  $h(t)$ , una señal estacionaria de entrada  $x(t)$  y una salida  $y(t)$  se relacionan con respecto a su espectro de potencia mediante

$$S_{xy}(w) = H(w)S_{xx}(w)$$

por lo que la respuesta en frecuencia del sistema queda determinada a partir del espectro cruzado y el de la entrada

$$H(w) = \frac{S_{xy}(w)}{S_{xx}(w)}.$$

La función de coherencia está definida como

$$\phi_{xy}^2(\omega) = \frac{|S_{xy}(\omega)|^2}{S_{xx}(\omega)S_{yy}(\omega)} \leq 1$$

La función de coherencia es una medida de la relación lineal entre los componentes en frecuencia de la señal de entrada y la señal de salida de un sistema. Su rango va de 0 a 1 donde el valor 0 se da cuando los procesos involucrados son estadísticamente independientes o incoherentes y el 1 cuando ambos procesos tienen una relación fuerte a todas las frecuencias involucradas, en este caso se dice que son completamente coherentes [COH86]. Una forma de calcular la función de coherencia de un sistema lineal es mediante los estimados espectrales de las funciones de correlación cruzada y autocorrelación involucradas. Un estimado válido de la coherencia puede obtenerse a partir del promedio de los estimados espectrales aplicados a segmentos de las señales. En este caso el uso de un estimador como el periodograma promediado para el cálculo de los espectros resulta conveniente.

## Aplicaciones en Potenciales Evocados.

Dentro del estudio de los potenciales evocados el uso de herramientas como las descritas anteriormente han permitido enfatizar algunas de las características de las señales así como evidenciado otras. Tomando en cuenta el número de variables involucradas en la obtención de un registro de potenciales evocados las técnicas de procesamiento de señales y con mayor exactitud el análisis en frecuencia ofrecen una importante alternativa para solucionar problemas como el mejorar la relación señal a ruido, los filtrados para eliminar artefactos e incluso la elaboración de modelos del sistema auditivo.

Desde su implementación el algoritmo de la transformada rápida de Fourier ha sido ampliamente utilizado para el análisis de señal evocada con el fin de obtener información espectral de la misma [SP193] o para estudiar [OST80] y diseñar técnicas de filtrado que mejoren la relación señal a ruido en el proceso de promediación haciendo uso de las densidades de potencia espectral [DOY85].

Los desarrollos teóricos surgidos a partir del análisis en frecuencia de las señales han enfatizado algunos de sus aspectos más relevantes así como evidenciado otros. Dentro de las teorías de reciente desarrollo que han tenido gran aceptación en la aplicación a potenciales evocados se encuentra el análisis tiempo-frecuencia que permite una representación dinámica del comportamiento de una señal en el dominio de la frecuencia al tiempo que la presenta con resoluciones adecuadas en ambos dominios [RIO91] [BER94].

Por otro lado también han surgido aproximaciones no lineales que han tratado de modelar el sistema auditivo que se auxilian de las relaciones entre las señales dadas por las funciones de correlación cruzada y autocorrelación [EGG93].

La función de coherencia estima para cada frecuencia la relación de la potencia de la señal de estudio y la potencia total, por lo que indica el grado en el cual la salida del sistema queda determinada por la entrada del mismo. El uso de la magnitud cuadrática de la coherencia como alternativa al análisis espectral ha dado como resultado mejoras en la sensibilidad al umbral así como información acerca del carácter espectral de la respuesta [DOB89].



