

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA

***SISTEMA PARA ADQUISICIÓN Y
PROCESAMIENTO DE RONQUIDOS***

227470

TESIS PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRÍA EN INGENIERÍA BIOMÉDICA

MAURICIO ARTURO POHL ALFARO

ASESOR: DR. JOAQUÍN AZPIROZ LEEHAN
CO-ASESOR: M.C. RAMÓN GONZÁLEZ CAMARENA

México, D. F., enero 1995

IT 122432

Sinodales

Dra. Verónica Medina Bañuelos.

Dr. Rogelio Pérez Padilla.

Dr. Ramón González Camarena.

Dr. Joaquín Azpiroz Leehan.

Reconocimiento:

Secretaría de Relaciones Exteriores de México, por el apoyo otorgado para realizar los estudios de Maestría en Ingeniería Biomédica.

Agradecimientos

A todos los colaboradores y amigos del Area de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas (PDSIB); que en todo momento me extendieron su mano para ayudarme, y ofrecerme su gran amistad.

Dra. Verónica Medina B.
Ing. Raquel Valdés C.
Ing. Pilar Castellanos A.
Ing. Javier Cárdenas F.
Ing. Alfonso Martínez M.
Ing. Víctor Tellez A.
Ing. Juan Ramón Jiménez A.
Ing. Daniel Goldberg Z.
Dr. Joaquín Azpíroz L.

A los Drs. Salvador Carrasco S. y Ramón González C., del Laboratorio de Fisiología del Ejercicio, por sus sugerencias a lo largo de la investigación.

Al M.I. Miguel Cadena M., coordinador de la Maestría en Ingeniería Biomédica, por su valiosa ayuda a lo largo de mis estudios de maestría.

Dedicatoria.

A mi sobrino

INDICE.

INTRÒDUCCION	1
ASPECTOS MEDICOS DE LOS RONQUIDOS	4
-FUNDAMENTOS ANATOMO-FISIOLOGICOS	4
-MECANISMOS DE GENERACION DE LOS RONQUIDOS	
-ASPECTOS CLINICOS	
-INCIDENCIA DEL FENOMENO	5
-CONSECUENCIAS EN LA SALUD POR LA PRESENCIA DE RONQUIDOS.	6
-FACTORES ASOCIADOS Y PREDISONENTES	7
-METODOS DE ESTUDIO DE LOS RONQUIDOS	8
-METODO PROPUESTO	10
METODOLOGIA	11
-PROGRAMA DE ADQUISICION	11
-PROGRAMA DE PROCESAMIENTO	13
-MONTAJE EMPLEADO PARA LA OBTENCION DE LOS RONQUIDOS	18
RESULTADOS	19
-RESULTADOS	19
-UTILIZACION DE MODELOS AUTORREGRESIVOS	24
-PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE FLUJO-PRESION Y SONIDO	25
DISCUSION Y PERSPECTIVAS	27
BIBLIOGRAFIA	30

**APENDICE A: MODELO AUTORREGRESIVO PARA LA
CARACTERIZACION DE RONQUIDOS 35**

APENDICE B: DESCRIPCION DEL SISTEMA 45

INTRODUCCIÓN.

La determinación de las propiedades acústicas de los ronquidos tiene importantes consecuencias en el campo de la medicina preventiva y curativa. Hasta la fecha, sin embargo, han sido escasos los estudios sobre las características espectrales de los ronquidos que permitan establecer una clasificación objetiva y su asociación con diferentes entidades nosológicas. Los estudios actuales han abundado sobre la simple presencia de ronquidos y los problemas médicos relacionados, como el riesgo cardiovascular, pero no ha existido el análisis de cuál o cuáles de los parámetros espectrales están más directamente relacionados con los diferentes mecanismos de producción o con los factores de riesgo señalados.

Dada la naturaleza de los equipos y el objetivo de su aplicación dirigido hacia la detección de apnea obstructiva durante el sueño, el enfoque clínico está encaminado al diagnóstico de alteraciones durante los ronquidos espontáneos, quedando relegado el estudio de los ronquidos simulados a fines de investigación, sin que al momento se conozca la relación entre los ronquidos espontáneos y los simulados en un mismo paciente.

Aún cuando existen múltiples alteraciones anatómicas asociadas a la presencia de ronquidos (obstrucción nasal, flacidez de las paredes oronasofaríngeas, etc.) no se han efectuado estudios que muestren la correlación directa entre la señal acústica y las derivadas por flujo y presión en la luz de las vías aéreas involucradas, que permitan identificar el mecanismo de producción o la posible fuente generadora de los ronquidos.

Por otro lado, la estimación espectral hasta ahora empleada para el análisis de los ronquidos se ha limitado al empleo de la Transformada rápida de Fourier (FFT) sin tomar en cuenta problemas inherentes al método como son la baja resolución y el fenómeno de fuga por ventaneo. Cuando no se consideran estos problemas, se tiene que el espectro de una señal, particularmente ondas senoidales con banda estrecha, puede mostrar frecuencias adyacentes que no corresponden a su espectro real.

Considerando la diversidad de la fuente generadora (faringe, paladar blando, etc.) y de los mecanismos de producción (vibración de estructuras, flujos turbulentos, etc.), es posible que los componentes en frecuencia resultantes marquen diferencias espectrales que permitan identificar de manera selectiva tanto la fuente como el mecanismo, así como la severidad

de la alteración en caso de existir ésta. Asimismo, es posible que las características espectrales observadas durante los ronquidos espontáneos se conserven durante los ronquidos simulados, debido a que la mayor parte de los factores condicionantes, funcionales o anatómicos, persisten en el estado de vigilia, con excepción de la pérdida de tono muscular, la posible retracción de la lengua y la acumulación de saliva en la cavidad bucal, fenómenos que por otro lado se pueden reproducir en vigilia.

En el presente trabajo se desarrolló un sistema de captura y procesamiento digital de señales producidas por los ronquidos simulados, con el objeto de realizar un análisis combinado de señales acústicas, de presión y flujos que permita analizar el mecanismo de generación de los ronquidos y su etiopatogenia.

En el primer capítulo de este escrito se presentan los aspectos anatómo-fisiológicos de los ronquidos y los aspectos clínicos de estos, además se ha tratado de plantear en qué plano de investigación se encuentra el estudio de los ronquidos, para lo cual se ha expuesto que los ronquidos se analizan en base a sus efectos, o causas que lo producen; además se ve que son escasos los estudios que tratan de llegar a una caracterización de los ronquidos en base a su comportamiento en el tiempo o en la frecuencia, y todavía no se ha determinado con exactitud el mecanismo de generación y qué estructuras intervienen en el fenómeno del ronquido y su interacción entre ellas.

Por lo anterior era necesario dar un avance en el estudio de los ronquidos, logrando una caracterización de éstos mediante el análisis de parámetros espectrales y mediante un análisis combinado de las señales que se producen en el momento del ronquido (flujo, presión y sonido) interpretando el mecanismo de generación de los ronquidos en cada paciente que sea estudiado.

En el segundo capítulo del trabajo se presenta la descripción sistema y una justificación de las herramientas de procesamiento utilizadas por dicho sistema; en el apéndice B se presenta el listado completo de los programas tanto de adquisición como de procesamiento.

En el capítulo tercero, se presentan los resultados obtenidos con sujetos voluntarios que simulaban ronquidos inspiratorios, lo cual sirvió en un primer plano para comprobar la efectividad del sistema para el estudio de estos, y

en el transcurso de la investigación se descubrieron nuevos horizontes en el análisis de los ronquidos (modelaje autorregresivo de éstos).

En el capítulo cuarto, se da una discusión de los resultados presentados en el capítulo anterior y se otorga al lector los posibles siguientes lineamientos de investigación utilizando el sistema descrito en este trabajo.

En el apéndice A, se presenta una breve introducción al tema de procesos estocásticos, para finalizar con modelaje autorregresivo, el cual fué utilizado en este trabajo.

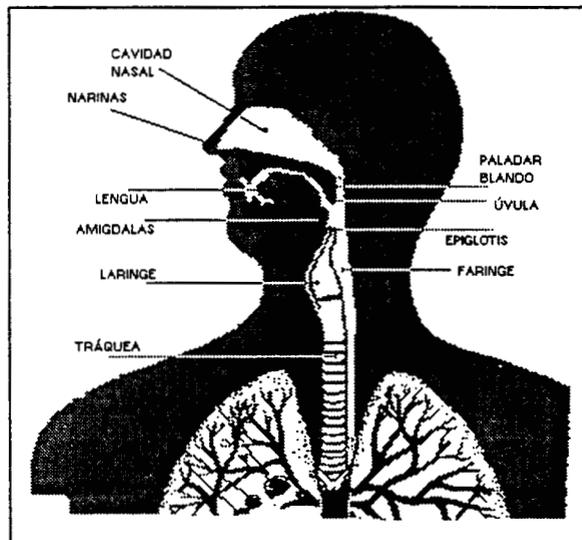
En el presente estudio se analizaron ronquidos simulados, logrando visualizar una posible separación de grupos, con lo cual se comprobó la efectividad del sistema y en un futuro cercano el Médico contará con un herramienta muy útil, de fácil manejo, bajo costo y sin provocar molestias al paciente en el estudio de los ronquidos, convirtiéndose este sistema en la primera línea de ataque en el análisis de los ronquidos, para luego realizar estudios más completos (polisomnografía).

FUNDAMENTOS ANATOMO-FISIOLOGICOS.

Anatomía de las Vías Aéreas Superiores.

En la gráfica se presentan los componentes de las vías aéreas superiores que intervienen en el fenómeno acústico del ronquido. (42)

Hasta el momento no se ha precisado cuales de los componentes tienen mayor relevancia en la generación de los ronquidos. Se han realizado estudios de modelaje que describen el comportamiento de las vías aéreas superiores, en los cuales se toma como parámetros la resistencia que estas ofrecen al paso del gas, la longitud, el ancho y el diámetro de éstas, así como la densidad del gas inhalado. En un estudio desarrollado por Gavriely y cols. (15) se presenta un modelo que además de tomar en cuenta los parámetros anteriores, asume la colapsabilidad de las paredes de las vías aéreas, simulando éstas como masas soportadas por resortes, las cuales comienzan a oscilar con el paso del gas.



Mecanismo de Producción de los Ronquidos.

Los ronquidos constituyen un fenómeno acústico oronasofaríngeo, producido durante la respiración, los cuales pueden ser generados ya sea de manera voluntaria por un individuo (ronquidos simulados), o involuntaria

(ronquidos espontáneos) como sucede durante la etapa de sueño y en sujetos anestesiados.

Aunque la fuente de generación de los ronquidos no es conocida en la actualidad, se ha especulado sobre la participación significativa de estructuras capaces de vibrar, a semejanza de las cuerdas vocales para la voz, y de la producción de flujos turbulentos en zonas estrechas de las vías aéreas superiores.

Con respecto a las estructuras, se ha mencionado que el ronquido puede ser el resultado de la vibración de las paredes de la faringe, el paladar blando o la úvula junto con la columna de aire que circula. Es posible que las tres estructuras actúen de manera combinada o independiente, provocando diferencias acústicas en los ronquidos, producidas por un flujo aéreo a través de la obstrucción parcial.

Cabe mencionar que las características acústicas de los ronquidos, detectadas mediante micrófonos, serán modificadas en la medida que estructuras secundarias muestren resonancia a la fundamental de la fuente sonora. Esto es, las cavidades por donde el flujo aéreo es conducido, como son la boca, las coanas o ambas, pueden influir de manera importante en los componentes acústicos registrados.

El estudio de los mecanismo de generación se ha realizado a través de la formulación de modelos que describen el comportamiento de todos los factores que intervienen en la generación de los ronquidos; así, en estudios recientes se llega a la conclusión de que, en adición a las magnitudes del flujo y la resistencia de la vía de conducción del aire, la longitud y el ancho de la porción móvil de las paredes de las vías aéreas superiores y la densidad del gas afectan la generación del ronquido.(2).

ASPECTOS CLINICOS.

Incidencia del Fenómeno.

A partir de estudios epidemiológicos, se ha observado que un 37% de adultos roncan ocasionalmente y un 11% ronca al menos cuatro noches por semana (1), en tanto que, después de los 40 años de edad la frecuencia de sujetos roncadores ocasionales puede ascender hasta 67% en los hombres y

44.2% en las mujeres, existiendo una alta correlación con el sobrepeso de las personas (2). En otro estudio realizado en población hispano-americana, con una muestra de 1222 personas adultas, resultó que un 27.8% de hombres y un 15.3% de mujeres padecen de ronquidos ya sea ocasional o frecuentemente (3).

Por otra parte, en estudios en población infantil con una muestra de 782 niños se reportó que 90 niños fueron considerados como roncadores frecuentes (más de cuatro noches por semana), lo cual representa un 12.1% de la muestra (4).

De los estudios sobre ronquidos se puede ver que la incidencia es mayor en hombres que en mujeres y que, aunque no existe una edad particular para la presentación de los ronquidos, estos aumentan con la edad del sujeto.

Consecuencia en la Salud por la Presencia de Ronquidos.

La mayoría de los estudios sobre ronquidos han sido enfocados hacia la determinación de las alteraciones fisiológicas, e incluso psicológicas, provocadas por la presencia de los ronquidos. Desde este punto de vista, durante los ronquidos se identifican grados variables de obstrucción de vías aéreas, llegando en casos extremos al denominado Síndrome de Apnea Obstructiva del Sueño (SAOS). Este síndrome se caracteriza por disminución de la saturación de oxígeno e interrupción del sueño que da como resultado una hipersomnolencia (5). Simultáneamente con la menor saturación de la hemoglobina, es común encontrar alteraciones en el sistema neurovegetativo (6), manifestado por arritmias (7) y la elevación de la presión arterial sistémica (8). A mayor tiempo en la evolución del SAOS, es común que el paciente desarrolle policitemia e hipertensión pulmonar (5) con la consecuente sobrecarga para el corazón.

En cuanto a las alteraciones psicológicas, las frecuentes interrupciones del sueño conducen a una somnolencia aumentada durante el día, lo cual se evalúa de acuerdo con la escala de sueño de Epworth (9), por lo que el individuo muestra pérdida de concentración, disminución de la productividad, cefalea matutina y astenia (10). Estas alteraciones no solo son observadas en adultos; en lo que respecta a la población adulta los ronquidos fueron asociados a la somnolencia en el día, hipertensión a partir de los

cuarenta años, por estudio de pulso-oximetría presentaron una predisposición a padecer SAOS (1).

En la población infantil se ha vinculado el ronquido con patrones de comportamiento como somnolencia en el día, sueño sin reposo, hiperactividad, además de asociarse con poca concentración y algunas veces con actitudes agresivas (4).

El que los ronquidos esten asociados a factores de riesgo cardiovascular (11, 12, 13) ha despertado un gran interés por la detección de los sujetos roncadores. Así, se ha demostrado que los periodos de apnea cursan frecuentemente con depresión del segmento ST y en estudios posteriores con pruebas de ejercicio se han obtenido pruebas positivas de alteraciones de la circulación coronaria (14).

Factores Asociados y Predisponentes

La oclusión de las vías aéreas superiores, la resistencia que ofrecen éstas al paso del aire, así como la colapsibilidad de las paredes, son reconocidos factores de predisposición de los ronquidos y de la apnea obstructiva, pero la participación de cada uno de estos factores y su interacción no han sido aún descritas con exactitud.(15)

En el estudio de los ronquidos se ha intentado relacionar factores que afectan directamente la generación de éstos, en sujetos que presentan ciertas características fisiológicas, anatómicas o patrones de comportamiento; en lo que respecta a la población adulta, se encuentran factores tales como: el tabaquismo, el consumo de alcohol, la postura que adopta en el tiempo de sueño y los sueños de ansiedad.

En un estudio extensivo en 3323 hombres, con edades comprendidas entre los 54 a los 74 años, a quienes se les preguntó sobre la presencia de ronquidos, se obtuvo una alta correlación entre el fenómeno acústico y el hábito tabáquico, el consumo de alcohol y el índice de masa corporal. En estos mismos sujetos se observó una asociación positiva entre los roncadores con los niveles de triglicéridos, la presión arterial sistólica, y el grado de participación en actividades físicas, de donde se concluyó que los ronquidos están asociados con factores de riesgo cardiovascular (11). De hecho, también se ha reportado que los ronquidos en los niños aumentan en proporción directa con el número de cigarrillos que los padres consumen, por lo que el tabaquismo

pasivo es considerado como otro de los factores asociados a la incidencia de ronquidos (16).

