

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN AUDIOMETRO

JOSÉ MARÍA VÉLEZ RESTREPO

UNIVERSIDAD EAFIT
ESCUELA DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
MEDELLIN
2006

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN AUDIOMETRO

JOSÉ MARÍA VÉLEZ RESTREPO

Trabajo de grado para optar por el
título de Ingeniero Mecánico

Asesor Principal:
Iván Darío Arango
Ingeniero Mecánico

UNIVERSIDAD EAFIT
ESCUELA DE INGENIERIA
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA MECÁNICA
MEDELLIN
2006

A mis padres ya que sin su apoyo no se habría realizado este proyecto.

AGRADECIMIENTOS

A mis amigos, por estenderme sus brazo en los momentos difíciles del proyecto, a Leonardo bonil, Mauricio hincapié, Jairo Vergara, Jairo Velázquez, y el personal de los laboratorios de EAFIT, por su constante colaboración. Pero principalmente a Alejandro Ruiz, por su buena dispocisión y paciencia.

A Iván Darío Arango, asesor del proyecto, por su orientación.

CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	13
1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	15
2. JUSTIFICACIÓN	17
3. OBJETIVOS Y REQUERIMIENTOS	18
3.1. OBJETIVO GENERAL	18
3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	18
3.3. REQUERIMIENTOS	19
4. ANTECEDENTES	21
5. DISEÑO	26
6. FISICA	30
6.1. FRECUENCIA Y ALTURA	31
6.2. AMPLITUD Y VOLUMEN	31
6.3. EL DECIBELIO	32
6.4. FUNCIONAMIENTO DEL OIDO	34
6.5. NIVEL DE AUDICIÓN	35

6.6.	ENMASCARAMIENTO	35
7.	ANATOMIA Y FISILOGIA DEL OIDO	37
7.1.	OÍDO EXTERNO	37
7.2.	OÍDO MEDIO	39
7.3.	OÍDO INTERNO	39
7.4.	CONDUCCIÓN ÓSEA	40
8.	ESTADO DEL ARTE	41
8.1.	AUDIÓMETROS CONTROLADOS POR ORDENADOR	41
8.2.	AUDIÓMETRO DE TONO PURO	41
8.3.	NORMAS PARA AUDIÓMETROS	49
8.4.	AUDIOMETRÍA	50
8.5.	EXPLORACIÓN AUDIOMÉTRICA	51
8.6.	CABINA AUDIOMÉTRICA	51
8.7.	GRÁFICA AUDIOMÉTRICA	52
9.	GENERADOR DE ONDAS	56
10.	DISEÑO AUDIOMETRO	59
10.1.	CONVERSIÓN DIGITAL ANALOGA	59
10.1.1.	Señales Analógicas	59
10.1.2.	Señales digitales	59

10.1.3.	Especificaciones de los conversores D/A	61
10.1.4.	Funcionamiento del DAC0808 Para esta aplicación	64
10.2.	DESACOPLE Y AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL	66
10.3.	MICROCONTROLADOR	68
10.4.	ENVIO DEL DATO SERIAL	69
10.5.	ACONDICIONAMIENTO SEÑAL DEL PC.	71
10.6.	FUENTE DE ALIMENTACION	73
11.	PROGRAMA PIC	77
12.	PROGRAMA LABVIEW	79
13.	MANUAL DE OPERACIÓN	83
13.1.	CONEXIONES DEL PANEL ANTERIOR Y POSTERIOR.	83
13.2.	OPERACIÓN	85
13.3.	PRECAUCIONES ANTES DE REALIZAR EL EXAMEN.	87
13.4.	PASOS SUGERIDOS PARA REALIZAR EL EXAMEN:	88
13.5.	MANTENIMIENTO	89
	CONCLUSIONES	91
	NUEVAS VIAS DE DESARROLLO	94
	BIBLIOGRAFÍA	95

ANEXOS	99
ANEXO A. LISTA DE COMPONENTES AUDIÓMETRO	99
ANEXO B. LISTA DE COMPONENTES GENERADOR DE ONDAS.	102
ANEXO C. DIAGRAMA ELECTRONICO ORIGINAL	104
ANEXO D. PROGRAMA PIC	105

LISTA DE TABLAS

	pág.
Tabla 1. Comparación audiómetros	49
Tabla 2. Relación entre la palabra de entrada y la salida del DAC.	65
Tabla 3. Características diferentes microprocesadores.	69
Tabla 4. Características MAX232.	71

LISTA DE FIGURAS

	pág.
Ilustración 1. Flujo principal	26
Ilustración 2. Caja negra	27
Ilustración 3. Estructura funcional	28
Ilustración 4. Amplitud y frecuencia de una onda sonora.....	30
Ilustración 5. Niveles de presión sonora que el oído humano percibe.....	33
Ilustración 6. El funcionamiento del oído.....	34
Ilustración 7. Anatomía del oído.....	38
Ilustración 8. Audiómetro Clínico GSI 68 c/ RS 232.....	43
Ilustración 9. Audiómetro Clínico GSI 17	44
Ilustración 10. Audiómetro Clínico GSI 61	45
Ilustración 11. Audiómetros de Respuestas o Potenciales Evocados.....	46
Ilustración 12. Audiómetros de Diagnóstico	47
Ilustración 13. Audiómetros Clínicos & Investigación.....	48

Ilustración 14. Cabina audiométrica.....	52
Ilustración 15. Audiometría de una persona con audición normal.....	53
Ilustración 16. Audiometría de una persona con mala audición.....	53
Ilustración 17. Generador ondas.....	56
Ilustración 18. Board.....	57
Ilustración 19. Diagrama esquemático.....	58
Ilustración 20. Señales Análoga y digital.	60
Ilustración 21. Exactitud.....	62
Ilustración 22. No linealidad.....	62
Ilustración 23. Red escalera para conversión digital-análogo.....	63
Ilustración 24. Diagrama DAC0808 y conectores JP1 a JP5.....	66
Ilustración 25. Diagrama amplificadores y relés.....	67
Ilustración 26. Ubicación conectores en la board.....	67
Ilustración 27. Esquema dato protocolo RS 232.....	70
Ilustración 28. Diagrama esquemático del MAX232.	71
Ilustración 29. Diagrama esquemático MAX232, PIC, contacto relés y 74LS373.	72

Ilustración 30. Fuente de alimentación.	73
Ilustración 31. Ubicación componentes.	74
Ilustración 32. Board.....	74
Ilustración 33. Montaje en board.....	75
Ilustración 34. Diagrama plano electrónico.	76
Ilustración 35. Diagrama de flujo.....	77
Ilustración 36. Diagrama de flujo sub sistema Main1.....	78
Ilustración 37. Diagrama de flujo PIC.....	79
Ilustración 38. Vista panel Labview.....	80
Ilustración 39. Vista diagrama Labview.....	82
Ilustración 40. Audiómetro parte de atrás.	83
Ilustración 41. Audiómetro adelante.....	84
Ilustración 42. Vista panel Labview control.	85
Ilustración 43. Vista panel Labview gráfica.	86

INTRODUCCIÓN

Con este proyecto se busca aplicar los conocimientos adquiridos en el pregrado de Ingeniería Mecánica, con el objetivo de optar al título de Ingeniero Mecánico de la Universidad EAFIT.

Este proyecto es financiado por el laboratorio de Mecatrónica, y pretende evolucionar hacia el área de productos que puedan ser fabricados por el laboratorio y ofrecerlos al medio colombiano una vez se encuentre un producto óptimo.

Lo normal es que la primera versión no alcance la calificación de prototipo, y deba someterse a un nuevo proceso, observando las variables que respondieron de una forma no esperada. Luego se procede a construir otra versión hasta que se logre un prototipo que cumpla con los deseos y requerimientos.

El computador puede reemplazar a muchos de los instrumentos que tenemos en el laboratorio y que son indispensables en la prueba de circuitos como el osciloscopio. Se puede decir que las posibilidades del computador agregando un pequeño hardware que lo complementa, son casi ilimitadas, además de servir como herramienta de diseño y simulación también puede ser utilizado como instrumento en el campo médico.

el proyecto también servirá de base o fuente de consulta para la realización de otros proyectos relacionados con la utilización del PC y microcontroladores para crear diferentes instrumentos tanto médicos como industriales, lo que se constituye como un medio importante de información para empresas o personas

que deseen conocer sobre el tema o comenzar otros proyectos relacionados en alguna institución.

1. DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

La gran revolución industrial ha traído como consecuencia algo inevitable, que es la contaminación auditiva. A esta se le considera como un factor contaminante, pues es un agente extraño que rompe el equilibrio natural o ecológico.

La contaminación acústica, término que hace referencia al ruido cuando éste se convierte en un sonido molesto que puede producir efectos fisiológicos y psicológicos nocivos para las personas, llegando también a afectar a poblaciones de animales (especialmente de aves). La causa principal de la contaminación acústica es la actividad humana: el transporte, la construcción de edificios y obras públicas y la industria, entre otras. Los efectos producidos por el ruido pueden ser fisiológicos, como la pérdida de audición o el insomnio, y psicológicos, como la irritabilidad exagerada. (ENCARTA, 2005)

El primer efecto fisiológico de una excesiva exposición a ruido es la fatiga auditiva, o una pérdida de audición que ocurre usualmente a una frecuencia de 4,000 Hz. Cuando la fatiga auditiva se incrementa, se incrementa a su vez la pérdida auditiva, involucrando tanto a las altas como a las bajas frecuencias. En general se observa, que al eliminar el medio ruidoso no ocurren pérdidas de audición posteriores, no progresa la pérdida. Sin embargo, como las células ciliadas del oído interno ya se encuentran dañadas, el proceso no es reversible y sólo puede esperarse la recuperación de la pérdida temporal después del cese de la exposición. (ENCARTA, 2005)

No existe actualmente tratamiento médico o quirúrgico satisfactorio que restablezca la audición en un individuo, de aquí la importancia que tiene el detectar a tiempo problemas de audición para que sus daños no sean permanentes. Por esto, cualquier institución debe contar con un audiómetro para revisar periódicamente la audición de sus integrantes.

No será nada raro que dentro de algunos años sea obligatorio verificar la audición a todo el mundo, cada cierta cantidad de años, para intentar mejorar el estado auditivo de la población. Gran parte de los niños que no avanzan en sus estudios lo deben a problemas auditivos, si a esto añadimos la cantidad de gente que no puede desempeñarse en la vida como es debido por su deficiente audición, vemos que la audiometría es muy importante, y que todavía le queda un camino muy grande por recorrer.

2. JUSTIFICACIÓN

Los médicos otorrinolaringólogos y técnicos auditivos del país y principalmente los que trabajan en la ciudad de Medellín, cuentan con unos equipos de audiometría muy obsoletos en su mayoría. Por éste motivo han estado analizando la forma de reemplazarlos por unos que estén a la par con los avances tecnológicos de los últimos años.

La búsqueda de una forma de reemplazo los ha llevado a concluir que no hay quien los fabrique en el país, quedando sólo la opción de buscarlos en el exterior o con los importadores de equipos médicos. Hay una gran oferta de este artículo en países como Estados Unidos, Inglaterra, España, Francia, e incluso Argentina, pero su costo es demasiado elevado; oscilando entre los mil dólares y los cinco mil, siendo los del rango más bajo unos equipos muy elementales y con una garantía y servicio de mantenimiento muy reducida, aún en su país de origen.

3. OBJETIVOS Y REQUERIMIENTOS

3.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un aparato (audiómetro) para medir la sensibilidad del aparato auditivo de las personas, debe funcionar por medio de un PC.

3.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y construir un amplificador operacional.
- Diseñar un software en Labview que controle la frecuencia, tipo de onda y amplitud del audiómetro.
- Simular el circuito eléctrico en "circuitmaker" o en board para verificar su perfecto funcionamiento.
- Diseñar y construir en "Eagle" un circuito impreso donde montar los diferentes componentes y sus respectivas conexiones.
- Realizar pruebas tanto con personas como con instrumentos que permitan verificar el perfecto funcionamiento del audiómetro.

- Diseñar y construir un cajón que sea el chasis y cubierta del artefacto.
- Realizar conclusiones, plantear nuevas alternativas y recomendaciones.
- Diseñar programa para el PIC que controla el artefacto.