## Bibliografía.

- [AKA74] Akaike H., *A New Look at Statistical Model Identification*, IEEE Trans. Autom. Contr., Vol. AC-19, pp. 716-723, Dic. 1974.
- [AKY94] Akay M., *Biomedical Signal Processing*, Academic Press, San Diego CA, 1994.
- [BEK60] von Bekesy G., *Experiments on Hearing*, Wiley, New York 1960.
- [BER94] Bertrand O., Bohorquez J., Pernier J., *Time-Frequency Digital Filtering Based on an Invertible Wavelet Transform: An Application to Evoked Potentials*, IEEE Trans. on Biomedical Engineering, vol. 41, pp.77-88, Ene. 1994.
- [BOG85] Bogacz J. *Los Potenciales Evocados en el Hombre*, El Ateneo, Buenos Aires, 1985.
- [BRI77] Brigham E.O., *The Fast Fourier Transform*, Prentice Hall, New Jersey: Englewood Cliffs., 1977.
- [BRO90] Brownell W., *Outer Hair Cell Electromotility and Otoacoustic Emissions*, Ear & Hearing, Vol. 11, pp.82-92, 1990.
- [BRO91] Brockwell P. & Davis R., *Time Series: Theory and Methods*, 2<sup>nd</sup> Ed., Springer-Verlag, N.Y., 1991.
- [CHE90] Chertoff M., Hecox K., *Auditory Nonlinearities Measured with Auditory-Evoked Potentials*, Journal of the Acoustic Society of America, Vol. 87, No. 3, pp.1248-1254, Marzo 1990.
- [CHE96] Chertoff M., Chen J., *An In-situ Calibration Procedure for Click Stimuli*, Journal of the American Academy of Audiology, Vol. 7, No. 2, pp.130-136, Abril 1996.
- [COH86] Cohen A., *Biomedical Signal Processing Vol.I Time and Frequency Domains Analysis*, Boca Ratón Florida: CRC Press, 1986.
- [DEN93] Deutsch S & Deutsch A., *Understanding the Nervous System. An Engineering Perspective*, New Jersey: IEEE Press, 1993.
- [DOB89] Dobie R., Wilson, M., *Analysis of Auditory Evoked Potentials by Magnitude Squared Coherence*, Ear & Hearing, Vol. 10, no. 1, pp.2-13, Ene. 1989.
- [DOY85] Doyle D.J., Hyde M.L., *Wiener Filtering of Auditory Brainstem Responses*, Journal of Clinical Engineering, Vol. 10, no. 4, pp.331-337, Oct-Dic. 1985.
- [EDW73] Edward J.A., Fitelson M.M., *Notes on Maximum Entropy Processing*, IEEE Trans. Inform. Theory, Vol. IT-19, pp.232-234, Marzo 1973.
- [EGG93] Eggermont J.J., *Wiener and Volterra Analyses Applied to the Auditory System*, Hearing Research, Vol. 66, pp.177-201, 1993.
- [FER94] Ferraro J. & Durrant J., *Auditory Evoked Potentials: Overview and Basic Principles*, en Katz J. (Ed.) *Handbook of Clinical Audiology*, 4<sup>th</sup> ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.
- [FRI80] Fria T., *The Auditory Brainstem Response: Background and Clinical Applications*, Monograp. Contemp. Auidiol., No.2, pp. 1-44, 1980.

- [GAL75] Galambos R., *Electrophysiological Measurement of Human Auditory Function*, in Donald B. Tower Ed.-in-Chief, Human Communication and its Disorders Vol.3, Raven Press, New York, 1975.
- [GOR83] Gorga M., Worthington D., *Some Issues Relevant to the Measurement of Frequency-Specific Auditory Brainstem Responses*, *Seminars in Hearing*, Vol. 4, No. 4, pp.353-362, Nov. 1983.
- [GRA80] Gray A.H.Jr., Wong, D.Y., *The Burg Algorithm for LPC Speech Analysis/Synthesis*, *IEEE Trans. Acoustics, Speech, Signal Process.*, Vol. ASSP28, pp.609-615, Dic. 1980.
- [HEN94] Henderson D., Salvi R., Boettcher F., Clock A., *Neurophysiologic Correlates of Sensory-Neural Hearing Loss* in Katz J. (Ed.) Handbook of Clinical Audiology, 4<sup>th</sup> Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.
- [KAY81] Kay S.M., Marple S.L.Jr., *Spectrum Analysis -A Modern Perspective*, *Proceedings of the IEEE*, Vol. 11, no. 11, pp.1380-1419, Nov. 1981.
- [KAY88] Kay S.M., Modern Spectral Estimation: Theory and Application, Prentice-Hall, New Jersey: Englewood Cliffs, 1988.
- [KEM88] Kemp, D., *Developments in Cochlear Mechanics and Techniques for Noninvasive Evaluation*, *Advances in Audiology*, Vol. 5, pp.27-45, 1988.
- [KIA65] Kiang N., *Discharge Patterns of Single Nerve Fibers in the Cat's Auditory Nerve*. Research Monograph 35, Cambridge, MA: MIT Press, 1965.
- [KIL86] Kileny P.R. , Shea S.L., *Middle Latency and 40 Hz Auditory Evoked Responses in Normal-Hearing Subjects: Click and 500-Hz Thresholds*, *Journal of Speech & Hearing Research*, Vol. 29, pp.20-28, 1986.
- [KKM94] Kraus N., Kileny P. & Mc Gee T., *Middle Latency Auditory Evoked Potentials* en Katz J. (Ed.) Handbook of Clinical Audiology, 4<sup>th</sup> Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.
- [KRU79] Kruidenier Ch., *FFR and BER*, *Scandinavian Audiology*, Supplement 9 "Models of the Auditory System and Related Signal Processing Techniques", pp.179-187, 1979.
- [LIN95] Lins O., Picton T., *Auditory Steady-State Responses to Multiple Simultaneous Stimuli*, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 96, pp.420-432, 1995.
- [LIN96] Lins O., Picton T., et al, *Frequency-Specific Audiometry Using Steady-State Responses*, *Ear & Hearing*, Vol. 17, No. 2, pp.81-96, 1996.
- [MAR94] Martin F., Introduction to Audiology, 5<sup>th</sup> Ed., New Jersey: Englewood Cliffs, 1994.
- [MAU89] Maurer K., Lowitzsch K. & Stöhr M., Evoked Potentials, B.C.Decker Ed., London UK, 1989.
- [McP96] McPherson D.L., Late Potentials of the Auditory System, Singular Publishing Group Laszlo Stein Ed., San Diego CA, 1996.
- [MOO86] Moore B., Glasberg B., *The Relationship Between Frequency Selectivity and Frequency Discrimination for Subjects with Unilateral and Bilateral Cochlear Impairments*, in Brian C.J. Mapre & Roy D. Patterson (Eds.), Auditory Frequency Selectivity. Proceedings of a NATO Advances Research Workshop on Auditory Frequency Selectivity, June 23-27, 1986, Wolfson College, Cambridge, England.