En lo que respecta a los factores anatómicos que se relacionan con los ronquidos se han mencionado los siguientes: flacidez de los músculos del cuello que se presenta en personas de edad avanzada (17), grosor del cuello (18), obesidad e índice de masa corporal (11), tamaño y posición de las amígdalas (19), colapsabilidad de las paredes de las vías aéreas superiores, oclusión y resistencia de las vías aéreas (20, 21, 22). También se ha encontrado que aquellos pacientes adultos que padecen de cierto grado de obstrucción nasal, son sujetos con predisposición a roncar (23, 28).

En el caso de la población infantil, se ha encontrado una relación significativa de aquellos que han sido operados de las amígdalas, y que antes de la operación presentaban ronquidos en el periodo de sueño y que posterior a la operación se disminuyó en su totalidad, transcurrido cierto periodo de tiempo. Por lo tanto la predisposición que tiene un niño a padecer de ronquidos se debe en mayor grado, al tamaño y posición de las amígdalas y adenoides (24).

METODOS DE ESTUDIOS DE LOS RONQUIDOS.

En la actualidad se pueden ver dos clases de estudios que se realizan para esclarecer el fenómeno de los ronquidos, en primer plano se encuentran los estudios realizados con el fin de determinar los efectos, causas, y formas de generación de los ronquidos; y como un segundo acercamiento a los ronquidos, se encuentran aquellas investigaciones orientadas a la clasificación de los ronquidos, a partir, de las características que éstos presentan en diferentes patologías y personas.

Debido a que el 5.6% de las personas que presentan el fenómeno de los ronquidos de forma habitual, padecen de apnea obstructiva del sueño, se analiza al sujeto roncante mediante un extenso y complicado estudio de polisomnografía, el cual consta de sistemas para determinar la etapa del sueño (EOG, EMG, EEG), la actividad cardiaca (ECG) y la saturación arterial de oxígeno (pulso-oximetría). Estos estudios pueden ser aún más complicados al agregar registros de flujo y presión nasal y oral (termistores), o el análisis de movimientos corporales (video-cámara), toraco-abdominales (pletismografía por impedancia) y análisis de gases espirados. Simultáneamente a los registros

mencionados se han obtenido los ronquidos mediante la colocación de micrófonos en el ambiente, sobre la traquea y/o sobre el esternón. En base a los estudios de polisomnografía se valora el índice de apnea e hipoapnea (AHI) que mide el número de apneas que presenta un paciente por hora durante el periodo de sueño (10, 25).

Otros estudios que se han realizado con fines diagnósticos en pacientes con ronquidos han sido la toma de radiografías laterales de la faringe (26, 15) y la tomografía computarizada (27), los cuales permiten identificar zonas de estrechamiento en la orofaringe o el depósito de tejido adiposo en el cuello que expliquen la presencia de los ronquidos.

De acuerdo con la diversidad de estudios mencionados puede observarse la complejidad metodológica involucrada tanto para el personal responsable de los estudios como para el paciente, además del tiempo y costo requerido en su realización.

Desde el punto de vista clínico, cabe mencionar que el manejo de micrófonos para detectar los ronquidos, ha sido orientado más hacia la identificación del momento de aparición de los ronquidos, pero no hacia la identificación de sus características. En este sentido, de los pocos estudios realizados se encuentran los realizados por Pérez-Padilla y Cols. (29), en la Universidad de Calgary, Canadá, quienes proponen una clasificación de pacientes que padecen SAOS, a través de diferencias en el espectro de potencia (transformada rápida de Fourier) de las señales acústicas de los ronquidos, encontrando parámetros tales como: frecuencia de máxima potencia, frecuencia fundamental, frecuencia pico y la llamada *tasa de potencia acumulativa* (*integral del espectro de potencia sobre 800 hz relativa a la integral de potencia abajo de 800 hz*). Por medio de este tasa se logró la separación entre personas que padecen de SAOS y personas normales. En otro estudio realizado por Beck y Gabriely (2) se capturaron, junto con las señales acústicas del ronquido, las señales de flujo tanto nasal como oral, y las señales de presión supraglótica en el momento de roncar. En este estudio se llega a simular el comportamiento acústico de los ronquidos en base a sistemas de ondas sinusoidales con envolvente exponencial. De los modelos planteados, concluyen la existencia de dos tipos de formas de onda de los ronquidos, asociado uno (ondas complejas) con el cierre intermitente de las vías aéreas y el otro (ondas simples) con las interacciones aero-elásticas entre el flujo de aire y las paredes de las vías aéreas, sin que éstas lleguen a cerrarse.

METODO PROPUESTO.

En el presente estudio se plantea un sistema de análisis de señales acústicas, de flujo y presión producidas por ronquidos simulados, que otorgue ventajas a los anteriores métodos tanto en costo, como en el manejo del sistema de adquisición y técnicas de procesamiento no utilizadas hasta el momento en el análisis de ronquidos; con este sistema no se pretende dejar a un lado estudios mas complejos que permitan la determinación de enfermedades respiratorias.

Uno de los objetivos del trabajo fué el análisis espectral de la señal acústica de los ronquidos, orientado a la determinación de sus componentes en frecuencia característicos. Con estos componentes espectrales se puede describir a los ronquidos de cada sujeto mediante parámetros preestablecidos. En este sentido se propusó la obtención del espectro de potencia a través de métodos clásicos (FFT) y métodos de máxima entropía que no se han utilizado para el análisis de los ronquidos, a partir de los coeficientes del modelo autorregresivo (encontrados a través del algoritmo de Burg) de la señal.

Aparte de encontrar los componentes en frecuencia de la señal acústica, se hace necesaria la determinación de los tiempos en los que aparecen dichos componentes, con lo cual se ayudará a visualizar qué estructuras anatómicas de las vías aéreas superiores, participan en las diferentes etapas de la generación de los ronquidos.

Siguiendo con lo propuesto en los estudios mencionados en la sección anterior, se adquirieron conjuntamente con la señal acústica, señales de flujo y presión a nivel de boca provocadas por el fenómeno del ronquido, con el objeto de correlacionarlas y obtener información que pueda ayudar a la determinación de su mecanismo de generación.

DESCRIPCIÓN DEL PROGRAMA DE ADQUISICION Y DEL PROGRAMA DE PROCESAMIENTO.

En este capítulo se describirán los programas que se encargan de la adquisición y del procesamiento de las señales producidas por los ronquidos simulados. Además se presenta el montaje empleado en la adquisición de las señales. La figura 1 muestra el diagrama a bloques del sistema, representando el camino que se ha tomado para el análisis de las señales; el primer paso es adquirir las señales producidas por el sujeto de experimentación; luego al conjunto de señales grabadas en disco entran en el programa de procesamiento (fuera de línea), teniendo dos vías de procesamiento, la primera es darle un procesamiento a cada señal (FFT, Burg, Espectrograma) y la segunda es la realización del análisis conjunto de las señales.

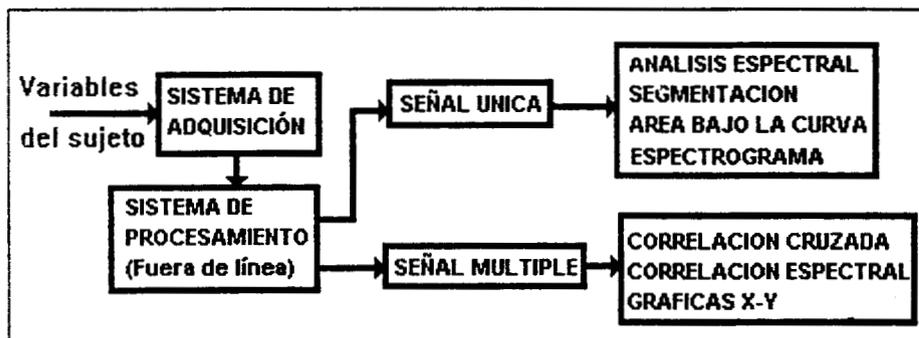


Figura 1. Esquema de análisis para los registros adquiridos durante los ronquidos

PROGRAMA DE ADQUISICION.

El programa de adquisición fué compilado en lenguaje C (Borland C, versión 3.1), el cual controla una tarjeta convertidora analogica-digital (CAD) PCL-818 de Advantage Co.,Ltd. (figura 2) Las características generales de la tarjeta se listan a continuación:

- Selección de entradas entre 16 entradas simples u 8 entradas diferenciales analógicas.

- Convertidor industrial estándar de aproximación sucesiva de 12 bits para las entradas analógicas. Con una frecuencia máxima de muestreo de 100 KHz en modo DMA (para dos canales máximo).

- Dos modos de control para el rango de entrada analógica:

modo local: selección de rango a través de interruptores de un polo, instalados en la tarjeta.

modo remoto: programable a través de software. Cada uno de los canales puede tener su propio rango y el conjunto de rangos seleccionados está almacenado en la memoria RAM de la tarjeta convertidora.

- Rangos de entradas analógicas:

bipolar: +/-0.5V, +/-1V, +/-2.5V, +/-5V, +/-10V.

unipolar: 0V a +1V, 0V a +2V, 0V a +5V, 0V a +10V.

- Tres modos de disparo A/D: disparo a través de software, disparo maestro programable, disparo por pulso externo.

- La transferencia del dato convertido puede ser realizado a través de programa, llamada a interrupción y a través de DMA.

- Un temporizador/contador programable (Intel 8254) que provee pulsos de disparo a una tasa desde 0.00023 Hz hasta 2.5 MHz. La base de tiempo se puede seleccionar a través de un interruptor de 10 MHz o 1MHz.

- 12 canales de salida D/A.

El programa realizado para la adquisición de las señales se basó en rutinas ya programadas por el fabricante, debido a que entre todas ellas se cuenta con una función capaz de realizar conversión en bloque de 5 canales máximo, con lo cual se aseguró un desfase mínimo entre las señales adquiridas simultáneamente. Esto fue pensado en base a las necesidades de los futuros usuarios del sistema, y no introduce error en el análisis conjunto de las señales en el tiempo.(ver anexo B)

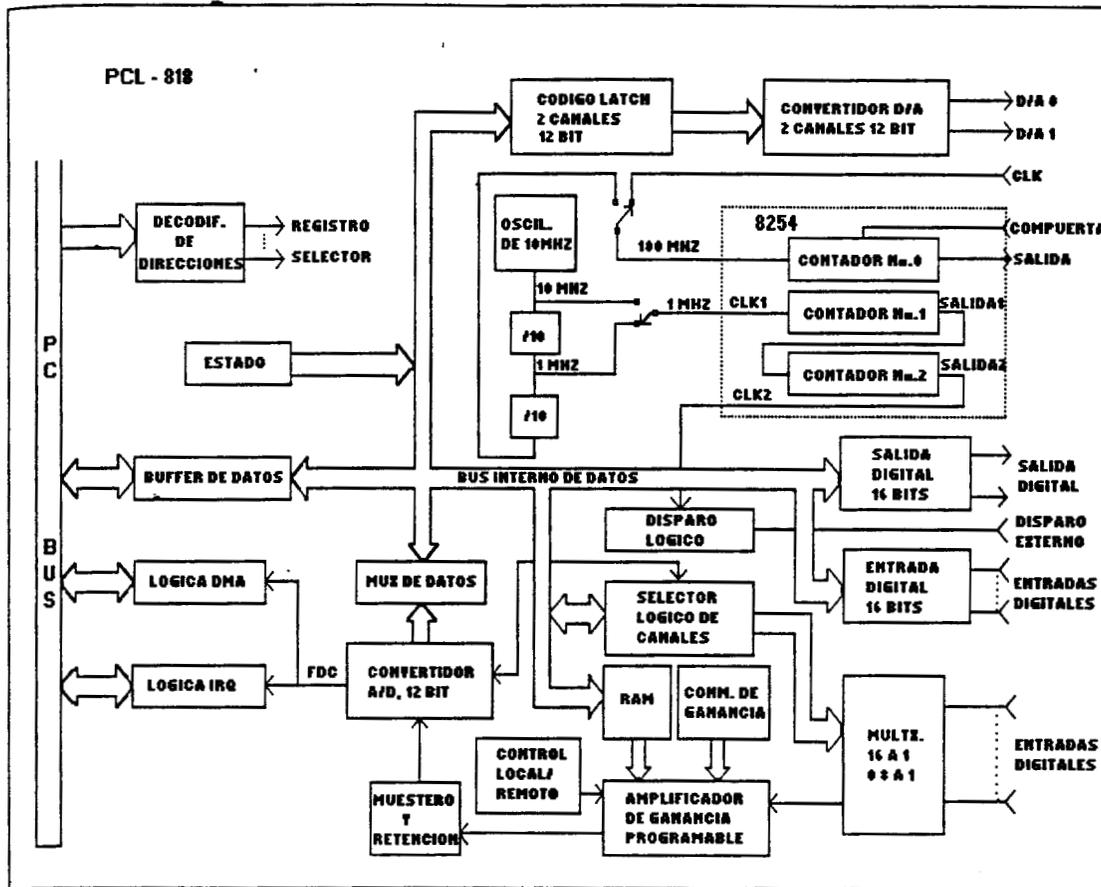


Figura 2. Diagrama de bloques de la tarjeta PCL-818.

El programa de adquisición tiene un rango de frecuencia de muestreo para un solo canal de 1 Hz hasta los 100 KHz (en modo de Acceso Directo a Memoria, DMA en inglés); y un rango de número de canales de 1 a 5, con una frecuencia máxima de muestreo de 5 KHz por canal.

Este programa cuenta con despliegue en pantalla de las señales adquiridas.

PROGRAMA DE PROCESAMIENTO.

El programa de procesamiento de los ronquidos simulados fué realizado bajo las herramientas que proporciona el paquete comercial MATLAB (versión 4.0). Este programa tiene las siguientes características:

- Interfase gráfica Windows.

- Lectura de archivos, en modo texto como en modo Ascii; las funciones que realizan la lectura de archivos, pueden leer 1, 3 o 6 archivos individuales y desplegarlos en forma gráfica. Además cuenta con una función para leer archivos que contengan tres diferentes señales (llamado archivo completo, esta es la forma en que guarda los datos el programa de adquisición descrito anteriormente, ver anexo B).

- Funciones de procesamiento de señales de forma individual:

- Transformada Rápida de Fourier (FFT, en inglés).
- Espectro de potencia a través del algoritmo paramétrico de Burg.
- Espectrograma en dos dimensiones.
- Espectrograma en tres dimensiones.
- Areas bajo la curva espectral seleccionada (FFT).
- Areas bajo la curva preseleccionadas (20 areas, Burg).
- Frecuencia media ponderada para las anteriores áreas.
- Segmentación de la señal.

- Funciones de procesamiento de señales de forma combinada:

- Coeficientes de correlación.
- Gráficas X-Y.

Transformada Rápida de Fourier (FFT).

Los estimadores espectrales pueden clasificarse en no paramétricos y paramétricos. Entre los no-paramétricos se encuentra el periodograma, el Blackman-Tukey, y los estimadores espectrales de varianza mínima, los cuales requieren asumir que la señal tenga un comportamiento estrictamente estacionario, mientras que los estimadores espectrales paramétricos están basados en funciones de transferencia racionales o en modelos de series de tiempo de los datos de la señal. Por lo tanto la ventaja de utilizar estimadores espectrales paramétricos, es que otorgan un espectro con mayor exactitud.(40)

~ ~ La implementación de la estimación espectral a través del algoritmo de la FFT en el programa de procesamiento responde a la necesidad de encontrar los componentes en frecuencia presentes en las señales producidas por los ronquidos, sobre todo en la señal acústica, de la manera en que han sido reportados hasta el momento en todos los estudios realizados sobre el

fenómeno de los ronquidos. Además este algoritmo cuenta con la ventaja de ser computacionalmente eficiente.

Con la información espectral de la señal, otorgada por la transformada de Fourier, se determinaron parámetros diversos que han sido establecidos por Pérez-Padilla y cols.(29) tales como: la energía contenida en los rangos de frecuencia de 0 a 800 Hz y de 800 Hz a 2000 Hz; la relación entre estas dos energías, para la determinación de personas que padecen de SAOS, y la frecuencia que contiene la potencia máxima del espectro.

Debido a que en el presente trabajo se encontraron componentes en frecuencia mayores de los 2000 Hz, se hace necesaria la determinación de la energía contenida en otros rangos y su comparación con las energías antes mencionadas. Además se determina el ancho de banda significativo del espectro, es decir, el rango de frecuencia que presenta componentes de potencia por arriba del 10% de la potencia máxima, determinando así la importancia de los componentes por arriba de los 2000 Hz, y la energía por arriba de los 2500 Hz. También se determina la frecuencia a 25%, 50%, 75% y 99% de la energía total contenida en el espectro.

Estimación Espectral de Máxima Entropía.