3.3. REQUERIMIENTOS

- Es un instrumento médico, por lo que no debe ocupar un espacio pequeño dentro de un consultorio. No más de 250 x 250 x 150 Mm.
- Por seguridad deben estar aislados todos los componentes que conduzcan electricidad de las partes en contacto con el usuario.
- Terminaciones sin puntas que puedan ser riesgosas al usuario.
- Poder funcionar mínimo 8 horas diarias sin descanso.
- Funcionar con corriente alterna 110V.
- Ser controlable por medio de un computador con puerto serial.
- Contar con manual de operación.
- Que sea portátil.
- Planos esquemáticos para la fabricación del circuito impreso y ensamble de componentes.
- Componentes fáciles de conseguir en el mercado local.

- Poder seleccionar por cual de los puertos seriales se envía la información cuando el computador cuente con varios.
- Generar las siguientes frecuencias: 125 250 500 1000 2000 3000 4000 5000 6000 7000 8000 hz.
- Control de amplitud de 0 a 80 dB.
- Mostrar en una gráfica el resultado del examen.

4. ANTECEDENTES

De la literatura médica antigua se desprende que la sordera y la dureza del oído son conocidas desde tiempos muy remotos. Con seguridad, los investigadores de aquellas épocas se ocuparon de su etiología y curación.

El primer paso hacia un diagnóstico funcional de la sordera está representado por el descubrimiento hacia 1550, de la transmisión ósea por el médico, matemático y filósofo romano Cardano. Este conocimiento fue utilizado prácticamente por Capivacci, médico de Padua. Colocó el extremo de un bastón de hierro sobre las cuerdas de un paciente sordo. Cuando este percibía los sonidos mejor a través de la transmisión ósea que por medio de la vía aérea, el médico deducía que debía existir un trastorno de la transmisión normal del sonido. En otro caso, opinaba él, se trataría de una afección nerviosa. Schelhammer fue el primero que utilizó un diapasón en lugar de un bastón de hierro. Como descubridor del diapasón, en la forma que se utiliza en la actualidad se ha mencionado al trompetista inglés John Shore.

Sin embargo, no se utilizaron los conocimientos teóricos, ni el diapasón para objetos clínicos, ya que aún no había madurado la época; sólo 150 años más tarde, Rinne, Schwabach, Weber y otros, iniciaron las experiencias cualitativas con el diapasón, tal como lo conocemos en la actualidad.

Se intentó estudiar la capacidad cuantitativa de la audición pronunciando frases y palabras, así como por medio de la determinación de la distancia a partir de la cual podía el enfermo percibir un reloj de bolsillo o un acúmetro.

Con el silbato de Galton, la serie continuada de tonos de Bezold y Edelman, y el monocordio, fue afinándose el estudio cualitativo de la audición, Schitler informa sobre las peculiaridades técnicas y la utilización práctica de diversos instrumentos de medida, resumiendo el estado de los conocimientos hacia 1926.

El físico y fisiólogo berlinés Von Helmholtz publicó en 1862 "De la sensación del tono". Max Wien formuló hipótesis sobre esta teoría y en 1903 comprobó por primera vez el curso de la onda auditiva del oído humano en relación con la frecuencia después de que Wollaspin, ya en 1820, había demostrado que el hombre puede percibir frecuencias entre 30 y 18,000 Hz. Más tarde, los investigadores norteamericanos Davis, Fletcher, Fowler, Wever, Bray y otros más hicieron importantes contribuciones en este campo, pero sobre todo el físico Von Békesy, nacido en Budapest, quien desarrolló su actividad en América, perfeccionó los trabajos en este terreno; Stevens y Davis, expusieron el desarrollo de los mismos hasta 1938. En 1949, Watson y Tolan hacen una información detenida sobre los exámenes e instrumentos en la audibilidad; Langenbeck, en el mismo año, publicó *Leifaden der Praktischen Audiometrie*, y Hirsh "la medición de la audición".

Se reconoce generalmente la insuficiencia de las pruebas auditivas corrientes con instrumentos sencillos, como el diapason y el lenguaje en voz baja, utilizándose los instrumentos electroacústicos cada vez en mayor proporción. De esta forma, se ha desarrollado un nuevo campo de trabajo, la audiometría.

Después del descubrimiento del altavoz por Reis y del auricular telefónico por Bell; Harthmann, en Alemania, y Blyth en Inglaterra, tuvieron la idea de realizar aparatos capaces de emitir tonos constantes con delimitación regulable, utilizándolos para las pruebas auditivas. En los años siguientes se construyeron gran cantidad de aparatos que son empleados con resultados más o menos buenos, en la determinación del umbral auditivo.

Para los primeros aparatos eléctricos de medición auditiva se utilizaron designaciones como las de “acúmetro”, “sonómetro”, “medidor eléctrico de la audición”, y otras por el estilo. En 1879, Richarson, después de una exploración con el “Electric Sonometer” de Hughes, lo llamó inicialmente “audímetro”, pero más tarde el nombre aceptado fue el de “audiómetro”.

Grandenigo informa en 1890 en Nápoles sobre los primeros aparatos para medir la transmisión ósea, el “audiómetro osteotimpal”. Seashore, en Chicago, sustituyó en 1899 la regularización voluntaria gradual de las intensidades, utilizada corrientemente en aquella época, por una función logarítmica, llenando así las hipótesis de la Ley de Weber-Fechner.

Wien consiguió construir un aparato de medida con el que, en 1903, en el rango de frecuencias de 200 Hz a 16,000 Hz, pudo determinar con mayor precisión el umbral auditivo del oído humano. En Estados Unidos, Dean y Buch fabricaron el “Iowa Pitch Range Audiometer”, que fue muy utilizado durante más de diez años. Constituye un mérito de Brunings el haber desarrollado un generador de tonos cuyas vibraciones eran creadas directamente por un circuito eléctrico y no, como ocurría hasta entonces, por un medio mecánico.

En 1919, en Berlín, Schaefer y Gruschke presentan su aparato electroacústico para la medición de la agudeza auditiva por medio de una serie de tonos continuados y, casi al mismo tiempo, Griessmann difunde el “Otaudión” de Meyer. Pese a que técnicamente era un aparato deficiente, el Otaudión poseía ya un botón interruptor, un teléfono regulador para excluir el oído contrario y otro neumático (otosclerímetro) para determinar cuantitativamente la movilidad de la cadena de huesillos del oído.

Pero durante esta época, no solamente se trabajó en mejorar la comprobación cualitativa del oído por medio de los tonoaudiómetros, sino que se crearon

también las primeras bases para el audiómetro, de formación ulterior. En la actualidad nos parece aún muy moderno el “Ototelegrafón” de Griessmann. Ya en 1919 acumulaba un “lenguaje normal” sobre un alambre de acero magnetizado. La mayoría de los aparatos que hemos comentado hasta ahora, se construían en los laboratorios y no eran apropiados para investigaciones rutinarias.

La Western Electric Company construyó con la ayuda de Fletcher, Fowler y Wegel, primeramente el Audiómetro-1A, que técnicamente trabajó sin inconvenientes, pero cuya utilización era complicada y precisaba mucho tiempo. Sólo el audiómetro-2A, más simple, con ocho tonos de prueba en distintas octavas, logró implantarse definitivamente.

Fletcher y Wegel realizaron en 1922 un audiograma actualmente utilizado. En las abscisas se marcan en Hz las frecuencias emitidas a intervalos de una octava y en las ordenadas las intensidades como pérdida de la audición en decibeles. Wegel determinó los umbrales normales de audición y de dolor.

Kindbury trazó en 1927 las curvas de igual intensidad sonora, a expensas de las cuales se definió con mayor exactitud el campo de la audición. Por la misma época, y con el apoyo de la Universidad Ohrenklinik de Friburgo, se prosiguió el desarrollo del “Otaudión”. Al principio, en Niepers, más tarde en decibeles. Este aparato se utilizó para mediciones auditivas en Alemania. En 1936 informaba Lagenbeck, en el Congreso Internacional de Berlín, sobre el estado de la audiometría por aquel entonces.

Cuando en 1937 apareció en el mercado el audiómetro MAICO-D5, aparato norteamericano simplificado y mejorado en el que el umbral normal de la audición se utiliza como magnitud de referencia para cada frecuencia, halló inmediatamente una gran difusión, ya que con este aparato no era necesario hacer ningún cálculo y podía medirse directamente la pérdida de la audición.

Como se ve, las bases fundamentales de la audiometría estaban ya prefijadas gracias a los trabajos de los investigadores y médicos mencionados, así como numerosos ayudantes anónimos. Pero sólo después de que la electrotécnica realizó notables progresos durante la Segunda Guerra Mundial, los audiómetros pudieron ser mejorados en una forma tan considerable que es en ese momento cuando empieza la era audiológica genuina. Al menos en Alemania, los primeros aparatos tuvieron que ser importados, pero poco después de la conflagración se reanudó la interrumpida fabricación de audiómetros y aparatos para la audición.

Grandjot complementó en 1949 el audiómetro convencional añadiendo el trazado semiautomático de los resultados de la medición, consiguiendo de esta manera una mayor difusión de su aparato.

Recientemente se empezaron a construir audiómetros con circuitos integrados en lugar de transistores. Gracias a ello, con los pequeños audiómetros portátiles las pruebas se han independizado de la instalación eléctrica y pueden realizarse en cualquier momento y lugar, por ejemplo en las fábricas o en las escuelas.

Gracias a las mediciones comparativas entre los diapasones hasta ahora empleados y los nuevos aparatos, se pudieron reconocer rápidamente las enormes ventajas de estos últimos, como es una mejor diferenciación entre hipoacusia y sordera; para demostrarlo, solo citaremos un ejemplo: antes de 1950 un gran porcentaje de niños enviados a las escuelas especiales para sordos, donde eran sometidos a las pruebas realizadas con el diapasón, indicaban la existencia de una "sordera". Cuando en 1950 se repitieron las mediciones en las escuelas utilizando los nuevos aparatos, mostraron que la sordera no era total. (PSICOACUSTICA@, 2005).

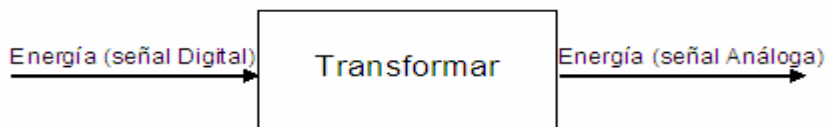
5. DISEÑO

Diseñar es proponer para un determinado problema una solución técnica que sea estética, de funcionamiento seguro y que pueda ser realizada con un costo razonable.

El punto de partida para el desarrollo de un producto es la situación de la tarea establecida en los marcos del planeamiento de productos. Durante el desarrollo del producto deben ajustarse todas las actividades teóricas y experimentales que sean necesarias, con el objeto de fijar dicho producto en forma de dibujos u otros medios de representación.

La fase del diseño cualitativo debe estar sistemáticamente antes de la fase de diseño cuantitativo, porque un sistema parcial puede ser manejado o dimensionado cuando se le ha determinado cualitativamente, o sea, cuando su configuración es conocida. El proceso de desarrollo del producto se divide en tres grandes secciones: Análisis de la tarea, diseño cualitativo (trabajo con los principios) y diseño cuantitativo (dimensionamiento). (KOLLER, 1978)

Ilustración 1. Flujo principal



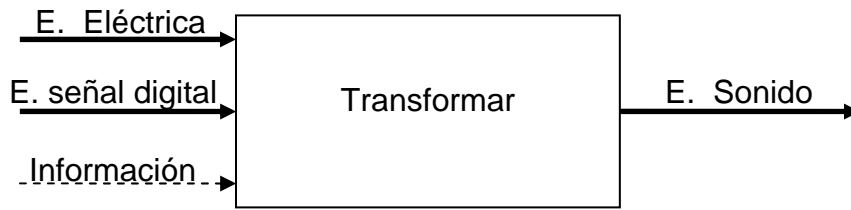
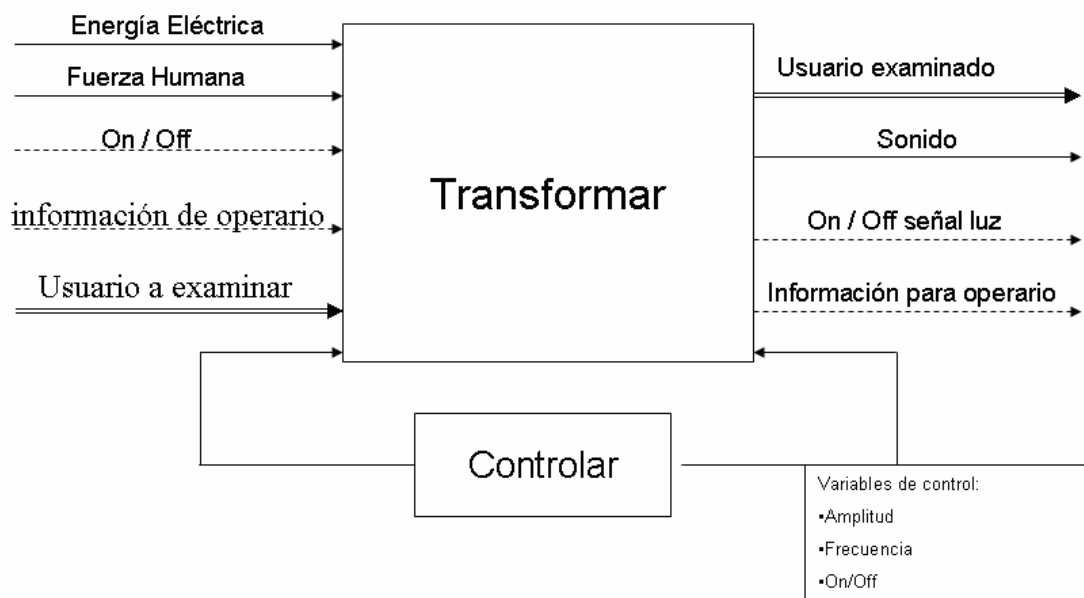