- [NOU92] Nousak J., Stapells D., *Frequency-Specificity of the Auditory Brain Stem-Response to Bone-Conducted Tones in Infants and Adults*, *Ear & Hearing*, Vol. 13, No. 2, pp.87-95, 1992.
- [OPP89] Oppenheim A.V. & Schafer R.W., Discrete-Time Signal Processing, Prentice-Hall, New Jersey: Englewood Cliffs, 1989.
- [OST80] Osterhammel P., *The Unsolved Problems in Analog Filtering on the Auditory Brain Stem Responses*, *Scandinavian Audiology*, Suppl. 13, pp.69-74, 1980.
- [PEE93] Peebles Peyton Z., Probability, Random Variables, and Random Signal Principles, 3<sup>rd</sup> Ed., New Jersey: Mc Graw-Hill, 1993.
- [PER94] Perez S., Castañeda R., Escamilla A., *Evaluación Auditiva en Hernández F., Arroyo J., Peñalosa Y. (Eds), Medicina de la Comunicación Humana*, Instituto Nacional de la Comunicación Humana, México, 1994.
- [PIC74] Picton T.W., Hillyard S.A., Krausz H.I. & Galambos R., *Human Auditory Evoked Potentials. I. Evaluation of Components*, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 36, pp.179-190, 1974.
- [PRO91] Probst R., *A Review of Otoacoustic Emissions*, *Journal of the Acoustic Society of America*, Vol. 85, No. 5, pp.2027-2067, Mayo 1991.
- [PRO92] Proakis John G., Rader, Charles M., Nikias C.L., Advanced Digital Signal Processing, New York: Mac Millan, 1992.
- [PUR89] Purdy S., Houghton J., Keith W., Greville K., *Frequency Specific Auditory Brainstem Responses. Effective Masking Levels and Relationship to Behavioural Thresholds in Normal Hearing Adults*, *Audiology*, Vol. 28, pp.82-91, 1989.
- [RIO91] Rioul O., Vetterli M., *Wavelets and Signal Processing*, *IEEE Spectrum Magazine*, pp.14-38, Oct. 1991.
- [ROB92] Robier T., Fabry D., Leek M., Van Summer W., *Improving the Frequency Specificity of the Auditory Brain Stem Response*, *Ear & Hearing*, Vol. 13, No. 4, pp.223-227, 1992.
- [RUT94] Ruth R., *Electrocochleography* in in Katz J. (Ed.) Handbook of Clinical Audiology, 4<sup>th</sup> Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.
- [SIG95] Signorino M., Pucci E., Belardinelli N., Nolfé G., Angeleri F., *EEG Spectral Analysis in Vascular and Alzheimer Dementia*, *Electroencephalography & Clinical Neurophysiology*, Vol. 94, No. 5, pp.313-325, Mayo 1995.
- [SPI93] Spivak L., *Spectral Composition of Infant Auditory Brainstem Responses: Implications for Filtering*, *Audiology*, Vol. 32, pp.185-194, 1993.
- [WEB94] Weber B., *Auditory Brainstem Response: Threshold Estimation and Auditory Screening* en Katz J. (Ed.) Handbook of Clinical Audiology, 4<sup>th</sup> Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.
- [WEL67] Welch P.D., *The Use of Fast Fourier Transform for the Estimation of Power Spectra: A Method Based on Time Averaging over Short, Modified Periodograms*, *IEEE Trans. Audio Electroacoust.*, Vol. AU-15, pp.70-73, Jun. 1967.
- [WIL94] Wibert L., *Calibration, Puretone, Speech and Noise Signals* en Katz J. (Ed.) Handbook of Clinical Audiology, 4<sup>th</sup> Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.