En base a la observación del comportamiento aleatorio en el tiempo de los ronquidos, y de la tendencia plana de su espectro que se extiende a todo lo largo de la banda de frecuencia (0 Hz a 2500 Hz), además de las diferentes frecuencias significativas que presenta cada persona, se tiene que la obtención del espectro por el método de la Transformada Rápida de Fourier (FFT, Fast Fourier Transform) puede dar como resultados espectros que estén totalmente fuera de la información real que contienen los ronquidos simulados. Esto se debe a los problemas de comportamiento que presenta el método de Fourier, tales como:(31)

1. La baja resolución en frecuencia que ésta presenta. Es decir, es un método que no tiene la habilidad de diferenciar la respuesta espectral de dos o más señales. Aunque puede mejorarse adicionando ceros a la señal antes de transformarla (Zero-Padding), pueden aparecer componentes espectrales que no corresponden a la señal.

2. El problema de ventaneo, presentando el fenómeno llamado de "Fuga", el cual consiste en que la energía del lóbulo principal se fuga para los lóbulos laterales, distorsionando otras respuestas espectrales presentes. En efecto la respuesta espectral de señales débiles puede ocultarse debido a los lóbulos laterales de señales con gran respuesta en frecuencia. Este problema puede reducirse con la selección de una ventana con pesos no uniformes. El precio a pagar por la reducción de los lóbulos laterales está siempre en el ancho del lóbulo principal de la transformada de la ventana, lo cual va en un detrimento de la resolución del estimador espectral.

En un afán de aliviar las limitaciones inherentes de la estimación espectral por FFT, muchos procedimientos alternativos de estimación espectral han sido propuestos en las últimas dos décadas.

Entre ellos los que han tenido una gran aceptación son aquellos que se basan en la estimación espectral de máxima entropía o estimación espectral paramétrica, a partir de los coeficientes del modelo autorregresivo de la señal, para nuestro caso encontrados a través del algoritmo de Burg. El análisis espectral en este contexto se realiza en tres pasos: el primer paso es seleccionar un modelo de series de tiempo, en el presente trabajo se seleccionó un modelo autorregresivo. El segundo paso es estimar tanto el orden del modelo, mediante el Criterio Informativo de Akaike (AIC, en inglés), así como los parámetros del modelo escogido, como anteriormente se había dicho, mediante el algoritmo de Burg. Y el tercer paso es obtener la estimación espectral por la sustitución de los parámetros del modelo escogido en la ecuación teórica de la estimación espectral de máxima entropía. (ver anexo A).

Coefficientes de Correlación.

En las señales producidas por los ronquidos (acústica, flujo y presión), es necesario determinar el grado de dependencia lineal que éstas tienen entre sí, con el objeto de determinar qué estructuras anatómicas están en juego, en el momento de la producción del ronquido. Si asumimos que las señales tienen una total dependencia lineal, se obtendría una línea recta en el plano X-Y de cualquiera de dos de las señales antes mencionadas, el objetivo de obtener los coeficientes de correlación, es el medir el grado de dependencia lineal entre las señales de interés; de esta forma si se obtienen coeficientes de correlación

cercanos a cero o cero, reflejará que las señales no están correlacionadas o que son linealmente independientes (para mayor información ver referencia 41).

Formas de Presentación de las Señales.

Espectrograma.

A través de los estimadores espectrales logramos encontrar los componentes en frecuencia de las señales, pero éstos no otorgan la información del momento en que aparecen algunos componentes o desaparecen otros; por lo que se hace necesaria la determinación del espectrograma, visualizando de esta manera la frecuencias contenidas en cada período de la señal acústica de los ronquidos. En el sistema realizado en este trabajo, se tiene la opción de presentar el espectrograma de cualquier señal en dos y tres dimensiones, en la primera opción las coordenadas son el tiempo y la frecuencia, donde la amplitud de la potencia viene codificada en colores.

Segmentación de la Señal.

La adquisición de las señales se realiza en un tiempo bastante grande en el cual se encuentra la inspiración y la expiración del sujeto de experimentación, quien sólo realiza ronquidos en el momento de la inspiración, por lo que se tiene períodos de silencio inmersos en la señal adquirida. Nuestro interés no está puesto en los ruidos respiratorios sino en los ronquidos, las frecuencias significativas producidas por dicho fenómeno se encuentran en períodos bien definidos de la señal, por lo que es importante tener la herramienta que posibilite la separación de dichos períodos.

Gráficas X-Y.

A través de las gráficas X-Y entre la señal de flujo y la señal de presión provocadas por el fenómeno del ronquido, se puede encontrar la resistencia de las vías aéreas superiores; además es importante ver si el flujo llega a cero, con lo cual se puede hacer notar de manera simple que el paciente padece de apneas.

MONTAJE EMPLEADO PARA LA OBTENCION DE LOS RONQUIDOS.

La adquisición de las señales producidas por los ronquidos simulados se realizó en 10 sujetos sanos, en edades comprendidas entre los 20 y 27 años, entre ellos se encontraba un fumador y uno que padece asma (pero no se encontraba en crisis). Se les colocó un transductor de presión diferencial (HP modelo 270) y un transductor de flujo Hans-Rudolf a nivel de boca, en posición sentada, a cada uno se le pidió que realizara la maniobra de simular un ronquido inspiratorio. Durante el registro de flujo y presión, en todos los sujetos se empleó pinza nasal, por lo que la emisión de los ronquidos fué puramente oral. La figura 3 muestra el arreglo de los componentes del sistema de medición seguido en el registro de las señales combinadas de sonido, flujo y presión. El sonido producido por los ronquidos se capturó mediante un microfono electret con respuesta en frecuencia de 20 Hz a 10 KHz, colocado a 30 cm. de la boca, justo en el lado derecho.

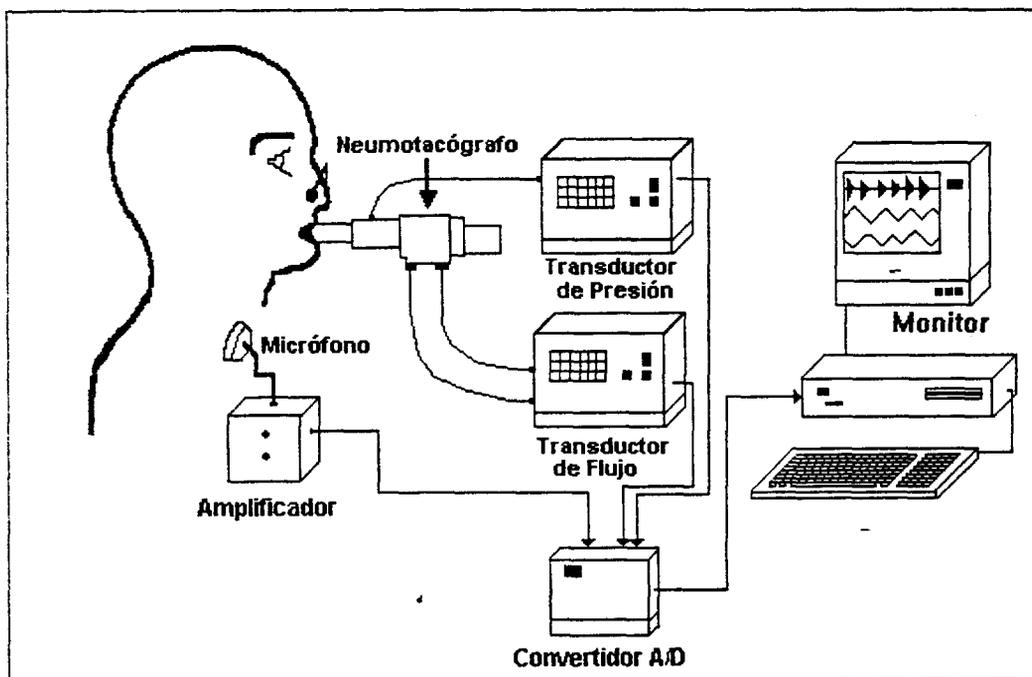


Figura 3. Montaje empleado para la obtención de los ronquidos.

RESULTADOS.

Para comprobar la efectividad del sistema para el análisis de señales producidas por el ronquido simulado de un sujeto, se realizó primero la adquisición de las señales en un rango de altas frecuencias de muestreo (de 50 KHz hasta 10 KHz) a 10 sujetos voluntarios, con lo cual se establecieron los parámetros de tiempo de adquisición (0.5 seg), ganancia de convertidor (+/- 0.5 volts) y sobretodo de frecuencia de muestreo (10 KHz), para posteriores experimentos y análisis de las señales. En posteriores adquisiciones se utilizó menor frecuencia (5KHz), pero asegurando la eliminación de "Aliasing" o "superposición espectral" en los espectros de las señales de sonido. Además de adquirir sonido, se adquirieron dos señales más: flujo y presión en boca, para comprobar la utilidad de las herramientas que otorga el programa de procesamiento diseñado, en el análisis conjunto de señales.

Las características escogidas para la primera adquisición de ronquidos simulados inspiratorios (sólo la señal de sonido roncante), fueron de 20Khz de frecuencia de muestreo durante 0.5 seg, capturando sólo un periodo del fenómeno. Para dichas señales se analizó su comportamiento en el tiempo (fig 1), el cual mostró frecuentemente un patrón formado por un tren de sonidos súbitos y periódicos, cuya intensidad siguió la progresión de la inspiración. El intervalo de tiempo de las oscilaciones fue de 25 a 40 milisegundos, aunque tales periodos no fueron evidentes en la señal acústica de los ronquidos, en todos los sujetos (fig 2). En posteriores adquisiciones de sonido y flujo simultáneamente, estas oscilaciones están presentes en la señal de flujo (fig. 3) de aquellos sujetos en los cuales no se logró apreciar dichas oscilaciones en la señal acústica.

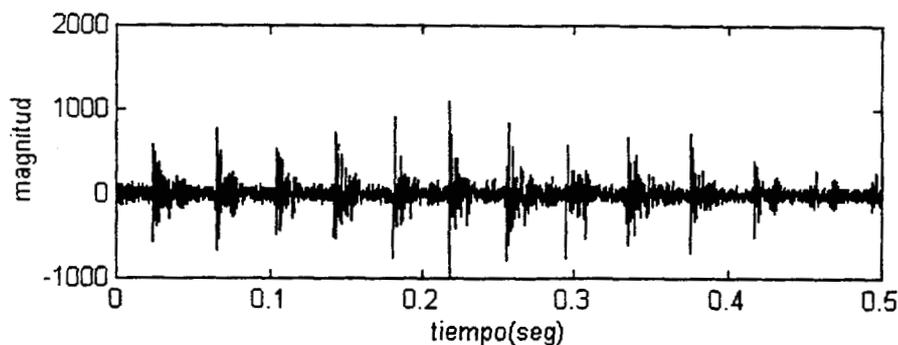


Figura 1. señal acústica característica de los ronquidos.

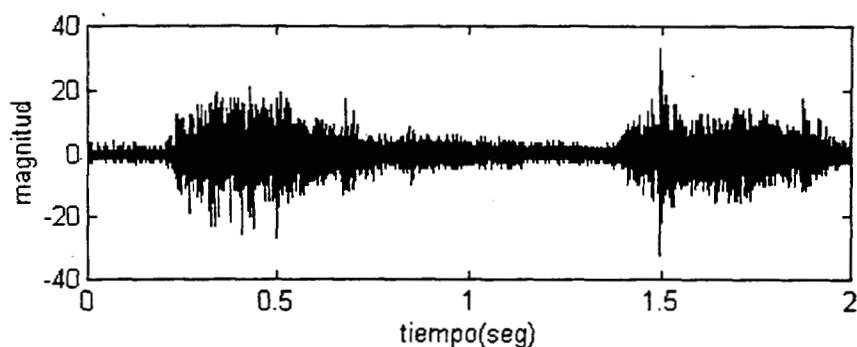


Figura 2. Señal acústica de 2 períodos de ronquidos en los cuales no son visibles los períodos de oscilaciones.

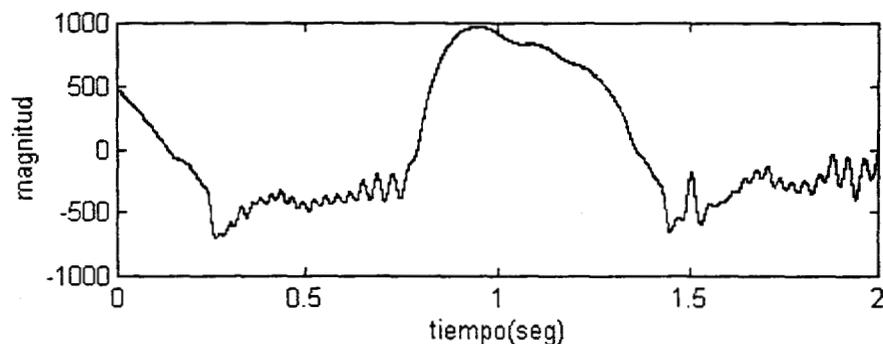


Figura 3. Señal de flujo producido por los ronquidos de la figura 2, en los cuales se logra apreciar las oscilaciones periódicas.

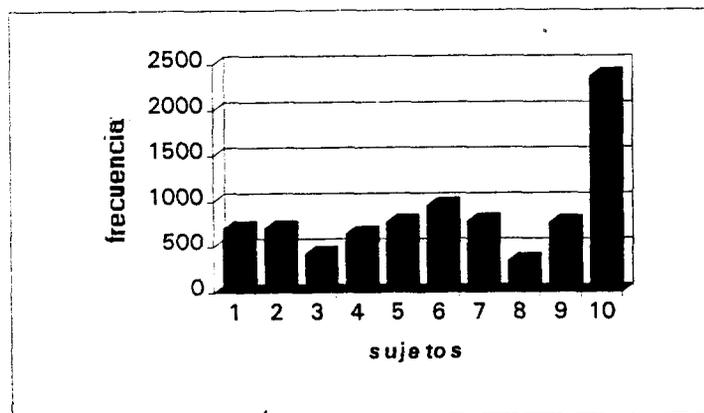
Se calcularon diferentes parámetros espectrales de las todas las señales acústicas de los sujetos, utilizando el algoritmo de la *Transformada rápida de fourier* (FFT, en inglés). Dichos parámetros se presentan en la tabla 1, donde las amplitudes se presentan en unidades arbitrarias (donde la escala de +/-0.5 volts corresponde a 4080 puntos).

Como se puede apreciar en la tabla, la frecuencia de máxima potencia promedio fué de 708 Hz. Con excepción del sujeto 10, todos presentaron componentes espectrales significativos (definidos como los componentes en frecuencia por arriba del 10% de la potencia máxima) inferiores a los 2.5 KHz, con dos bandas de mayor potencia perfectamente diferenciables (fig. 4); una con valores promedio de 31 Hz a 1241 Hz y la otra de 1492 Hz a 4281 Hz .

TABLA 1. Resultados de parámetros espectrales en 10 sujetos.

sujeto	FMA (Hz)	F. 1B (Hz)	F. 2B (Hz)	Area 1B(ua)	Area 2B(ua)
1	704	30-800	1200-3000	5.40E+07	1.35E+07
2	708	30-810	1300-4000	1.30E+07	3.55E+06
3	420	10-600	1200-4500	6.40E+06	3.30E+06
4	644	30-1000	1250-3500	2.15E+07	2.17E+07
5	774	10-820	1400-3250	8.12E+06	6.26E+06
6	954	23-1500	1650-5000	6.88E+06	1.08E+06
7	780	70-1300	1270-4500	7.81E+06	2.00E+07
8	340	24-1850	2000-3400	5.58E+06	7.74E+05
9	762	24-1850	1860-3900	4.60E+06	3.24E+06
10	2370	23-1531	1500-4700	7.40E+08	1.87E+07
promedio	708	31.4- 1241.3	1492.5- 4281	8.68E+07	9.21E+06
desv.stand.	+/- 162.98			+/- 2.18E07	+/- 7.933E06

FMA = Frecuencia Máxima Amplitud; F.1B y F.2B = Rangos de frecuencia de la primera y segunda banda respectivamente; Area 1B y Area 2B = Areas de las bandas.



Gráfica 1. gráfica de barras de la frecuencia de máxima potencia de los 10 sujetos de estudio.

En la gráfica de barras (gráfica 1), se nota claramente una diferencia entre todos los sujetos de estudio y el sujeto 10 (fumador), el cual tiene una

frecuencia de máxima potencia muy por arriba de los demás; también es de hacer notar que el sujeto 3 (asmático), presenta una frecuencia de máxima potencia menor que todos los sujetos. Con lo anterior se puede esperar, que con la adquisición de un número mayor de fumadores, el sistema pueda servir para la separación de grupos.