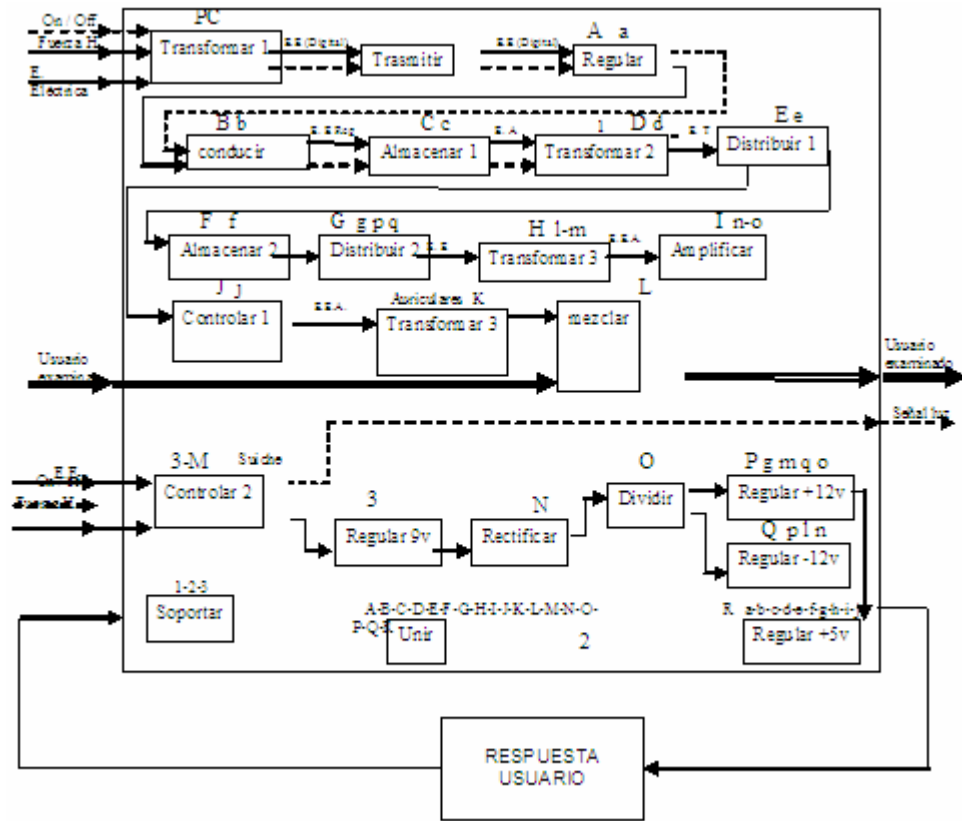
Ilustración 2. Caja negra



La estructura funcional muestra las funciones elementales del aparato desde el el computador que es el que transforma la información que el operario le suministra; sin embargo este elemento se deja especificado como una caja negra debido a que su estructura no se tocó ni es importante para este diseño.

El ordenador procesa y envía la información a la tarjeta electrónica donde es dividida y reenviada a los elementos que requieren información del operario para realizar su función.

Ilustración 3. Estructura funcional



La información que envía el computador necesita ser interpretada, almacenada y distribuida a los diferentes componentes que requieren de ésta. Se utiliza el puerto serial para ello, por lo que necesita ser transformada del lenguaje de computador al lenguaje de los componentes. Una vez esto, se busca obtener una señal

análoga en forma de onda senoidal, requiriendo transformar la emitida por el PC que es digital. Luego de la transformación de ser ampliada, ya que el ordenador utiliza unos niveles de voltaje y corriente muy bajos para obtener el nivel auditivo deseado. A continuación debe ser distribuida en dos canales diferentes, esto para que cada oído tenga su propia señal.

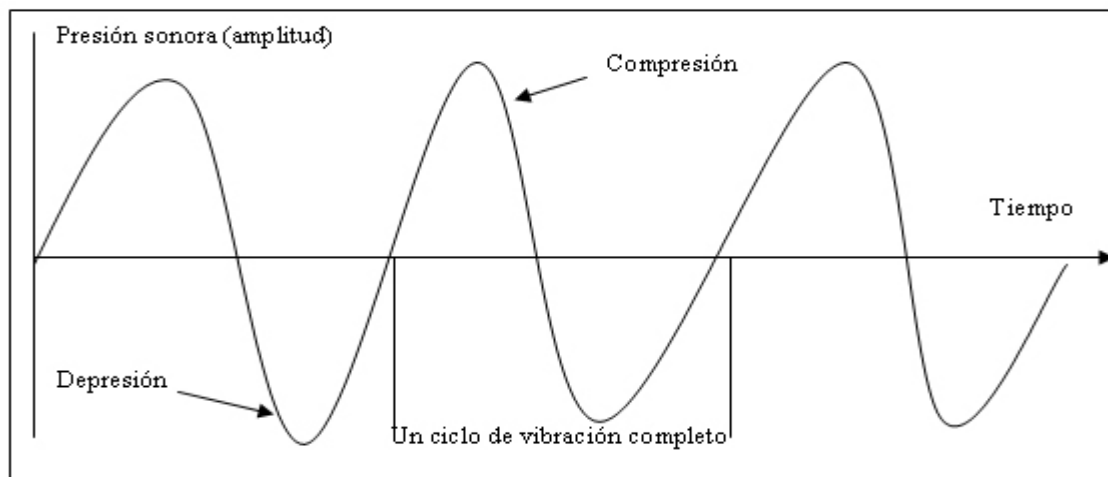
El artefacto es para conectar a 110v, por lo que se necesita regular esta corriente y rectificarla según los requerimientos de cada componente que sea seleccionado.

Por último se debe agrupar todos los componentes, conectarlos y aislarlos del usuario y medio ambiente, para prevenir accidentes por electrocución o daños por polvo o agentes exteriores.

6. FISICA

Suponiendo un medio aéreo (el normal para los seres humanos), el sonido está originado por cualquier perturbación en la presión atmosférica. Esta oscilación en más y en menos alrededor del valor normal, se propaga por el aire en lo que denominamos una onda acústica. En contra de lo que ocurre con las ondas electromagnéticas (la luz), cuya velocidad de propagación es una constante universal, la velocidad de propagación de las ondas acústicas depende en gran medida de las características del medio en que se transmiten. En las películas hemos visto como pegando el oído a la vía del tren se percibe más claramente, y antes, su llegada que si esperamos a oírlo por el aire. Otra diferencia importante con respecto a la radiación electromagnética, es que las ondas acústicas necesitan de un medio elástico para su propagación, no pueden transmitirse en el vacío como aquellas.

Ilustración 4. Amplitud y frecuencia de una onda sonora.



Agora tv@, 2006.

6.1. FRECUENCIA Y ALTURA

Cuando una onda de presión sonora pasa por el proceso de compresión – rarefacción se dice que ha completado un ciclo de movimiento o vibración. El número de ciclos o vibraciones que realiza una onda de presión sonora en un lapso de tiempo de un segundo, es lo que se conoce con el nombre de frecuencia y ésta es una característica física del sonido. El Hertzio o Hertz es la unidad de medida de la frecuencia y describe la relación del número de ciclos de compresión rarefacción que ocurren en un lapso de tiempo de un segundo ($\# \text{ ciclos} / 1 \text{ segundo} = \text{El Hertzio o Hertz}$). Psicológicamente esta característica física está asociada con la altura de un sonido, que en términos cualitativos simples, podría definirse como lo grave o lo agudo del mismo. Así, una onda de altura grave tiene un número de ciclos por segundo menor que una onda de altura aguda; por ejemplo, una onda de 80 Hz frente a una de 12.000 Hz.

El oído humano puede percibir frecuencias en un rango que va desde los 20 Hz hasta los 20.000 Hz o 20 Kilohertz (KHz). Este rango audible de las frecuencias que pueden ser detectadas por el oído humano, está dividido en diez (10) partes llamadas octavas. Cada octava es una relación tonal de 2 a 1 entre dos frecuencias. Es decir, una relación del doble del valor de una de ellas. Por ejemplo entre 20 Hz y 40 Hz existe una octava. (VARGAS, 1999)

6.2. AMPLITUD Y VOLUMEN

Tal como se expresó en el aparte correspondiente a frecuencia y altura, cuando una onda de presión sonora pasa por el proceso de Compresión - Rarefacción, se dice que ha completado un ciclo de movimiento o vibración. Pero no sólo esto ocurre; también hay un determinado número de moléculas de aire que son desplazadas. Esta cantidad de moléculas desplazadas depende de la intensidad

de la vibración. A mayor intensidad mayor será el número de moléculas desplazadas y viceversa. La cantidad de moléculas desplazadas determina, por tanto, el tamaño de la onda, que es lo que se conoce con el nombre de Amplitud. Esta característica física del sonido está asociada subjetivamente con la percepción de su volumen. (VARGAS, 1999)

6.3. EL DECIBELIO

El Decibelio o Decibel (dB) es el valor relativo que se asigna para cuantificar la amplitud. Este valor expresa la relación entre dos valores o cantidades de igual naturaleza (niveles de presión sonora, niveles de potencia, niveles de voltaje) donde una de las cuales es una base de cálculo o referencia.

La presión acústica se mide en términos del nivel de presión sonora (dB_{SPL}) ya que en las ondas de presión sonora se presentan cambios repetitivos en la presión del aire.

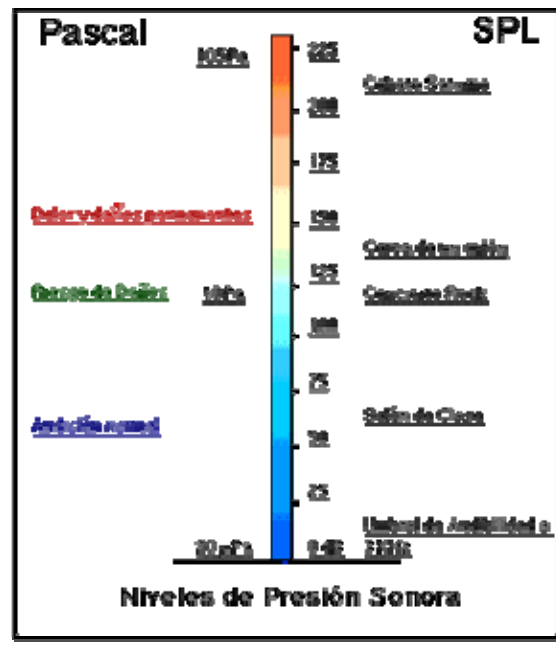
$$\text{Nivel de Presión Sonora en decibeles} = 20 \text{ Log} \left(\frac{P1}{P0} \right)$$

P1 y P0 son cantidades de presión cuyas unidades de medida son Pascales y P0 es la base de cálculo o referencia para comparar con P1. (0.0002 Pascales, que es la mínima presión sonora que puede percibir el oído humano). (VARGAS, 1999)

Por la tanto en 0 dB tenemos el umbral de audición del oído humano, se supone que no es posible oír por debajo de este nivel, o sea variaciones de nivel en la presión del aire inferiores a 0,00002 pascal.

La razón por la que se utiliza el decibelio es que si no, tendríamos que estar manejando números o muy pequeños o excesivamente grandes, llenos de ceros, con lo que la posibilidad de error sería muy grande al hacer cálculos. Además también hay que tener en cuenta que el comportamiento del oído humano está más cerca de una función logarítmica que de una lineal, ya que no percibe la misma variación en las diferentes escalas de nivel, ni en las diferentes bandas de frecuencias.