## Referencias.

- [BAR50] Bartlett M.S., *Periodogram Analysis and Continuous Spectra*, Biometrika, Vol. 37, pp.1-16, Jun. 1950.
- [BRA87] Bray P., Kemp D., An Advanced Cochlear Echo Technique Suitable for Infant Screening, *British Journal of Audiology*, Vol. 21, pp.191-204, 1987.
- [BUR67] Burg J.P., *Maximum Entropy Spectral Analysis*, Ph.D. dissertation, Stanford University, Stanford, CA, Mayo 1975.
- [DAL72] Dallos P., Schoeny Z., Cheatham M., Cochlear Summating Potentials: Descriptive Aspects, *Acta Otolaryngology (supp)*, Vol. 302, pp.1-46, 1972.
- [DAL73] Dallos P., *The Auditory Periphery: Biophysics and Physiology*, New York: Academic Press, 1973.
- [DAV58] Davis H., *A Model for Transducer Action in the Cochlea*, Cold Springs Harbor Symposium on Quantum Biology, Vol. 30, pp.181-190, 1958.
- [DAV80] Davis H., *Brainstem Response Audiometry: Compromises and Standardization*, ERA Newsletter Vol. 70, 1980.
- [DEY93] Deyer J., Proakis J., Hamsen J., *Discrete-Time Processing of Speech Signals*, New York: Mc Millan Pub., 1993.
- [DUR84] Durrant J. & Lovrinic J., *Bases of Hearing Science*, 2<sup>nd</sup> Ed., Baltimore, Williams & Wilkins, 1984.
- [GOR88] Gorga M., Reiland J. & Beauchaine K., *Auditory Brainstem Responses from Graduates of an Intensive Care Nursery Using an Insert Earphone*, *Ear & Hearing*, Vol. 9, pp.144-147, 1988.
- [HER80] Herring R.W., *The Cause of Line Splitting in Burg Maximum-Entropy Spectral Analysis*, *IEEE Transactions on Acoustics, Speech, Signal Processing*, Vol. ASSP28, pp. 692-701, Dic. 1980.
- [HUD85] Hudsped P.J., *The Cellular Basis of Hearing: the Biophysics of Hair Cells*, *Science*, Vol. 320, pp.745-752, 1985.
- [MAK75] Makhoul J., *Linear Prediction: A tutorial Review*, *Proceedings of IEEE*, Vol. 63, pp. 561-580, Abril 1975.
- [MAR87] Marple S.L., *Digital Spectral Analysis with Applications*, Prentice-Hall, New Jersey: Englewood Cliffs, 1987.
- [PIC74a] Picton T.W. & Hillyard S.A., *Human Auditory Evoked Potentials. II. Effects of Attention*, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 36, pp.191-200, 1974.
- [REG70] Regan D., Cartwright R., *A Method of Measuring the Potentials Evoked by Simultaneous Stimulation of Different Retinal Regions*, *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 28, pp.314-319, 1970.
- [RUS78] Russell I.J. & Sellidk PM, *Intracellular Studies of Hair Cells in the Mammalian Cochlea*, *J. Physiology*, Vol. 284, pp. 261-290, 1978.
- [SWI79] Swingler D.N., *A Comparison Between Burg's Maximum Entropy Method and a Nonrecursive Technique for the Spectral Analysis of Deterministic Signals*, *Journal of Geophysical Research*, Vol. 84, pp.679-685, Feb. 10, 1979.

[THO69] Thomas J.B., An Introduction to Statistical Communication Theory, Wiley, NewYork, 1969.