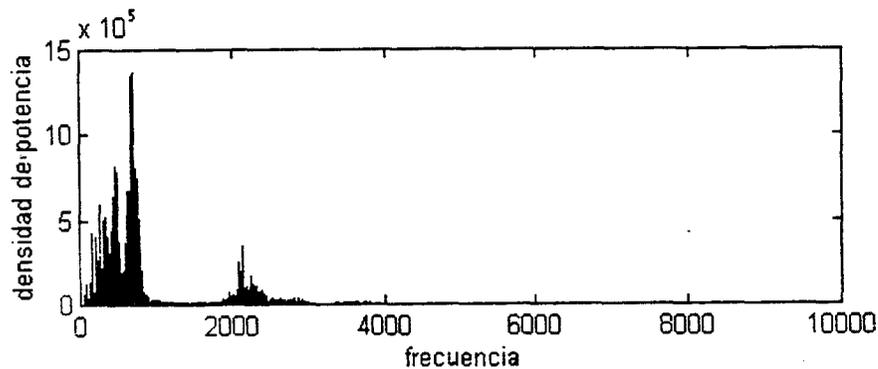
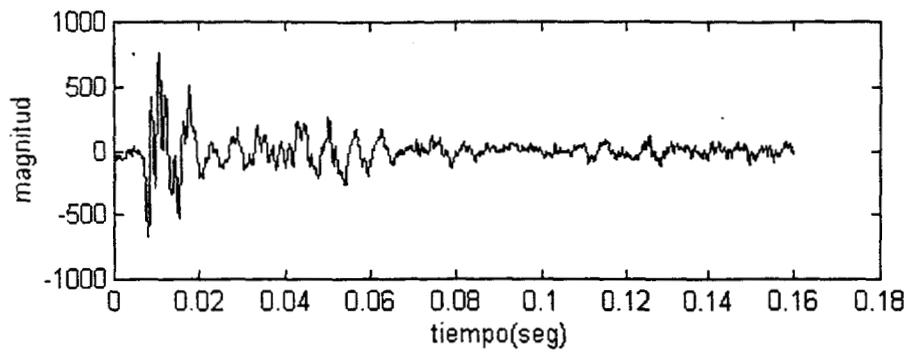


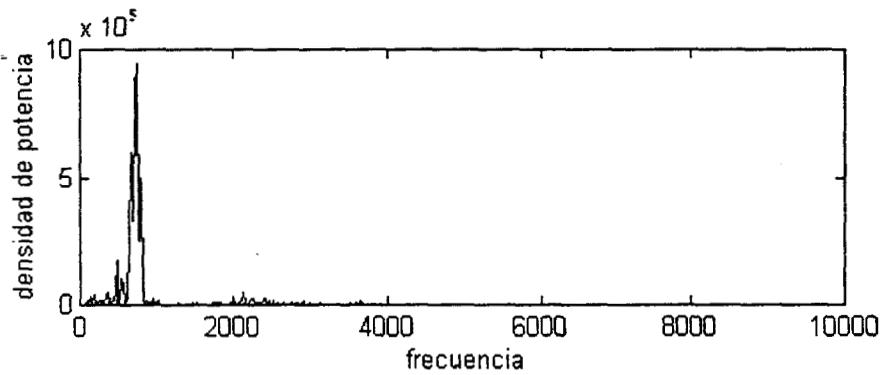
Figura 4. Espectro de potencia de la señal acústica de la figura 1, a través de la FFT. Donde se logra apreciar las dos bandas de frecuencia características de los ronquidos.

El análisis espectral (a través de la aplicación de la FFT) de un solo período, extraído de la señal acústica (fig. 5A), indicó que los componentes de baja y de alta frecuencia se atenuan, conservándose el componente perteneciente a la potencia máxima (fig. 5B). Esto se presentó en todos los sujetos.

Con la implementación del espectrograma como otra herramienta del sistema para el análisis de ronquidos, se encontró que era útil para la visualización de las frecuencias que aparecen en las diferentes etapas del ronquido. Como un ejemplo (fig. 6) en el espectrograma de la figura 1, se alcanza a visualizar las once etapas de oscilaciones presentes en los 0.5 seg. de adquisición de la señal acústica del ronquido, manteniéndose el ancho de banda de las oscilaciones y solo cambian las amplitudes de las frecuencias presentes.



(A)



(B)

Figura 5. a) Segmentación de un sólo periodo de oscilación de la señal de la figura 1. b) Espectro del segmento de la figura 5A. Se debe observar que la frecuencia de máxima potencia se mantiene constante.

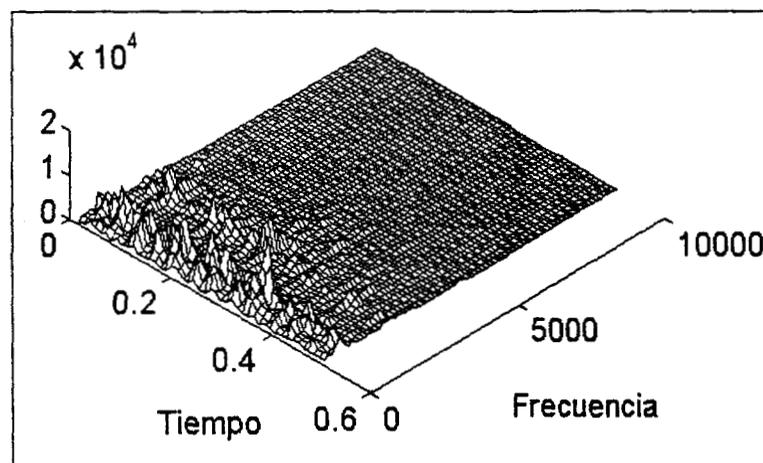


Figura 6. Espectrograma de la figura 1, se visualiza los once periodos de oscilaciones.

UTILIZACION DE MODELOS AUTORREGRESIVOS.

Debido a que uno de los objetivos del presente trabajo era el establecer nuevas herramientas de procesamiento para señales producidas por los ronquidos simulados para su análisis, se planteó el utilizar el algoritmo paramétrico de Burg para la obtención de los coeficientes del modelo autorregresivo, para utilizar la estimación espectral de máxima entropía, debido a las ventajas que ofrece, tales como: mejor resolución espectral y la ausencia del problema de fuga espectral que presenta el método tradicional de la FFT. Los espectros paramétricos de todos los sujetos fueron comparados con los espectros obtenidos con el método clásico de la FFT; encontrándose que los primeros resultaban ser de mayor utilidad para nuestros fines, debido a que son espectros suavizados, y de más fácil interpretación de las áreas contenidas.

Para todos los archivos anteriormente mencionados, con las características de adquisición (0.5 seg de adquisición a una frecuencia de muestreo de 20 KHz), se contaba con 10,000 muestras para cada uno. Se programó el Criterio Informativo de Akaike (AIC, en inglés) (30), el cual nos otorga la mejor estimación del orden óptimo necesario para las señales adquiridas, se obtuvo la potencia de error en un rango de orden de modelo desde 1 hasta 50. Para todos los casos se encontró que la potencia de error mínima se encontraba en un orden cercano a 35 (fig. 7), o que la diferencia de error que resultaba de escoger un orden un poco menor o un poco mayor de la mínima potencia de error del criterio de Akaike, no resultó ser significativa.

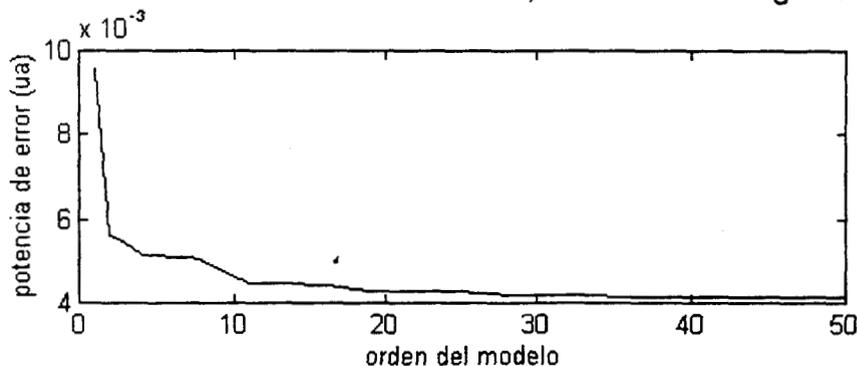


Figura 7. Selección del orden del modelo autorregresivo a través del AIC. Se puede ver que el mínimo se encuentra en orden 35.

Con la determinación del orden óptimo del modelo autorregresivo, se encontraron los espectros de potencia resultantes del algoritmo de Burg (Haykin 1, 2); conservándose la información espectral que proporcionó la aplicación de la FFT a las señales; mejorando por supuesto la resolución en frecuencia, debido a todas las ventajas que proporciona el algoritmo de Burg, mencionadas anteriormente; dando como resultado una mejor visualización de las dos áreas encontradas en los espectros (comparar la fig.4 con la fig. 8), y conservándose las características espectrales de la tabla 1, para cada sujeto.

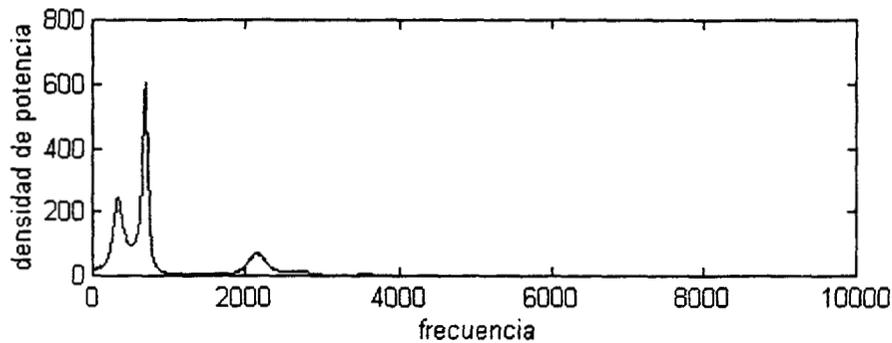


Figura 8. Espectro de potencia a través del algoritmo de Burg de la señal acústica de la figura 1.

PROCESAMIENTO DE SEÑALES DE FLUJO-PRESION-SONIDO.

Mediante el análisis de correlación de las señales de flujo y presión, adquiridas a 5 KHz y al mismo tiempo que la adquisición de sonido de cada sujeto de experimentación, producidas por dos ciclos de ronquidos inspiratorios, se encontró un coeficiente de correlación máximo entre 0.8 y 0.9. A través de la gráfica X-Y entre las mismas señales se pueden ver las oscilaciones, en flujo y presión producidas por el ronquido en el cuadrante que pertenece a la inspiración (fig. 9), esta es una gráfica X-Y típica de todos los sujetos analizados.

Por el contrario al correlacionar las señales de flujo o presión con la señal acústica, se obtuvo un valor entre 0.02 a 0.04; y la gráfica X-Y no proporcionó ninguna información útil para el análisis simultáneo (fig. 10).

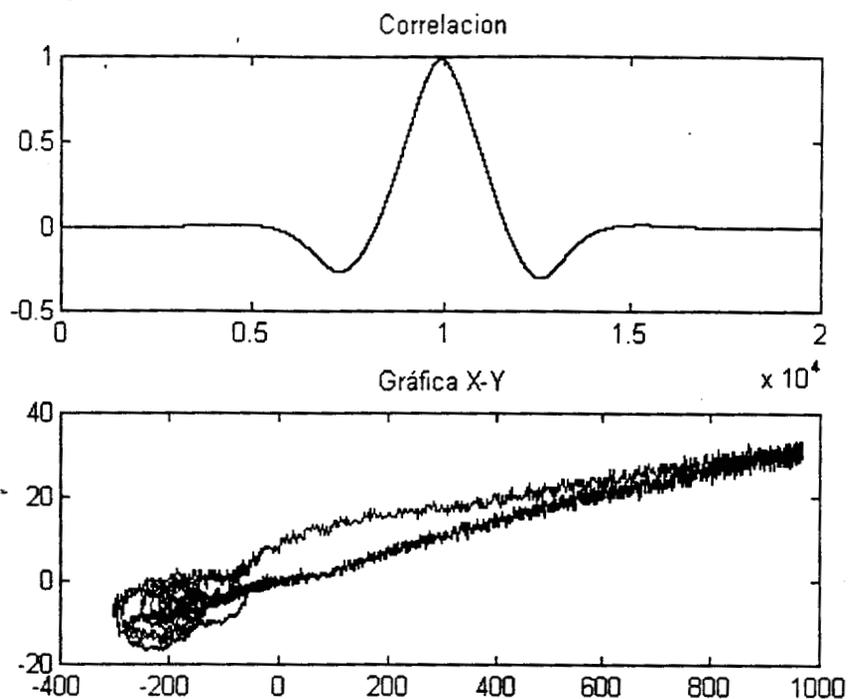


Figura 9. Gráfica de correlación y gráfica X-Y entre señales de flujo y presión producidas por dos periodos de ronquido.

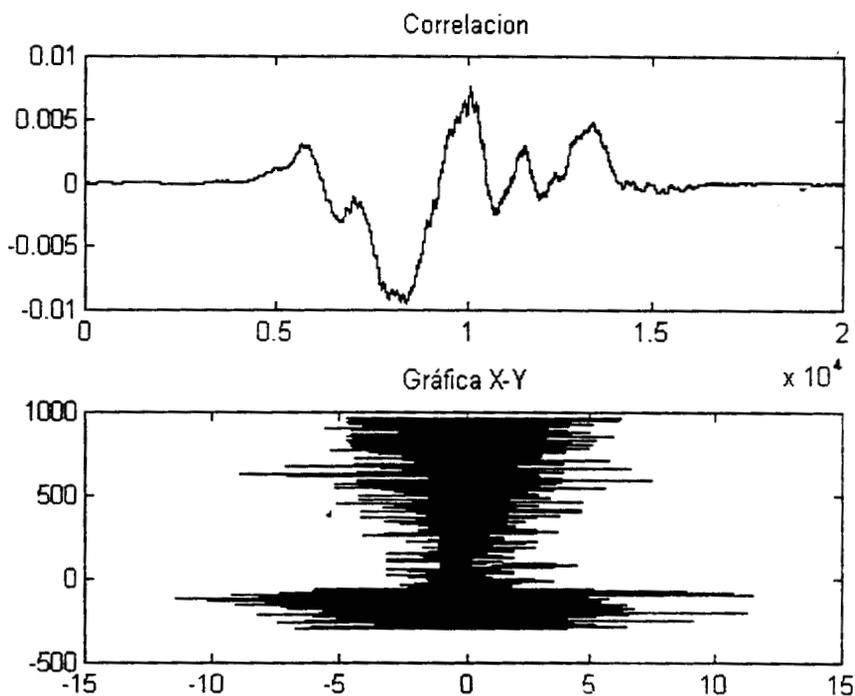


Figura 10. Gráfica de correlación y gráfica X-Y entre las señales de sonido y flujo (misma de la fig.8).

DISCUSION DE RESULTADOS Y PERSPECTIVAS.

Los principales hallazgos del presente estudio indican la factibilidad de analizar las características espectrales de los ruidos roncantes y su relación con la mecánica del flujo en las vías aéreas superiores, de una manera no invasiva, con maniobras sencillas para el paciente y con posibilidades de separar sujetos aparentemente sanos de aquellos que presentan algún tipo de anomalía respiratoria.

La polisomnografía ha sido quizás la metodología más empleada para el análisis del SAOS; sin embargo, tal metodología resulta de gran complejidad, por el problema de la gran cantidad de diferentes registros a considerar, por la hora del día en que se toman los registros, las molestias al paciente debidas a los transductores aplicados y por el tiempo consumido para el análisis de cada registro. Además, aún cuando durante la polisomnografía se registra sonido ambiental o traqueal, dichos registros se utilizan más como marcadores del momento en que suceden los ronquidos y de la frecuencia fundamental de oscilaciones roncantes, pero no para analizar las propiedades acústicas de este fenómeno.

La frecuencia fundamental de los ronquidos se ha reportado ser del orden de 27 a los 100 Hz, lo cual depende de si los ronquidos fueron generados por vía nasal u oronasal (35). En general, se ha observado que la frecuencia fundamental es más alta en ronquidos nasales que oronales. Nuestros resultados concuerdan con lo reportado (36,35,39) ya que esta varió de 25 a 40 Hz en ronquidos simulados por vía oronasal.

Partiendo de la hipótesis de que las características espectrales de los ronquidos dependen del estado de las paredes y calibre de las vías aéreas, Pérez-Padilla y Cols (29) y Gavriely y Cols (15) han realizado estudios sobre la generación de los ronquidos empleando simultáneamente flujo y presión; sin embargo, el análisis espectral de los ronquidos se ha basado en modelos determinísticos como la FFT, sin tomar en cuenta que los ronquidos presentan un comportamiento aleatorio. Desde este punto de vista el empleo de técnicas autorregresivas constituyen un mejor modelo como estimador espectral (31), aparte de las ventajas por la mayor resolución, la independencia del número de datos a procesar y la facilidad de indentificación de parámetros espectrales y áreas bajo bandas de frecuencia específicas.