Ilustración 5. Niveles de presión sonora que el oído humano percibe.

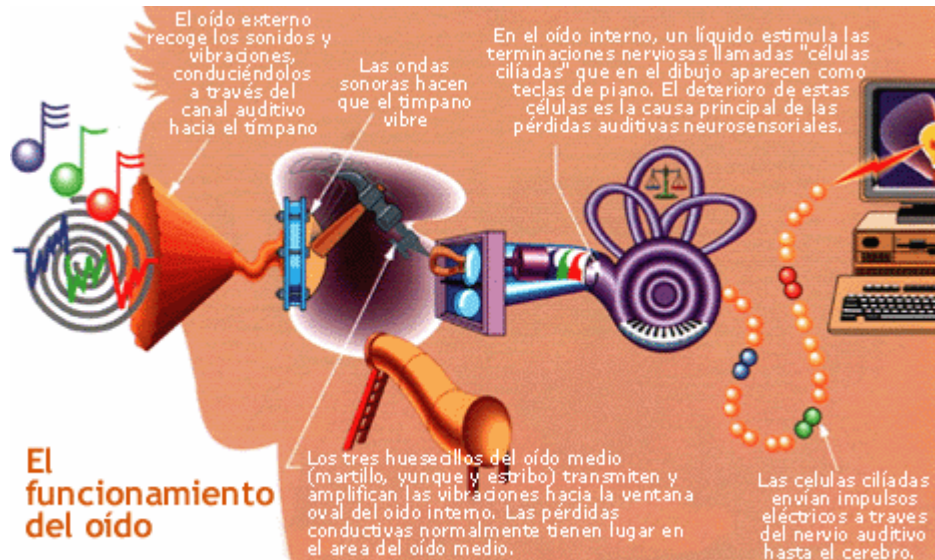


Sistema auditivo@, 2003.

6.4. FUNCIONAMIENTO DEL OIDO

Las ondas sonoras son inducidas mecánicamente por vibraciones que se propagan como ondas de presión por el medio ambiente circundante, sea este gaseoso, líquido o sólido. Son percibidas por el oído que es un mecano receptor especializado. Las vibraciones registradas de este modo (ondas sonoras) son modificadas en el sistema de conducción antes de llegar a los receptores auditivos, las células ciliadas del órgano de Corti. La etapa de procesamiento neural, en la cual se producen las diversas sensaciones auditivas, se encuentra ubicada en el cerebro. Así pues, se pueden distinguir dos regiones o partes del sistema auditivo: la región periférica, en la cual los estímulos sonoros conservan su carácter original de ondas mecánicas hasta el momento de su conversión en señales electroquímicas, y la región central, en la cual se transforman dichas señales en sensaciones.

Ilustración 6. El funcionamiento del oído.



Sistema auditivo@, 2003.

6.5. NIVEL DE AUDICIÓN

El nivel de audición (umbral de audición) es el número de decibelios en que el umbral de audición de un sujeto supera la referencia cero del audiómetro (es decir, por encima de un nivel de audición de 0 dB) para esa frecuencia. Los números en el marcador de un audiómetro que controla la magnitud de las señales presentadas al sujeto se calibran en términos del nivel de audición. Por ejemplo, si una persona precisa 40 dB por encima del nivel de presión sonora habitual para oír un tono de 1000 Hz, el umbral medido con el audiómetro será un nivel de audición de 40 dB. Para los adultos, un nivel de audición dentro del rango -10 dB y 25 dB se considera dentro de los límites normales.

El nivel de referencia cero (0 dB), para cada frecuencia, es el nivel de presión sonora que corresponde al nivel de audición medio de un gran número de adultos jóvenes considerados otológicamente normales. (HARRIS, 1995)

6.6. ENMASCARAMIENTO

Una característica importante de un sonido es su propiedad de interferir, enmascarar, la audición de otro sonido. El enmascaramiento es el proceso mediante el cual el umbral de audibilidad de un sonido, la señal, se eleva en presencia de otro sonido (enmascarador). Se denomina umbral enmascarado al umbral elevado. La medida cuantitativa del enmascaramiento es el número de decibelios en que el umbral se eleva. Al evaluar un ruido particular como molesto o no deseado, un factor importante es el grado en que enmascara la audición de ciertos sonidos deseados, como el habla y la música. El enmascaramiento es a menudo un problema crucial en la seguridad, como en una fábrica, donde el ruido puede enmascarar el sonido de una señal de alarma, o en una calle de ciudad, en que el ruido puede enmascarar un vehículo que se acerca. La magnitud del

enmascaramiento depende de varias propiedades físicas de la señal y del sonido enmascarador: su espectro, sus niveles de presión sonora y tiempos relativos de llegada. En la situación de enmascaramiento que se encuentra habitualmente, ambos sonidos ocurren simultáneamente, son relativamente estables y alcanzan el oído u oídos de forma normal. En este caso, los efectos de enmascaramiento son estables y reproducibles y pueden predecirse con bastante precisión sobre la base de las propiedades físicas conocidas de los dos sonidos. (VARGAS, 1999)

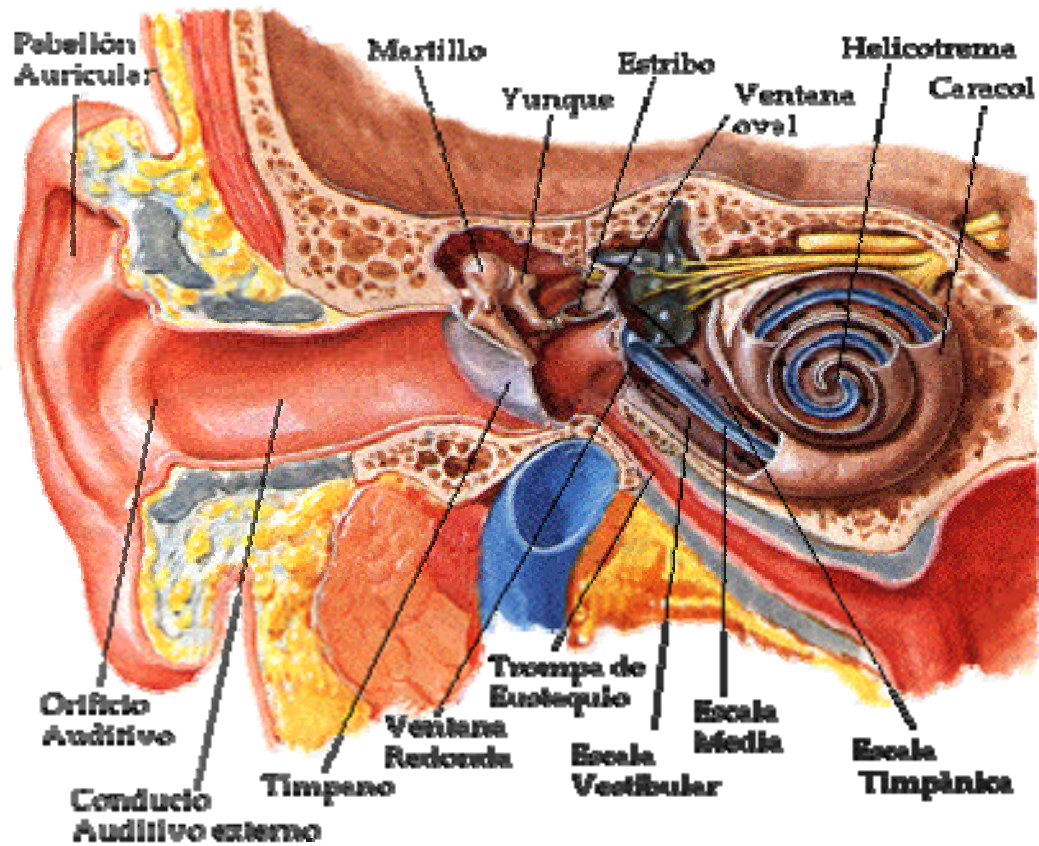
7. ANATOMIA Y FISIOLOGIA DEL OIDO

La captación, procesamiento y transducción de los estímulos sonoros se llevan a cabo en el oído, mientras que la etapa de procesamiento neural, en la cual se producen las diversas sensaciones auditivas, se encuentra ubicada en el cerebro. Así pues, se pueden distinguir dos regiones o partes del sistema auditivo: la región periférica, en la cual los estímulos sonoros conservan su carácter original de ondas mecánicas hasta el momento de su conversión en señales electroquímicas, y la región central, en la cual se transforman dichas señales en sensaciones.

7.1. OÍDO EXTERNO

La parte visible del oído se denomina pabellón auditivo o pabellón auricular. Es una estructura cartilaginosa situada a ambos lados de la cabeza cuya forma ayuda a la recepción del sonido y aporta cierta discriminación direccional. El pabellón auricular forma la entrada al canal auditivo, que conduce las ondas sonoras hacia el tímpano (también conocido como membrana timpánica). El canal auditivo, que tiene de 5 a 7mm de diámetro y unos 27mm de longitud, actúa como un tubo, cerrado en un extremo, con una frecuencia de resonancia natural de aproximadamente 3000 Hz. Esta resonancia aumenta la sensibilidad de la audición en las frecuencias de esta región. El tímpano es el final del canal auditivo y separa el oído externo del oído interno. Es un cono bajo de unos 7mm de diámetro, con el vértice dirigido hacia dentro.

Ilustración 7. Anatomía del oído.



Sistema auditivo@, 2003.

Adicionalmente, el pabellón auricular, junto con la cabeza y los hombros, contribuye a modificar el espectro de la señal sonora. Las señales sonoras que entran al conducto auditivo externo sufren efectos de difracción debidos a la forma del pabellón auricular y la cabeza, y estos efectos varían según la dirección de incidencia y el contenido espectral de la señal; así, se altera el espectro sonoro debido a la difracción. Estas alteraciones, en forma de "picos" y "valles" en el espectro, son usadas por el sistema auditivo para determinar la procedencia del

sonido en el llamado "plano medio" (plano imaginario perpendicular a la recta que une ambos tímpanos).

7.2. OÍDO MEDIO

El oído medio está constituido por una cavidad llena de aire, dentro de la cual se encuentran tres huesecillos, denominados martillo, yunque y estribo, unidos entre sí en forma articulada. Uno de los extremos del martillo se encuentra adherido al tímpano, mientras que la base del estribo está unida mediante un anillo flexible a las paredes de la ventana oval, orificio que constituye la vía de entrada del sonido al oído interno.

Finalmente, la cavidad del oído medio se comunica con el exterior del cuerpo a través de la trompa de Eustaquio, la cual es un conducto que llega hasta las vías respiratorias y que permite igualar la presión del aire a ambos lados del tímpano.

7.3. OÍDO INTERNO

El oído interno es un sistema complejo de canales llenos de fluido inmerso en el hueso temporal. En su interior se localizan las terminaciones nerviosas que aportan los sentidos del equilibrio y la audición. Las fibras nerviosas auditivas terminan en la cóclea. Esta es una configuración con forma de caracol de 2 ½ vueltas, que si se extendiera mediría 35mm.

La membrana basilar es una membrana fibrosa flexible que corre paralela a la cóclea, a lo largo de la cual distribuye el mecanismo de excitación nerviosa. La membrana basilar se pone en movimiento hidráulicamente mediante la energía acústica acoplada a la cóclea en la ventana oval. La porción de la membrana basilar que es máximamente excitada depende de la frecuencia de la onda sonora

estimuladora. Las frecuencias altas producen mayor excitación cerca de la ventana oval, y las frecuencias bajas, cerca del otro extremo (ápico) de la espiral.

En la estimulación de las terminaciones nerviosas actúa una estructura compleja de la membrana basilar, conocida como órgano de Corti. Las células pilosas internas y externas son componentes del órgano de Corti, y están implicadas de forma crítica en el proceso de estimulación nerviosa. La lesión de estas células pilosas parece estar relacionada con la pérdida auditiva inducida por el ruido. De hecho, la localización de la lesión sobre la membrana basilar se relaciona estrechamente con la frecuencia en que se observa la máxima pérdida auditiva.

7.4. CONDUCCIÓN ÓSEA

Se denomina conducción ósea a la transmisión de la energía acústica hacia el oído interno a través de vías que implican a los huesos craneales. Por ejemplo, oímos en parte nuestra propia voz debido a la conducción ósea. Los huesos craneales pueden excitarse mediante el contacto de la cabeza con un cuerpo vibrante o mediante el «choque» con la cabeza de un campo sonoro aéreo. Además de que el sonido excita directamente el cráneo, las vibraciones inducidas en otras partes del cuerpo pueden ser conducidas a la cabeza mediante los tejidos corporales y la estructura ósea.