Con respecto a las bandas de frecuencia que presentan los ronquidos, nuestros datos resultan similares a los reportados por Pérez-Padilla y Cols (29), quienes sitúan una banda por debajo de los 800 Hz y otra arriba de esta frecuencia, con una máxima del orden de los 4,000 Hz. En este estudio (29) se propone la separación de sujetos con ronquidos habituales pero sin SAOS, de aquellos con ronquidos habituales y con SAOS a partir de la relación del área de las dos bandas; sus hallazgos sugieren que los sujetos con SAOS presentan un desplazamiento hacia las altas frecuencias. Aún cuando la intención de nuestro estudio no fue la identificación de sujetos con anomalías, llama la atención que en el caso 10 (sujeto fumador) presentó un ancho de banda mayor que el resto de los sujetos. Con respecto a nuestro sujeto con antecedentes de asma, el hecho de no mostrar mayores frecuencias podría ser explicado por no encontrarse en etapa de crisis asmática. En consecuencia, el sistema que aquí se describe fue capaz de detectar posibles anomalías en las vías aéreas.

En el estudio realizado por Gavriely y Cols. (15), el sonido es procesado mediante un filtro pasabanda entre 75 a 2,000 Hz por lo que parte de los componentes en frecuencia de la señal se están eliminando de manera artificial sobre todo para sujetos con generación de sonidos de alta frecuencia como es la situación de varios de los casos del presente reporte. En nuestro sistema las señales adquiridas no son filtradas con objeto de contar con todo el rango de frecuencias existentes en las señales, lo cual abarca desde la identificación de la frecuencia fundamental (menor a los 100Hz), hasta los posibles componentes de alta frecuencia (entre 4 a 10 KHz).

Otras técnicas empleadas para el análisis de los ronquidos, y particularmente de las vibraciones de las paredes de las vías aéreas, han sido la cineradiografía (37) y la fibroscopía (38). Aunque estas técnicas tienen la ventaja de la observación directa de las estructuras vibrantes, también tienen el problema de la baja resolución con respecto a la frecuencia fundamental de las oscilaciones durante el ronquido, además de la agresividad propia de la fibroscopía. A pesar de que el análisis de las propiedades acústicas de los ronquidos no permite el análisis visual directo, mejora el muestreo de las oscilaciones con las posibilidades de establecer una relación con parámetros funcionales de las vías aéreas superiores.

En conclusión, el sistema presentado resulta confiable para la determinación de las características espectrales de los sonidos roncantes, permite analizar la relación entre propiedades acústicas con parámetros funcionales asociados a los

ronquidos y, dado su carácter no invasivo, es aplicable con mínimas molestias a sujetos en estado de alerta, con posibilidades de extender los estudios a sujetos durante el sueño.

PERSPECTIVAS.

El presente sistema se utilizará para realizar estudios en el Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias (INER); con el objeto de determinar que los ronquidos simulados, reproducen aceptablemente los reales, lo que permite ser un modelo simplificado. Para dicho objetivo se realizarán varias pruebas con pacientes sanos y pacientes con padecimientos del Síndrome de Apnea Obstrucciona del Sueño (SAOS) en diferentes grados. Para todas las pruebas el instituto requiere que el sistema de adquisición de señales tenga una capacidad de 5 canales (2 señales de flujo, 1 señal de presión y 2 señales de ruido) además debe tener una frecuencia de muestreo de 4 KHz por canal y un tiempo de adquisición de 1 seg.; las anteriores necesidades han sido solventadas con el sistema presentado en este trabajo.

Con respecto a las necesidades del INER, en cuanto al procesamiento de las señales producidas por los ronquidos, el sistema de procesamiento que se les suministró es capaz de cumplir sus expectativas y cuenta con todas las herramientas que fueron solicitadas por ellos, además de herramientas que les fueron expuestas y que tuvieron aceptación de su parte.

En lo que respecta al área de Procesamiento Digital de Señales e Imágenes Biomédicas (PDSIB), se ha planteado seguir en las investigaciones concernientes a la aplicación de modelaje autorregresivo para el análisis de ronquidos simulados, y extender los resultados obtenidos en el presente trabajo al estudio de los ronquidos espontáneos tanto en personas sanas como en pacientes con algún padecimiento en las vías aéreas superiores, con datos de pacientes proporcionados por el INER.

Además con las herramientas proporcionadas por el sistema que se ha presentado, se pretende adquirir más personas que presenten problemas de tabaquismo y poder encontrar similitudes de grupo que sirvan para poder realizar una separación de éstos, con las personas que no presentan este problema.

BIBLIOGRAFÍA.

1. Fitzpatrick, M. F.; et al.(1993). "Snoring, asthma and sleep disturbance in Britain: A community-based survey". *European Respiratory Journal* 6(4), 531-535.
2. Beck, R.; et al. (1992)."The acoustic properties of snores".
3. Schmidt Nowara, W. W.; et al. (1990). "Snoring in a hispanic-american population: risk factor and association with hypertension and othemorbidity". *Archives of Internal Medicine* 150(3): 597-601.
4. Ali, N. J.; et al (1993). "Snoring, sleep disturbance, and behaviour in 4-5 year olds." *Archives of Disease in Childhood* 68(3): 360-366.
5. Kaplan, J.; Staats, B. A.; (1990). "Obstructive sleep apnea syndrome". *Mayo Clinic Proceedings* 65(8): 1087-1094.
6. Rubinstein, I.; et al. (1989). "Glottic and cervical traqueal narrowing in patients with obstructive sleep apnea". *Journal of Applied Physiology* 67(6): 2427-2431.
7. Ferini Strambi, L.; et al. (1992). "Heart rate variability during sleep in snorers with and without obstructive sleep apnea". *Chest* 102(4): 1023-1027.
8. Stradling, J.R.; Crosby, J.H..(1990). "Relation between systemic hypertension and sleep hypoxemia or snoring: Analysis in 748 men drawn from general practice". *British Medical Journal* 300(6717): 75-78.
9. Low, W.K.; Willatt, D.J.; (1992). "Submucous resection for deviated nasal septum: A critical appraisal". *Singapore Medical Journal* 33(6): 617-619.
10. Hida, W.(1989). "Diagnosis of sleep apnea syndrome". *Journal of The Japan Broncho-Esophagological Society* 40(5): 382-388.

11. Jennum, P.; et al (1992). "Cardiovascular risk factors in snorers: A cross-sectional study of 3323 men aged 54 to 74 years: The Copenhagen male study". *Chest* 102(5): 1371-1376.

227470

12. Van Diest, R. (1990). "Subjective sleep characteristic as coronary risk factors, their association with Type A behavior and vital exhaustion". *Journal of Psychosomatic Research* 34(4): 415-426.

13. Spriggs, D.A.; et al. (1992). "Snoring increases the risk of stroke and adversely affects prognosis". *Quarterly Journal of Medicine* 83(303): 555-562.

14. Hanly P.J.; et al (1993). "ST- segment depression during sleep in obstructive sleep apnea". *American Journal of Cardiology* 71(15): 1341-1345.

15. Gavriely, N.; Jensen O.; (1993). "Theory and measurements of snores". *The American Physiological Society*. 2828-2837.

16. Corbo, G.M.; et al (1989). "Snoring in children: Association with respiratory symptoms and passive smoking". *British Medical Journal* 299(6714): 1491-1494.

17. Shiomi, T.; et al (1993). "Aging, respiratory efforts during sleep, and pulsus paradoxus". *Lung* 171(4): 203-211.

18. Katz, I.; et al (1990). "Do patients with obstructive sleep apnea have thick necks?". *American Review of Respiratory Disease* 141(5 part 1): 1228-1231.

19. Zucconi, M.; et al (1993). "Habitual snoring and obstructive sleep apnea syndrome in children: effects of early tonsil surgery". *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 26(3): 235-243.

20. Gleadhill, I.C.; et al (1991). "Upper airway collapsibility in snorers and in patients with obstructive hypopnea and apnea". *American Review Respiratory Disease* 143: 1300-1303.

-
21. Hoffstein, V.; et al (1991). "Pharyngeal function and snoring characteristics in apneic and nonapneic snorers". *American Review Respiratory Disease*, 143: 1294-1299.
 22. Suratt, P.M.; et al (1984). "Induction of airway collapse with subatmospheric pressure in awake patients with sleep apnea". *Journal Appliance Physiologic* 57: 140-146.
 23. Davidsson, A.; Hellquist, H.B.; (1993). "The so-called "allergic" nasal polypectomy". *ORL (Oto-Rhino-Laryngology) (Basel)* 55(1): 30-35.
 24. Croft, C.B.; et al (1990). "Obstructive sleep apnea in children undergoing routine tonsillectomy and adenoidectomy". *Clinical Otorhinology and Allied Sciences (oxford)* 15(4): 307-314.
 25. Rosen, C.L.; (1992). "Adult criteria for obstructive sleep apnea do not identify children with serious obstruction". *American Review of Respiratory Disease* 146(5 part 1) 1231-1234.
 26. Deng, K; et al (1990). " Diagnosis value of lateral pharyngeal roentgenography in snoring disease". *Journal of West China University of Medical Sciences* 21(2): 213-215.
 27. Ren, X.B.; et al (1992). "CT studies on osas". *Zhonghua Jiehe He Huxi Zazhi* 15(2): 103-105, 128.
 28. Ellis, P.D.M.; et al (1992). "The relief of snoring by nasal surgery". *Clinical Otolaryngology and Allied Sciences (Oxford)* 17(6): 525-527.
 29. Perez Padilla, J.R.; et al (1993). "Characteristics of the snoring noise patients with and without occlusive sleep apnea". *American Review of Respiratory Disease*. 147(3): 635-644.
 30. Haykin, Simon (1990). "Modern Filters". Maxwell Mac Millan International Editions. capitulo 8: 187-195.

-
31. Kay, S.M.; Marple S.L. (1981). "Spectrum analysis: A modern perspective". *Proc IEEE*, 69:1380-1418.
 32. Peyton, Z.; Peebles, J.R. (1980). "Probability, Random Variables, and Random Signal Principles". Segunda edición, Mc Graw Hill, Inc. capítulo 2: 34-37.
 33. Haykin, Simon (1991). "Adaptive Filter Theory". Segunda edición, Prentice Hall. capítulo 6.
 34. Peyton, Z.; Peebles, J.R. (1980). "Probability, Random Variables, and Random Signal Principles". Segunda edición, Mc Graw Hill, Inc. capítulo 5: 147-152.
 35. Liistro, G.; Stanescu, D.; Veriter, C. (1991). "Pattern of simulated snoring is different through mouth and nose". *J.Appl.Physiol.* 70:2736-41.
 36. Perez-Padilla, R.; Remmers, J.E. (1985, abstract). "Dynamics of pressure, airflow and noise production during simulated snoring". *Am Rev Resp Dis*, vol 131.
 37. Cirignotta, F.; Lugaresi, E. (1980). "Some Cineradiographic aspects of snoring and obstructive apneas". *Sleep*, 3: 225-227.
 38. Remmers, J.E.; Feroah, T.; Pérez-Padilla, J.R.; Whitelaw, W.A. (1988). "Correlation of structure and mechanics in pharyngeal obstruction during sleep". *Chronic Rhonchopathy*. vol.85: 30-35.
 39. Meslier, N.; Auregan, Y.; Badatcheff, A.; Deppolier, C.; Racineux, J.L. (1985, abstract). "Spectral analysis of snores in patients with obstructive sleep apnea syndrome". *Am Rev Resp Dis* 131:857.
 40. Oppenheim, A. V.; Shafer (1989), R. W.; "Discrete-Time Signal Processing". Prentice Hall Signal Processing Series.
 41. Cohen, A. (1987). "Biomedical Signal Processing". CRC Press, Inc. vol.I.

42. Crouch, J.; McClintic, R. (1974). "Principios de Anatomía Humana". Editorial Limusa , versión en español de la primera edición.

MODELO AUTORREGRESIVO PARA LA CARACTERIZACION DE LOS RONQUIDOS.

PROCESOS ESTOCASTICOS.

El término de proceso estocástico o proceso aleatorio se utiliza para la descripción estadística de la evolución del fenómeno a lo largo de un intervalo de tiempo. Es decir, un proceso aleatorio es una variable aleatoria con una dimensión adicional, el tiempo. La naturaleza aleatoria del fenómeno se tiene en tanto no es posible describirlo o conocer su comportamiento en el tiempo antes de que ocurra. (para mayor información ver referencia 32)

Ahora bien, el término de proceso estocástico, básicamente se refiere a un ensamble en el tiempo de realizaciones o funciones muestras del fenómeno de naturaleza aleatoria.

Si se tiene un conjunto de funciones muestras $X_j(t), j = 1, 2, \dots, n$ como se ilustra en la figura 1, donde la función $X_1(t)$ tiene una probabilidad de ocurrencia $P(S_1)$, que corresponde al punto muestra S_1 del espacio muestra S , al igual que las demás funciones $X_2(t), X_3(t), \dots, X_n(t)$ con sus correspondientes $P(S_2), P(S_3), \dots, P(S_n)$, si se observa el conjunto de señales a un tiempo determinado $t = t_1$, para cada $X_j(t_1)$ se tiene una probabilidad asociada $P(S_j)$ en el espacio muestra. Por lo tanto al recolectar los puntos $X_j(t_1)$, para $j = 1, 2, 3, \dots, n$, para cada tiempo t , el conjunto de valores $X_j(t)$ da variables aleatorias diferentes. Por lo tanto la diferencia entre una variable aleatoria y un proceso estocástico, es que para la primera, la salida de un experimento es mapeada a un valor, mientras que para la segunda, la salida es mapeada en una forma de onda función del tiempo.

Es lógico pensar que si una variable aleatoria corresponde a cada valor del parámetro t de un proceso estocástico, se puede analizar dicho proceso mediante los conceptos desarrollados para las variables aleatorias.

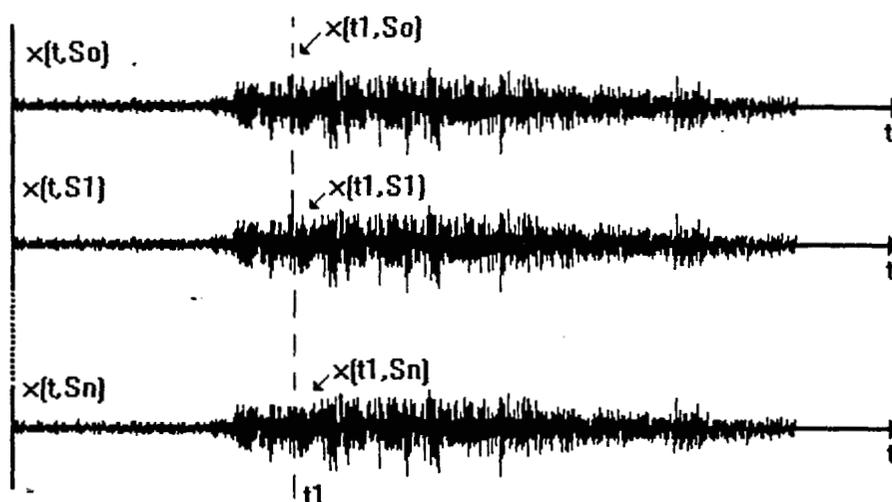


FIGURA 1.

CLASIFICACION DE LOS PROCESOS ESTOCASTICOS.

Los procesos estocásticos se pueden clasificar de acuerdo a las características del parámetro t y la variable aleatoria $X = x(t)$ al tiempo t , de la siguiente forma:

- a) Si X y t pueden tomar valores continuos, entonces el proceso es llamado *proceso estocástico continuo*.
- b) Si X toma valores discretos y t valores continuos, el proceso es llamado *proceso estocástico discreto*.
- c) Ahora bien si t es discreto, pero X es continuo el proceso se da en llamar *secuencia aleatoria continua*.
- d) Si t y X toman valores discretos, el proceso es llamado *secuencia aleatoria discreta*.

PROCESOS ESTOCASTICOS DETERMINISTICOS Y NO-DETERMINISTICOS.

Se tiene otra clasificación para los procesos estocásticos, en base al comportamiento de las realizaciones del proceso. Si es posible predecir valores futuros de cualquier realización del proceso, a partir de valores pasados de éste, el proceso es clasificado como proceso estocástico determinístico. En este caso no existe aleatoriedad asociada con la forma de onda de cualquier realización

del proceso, sino que la aleatoriedad esta asociada con la ocurrencia de una realización en particular.

Un proceso estocástico es llamado no-deterministico, si valores futuros de cualquier realización no pueden predecirse a partir de valores pasados.

ESTACIONARIEDAD.

Se dice que un proceso estocástico representado por series de tiempo $u(n), u(n-1), u(n-2), \dots, u(n-m)$ es estrictamente estacionario si su función de densidad de probabilidad se mantiene constante a pesar de un desfase en el tiempo. Es importante definir la estacionariedad de un proceso, por que es muy frecuente encontrar en la práctica procesos que presentan este comportamiento o por lo menos una aproximación. Desde un punto de vista útil, no es necesario que un proceso presente ser estacionario a lo largo de todo el tiempo, sino en el intervalo de observación que sea de interés. (ver referencia 34)

El grado de estacionariedad de un proceso se mide en base a los momentos estadísticos que se mantienen constantes a lo largo del intervalo de observación. De esta manera se tiene que un proceso estacionario de primer orden, es aquel en el cual su primer momento estadístico se mantiene constante, no importando un desplazamiento en el tiempo, es decir,

$$E[X(t_1)] = \bar{X} = cte. = E[X(t_2)] \quad (1)$$

lo anterior se debe a:

$$E[X] = E[X(t_1)] = \int_{-\infty}^{\infty} xf_x(x, t_1) dx = E[X(t_2)] = \int_{-\infty}^{\infty} xf_x(x, t_2) dx \quad (2)$$

y si es un proceso de primer orden, se tiene que su primer momento estadístico se mantiene constante:

$$f_x(x, t_1) = f_x(x, t_2) = f_x(x, t) = cte. \quad (3)$$

por lo tanto la estacionariedad de un proceso estocástico puede extenderse a órdenes mas altos de probabilidad conjunta.

El orden de estacionariedad es igual al número de variables que son relacionadas por la función de densidad de probabilidad, de tal manera si:

$$f_x(x_1, x_2; t_1, t_2) = f_x(x_1, x_2; t_1 + \Delta t, t_2 + \Delta t); \text{ para todo } t_1, t_2, \Delta t \quad (4)$$

el proceso estocástico es estacionario de orden dos, extendiendo el concepto anterior para un proceso estrictamente estacionario, es decir, estacionario de orden n, se tiene la siguiente relación:

$$f_x(x_1, \dots, x_n; t_1, \dots, t_n) = f_x(x_1, \dots, x_n; t_1 + \Delta t, \dots, t_n + \Delta t) \quad (5)$$

En la práctica es muy difícil demostrar que un proceso es estacionario de orden dos, pero la mayoría de las técnicas de análisis y procesamiento de procesos estocásticos requieren que el proceso sea estacionario en alguno de sus momentos estadísticos.

Por último, se dice que un proceso es débilmente estacionario si:

$$E [X (t_1)] = E [X (t_1 + \Delta t)] = cte . \quad (6)$$

y además la función de autocorrelación definida como:

$$R_{xx} (t_1, t_2) = E [X (t_1) X (t_2)] \quad (7)$$

es independiente del tiempo, es decir:

$$R_{xx} (t_1, t_2) = R_{xx} (t_2 - t_1) = R_{xx} (\tau) \quad (8)$$

ERGODICIDAD.

Para el análisis de un proceso estocástico se tiene que encontrar sus "promedios en el ensamble", es decir, a través del proceso; pero debido a que en la práctica se cuenta solo con una realización del proceso, se hace necesario encontrar sus "promedios en el tiempo", es decir, a lo largo del proceso, los cuales son estimaciones de los promedios anteriores; dichas estimaciones

deben cumplir dos requisitos indispensables para ser congruentes: (ver referencia 34)

1. El valor esperado de un promedio en el tiempo (visto como estimador) converge al correspondiente promedio en el ensamble, en un intervalo de observación infinito.

2. La varianza del promedio en el tiempo se aproxima a cero cuando el intervalo de observación se aproxima a cero.

Cumpliendo lo anterior, se han encontrado estimadores para los momentos estadísticos de un proceso estocástico (Haykin, Peebles).

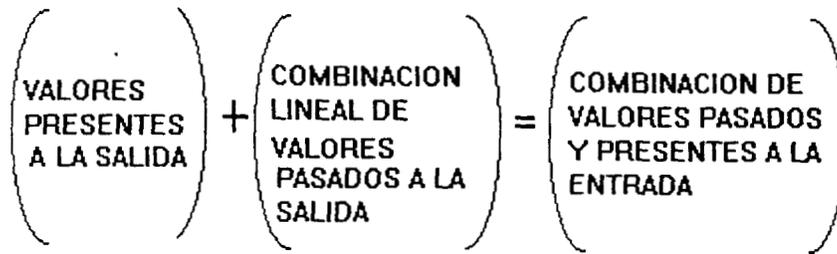
MODELOS ESTOCASTICOS.

El término modelo esta usado para cualquier hipótesis que pueda ser aplicada a explicar o describir las leyes que gobiernan la generación de un proceso estocástico. El objetivo de desarrollar un modelo de un proceso estocástico mediante una transformación lineal, causal y causalmente invertible, es de tener un manejo mas fácil del proceso, otorgando una herramienta útil para el análisis de dicho proceso. El modelo requiere ser causal para que su implementación pueda realizarse en tiempo real; y causalmente invertible para que el proceso pueda ser recuperable a partir del modelo. Otro requisito indispensable del modelo, es que debe de conservar la información estadística del proceso, con lo cual se asegura que no hay pérdida de información. (ver referencia 33)

Los modelos estocásticos se basan en la siguiente configuración:



La relación entrada-salida en el dominio del tiempo para un modelo estocástico puede ser escrita:



En la práctica se encuentran tres modelos estocásticos, los cuales tienen una gran aceptación:

1. Modelos Autoregresivos (AR, del inglés): en el cual solo los valores presentes a la entrada del modelo son utilizados, más una combinación lineal de valores pasados y el valor presente a la salida del modelo.
2. Modelos de Promedio Móvil (MA, del inglés): en el cual los valores pasados a la salida del modelo, no son utilizados.
3. Modelos Autoregresivos y de Promedio Móvil (ARMA, del inglés): el cual es una mezcla de los dos anteriores.

En el presente trabajo sólo son de interés los modelos AR, debido a que la elección de un orden alto para dicho modelo, puede reemplazar los otros dos modelos; además este modelo presenta la ventaja de que da siempre como resultado un sistema estable.

MODELOS AUTORREGRESIVOS.

Si se presenta una realización de un proceso estocástico a través de series de tiempo a partir de muestras pasadas, $u(n)$, $u(n-1)$, . . . , $u(n-M)$ se tiene que la representación de un *proceso autorregresivo* (AR) de orden M , esta dada por la ecuación de diferencias: (ver referencia 30 y 33)

$$u(n) + a_1^* u(n-1) + a_M^* u(n-M) = v(n) \quad (9)$$

donde a_1, a_2, \dots, a_M son constantes, o llamados comúnmente parámetros AR, y $\{v(n)\}$ es un proceso de ruido blanco. El término $a_k^* u(n-k)$ es el producto punto de a_k y $u(n-k)$, donde $k=1, \dots, M$.

Reordenando la ecuación (9), de tal forma que se visualice, que el valor presente de la realización del proceso estocástico, depende de una combinación

227470

lineal de valores pasados del proceso, más un término de error $v(n)$; se tiene que:

$$u(n) = w_1^* u(n-1) + w_2^* u(n-2) + \dots + w_M^* u(n-M) + v(n) \quad (10)$$

donde $w_k = -a_k$; teniendo en mente que un modelo de regresión lineal, viene representado por la siguiente ecuación:

$$y = \sum_{k=1}^M w_k^* x_k + v \quad (11)$$

que relaciona la variable dependiente y , con un conjunto de variables independientes x_1, x_2, \dots, x_M , más un término de error; y se tiene que en la ecuación (10) la variable $u(n)$ está relacionada con valores pasados de ella misma, más un término de error. Por lo tanto describe un proceso de autorregresión, de ahí el nombre que reciben estos modelos. Reestructurando la ecuación (10) se tiene:

$$\sum_{k=0}^M a_k^* u(n-k) = v(n) \quad (12)$$

donde $a_0^* = 1$;

Aplicando la transformada Z, a ambos lados de la ecuación (12), se tiene:

$$u(n) + \sum_{k=1}^M a_k^* u(n-k) = v(n) \quad (13)$$

$$U(z) + \sum_{k=1}^M a_k^* U(z) Z^{-k} = V(z) \quad (14)$$

factorizando la ecuación (14) se tiene:

$$U(z)\left(1 + \sum_{k=1}^M a_k^* Z^{-k}\right) = V(z) \quad (15)$$

Por lo tanto la función de transferencia entre el proceso estocástico y el ruido blanco (relación entrada-salida), esta dado por:

$$H(z) = \frac{U(z)}{V(z)} = \frac{1}{1 + \sum_{k=1}^M a_k^* Z^{-k}} \quad (16)$$

Igualando el denominador de la ecuación (16) a cero, se tiene el siguiente polinomio característico:

$$1 + a_1^* z^{-1} + a_2^* z^{-2} + \dots + a_M^* z^{-M} = 0 \quad (17)$$

Resolviendo el polinomio y encontrando sus raíces, se da la siguiente ecuación:

$$H(z) = \frac{1}{(1 - p_1 z^{-1})(1 - p_2 z^{-1}) \dots (1 - p_M z^{-1})} \quad (18)$$

Por lo tanto el sistema resulta contener solo polos; y manteniendo los polos dentro del círculo unitario del plano Z; el sistema es estable.

Para encontrar el espectro de potencia del proceso estocástico, caracterizado por un modelo autorregresivo, encontrando su magnitud:

$$S_u(z) = \frac{V^2(z)}{\left| 1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k} \right|^2} \quad (19)$$

Haciendo $z = e^{j\omega}$ se tiene que:

$$S(e^{j\omega}) = \frac{V(e^{j\omega})}{\left| 1 + \sum_{k=1}^M a_k e^{-j\omega k} \right|^2} \quad (20)$$

donde el numerador es igual a 1, si se toma como entrada un proceso de ruido blanco con media igual a cero y desviación estándar igual a 1. Expresando la ecuación (20) en forma expandida, se tiene la siguiente ecuación:

$$S_u(e^{j2\pi f}) = \frac{1}{\left| 1 + \sum_{k=1}^M a_k \cos(2\pi f k) - j \operatorname{sen}(2\pi f k) \right|^2} \quad (21)$$

Con la ecuación (21) se encuentra la contribución de todos los parámetros AR a la cada frecuencia de espectro del proceso estocástico.

DESCRIPCION DEL PROGRAMA DE ADQUISICION.

Bloque principal, el cual controla la interfase con el usuario:

```

void main()
{
    char ch;
    clrscr();
    initgraph(&graphdriver, &graphmode, "c:\\tc\\bgi");
    /*inicializa modo grafico*/
    restorecrtmode(); /*restaura modo texto*/
    do{
        clrscr();
        gotoxy(10,5);puts("1.ADQUIRIR SEÑALES A TRAVES DE LA TARJETA Y
GRAFICAR.");
        gotoxy(10,6);puts("2.GRAFICAR SEÑALES DE DISCO.");
        gotoxy(10,7);puts("3.SALIR DEL PROGRAMA:");
        gotoxy(10,9);ch= getch();
        switch(ch){
            case '1':
                adquiere(); /*llama el procedimiento adquiere
que se encarga de controlar la
tarjeta*/
                break;
            case '2':
                borar(1); /*lama el procedimiento lee archivos de
disco y los grafica*/
                closegraph();
                break;
            default:
                printf("solo opciones 1 o 2\n");
                exit(1);
        }
    }
    while(ch!='4');
}
    
```

```

elimina();/*elimina todo espacio de memoria
           ocupado por las adquisiciones a través
           de la tarjeta*/

closegraph();/*cierra modo grafico,
              al finalizar el programa*/

clrscr();
textcolor(WHITE);
}
    
```

La función que realiza la adquisición de las señales, es decir, la que interactúa con la tarjeta esta compuesta por varias funciones:

1. Función que controla todo el proceso de adquisición y permite guardar las señales adquiridas en disco; esta función permite al usuario visualizar cuantas adquisiciones de una o varias señales desee obtener, hasta que el usuario este conforme con la señal adquirida.

```

void adquiere()/*funcion realiza la adquisición de
                señales a través de la tarjeta PCL-818*/
{ char ch; /*declaración de variables utilizadas en el
  char nom[70]; procedimiento adquiere*/
  int i, vista;
  char nom1[70];
  float nada, frec2;

  clrscr();
  iniparam();/*llama a la función que inicializa
              los parametros de la tarjeta PCL-818,
              según las necesidades*/
  memoria();/*llama a función que reserva
              memoria dinámica según los parametros
              que se dieron en la función anterior*/
  param[10] = FP_OFF(datos);/*Offset de A/D buffer de
                              datos A*/
}
    
```

```

param[11] = FP_SEG(datos); /*Segmento de A/D buffer de
                             datos A*/
setgraphmode(graphmode); /*regresa a modo grafico*/
nada= cuenta1*cuenta2; /*frecuencia de muestreo es
                             igual a CLK de la tarjeta entre
                             cuenta1 por cuenta2.
                             Fmuestreo=CLK/cuenta1*cuenta2*/
frec2= (CLK/nada);
do{ /*este ciclo se realiza cuantas adquisiciones
     se desea hasta que el usuario presione las teclas
     "G" para grabar las señales o "N" para introducir
     nuevos parametros a la tarjeta; con la tecla "C"
     se continua adquiriendo y desplegando en pantalla
     con los parametros introducidos*/
inihard(); /*función que inicializa el hardware y la
            tarjeta convertidora*/
iniad(); /*función que inicializa la conversión*/
bloque(); /*función que realiza la transferencia en
            bloque*/
arreglo(); /*función coloca las señales adquiridas
            en un solo archivo*/
borrar(2); /*función que grafica las señales*/
setcolor(WHITE);

/*creación de ventanas para comandos*/
setviewport(0, maxy-30, maxx, maxy,1);
clearviewport(); /*limpia ventana anterior*/
rectangle(0,0, maxx, 30);
setcolor(YELLOW);
sprintf(nom, "%s", "ENTER:CONT.ADQUISICION G:GRABAR
                    N:NUEVA ADQUISICION");
outtextxy(5, 5,nom);
setcolor(WHITE);
sprintf(nom1, "Fm=%6.1f Datos por canal=%d ventana=%d
memoria=%lu", frec2, param[14]/n, vista, farcoreleft());

```

```

    outtextxy(5, 15, nom1);
    ch= getche();
} while(( ch!='g')&&( ch!='n'));
restorecrmode();/*restaura modo texto*/

if(ch=='g')
{
    puts("desea guardar la señal s/n:");
    ch=getche();
    if(ch=='s')
    guardar_arch();/*función que guarda archivo completo*/
}
}

```

2. Función que pide los parámetros de adquisición tales como: frecuencia de muestreo, canales de entrada, rango de conversión para todos los canales y número de datos de conversión por canal. La función tiene parámetros ya establecidos por si el usuario desea estos no tenga que cambiarlos:

```

void iniparam()
{
    /*el vector param es lo que recibe las funciones
    manejadoras de la tarjeta PCL-818*/
    char aux[20];
    char elec, ch;
    float nada, nada1;

    param[0] = 0;    /* numero de tarjetas*/
    param[1] = 0x300; /* base de direcciones*/
    param[4] = 2;    /* nivel de interrupción : IRQ2
    frec = 5000.0;   /*frecuencia preestablecida*/
    cuenta1= 2.0f;   /*cuenta1 preestablecida*/
    nada1= (float)(cuenta1)*frec;
    nada= (CLK/nada1);
    cuenta2 = nada;
    param[5] = cuenta1;    /*valor de cuenta1*/
    param[6] = cuenta2;    /*valor de cuenta2*/
}

```

```

param[14] = 1200; /* A/D numero de conversiones */
param[15] = 0; /* A/D primer canal */
param[16] = 0; /* A/D ultimo canal*/
n= 1;
param[17]=0;
puts("FRECUENCIA DE MUESTREO:");
gets(aux);
frec= atof(aux);
if(frec < 500)
{
    cuental= 32.0f;
    nadal= (float)((cuental)*frec);
    nada= (CLK/nadal);
    cuenta2 = nada;
}
else
{
    cuental= 2.0f;
    nadal= (float)((cuental)*frec);
    nada= (CLK/nadal);
    cuenta2 = nada;
}
param[5]= (unsigned int)cuental;
param[6]= (unsigned int)cuenta2;
puts("PRIMER CANAL:");
gets(aux);
param[15]= atol(aux)-1;
puts("ULTIMO CANAL:");
gets(aux);
param[16]= atol(aux)-1;
n= param[16] - param[15] + 1;
puts("NUMERO DE DATOS POR CANAL:");
gets(aux);
param[14]= atol(aux)*n;
puts("GANANCIA DE ENTRADA:");

```

INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS
 IANIGLA
 INSTITUTO VENEZOLANO DE INVESTIGACIONES CIENTÍFICAS
 IANIGLA

```

puts("0:+/-5V");
puts("1:+/-2.5V");
puts("2:+/-1.0V");
puts("3:+/-0.5V");
puts("8:+/-10V");
gets(aux);
param[17]=atol(aux);/*rango de ganancia para todos
                    los canales escogidos*/

param[7] = 0; /* 0:disparo maestro*/
param[8] = 0; /* conversión no ciclica */
param[12] = 0; /* Data buffer B address,
                /* si no es usado, */
param[13] = 0; /* se debe colocar a 0*/
    }
    
```

3. Función que inicializa el Hardware de la PC para la conversión, se asegura que la interrupción que ocupará no esté siendo utilizada; utiliza la función 3 de los manejadores proporcionados por el fabricante (manual de usuario PCL-818):

```

void inihard()
{
    /*la función externa pcl818, es la que proporciona
    el fabricante para manejar la tarjeta*/
    pcl818(3, param);/*Func 3 : inicializacion de
                    Hardware*/
    if (param[45] != 0) { /*señal de falla*/
        printf("\nFALLA EN INICIALIZACION DE HARDWARE !");
        exit(1);
    }
}
    
```

4. Función inicializa la conversión de los datos, comprueba si la tarjeta está colocada en la PC. Utiliza la función 100 de los manejadores proporcionados por el fabricante (manual de usuario de PCL-818):

```

void iniad()
{
  /*función externa pcl818, proporcionada por el
  fabricante*/
  pcl818(100, param); /* Func 100 : A/D inicializacion */
  if (param[45] != 0) { /* aviso de falla*/
    printf("\nA/D FALLA EN INICIALIZACION !");
    exit(1);
  }
}

```

5. Es la función por la que se utilizó los programas del fabricante, debido a que realiza una transferencia en bloque de los datos convertidos, utiliza la función 105 (manual de usuario de PCL-818):

```

void bloque()
{
  /*función externa pcl818, proporcionada por el
  fabricante*/
  pcl818(105, param); /* Func 105:disparo maestro */
                      /*  A/D conversion          */
                      /*con transferencia por      */
                      /* interrupcion             */
  if (param[45] != 0) { /*aviso de falla*/
    printf("\n A/D FALLA EN TRANSFERENCIA POR INTERRUPCION EN
    BLOQUE !");
    exit(1);
  }
  do { /*se detiene hasta que termina la transferencia*/
    pcl818(106, param); /* Func 106:vigila estado */
  }while((param[46] & 1) != 0); /*0:no activo, 1:activo
}

```

6. Esta función se encarga de enmascarar del dato entregado por la tarjeta los últimos cuatro bits, donde viene la información del canal de entrada de procedencia del dato convertido.