Si este sonido es suficientemente intenso, la pequeña parte de la energía acústica aérea convertida en vibración transmitida por vía sólida en la cabeza puede dar como resultado que el sonido se oiga a través de la conducción ósea. En general, el nivel de presión sonora en el aire debe ser de aproximadamente 60 dB o más por encima del umbral de conducción aérea para oírse mediante la conducción ósea. (HARRIS, 1995)

8. ESTADO DEL ARTE

El audiómetro es un instrumento sencillo que produce tonos puros de varias frecuencias determinadas que pueden ser escuchados a través de auriculares. La persona que está siendo examinada se suele encerrar en una cabina insonorizada que elimina los ruidos externos y está provista de un interruptor. Cada oído se estudia de forma independiente.

8.1. AUDIÓMETROS CONTROLADOS POR ORDENADOR

Los audiómetros controlados por ordenador (audiómetros microprocesadores) se usan en muchos programas de conservación de la audición, sobre todo en los de cierta entidad. El rasgo básico de un audiómetro de este tipo es que puede programarse para presentar tonos puros a niveles de presión sonora específicos; el sujeto responde o no a estos niveles específicos. Entonces el audiómetro ajusta el nivel de audición de la siguiente presentación de la señal, hacia arriba o hacia abajo, dependiendo de la respuesta del sujeto o de la ausencia de la misma. (HARRIS, 1995) (Este es el audiómetro a construir)

8.2. AUDIÓMETRO DE TONO PURO

Un audiómetro de tono puro es un aparato formado por un generador electroacústico de tonos puros, un amplificador, un atenuador que controla el nivel de presión sonora de estos tonos y (en el caso de medidas de conducción aérea) un auricular o (en el caso de las medidas de conducción ósea) un elemento vibrador que se apoya sobre el cráneo.

Un audiograma de tono puro compara la audición de la persona que está siendo examinada con un criterio 0 dB como referencia de nivel de audición.

En la industria, la sensibilidad auditiva se examina para las frecuencias que van desde 125 hasta 8000 Hz, a intervalos de octava. Se pueden evaluar algunas frecuencias seleccionadas dentro de este rango. Los resultados de estas pruebas se registran en un audiograma, que permite un informe y una interpretación fácil y precisa del estado de la audición del sujeto, frecuencia a frecuencia en cada oído, mediante la comparación con el nivel de audición 0 dB. En la industria, los exámenes audiométricos requeridos suelen limitarse a la conducción aérea, proceso en el sonido viaja a través del aire del canal externo del oído hasta el oído interno. Estas pruebas se realizan presentando tonos puros a la persona examinada (el sujeto) a través de un auricular (este es el audiómetro que se busca construir). Si existe limitación auditiva, serán necesarias más pruebas. (HARRIS, 1995)

En la actualidad hay muchas empresas a nivel mundial que se dedican a la fabricación de audiómetros. A continuación se muestran algunos de ellos que pueden ser adquiridos en el mercado colombiano por intermedio de:

Audio equipos Ltda.

Carrera 32 No. 89 - 96

Teléfonos: 6210478 - 6210479 - 2369284 Fax: 6368711

Bogotá D.C. - Colombia, Suramérica

Correo electrónico: audio-eq@col-online.com

Ilustración 8. Audiómetro Clínico GSI 68 c/ RS 232



Audio equipos Ltda., 2006.

El GSI 68 es un audiómetro clínico con capacidad de realizar pruebas por conducción aérea y ósea. Tiene modo de operación manual y automático. Enmascaramiento y logo audiometría. Memoria para 50 pruebas, salida doble y puerto de interfase RS-232. Incluye los siguientes rangos de operación:

Dos canales separados por un control Rango de frecuencia: 125 - 250 - 500 - 750 - 1000 - 1500 - 2000 - 3000 - 4000 - 6000 – 8000.

Rango de intensidad -10 a 110 dB dependiendo de la frecuencia y los siguientes accesorios:

- Audífonos TDH 39.
- Vibrador óseo B71.
- Cabezal de monitoreo.
- Micrófono de Talk Back.

- Interruptor de respuesta del paciente.
- Cable de alimentación.
- Manual de usuario.
- Precio \$ 1925 USD.

Ilustración 9. Audiómetro Clínico GSI 17



Audio equipos Ltda., 2006.

El GSI -17, es un audiómetro portátil de canal sencillo y conducción de aire, diseñado para proporcionar una capacidad de barrido audiométrico básico en el consultorio medico, en las escuelas o en la industria.

- Frecuencias discretas: 125-250-500-750- 1000-1500-2000-3000-4000-6000- 8000hz. - exactitud: más o menos 3%.
- Provee un rango total desde -10 db hasta 90 db en pasos de 5db.

- Consumo de potencia: corriente eléctrica 110 voltios con adaptador suministrado para salidas de 10 voltios.
- Operado con baterías: recargable opcional (nild) o no recargable alcalina.
- Precio \$ 535 USD.

Ilustración 10. Audiómetro Clínico GSI 61



Audio equipos Ltda., 2006.

El G.S.I 61 es el nuevo audiómetro de dos canales proveniente del nombre más acreditado en la industria Audiológica: Grason Stadler.

El GSI 61 permite rapidez, seguridad en pruebas de tono puro y habla utilizando auriculares (TDH, de inserción y de alta frecuencia), vibrador óseo y salida para parlantes de campo libre. Sus características y disposición en la pantalla del audiograma hacen del GSI 61 un instrumento no solo fácil de usar sino también fácil de ver.

Precio \$ 3960 USD

Ilustración 11. Audiómetros de Respuestas o Potenciales Evocados



Audio equipos Ltda., 2006.

Referencias: EP15 (ABR/BERA) - EP25 (ABR, EcochG, ML, LL)

E.P. 15 (ABR/BERA): Es un moderno sistema de dos canales para la realización de Potenciales Evocados Auditivos en forma autónoma basado en Windows 98. Es portátil y funcional superando ampliamente cualquier otro sistema similar tradicional, basado en PC o computador portátil, en la obtención en forma muy segura de resultados confiables. El EP15 puede realizar pruebas automáticas de una manera muy sencilla. Viene pre programado con las pruebas más comunes de la práctica médica.

Sus estímulos incluyen clicks, tone burst, masking etc. Permitiendo hallar umbrales en frecuencias específicos.

Precio \$ 695 USD

EP25: Es idéntico al EP15, pero permite la realización de pruebas adicionales como EcochG, Latencias medias,(ML), Latencias tardías (LL), P300 y MMN: cada uno con filtros especiales dedicados y herramientas de trabajo. El EP25 también permite el manejo de estimuladores de Implantes Cocleares.

Precio \$ 995 USD

Ilustración 12. Audiómetros de Diagnóstico



Audio equipos Ltda. , 2006.

Referencias: AD226-AD229b, AD229e, AD 28

AD229b o AD229e: Audiómetros de diagnóstico portátiles o para consultorio, Test de vía aérea, ósea y lenguaje. Incluyen pruebas manuales y automáticas para tonos puros, prueba de ABLB y de Stenger. Tienen capacidad opcional para realizar pruebas a campo libre.

El AD229e además permite realizar logo audiometría binaural real, master de audífonos, SISI, Bekesy y Langenbeck.

AD28: Completo audiómetro de diagnóstico, que ofrece una alternativa a los audiómetros clínicos de dos canales, ya que incluye muchas de sus características necesarias para tareas de diagnóstico.

Tiene capacidad opcional de campo libre (tonal o vocal), calibración interna para auriculares TDH39 o auriculares de inserción. Tiene conexión para computador con sistemas de Software basados en NOAH o Windows.

Precio no disponible.

Ilustración 13. Audiómetros Clínicos & Investigación



Audio equipos Ltda. , 2006.

Referencias: CE10 - AC33 - AC40

CE10: Completo audiómetro clínico portátil o para consultorio, con función de master de audífonos, amplificador y parlantes para la evaluación a campo libre. Dos canales independientes. Tests de vía aérea, ósea y del lenguaje. Señal de tono puro o tono modulado (warble), micrófono, entrada para grabadora o CD, ruidos para enmascarar de ruido blanco, banda estrecha y del lenguaje. Salidas: Auriculares TDH 39, ósea, enmascaramiento de inserción, campo libre.

AC40: Avanzado instrumento audiológico tanto para clínica como para investigación. Tiene frecuencias desde 125 Hz hasta 16.000 Hz. Amplificador interno para campo libre. Opción de impresora interna Dos canales completamente independientes Permite realizar pruebas no convencionales como medición de la escala de sonoridad, cada prueba tiene una pantalla particular que permite monitorear los resultados y comprender cada uno de ellos.

AC33: Audiómetro de dos canales, con amplia capacidad de selección de salidas, estímulos y transductores que lo transforman en un instrumento clínico muy poderoso y flexible. Posee indicadores automáticos de porcentaje para las

pruebas de SISI y logo audiometría, así como un completo sistema bidireccional de comunicación.

Precio no disponible.

Tabla 1. Comparación audiómetros

	GSI 68	GSI 17	GSI 61	EP 15	EP 25	AD 226	AD 229	AC 33	AC 40
Salida	Aérea ósea	Aérea	Aérea ósea	Aérea	Aérea	Aérea ósea	Aérea ósea	Aérea ósea	Aérea ósea
Enmascara/	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Conexión PC	Sí	No	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí	Sí
Frecuencias (Hz)	125-8K	125-8K	125-20K	125-8K	125-8K	125-8K	125-8K	125-8K	125-20K
Intensidad (dB)	-10 a 110	-10 a 90	-10 a 110	-10 a 90	-10 a 90	-10 a 120	-10 a 120	-10 a 120	-10 a 130
Paso (dB)	5	5	5	-	-	1	1	1	1
Impresión	PC	No	PC interno	PC	PC	PC	PC	PC	PC/ interno
Carcasa	Plástico	Plástico	Plástico	-	-				Metal
Canales	Doble	Sencillo	Doble	Sencillo	Doble	Doble	Doble	Doble	Doble
Precio USD	1925	535	3960	695	995	-	-	-	-

8.3. NORMAS PARA AUDIÓMETROS

Se incluyen especificaciones mínimas para audiómetros en las normativas de: (1) el American National Standards Institute (ANSI) y (2) la International Electrotechnical commission (IEC). El valor para el nivel de audición 0 está en las normas ANSI y en el documento 389 de la International Organization for Standardization (ISO). Dado que ANSI, IEC e ISO no son cuerpos legales, sus criterios no tienen legal. Sin embargo, algunas organizaciones gubernamentales incluyen estos en su normativa. (HARRIS, 1995)

8.4. AUDIOMETRÍA

La audiometría es una prueba funcional que sirve para determinar el estado actual de audición para una o varias personas.

La audiometría puede ser efectuada a un colectivo determinado tratándose entonces de una audiometría colectiva. Esta audiometría nos determina si existe una disminución de audición notable, en cuyo caso debemos practicar una audiometría individual.

La audiometría no es en sí misma una técnica de prevención, ya que no evita los daños ocasionados por la exposición al ruido, pero permite detectarlos en un estado precoz de su desarrollo, y por tanto su realización periódica suministra informaciones muy útiles para el establecimiento de Planes de Control de Audición, y el seguimiento de la eficacia de las medidas adoptadas.

Para efectuar una audiometría se emiten unos sonidos, que actuando sobre el oído producen una sensación sonora en la persona explorada. Como aparato emisor y receptor de la respuesta se utiliza el audiómetro.

En la audiometría individual los sonidos que emitimos desde el audiómetro pueden llegar a la persona explorada a través de unos auriculares, que transmiten el sonido por vía aérea, o bien a través de un vibrador, aplicado en el hueso temporal, con lo que la transmisión del sonido es por vía ósea.

El sonido que llega a través de los auriculares hace vibrar la membrana timpánica, la transmisión sigue a través de la cadena de huesecillos (situada en la caja del tímpano) hasta llegar a la ventana oval, y a continuación por los líquidos endolinfáticos hasta el órgano de Corti, donde están las terminaciones de las neuronas sensoriales que la conducirán a los centros cefálicos de la audición.

El sonido que llega a través del vibrador estimula directamente a los líquidos laberínticos y órgano de Corti, por lo que llega directamente al órgano de percepción, sin pasar a través del tímpano, cadena osicular y ventana oval.

La comparación de los resultados obtenidos en ambas pruebas, con vibrador y auriculares, permite localizar la parte del oído que está afectada.