227470

```
void arreglo()
{
    int i;
    unsigned int DataBuf;
    for (i = 0; i < param[14]; i++)
    {
        DataBuf = datos[i] & 0xFFFF0; /*enmascara del dato
        /*la información del canal de procedencia*/
        datos[i] = DataBuf; /*se vuelve almacenar en el
        /*mismo vector*/
    }
}
```

DESCRIPCION DEL PROGRAMA DE PROCESAMIENTO.

Para correr el programa de procesamiento de ronquidos, tiene el usuario que encontrarse en el ambiente de Matlab. A continuación teclear "ronquidos", con lo cual aparece una ventana con todas las opciones de procesamiento. Primero tiene que introducir la frecuencia de muestreo de la(s) señal(es) que desea procesar. Esto se realiza escogiendo la frecuencia en la ventana que aparece en el extremo inferior izquierdo de la ventana principal, después de este paso se selecciona "Archivo", en el modo en que esta grabado los archivos(texto o binario), teniendo la opción de escoger entre la lectura de 1, 3 o 6 señales individuales o "archivo completo" que se usa para la lectura de archivos que fueron grabados por el programa de adquisición. Después se selecciona la señal que se desea procesar con "selec. señal" que aparece en la parte superior de la ventana principal. Se tiene la opción de seleccionar entre seis señales que es el máximo que puede aparecer en la ventana principal.

Los funciones que componen todo el programa de procesamiento son las siguientes:

Programa principal.

Esta función se encarga de la interfase gráfica con el usuario.

```

clf %limpiar ventana de graficas
%limpiar toda variable existente en el ambiente MatLab
clear all
echo off %ocultar procedimientos intermedios
global frec %declaración de variable global
total; %llama la función para elegir frecuencia de muestreo
%comienza estructura de menu principal

%menú para lectura de archivos
entrada= uimenu(gcf,...
    'label','Input File');
entr= uimenu(entrada,...
    'label','Archivo Texto');
entrada1= uimenu(entr,...
    'label','Archivo Completo',...
    'Callback','[senal1,tamano1,senal2,tamano2,senal3,tamano3]=
cargar(1);');
entrada3= uimenu(entr,...
    'label','Archivo Ind. (3 Señales)',...
    'Callback','[senal1,tamano1,senal2,tamano2,senal3,tamano3]=
carind3(1);');
entrada4= uimenu(entr,...
    'label','Archivo Ind. (6 Señales)',...
    'Callback','[senal1,tamano1,senal2,tamano2,senal3,tamano3,senal4,tamano4
,senal5,tamano5,senal6,tamano6]= carind6(1);');
entrada2= uimenu(entr,...
    'label','Archivo Ind. (1 Señal)',...
    'Callback','[senal1,tamano1]= guardar1(1);');
entr1= uimenu(entrada,...
    'label','Archivo Binario');
entrada1= uimenu(entr1,...

```

```

'label','Archivo Completo',...
'CallBack','[senal1,tamano1,senal2,tamano2,senal3,tamano3]=
cargar(2);');
entrada3= uimenu(entr1,...
'label','Archivo Ind. (3 Señales)',...
'CallBack','[senal1,tamano1,senal2,tamano2,senal3,tamano3]=
carind3(2);');
entrada4= uimenu(entr1,...
'label','Archivo Ind. (6 Señales)',...
'CallBack','[senal1,tamano1,senal2,tamano2,senal3,tamano3,senal4,tamano4
,senal5,tamano5,senal6,tamano6]= carind6(2);');
entrada2= uimenu(entr1,...
'label','Archivo Ind. (1 Señal)',...
'CallBack','[senal1,tamano1]= guardar1(2);');
%termina menú para lectura de archivos

%comienza menú para selección de señal de trabajo:senals
select= uimenu(gcf,...
'label','Selec.Señal');
select1= uimenu(select,...
'label','Señal 1',...
'CallBack','senals= senal1; tamanos= tamano1;');
select2= uimenu(select,...
'label','Señal 2',...
'CallBack','senals= senal2; tamanos= tamano2;');
select3= uimenu(select,...
'label','Señal 3',...
'CallBack','senals= senal3; tamanos= tamano3;');
select4= uimenu(select,...
'label','Señal 4',...
'CallBack','senals= senal4; tamanos= tamano4;');
select5= uimenu(select,...
'label','Señal 5',...
'CallBack','senals= senal5; tamanos= tamano5;');
select6= uimenu(select,...

```

```
'label','Señal 6',...
'CallBack','senal6= senal6; tamanos= tamano6;');
%termina menú de selección de señal de trabajo

% comienza menú de Espectro de potencia de la señal de
% trabajo: senals
plot_opt= uimenu(gcf,...
'label','Espectro');
% llama la función que encuentra el espectro a través de FFT
espe= uimenu(plot_opt,...
'label','Fourier',...
'CallBack','figure,four(senals,tamanos);');
% llama la función que encuentra el espectro a través
% de Burg
espe1= uimenu(plot_opt,...
'label','Burg',...
'CallBack','figure,besto(senals,tamanos);');
% llama la función que encuentra el espectrograma en 2D
espe2= uimenu(plot_opt,...
'label','Espectrogr2D',...
'CallBack','grama(senals);');
% llama la función que encuentra el espectrograma en 3D
esp3= uimenu(plot_opt,...
'label','Espectrogr3D',...
'CallBack','especti(senals);');
% termina el menú de selección de espectros

% comienza menú de selección de correlación cruzada
relacion= uimenu(gcf,...
'label','Correlacion');
% llama a la función que realiza la correlación entre dos
% señales en este caso, señal1 y señal2
relacion1= uimenu(relacion,...
'label','Corr Acus-flu.',...
'CallBack','figure,cruce(senal1,tamano1,senal2,tamano2);');
```

```

% llama a la función de correlación, con señal1 y señal3
relacion2= uimenu(relacion,...
    'label','Corr Acus-Pres.',...
    'CallBack','figure,cruce(senal1,tamano1,senal3,tamano3);');
% llama a la función de correlación, con señal2 y señal3
relacion3= uimenu(relacion,...
    'label','Corr Flu-Pres.',...
    'CallBack','figure,cruce(senal2,tamano2,senal3,tamano3);');
% termina el menú de correlación

% comienza el menú de encontrar áreas bajo la curva del
% espectro de potencia
curva= uimenu(gcf,...
    'label','Area');
% llama a la función que encuentra áreas bajo el espectro de
% potencia resultante de la FFT
curva1= uimenu(curva,...
    'label','Fourier',...
    'CallBack','entero(senals,tamanos);');
% llama a la función que encuentra áreas bajo el espectro de
% potencia resultante de Burg
curva7= uimenu(curva,...
    'label','Burg',...
    'CallBack','figure,barea(senal1,tamano1);');
%termina menú de áreas bajo la curva del espectro

%comienza menú de segmentación de señales
ser= uimenu(gcf,...
    'label','Segmento');
% llama a la función que segmenta la señal de trabajo
% y regresa en la misma variable el segmento de dicha señal
% y su nuevo tamaño
ser1= uimenu(ser,...
    'label','Señal de trabajo',...

```

```

'CallBack','[senals,tamanos]=segmento(senals,tamanos); subplot(2,1,2);
plot(senals);');
% termina menú de segmentación de señal de trabajo

% función que reproduce el archivo de la señal acústica
% a través de la tarjeta de audio instalada en la PC
sonido= uimenu(gcf,...
'label','Sonido',...
'CallBack','ruido(senals);');
%termina programa principal

```

Funciones de lectura y graficado de señales.

La primera función de lectura de archivos es aquella que carga una sola señal, en la variable "a". La longitud del archivo lo guarda en la variable "CUENTA". La variable que contiene la frecuencia de muestreo es "frec", la cual es una variable global; bandera es 1 cuando el archivo que se desea leer tiene formato texto, y toma el valor de 2 cuando el formato del archivo es binario. Esta señal también se encarga de graficar la señal en la ventana principal, y colocar en el eje x el tiempo de adquisición de la señal.

```

function [a,CUENTA]= guardar1(bandera)
% programa para cargar un archivo conteniendo
% una señal.
global frec %declaración de variable global
echo off
[archivo,paso]= uigetfile('*.dat','archivo de entrada');
% abre el archivo para lectura
iden= fopen(archivo, 'r');
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
% en la variable a se almacena el archivo

```

```

% y en la variable CUENTA su longitud
[a,CUENTA]= fscanf(iden,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden,inf,'int16');
end
% cierre de archivo
fclose(iden);
% quita la tendencia lineal de la señal
a= detrend(a);
% encuentra el eje del tiempo
tiempo= (1:CUENTA)/frec;
% grafica la señal leida
subplot(2,1,1), plot(tiempo,a,'r');
% etiqueta los eje
xlabel('tiempo(seg)');
ylabel('magnitud');

```

Función que realiza la lectura de tres archivos independientes, igual que la función anterior puede leer archivos en formato texto o binario (dependiendo de la bandera), además grafica las tres señales en la ventana principal.

```

function[sonido,cuenta1,flujo,cuenta2,presion,cuenta3]=
        carind3(bandera)
% funcion que carga las señales a ser procesada, de
% 3 diferentes archivos.
global frec
echo off
% lectura del primer archivo .
archivol= uigetfile('*.dat','Archivo de Sonido');
% se abre el primer archivo
iden1= fopen(archivol, 'r');
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden1,'%e');

```

```
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden1);
end
% se cierra el primer archivo
fclose(iden1);
% se le quita la tendencia lineal al primer archivo
a= detrend(a);
% asignación del primer archivo a la variable sonido
sonido= a;
% asignación de la longitud del primer archivo a la variable
% cuenta1
cuenta1= CUENTA;
% lectura del segundo archivo
archivo2= uigetfile('*.dat','Archivo de Flujo');
% abre el segundo archivo
iden2= fopen(archivo2, 'r');
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden2,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden2);
end
% se cierra el segundo archivo
fclose(iden2);
% se le quita la tendencia lineal al segundo archivo
a= detrend(a);
% asignación del archivo a la variable flujo
flujo= a;
% asignación de la longitud del archivo a la
% variable cuenta2
cuenta2= CUENTA;
% lectura del tercer archivo
archivo3= uigetfile('*.dat','Archivo de Presión');
```

```
% abre el tercer archivo
iden3= fopen(archivo3, 'r');
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden3,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden3);
end
% se cierra el tercer archivo
fclose(iden3);
% se le quita la tendencia lineal al tercer archivo
a= detrend(a);
% asignación del tercer archivo a la variable presión
presion= a;
% asignación de la longitud del tercer archivo a la variable
% cuenta3
cuenta3= CUENTA;
% graficado de las tres señales, con sus correspondientes
% etiquetas en los ejes
tiempo1= (1:cuenta1)/frec;
subplot(3,1,1), plot(tiempo1,sonido,'r');
xlabel('tiempo(seg)');
ylabel('magnitud');
title('sonido');
tiempo2= (1:cuenta2)/frec;
subplot(3,1,2), plot(tiempo2,flujo,'r');
xlabel('tiempo(seg)');
ylabel('magnitud');
title('flujo');
tiempo3= (1:cuenta3)/frec;
subplot(3,1,3), plot(tiempo3,presion,'r');
xlabel('tiempo(seg)');
ylabel('magnitud');
title('presion');
```

Función que realiza la lectura de seis archivos independientes y los grafica en la ventana principal, también lee archivos en modo texto o binario.

```
function
[sonido,cuenta1,flujo,cuenta2,presion,cuenta3,sonido1,
cuenta4,flujo1,cuenta5,presion1,cuenta6]= carind6 (bandera)
%funcion que carga las señales a ser procesada, de
% 6 diferentes archivos.
global fręc
echo off
archivo1= uigetfile('*.dat','Archivo 1');
% abre el primer archivo
iden1= fopen(archivo1, 'r');
% lectura de primer archivo
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden1,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden1);
end
% quita la tendencia linal
fclose(iden1);
a= detrend(a);
% almacena el primer archivo en la variable sonido y su longitud
% en la variable cuenta1
sonido= a;
cuenta1= CUENTA;
archivo2= uigetfile('*.dat','Archivo 2');
iden2= fopen(archivo2, 'r');
% lectura del segundo archivo
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden2,'%e');
```

```

else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden2);
end
fclose(iden2);
% quita la tendencia lineal
a= detrend(a);
% almacena el segundo archivo en la variable flujo y su longitud
% en la variable cuenta2
flujo= a;
cuenta2= CUENTA;
archivo3= uigetfile('*.dat','Archivo 3');
iden3= fopen(archivo3, 'r');
% lectura del tercer archivo
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden3,'%e');
else
% lectura de archvi en fomato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden3);
end
fclose(iden3);
a= detrend(a);
% almacena el tercer archivo en la variable flujo y su longitud
% en la variable cuenta3
presion= a;
cuenta3= CUENTA;
archivo4= uigetfile('*.dat','Archivo 4');
iden4= fopen(archivo4, 'r');
% lectura del cuarto archivo
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden4,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii

```

227470

```
[a,CUENTA]= fread(iden4);
end
fclose(iden4);
% quita la tendencia lineal del archivo
a= detrend(a);
% almacena el cuarto archivo en la variable sonido1 y su longitud
% en la variable cuenta4
sonido1= a;
cuenta4= CUENTA;
archivo5= uigetfile('*.dat','Archivo 5');
iden5= fopen(archivo5, 'r');
% lectura del quinto archivo
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden5,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden5);
end
fclose(iden5);
% quita la tendencia lineal
a= detrend(a);
% almacena el quinto archivo en la variable flujo1 y su longitud
% en la variable cuenta5
flujo1= a;
cuenta5= CUENTA;
archivo6= uigetfile('*.dat','Archivo 6');
iden6= fopen(archivo6, 'r');
% lectura del sexto archivo
if bandera == 1
% lectura de archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden6,'%e');
else
% lectura de archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden6);
```

```

end
fclose(iden6);
% quita la tendencia lineal
a= detrend(a);
% almacena el sexto archivo en la variable presion1 y su longitud
% en la variable cuenta6
presion1= a;
cuenta6= CUENTA;
% graficación de la seis señales en la ventana principal
tiempo1= (1:cuenta1)/frec;
subplot(6,1,1), plot(tiempo1,sonido,'r');
tiempo2= (1:cuenta2)/frec;
subplot(6,1,2), plot(tiempo2,flujo,'r');
tiempo3= (1:cuenta3)/frec;
subplot(6,1,3), plot(tiempo3,presion,'r');
tiempo4= (1:cuenta4)/frec;
subplot(6,1,4), plot(tiempo4,sonido1,'r');
tiempo5= (1:cuenta5)/frec;
subplot(6,1,5), plot(tiempo5,flujo1,'r');
tiempo6= (1:cuenta6)/frec;
subplot(6,1,6), plot(tiempo6,presion1,'r');

```

Función que realiza la lectura de un archivo conteniendo tres diferentes señales, las señales han sido grabadas de manera intercalada, esta forma de archivo es la que genera el programa de adquisición descrito anteriormente.

```

function [sonido,cuenta1,flujo,cuenta2,presion,cuenta3]=
    cargar(bandera)
%funcion que carga la senal a ser procesada
%esta función carga un archivo total
%de 3 señales intercaladas.
global frec

```

```
echo off
archivo= uigetfile('*.dat','archivo de entrada');
iden= fopen(archivo, 'r');
% lectura del archivo
if bandera == 1
% lectura del archivo en formato texto
[a,CUENTA]= fscanf(iden,'%d');
else
% lectura del archivo en formato Ascii
[a,CUENTA]= fread(iden);
end
fclose(iden);
chdir f:
% separación del primer archivo del archivo global
sonido= a(1:3:CUENTA);
% obtención de la longitud
cuenta1= length(sonido);
% quita la tendencia lineal
sonido= detrend(sonido);
% separación del segundo archivo del archivo global
flujo= a(2:3:CUENTA);
cuenta2= length(flujo);
flujo= detrend(flujo);
% separación del tercer archivo del archivo global
presion= a(3:3:CUENTA);
cuenta3= length(presion);
tiempo1= (1:cuenta1)/frec;
% graficación de los tres archivos en la ventana principal
subplot(2,1,1), plot(tiempo1,sonido);
xlabel('tiempo(seg)');
ylabel('magnitud');
title('Acustico');
tiempo2= (1:cuenta2)/frec;
subplot(2,1,2), plot(tiempo2,flujo);
xlabel('tiempo(seg)');
```

```

ylabel('magnitud');
title('Flujo');
%tiempo3= (1:cuenta3)/frec;
%subplot(3,1,3), plot(tiempo3,presion);
%xlabel('tiempo(seg)');
%ylabel('magnitud');
%title('Presion');

```

Funciones de procesamiento.