Hablemos de sordera de transmisión cuando esté afectado el tímpano, la cadena osicular, la caja del tímpano o la ventana oval.

Hablamos de sordera de transmisión cuando está afectado el oído interno, las vías o centros de audición.

8.5. EXPLORACIÓN AUDIOMÉTRICA

Existen varios tipos de audiometría según la forma de estímulo sonoro, ya sea por la voz, en cuyo caso se trata de una audiometría verbal, o bien por estímulos acústicos emitidos por un audiómetro que genere tonos puros.

Este tipo de audiometría la llamaremos tonal y su frecuencia e intensidad nos permitirán, con las respuestas del individuo explorado, trazar la curva audiométrica, que nos muestra el grado de audición, y el tipo de disminución auditiva que tiene el individuo. Por su facilidad de operación, y la reproducibilidad de sus resultados es la más utilizada en Medicina del Trabajo.

8.6. CABINA AUDIOMÉTRICA

Para eliminarlos, efectos del ruido ambiental se debe situar al sujeto a explorar en una cabina insonorizada, en posición sentada y con los auriculares o el vibrador colocados en el oído. Primero los auriculares y a continuación el vibrador. Cuando el sujeto oye los estímulos auditivos debe apretar unos pulsadores que darán una señal luminosa en el audiómetro y servirán para trazar la curva audiométrica. (HARRIS, 1995)

Ilustración 14. Cabina audiométrica.



HARRIS, 1995

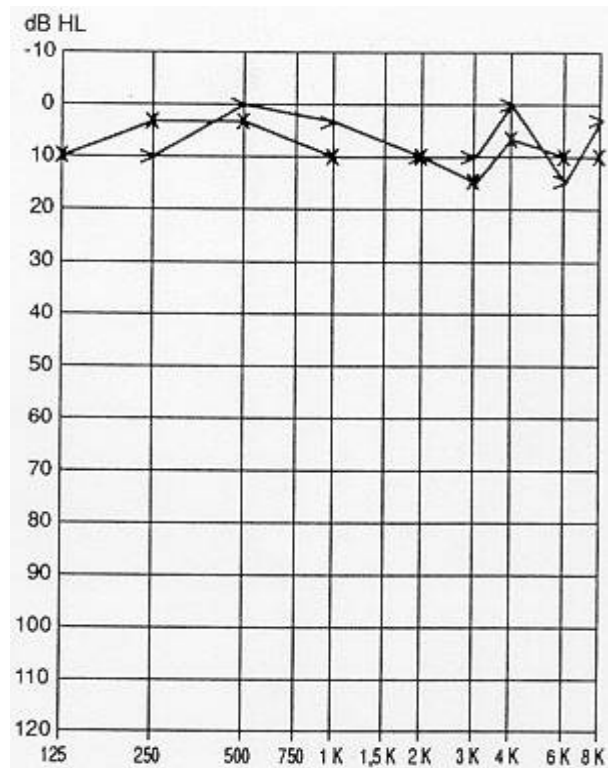
8.7. GRÁFICA AUDIOMÉTRICA

En la gráfica audiométrica se anotan las respuestas límite (umbral inferior) que nos señala la pérdida de audición del individuo explorado. El umbral inferior de audición en cada tono tiene diferente intensidad y la unión del conjunto de puntos hallados nos dará una curva, la llamada curva audiométrica.

La intensidad nos viene dada en decibelios, desde 0 a 110, anotándola en el eje de las ordenadas, marcados de 10 en 10 db.

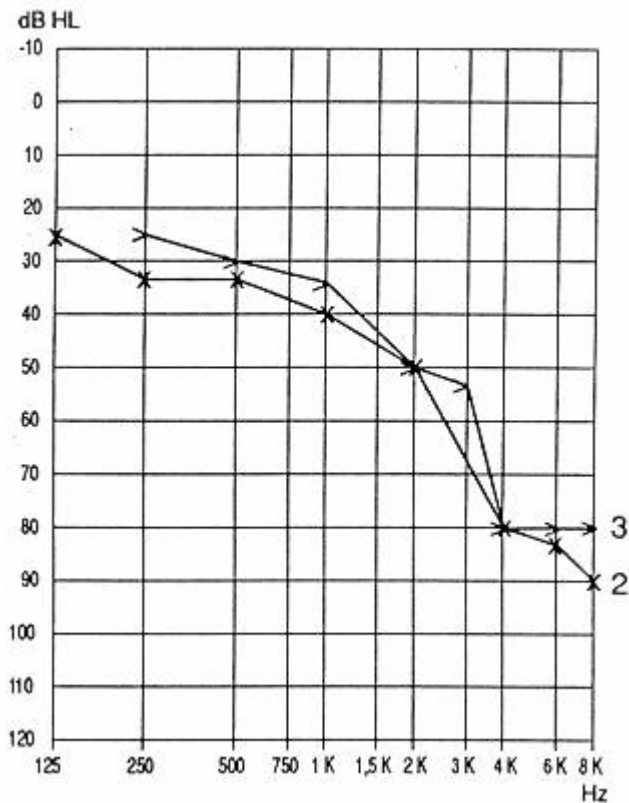
En el eje de las abscisas anotamos la frecuencia que va de 125 a 8.000 hertzios.

Ilustración 15. Audiometría de una persona con audición normal.



HARRIS, 1995

Ilustración 16. Audiometría de una persona con mala audición.



HARRIS, 1995

Sabemos que las frecuencias conversacionales humanas oscilan entre las frecuencias 125 y 2000 Hz., por lo que a esta zona la llamaremos zona conversacional. La zona superior, es decir de la frecuencia 2000 a la 8000, es la que corresponde a los agudos, y es en ésta donde detectamos las lesiones producidas por el ruido: el trauma acústico.

Se hablará de trauma acústico inicial cuando exista una lesión en oído interno que afecte a la frecuencia 4000, con una intensidad superior a 15 db., y con casi nula afectación de las frecuencias 2000 y 6000 Hz.

Si la exposición al ruido se prolonga en tiempo o bien aumenta en intensidad, se incrementa el trauma acústico no sólo en pérdida en la frecuencia 4000, sino que

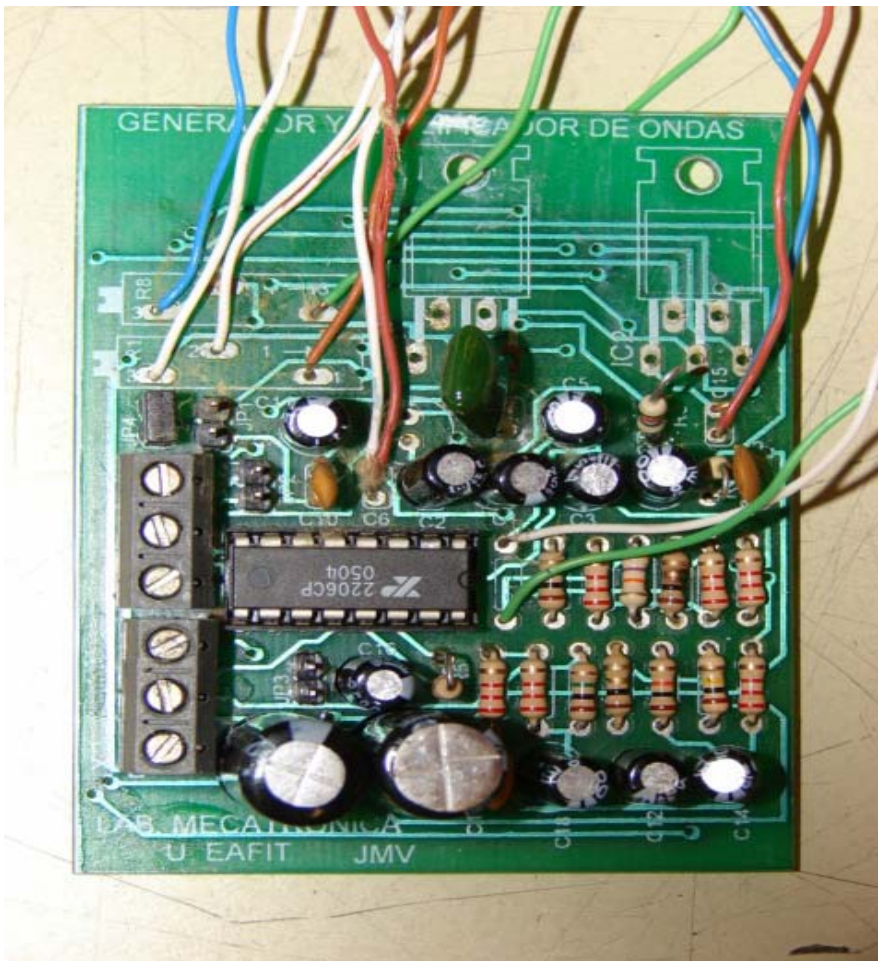
se extiende a las frecuencias más altas y más bajas. Cuando la afectación del trauma acústico llega a la zona de las frecuencias conversacionales, diremos que se trata de un trauma acústico que afecta a la zona conversacional.

De las gráficas obtenidas podemos deducir:

- Si existe disminución de audición.
- Si existe hipoacusia (sordera), si ésta es de transmisión o de percepción.
- Si hay trauma acústico.
- Si existe trauma acústico, saber si es intenso y qué frecuencias afecta.
- Si el trauma afecta a las frecuencias conversacionales.

9. GENERADOR DE ONDAS

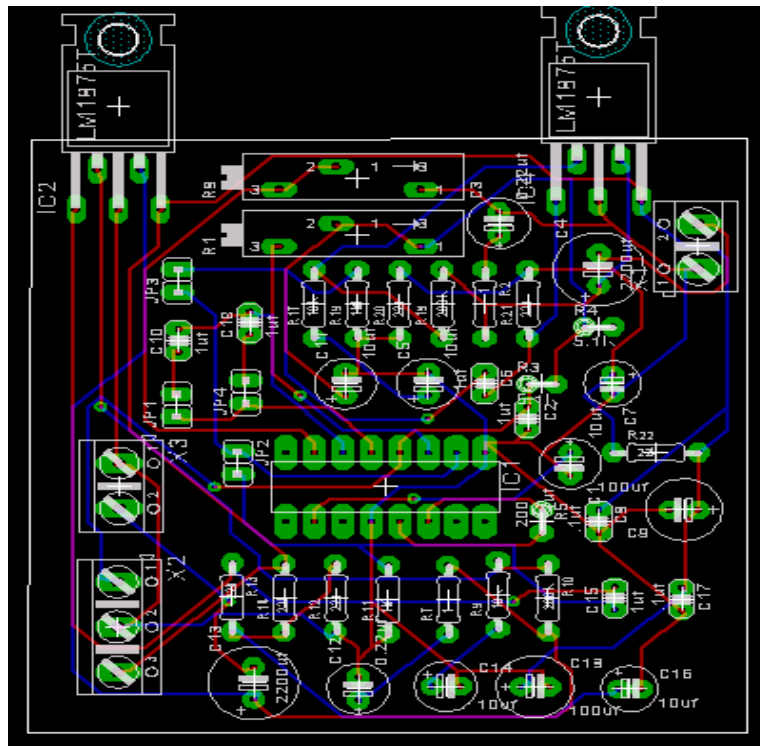
Ilustración 17. Generador ondas.



Al iniciar el proyecto se utiliza un circuito integrado XR2206 para generar ondas en forma triangular, diente de sierra y senoidal, con la posibilidad de graduar la amplitud de la onda por medio de una resistencia variable conectada directamente

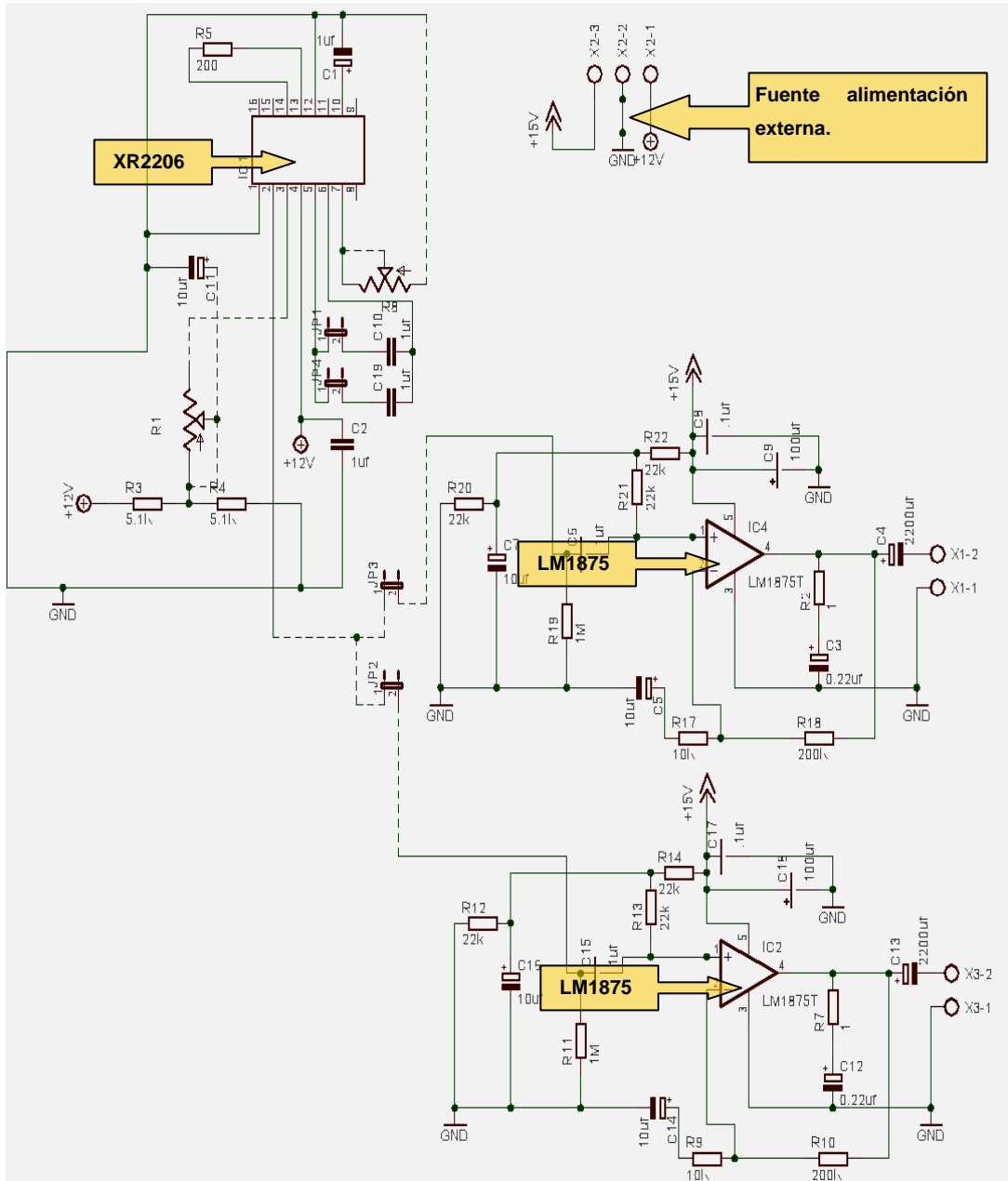
al XR2206. La onda generada se amplifica en canal izquierdo y derecho por medio de dos circuitos LM1875 que son independientes. En el momento de realizar pruebas se presentaron problemas de recalentamiento de los amplificadores y el XR2206 suma un voltio a la salida, generando la gráfica montada unos cuantos voltios por encima, no posibilitando encontrar el cero en decibeles. Por otro lado también se vio que el objetivo principal se estaba perdiendo ya que no iba conectada al computador y se necesita manipular una resistencia para encontrar la amplitud. Por esto se ve la necesidad de volver a empezar. El autor anexa los planos de este circuito impreso que puede permitir a otro estudiante sacar otro proyecto de grado; como por ejemplo, un generador de ondas, como los utilizados en los laboratorios. (Ver generador_ondas.sch)

Ilustración 18. Board



Puede ver la lista de componentes en el anexo B.

Ilustración 19. Diagrama esquemático.



10. DISEÑO AUDIOMETRO

10.1. CONVERSIÓN DIGITAL ANALOGA

El proceso de conversión de señales digitales, que son las emitidas por el computador, a señales análogas que son las que comprenden el sonido, es el flujo principal de nuestro aparato como ya lo habíamos mencionado antes, por eso empezaremos por buscar el componente electrónico que cumpla con esta función.

10.1.1. Señales Analógicas.

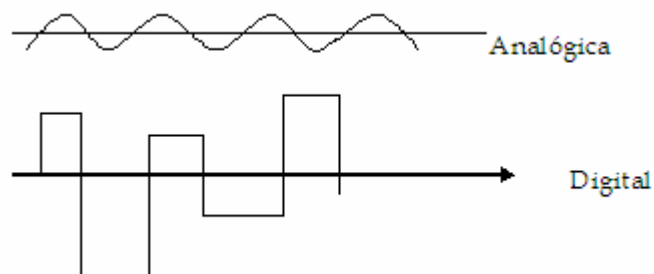
Son variables eléctricas que evolucionan en el tiempo en forma análoga a alguna variable física. Estas variables pueden presentarse en la forma de una corriente, una tensión o una carga eléctrica. Varían en forma continua entre un límite inferior y un límite superior. Cuando estos límites coinciden con los límites que admite un determinado dispositivo, se dice que la señal está normalizada. La ventaja de trabajar con señales normalizadas es que se aprovecha mejor la relación señal/ruido del dispositivo. MIYARA@, 2004

10.1.2. Señales digitales

Son variables eléctricas con dos niveles bien diferenciados que se alternan en el tiempo transmitiendo información según un código previamente acordado. Cada

nivel eléctrico representa uno de dos símbolos: 0 ó 1, V o F, etc. Los niveles específicos dependen del tipo de dispositivos utilizado. Por ejemplo si se emplean componentes de la familia lógica TTL (transistor-transistor-logic) los niveles son 0 V y 5 V, aunque cualquier valor por debajo de 0,8 V es correctamente interpretado como un 0 y cualquier valor por encima de 2 V es interpretado como un 1 (los niveles de salida están por debajo de 0,4 V y por encima de 2,4 V respectivamente). En el caso de la familia CMOS (complementary metal-oxide-semiconductor), los valores dependen de la alimentación. Para alimentación de +5 V, los valores ideales son también 0 V y 5 V, pero se reconoce un 0 hasta 2,25 V y un 1 a partir de 2,75 V.

Ilustración 20. Señales Análoga y digital.



Estos ejemplos muestran uno de los principales atractivos de las señales digitales: su gran inmunidad al ruido.

Las señales digitales descritas tienen la particularidad de tener sólo dos estados y por lo tanto permiten representar, transmitir o almacenar información binaria. Para transmitir más información se requiere mayor cantidad de estados, que pueden lograrse combinando varias señales en paralelo (simultáneas), cada una de las

cuales transmite una información binaria. Si hay n señales binarias, el resultado es que pueden representarse 2^n estados. El conjunto de n señales constituye una palabra. Otra variante es enviar por una línea única, en forma secuencial, la información. Si se sabe cuándo comienza, y qué longitud tiene una palabra (conjunto ordenado de estados binarios que constituye un estado 2^n -ario), se puede conocer su estado. MIYARA@, 2004

10.1.3. Especificaciones de los conversores D/A

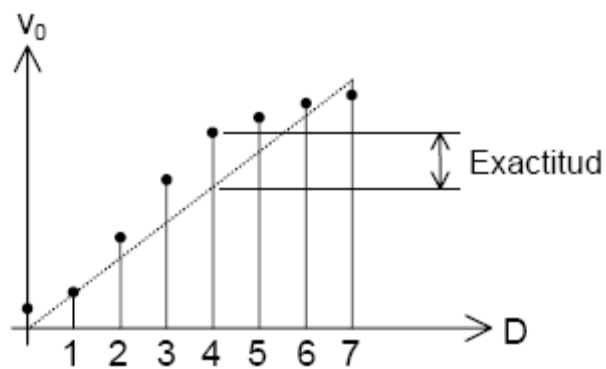
Para una aplicación efectiva de los conversores digital-analógicos es preciso conocer y saber interpretar las especificaciones de los mismos, ya que ponen de manifiesto las limitaciones así como las verdaderas prestaciones, que en muchos casos difieren considerablemente de la idealidad. A continuación presentamos una descripción de las especificaciones más importantes.

La resolución es la cantidad de bits o dígitos binarios que acepta en su entrada.

También puede expresarse como el porcentaje del valor nominal máximo (fondo de escala). Ejemplo: un conversor de 10 bits también puede tener su resolución expresada como $1/2^{10} \cong 0,0976 \%$. Observar que la resolución por sí sola no indica nada respecto a la precisión del conversor.

La exactitud es la máxima desviación respecto a la línea recta que une el mínimo y el máximo valor ideales. Se expresa en LSB (least significant bit), lo cual significa que se usa el salto mínimo nominal como unidad. Otra forma de expresarlo es en porcentaje del valor máximo nominal. La exactitud ideal es 0 LSB. Es necesario tener en cuenta que esta especificación incluye todos los errores posibles del conversor.

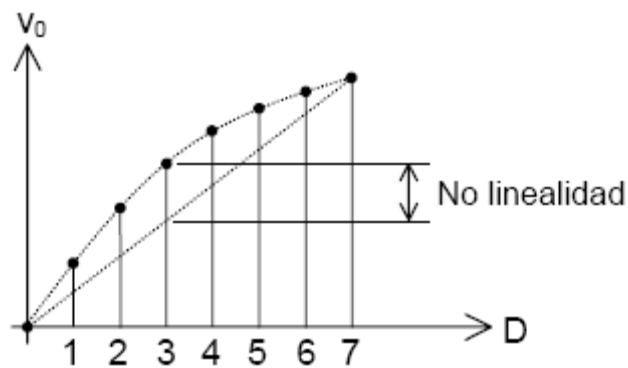
Ilustración 21. Exactitud.



MIYARA@, 2004

La no linealidad Indica la máxima separación de la línea recta que resulta luego de eliminar los errores de escala y de offset (figura 17). El valor ideal es 0 LSB.

Ilustración 22. No linealidad.



MIYARA@, 2004

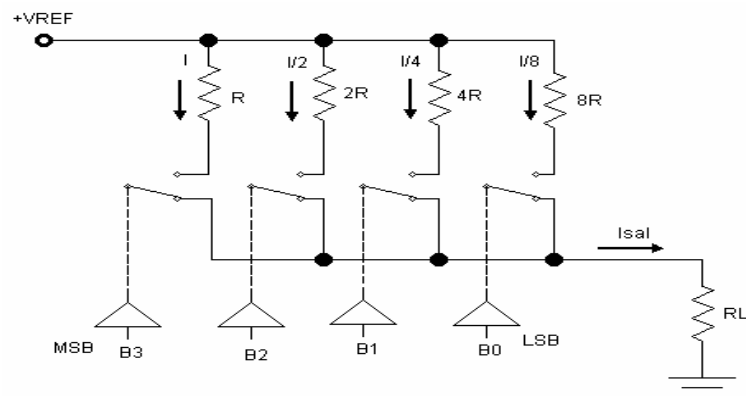
El Tiempo de establecimiento: es el máximo tiempo transcurrido luego de un cambio de código de entrada arbitrario para alcanzar el valor analógico correspondiente con un error de a lo sumo $\pm 0,5$ LSB.

El circuito encargado de hacer la conversión de niveles lógicos a un valor proporcional en voltaje se conoce como conversor digital análogo o simplemente DAC (Digital to Analog Converter). El principio de un circuito conversor digital-analógico es un sumador ponderado de voltajes, en el que el factor de ponderación para cada entrada es el doble de la anterior. Así para un conversor de 8 bits la salida tiene la forma:

$$V_o = \left(\frac{128V_7 + 64V_6 + 32V_5 + 16V_4 + 8V_3 + 4V_2 + 2V_1 + V_0}{255} \right)$$

Al nodo 7 (el de más peso), se le conoce como el bit más significativo o MSB y al nodo 0 como el bit menos significativo o LSB. MIYARA@, 2004

Ilustración 23. Red escalera para conversión digital-análogo



MIYARA@,2004

Un conversor digital análogo se puede construir con componentes discretos, pero la precisión necesaria para los valores de las resistencias es una buena razón para desistir de tal propósito. Lo más indicado es utilizar un circuito integrado que se encargue de esta función. La precisión tiene que ver con la cantidad de bits de la entrada digital, y la velocidad con el tiempo que tarda la conversión.