Función que realiza la transformada de Fourier a la señal que recibe, grafica el espectro en magnitud y fase, además encuentra la potencia mayor y su correspondiente frecuencia. También encuentra la frecuencia al 25, 50, 75 y 99 por ciento del área bajo la curva total, y por último encuentra la relación entre las áreas por debajo de los 800 hz y el área entre 800 hz y 2Khz del espectro de potencia. La función recibe del programa principal la señal almacenada en la variable "a" y su longitud almacenada en la variable "lon"; utiliza la función "fft" de las librerías de MatLab.

```

function four(a,lon)
%espectro de potencia a través de FFT
% al ser llamada esta función el programa principal ya ha creado
% una nueva ventana donde se grafican los resultados, esta función
% recibe como parametros de entrada un archivo y su longitud.
global frec
global Pyy
% a través de la función fft() interna de MatLab se encuentra
% la FFT del archivo a, y se almacena en la variable y.
y= fft(a);
% se saca su magnitud
Pyy= y.*conj(y)/lon;
% el eje x sera el eje de frecuencia, y se divide en la mitad
% de la frecuencia.
f=frec*(1:(lon/2))/lon;
g= y;

```

```
% se saca la fase de la transformada a través de la
% función interna de MatLab angle()
angulo= angle(g);
% se suaviza la fase
angulo= unwrap(angulo);
% se grafica fase, en la mitad inferior de la ventana
subplot(2,1,2), plot(f,angulo(1:(lon/2)),'r');
xlabel('frecuencia');
ylabel('fase');
title('desplazamiento de fase');
z=Py(2:lon/2);
% se encuentra la potencia mayor de la magnitud de la transformada
% y la frecuencia a la cual corresponde
[fmayor, i]= max(z);
fmayor
frecuencia=f(i);
frecuencia
% se encuentra el área total de la magnitud de la transformada
sumatotal=sum(Py(1:lon/2));
sumaparcial=0;
bandera1=1;
bandera2=1;
bandera3=1;
bandera4=1;
for indice= 1:lon/2
% se va acumulando el área en la variable sumaparcial
sumaparcial= Py(indice)+sumaparcial;
factor= sumaparcial/sumatotal;
% cuando el área acumulativa llega al 25% del total, encuentra la
% frecuencia a ese punto.
if (factor >= 0.25) & (bandera1 == 1)
frec25= f(indice)
bandera1=0;
end
% el área acumulativa llega al 50% del área total del espectro,
```

```
% y encuentra la frecuencia en ese punto
if (factor >= 0.5) & (bandera2 == 1)
    frec50= f(indice)
    bandera2=0;
end -
% el área acumulativa llega al 75% del área total del espectro
% y encuentra la frecuencia en ese punto
if (factor >= 0.75) & (bandera3 == 1)
    frec75= f(indice)
    bandera3=0;
end
% el área acumulativa llega al 95% del área total del espectro
% y encuentra la frecuencia en ese punto
if (factor >= 0.95) & (bandera4 == 1)
    frec95= f(indice)
    bandera4=0;
end
end
ind800= find(f>=800);
% área del espectro abajo de los 800 Hz
sumam800= sum(Pyy(1:ind800))
ind2000= find(f>=2000);
% área del espectro arriba de los 800 Hz y por debajo de los
% 2000 Hz
sumaM800= sum(Pyy(ind800:ind2000))
% relación entre las dos áreas anteriores
relacion812= sumam800/sumaM800
% grafica la magnitud del espectro en la mitad superior de
% la ventana creada a través del programa principal
subplot(2,1,1), plot(f,Pyy(1:(lon/2)),'r');
xlabel('frecuencia');
ylabel('densidad de potencia');
title('espectro');
```

Función que calcula y despliega la estimación del espectro de potencia a través de Burg, se utiliza la función "ar" , la cual regresa los coeficientes del modelo autorregresivo de la señal que se le manda con el respectivo orden que fué seleccionado anteriormente. La función "besto" entrega los mismos datos que la función "four" que fueron descritos arriba y además incorpora la posibilidad de mostrar la frecuencia y su correspondiente amplitud de potencia al situarse con el "ratón" en la posición de la gráfica que se desee.

```
function besto(a,CUENTA)
% Encuentra el espectro de potencia a través del modelaje
% paramétrico del algoritmo de Burg. La función recibe
% como parametros de entra el archivo a procesar y su longitud
global frec
% por la aplicación del Criterio Informativo de Akaike
% se llegó a establecer el orden del modelo en 35
orden= 35;
% se le quita la tendencia lineal al archivo
a= detrend(a);
% a través de la función interna de MatLab ar(), se encuentran
% los coeficientes del modelo autorregresivo
[p,w]= ar(a,orden,'burg0');
f=frec*(1:(CUENTA/2))/CUENTA;
y= 1:orden;
% se aplica la formula de máxima entropía, para encontrar el
% espectro de potencia de la señal, a partir de los parametros
% del modelo autorregresivo
for k= 1:CUENTA/2
    datos(k)=
    1/((abs(1+sum(p(3,:).*exp((-2j*pi*(y*k/(CUENTA))))))^2);
end
bandera1=1;
bandera2=1;
bandera3=1;
bandera4=1;
% se encuentra el área total bajo la curva del espectro
```

```
sumatotal= sum(datos)
sumaparcial=0;
% se encuentra el área acumulativa
for indice= 1:CUENTA/2
    sumaparcial= datos(indice)+sumaparcial;
    factor= sumaparcial/sumatotal;
    % el área llega al 25% del total, encuentra la
    % frecuencia a ese punto.
    if (factor >= 0.25) & (bandera1 == 1)
        frec25= f(indice)
        bandera1=0;
    end
    % el área acumulativa llega al 50% del área total
    % y encuentra la frecuencia en ese punto
    if (factor >= 0.5) & (bandera2 == 1)
        frec50= f(indice)
        bandera2=0;
    end
    % el área acumulativa llega la 75% del área total
    % y encuentra la frecuencia en ese punto
    if (factor >= 0.75) & (bandera3 == 1)
        frec75= f(indice)
        bandera3=0;
    end
    % el área acumulativa llega al 95% del área total
    % y encuentra la frecuencia en ese punto
    if (factor >= 0.95) & (bandera4 == 1)
        frec95= f(indice)
        bandera4=0;
    end
end
end
% grafica la señal en la mitad superior de la ventana
% creada por el programa principal
tiempo= (1:CUENTA)/frec;
subplot(2,1,1),plot(a,'r');
```

```

xlabel('tiempo(seg)');
ylabel('magnitud');
title('senal');
hold on;
% grafica espectro de la señal en la mitad inferior de la ventana
subplot(2,1,2),plot(f(1:5:(CUENTA/2)),datos(1:5:(CUENTA/2)),'r');
xlabel('frecuencia');
ylabel('densidad de potencia');
title('espectro')
% procedimiento para encontrar cualquier amplitud
% del espectro por medio del ratón, con solo colocarse en el punto
% deseado y que se presione el botón izquierdo del ratón aparece
% su valor en una pequeña ventana. Para poder salir de esta función
% se tiene que presionar cualquier otro botón del ratón.
x=[];
y=[];
n=0;
but=1;
while but==1
    [xi,yi,but]=ginput(1);
    n=n+1;
    x(n)= xi;
    x1(n)=xi;
    y(n)= yi;
    inicial= find(f == floor(x(n)));
    final= find(datos == floor(x1(n)));
    while isempty(inicial)
        inicial= find(f == floor(x(n)));
        x(n)=x(n)+1;
    end
    estado= uicontrol(gcf,...
        'Style','text',...
        'pos',[1 1 50 50],...
        'string', num2str(f(inicial))
    );
end

```

```
'Style','text',...
'Pos', [120 20 50 20],...
'String', num2str(datos(inicial)));
end
```

Función que encuentra y grafica el espectrograma en tres dimensiones, ocupa la función "grama" de la libreria interna de MatLab.

```
function yo = specti(x,nfft,noverlap)
global frec
x = x(:);
nx = length(x);
S = brighten([[zeros(8,2) (3:10)'/10]; prism(56)],1/3);
if (get(0,'ScreenDepth') == 1)
    S = gray(64);
end
SD_FIG = figure('units','normal','position',[.13 .33 .477 .44],...
                'colormap',S);
win = hanning(nfft);
ncol = fix((nx-noverlap)/(nfft-noverlap));
y = zeros(nfft,ncol);
colindex = 1 + (0:(ncol-1))*(nfft-noverlap);
rowindex = (1:nfft)';
y(:) = x(rowindex(:,ones(1,ncol))+colindex(ones(nfft,1),:)-1);
y(:) = win(:,ones(1,ncol)).*y;
y = fft(y);
if ~any(any(imag(x)))
    y = y./nfft;
end

if nx > 2000
    escala = ...
else
    escala = ...
end
```

```

end

J= imresize((abs(y)), escala);
[m,n]= size(J);
f= (1:n)*(nx/(frec*n));
g= frec*(1:m)/(2*m);
[x,z]= meshgrid(f,g);
h= surf(x,z,J);
colormap(hot(64));
view(45,70)
xlabel('Tiempo');
ylabel('Frecuencia');

```

Función que encuentra y grafica el espectrograma de la señal en dos dimensiones, con el valor de la amplitud codificada en colores, utiliza la función `specgram` de la librería interna de MatLab.

```

function grama(a)
%espectrograma en 2 dimensiones.
S = brighten([[zeros(8,2) (3:10)'/10]; prism(56)],1/3);
if (get(0,'ScreenDepth') == 1)
    S = gray(64);
end
SD_FIG=figure('units','normal','position',
              [.13 .33 .477 .44],...
              'colormap',S);
colormap(jet(64));
% utiliza la función interna de MatLab especgram(), la cual se
% encarga de calcular el espectrograma y graficarlo en tres
% dimensiones.
specgram(a, colorbar);

```

Función que realiza la segmentación de la señal que sea de interés. Esta función solo puede ser utilizada si se esta analizando una señal. La selección

del segmento se realiza con el "ratón", se introducen los dos extremos de la señal con el botón izquierdo y después se aprieta el botón derecho para que se grafique el segmento.

```
function [nva_senal,nvo_tam]= segmento(a,CUENTA)
% programa que realiza la segmentacion de una
% senal en el tiempo, recibe como parametro de entrada
% el archivo y su longitud, y entrega un segmento del archivo
% y la longitud de este segmento
figure
% grafica la señal en la ventana creada
plot(a)
tam= 1:CUENTA;
inicial=0;
final=0;
% por medio del ratón se selecciona el segmento;
% colocandose en el punto deseado del principio del segmento
% y presionando el botón izquierdo, después colocandose el punto final
% del segmento y realizando el mismo mismo procedimiento, se tiene
% el segmento deseado; al presionar cualquier otro botón del ratón
% se sale de la función y se grafica en la ventana principal abajo de
% la grafica de la señal total.
x=[];
y=[];
n=0;
but=1;
while but==1
    [xi,yi,but]=ginput(1);
    estado= uicontrol(gcf,'...
    'Style','text',...
    'Pos',[20 20 50 20],...
    'String', num2str(xi));
end
n = n + 1;
end
```

```

end
inicial=0;
final=0;
inicial= find(tam == floor(x(1)));
final= find(tam == floor(x(2)));
while isempty(inicial)
    inicial= find(tam == floor(x(1)));
    x(1)=x(1)+1;
end
while isempty(final)
    final= find(tam == floor(x(2)));
    x(2)= x(2)+1;
end
nva_senal= a(inicial:final);
nvo_tam= final - inicial;
close(gcf)
    
```

227470

Función que calcula y grafica la correlación cruzada y la gráfica X-Y entre dos señales, utiliza la función "xcorr" de la librería interna de MatLab.

```

function cruce(senal1,CUENTA1,senal2,CUENTA2)
%programa que realiza la correlacion cruzada de dos senales,
% y graficas X-Y, la función recibe como entrada los dos
% archivos y sus correspondientes longitudes

global frec
% se comprueba si las dos señales son de la misma longitud: si no
% se detiene la función.
if CUENTA1~=CUENTA2
    break;
else
    por medio de la función interna de Matlab xcorr se encuentra
    la correlacion cruzada de las dos señales se calculan los
    coeficientes de correlacion.
    
```

```

result= xcorr(senal1,senal2,'coeff');
end;

subplot(2,1,1),
plot(result,'r')
title('Correlacion');

% se hace la grafica X-Y, con la señal1 en el eje x y la señal2 en
% el eje y
subplot(2,1,2),
plot(senal1,senal2,'r')
title('Gráfica X-Y');

```

Función que encuentra el área seleccionada con el "ratón" bajo la curva del espectro de potencia. Encuentra el área y la imprime en pantalla, además de graficar una ampliación de ésta.

```

function entero(a,lon)
%encuentra areas bajo la curva, para marcar el area es con el boton
%izquierdo del ratón y para salir es cualquier otro botón del ratón.

global frec
% se crea una nueva ventana
figure
% se calcula la FFT con la función interna de MatLab fft()
y= fft(a);
% se encuentra su magnitud
Pyy= y.*conj(y)/lon;
f=frec*(1:(lon/2))/lon;
% se grafica la magnitud
subplot(2,1,1), plot(f,Pyy(1:(lon/2)));
xlabel('frecuencia');
ylabel('densidad de potencia');
title('espectro');

% selecciona con el ratón el área deseada.

```

```

% botón izquierdo se selecciona el punto inicial y el punto final
% con cualquier otro botón se sale de la función
inicial=0;
final=0;
x=[];
y=[];
n=0;
but=1;
while but==1
    [xi,yi,but]=ginput(1);
    estado= uicontrol(gcf,...
        'Style','text',...
        'Pos', [20 20 50 20],...
        'String', num2str(xi));
    n=n+1;
    x(n)= xi;
    y(n)= yi;
end
inicial=0;
final=0;
inicial= find(f == floor(x(1)));
final= find(f == floor(x(2)));
while isempty(inicial)
    inicial= find(f == floor(x(1)));
    x(1)=x(1)-1;
end
while isempty(final)
    final= find(f == floor(x(2)));
    x(2)=x(2)-1;
end
suma=
for i=inicial:final
    suma= suma + f(i);
end
end

```

```
subplot(2,1,2),  
plot(f(inicial:final), Pyy(inicial:final));  
title('zoom');  
% se muestra en una pequeña ventana el valor del área seleccionada  
estado= uicontrol(gcf,...  
    'Style','text',...  
    'Pos', [120 20 100 20],...  
    'String', num2str(suma));
```