10.1.4. Funcionamiento del DAC0808 Para esta aplicación

El DAC recibe la información binaria suministrada por las 8 líneas de datos del puerto B del PIC (RB0 – RB7) y la convierte en una corriente de salida I_o proporcional al valor ponderado del código de entrada. La magnitud de esta corriente esta dada por la formula:

$$I_o = I_{REF} \left(\frac{RB7}{2} + \frac{RB6}{4} + \frac{RB5}{8} + \frac{RB4}{16} + \frac{RB3}{32} + \frac{RB2}{64} + \frac{RB1}{128} + \frac{RB0}{256} \right)$$

$$I_{REF} = \frac{V_{REF}}{R_{12}} = \frac{12}{6.2} = 1.935\text{mA}$$

RB7, RB6, RB5 etc., representan el valor (1 ó 0) del respectivo bit de entrada. Por ejemplo, si RB7=1 y los demás bits son 0, la corriente I_o es igual a $I_{REF}/2$, es decir a 0.96775 mA. Esta corriente se convierte mediante el amplificador operacional IC3A y la resistencia variable R4, en un voltaje V_o equivalente cuya magnitud esta dada por:

$$V_o = I_o \times R_4$$

El valor de R4 permite calibrar el audiómetro según la magnitud V_o deseada.

El audiómetro cuenta con un conector (JP4) que permite cambiar el voltaje de referencia entre 12V y 5V. Utilizando 5v como voltaje de referencia del DAC, la corriente I_{REF} sería:

$$I_{REF} = \frac{V_{REF}}{R_{12}} = \frac{5}{6.2} = 0.806\text{mA}$$

$$V_P = \frac{(NS * 255)}{V_0}$$

VP = Valor en puerto

NS = Nivel de salida

Vo = voltaje equivalente

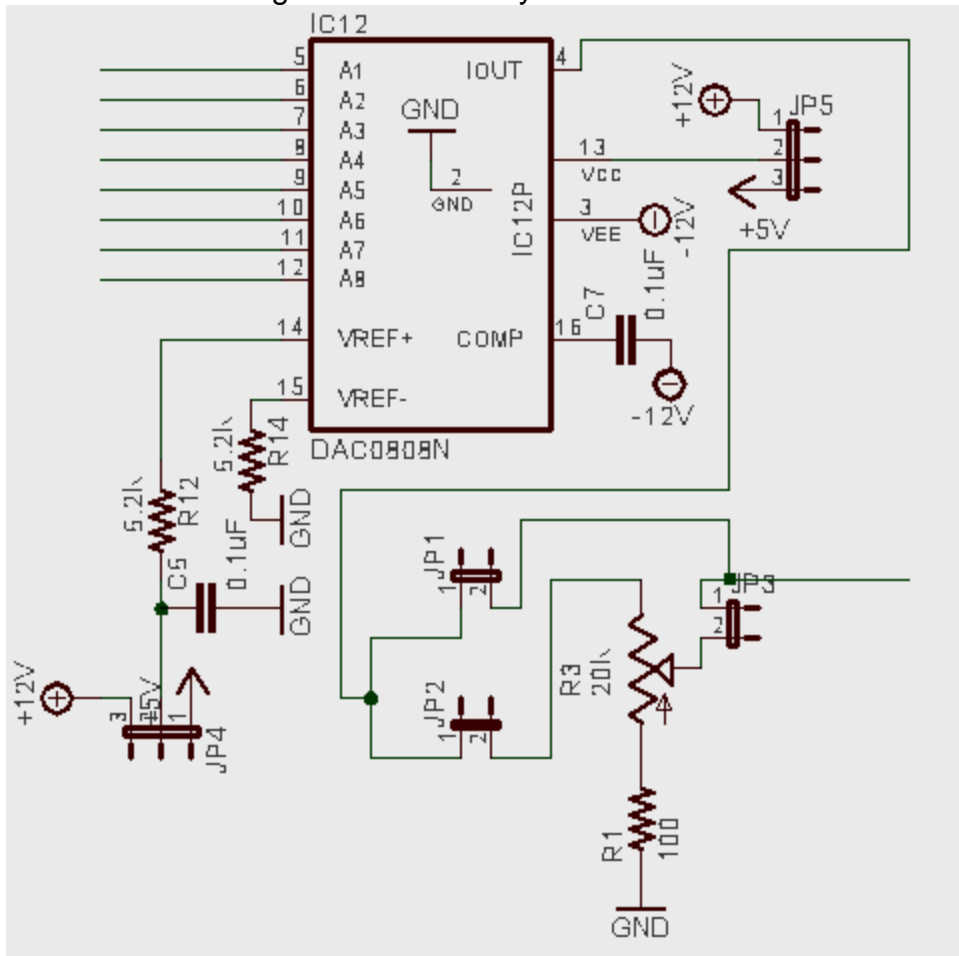
Esta ecuación permite calcular el valor que se debe escribir en el puerto para que a la salida del DAC se presente un voltaje dado.

Tabla 2. Relación entre la palabra de entrada y la salida del DAC.

ENTRADA AL DAC		NIVEL ANÁLOGO
BINARIO	DECIMAL	
00000000	0	0V
00000001	1	0.392..V
00000010	2	0.0784..V
.	.	.
.	.	.
11111110	254	9.9607V
11111111	255	10V

Los conectores (JP2) Y (JP3), permiten desviar la señal saliente del DAC y pasarla por una resistencia variable (R3) de 20K lo que permite realizar calibraciones del audiómetro Para funcionamiento normal sólo debe estar conectado (JP1).

Ilustración 24. Diagrama DAC0808 y conectores JP1 a JP5.



10.2. DESACOPLE Y AMPLIFICACIÓN DE LA SEÑAL

La señal V_o se entrega al potenciómetro R2 (control de amplitud) y se desacopla mediante los condensadores (C1) y (C2) para que adopte valores positivos y negativos. Una vez desacoplada, esta señal alimenta la entrada 3 del amplificador

diferencial desarrollado alrededor de IC1A; la otra entrada esta conectada a un divisor de voltaje. Al salir del amplificador operacional y sus componentes complementarios, la señal llega a un par de relés, donde por medio de las salidas RC4 y RC5 del PIC puede controlarse si se envía la señal a un oído, al otro o a ambos. (Ver ilustraciones 23 y 27)

Ilustración 25. Diagrama amplificadores y relés.

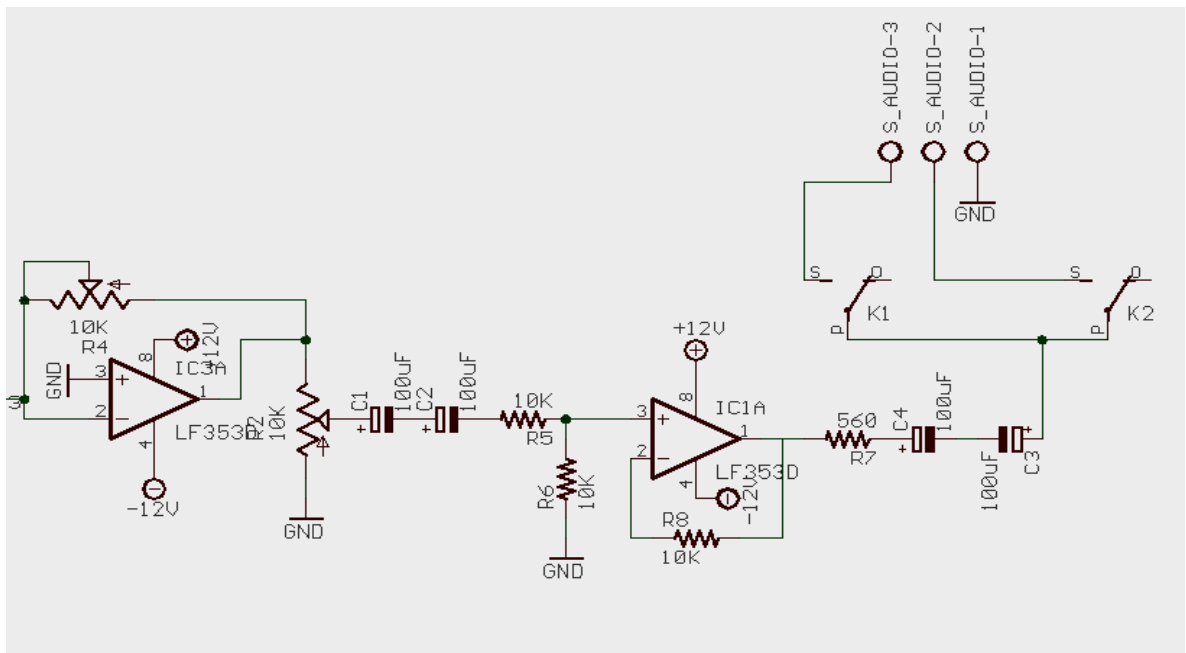
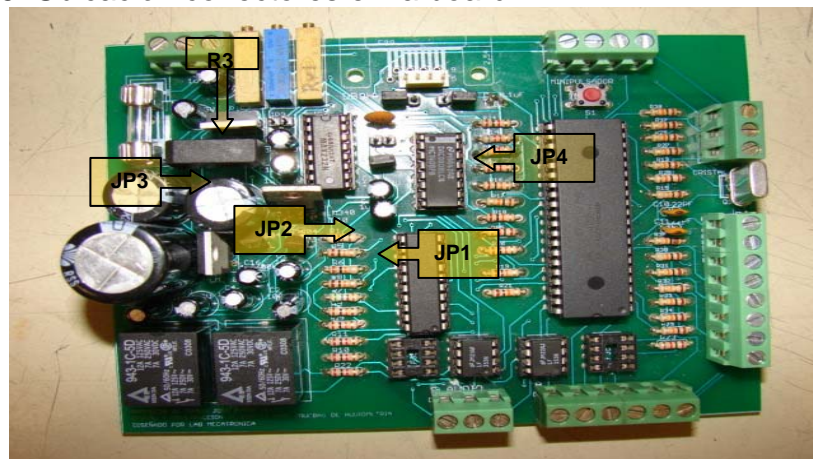


Ilustración 26. Ubicación conectores en la board



10.3. MICROCONTROLADOR

Se denomina microcontrolador a un dispositivo programable capaz de realizar diferentes actividades que requieran del procesamiento de datos digitales y del control y comunicación digital de diferentes dispositivos.

Los microcontroladores poseen una memoria interna que almacena dos tipos de datos; las instrucciones, que corresponden al programa que se ejecuta, y los registros, es decir, los datos que el usuario maneja, así como registros especiales para el control de las diferentes funciones del microcontrolador.

Los microcontroladores poseen principalmente una ALU (Unidad Lógica Aritmética), memoria del programa, memoria de registros, y pines I/O (entrada y/O salida). La ALU es la encargada de procesar los datos dependiendo de las instrucciones que se ejecuten (ADD, OR, AND), mientras que los pines son los que se encargan de comunicar al microcontrolador con el medio externo; la función de los pines puede ser de transmisión de datos, alimentación de corriente para el funcionamiento de este o pines de control específico.

Para la elección del microcontrolador se compararon varios fabricantes, las principales variables que se tomaron en cuenta son el tamaño de memoria de programa y de datos, el número de canales para la conversión analógica, el tipo de memorias, número de interrupciones y puertos de entrada y salida de datos. Otra variable de suma importancia es el tipo de encapsulado.

Tabla 3. Características diferentes microprocesadores.

Características	16F873	16F874	16F876	16F877
Frecuencia Máxima	DC-20Mhz	DX-20Mhz	DX-20Mhz	DX-20Mhz
Memoria de programa FLASH Palabra de 14 bits	4KB	4KB	8KB	8KB
Posiciones RAM de datos	192	192	368	368
Posiciones EEPROM de datos	128	128	256	256
Ports E/S	A, B y C	A, B, C y D	A, B y C	A, B, C y D
Nº de Pines	28	40	28	40
Interrupciones	13	14	13	14
Timers	3	3	3	3
Módulos CCP	2	2	2	2
Comunicaciones Serie	MSSP, USART	MSSP,USART	MSSP,USART	MSSP, USART
Comunicación Paralelo	-	PSP	-	PSP
Líneas de entrada en Convertidor A/D de 10 bits	5	8	5	8
Juego de Instrucciones	35 instrucciones	35 instrucciones	35 instrucciones	35 instrucciones
Longitud de la instrucción	14 bits	14 bits	14 bits	14 bits

Se decidió emplear un microcontrolador PIC16F877 de Microchip, el cual cuenta con características adecuadas para el proyecto, pues es muy eficiente para la comunicación serial y debido a la velocidad con la que opera puede ser empleado para control. La cantidad de memoria es suficiente para todas las etapas del proyecto, esta es de tecnología EEPROM, lo cual nos permite modificar parámetros de operación en forma rápida y eficiente. (Para más información ver el data sheet en el CD con el nombre 16F877.pdf)

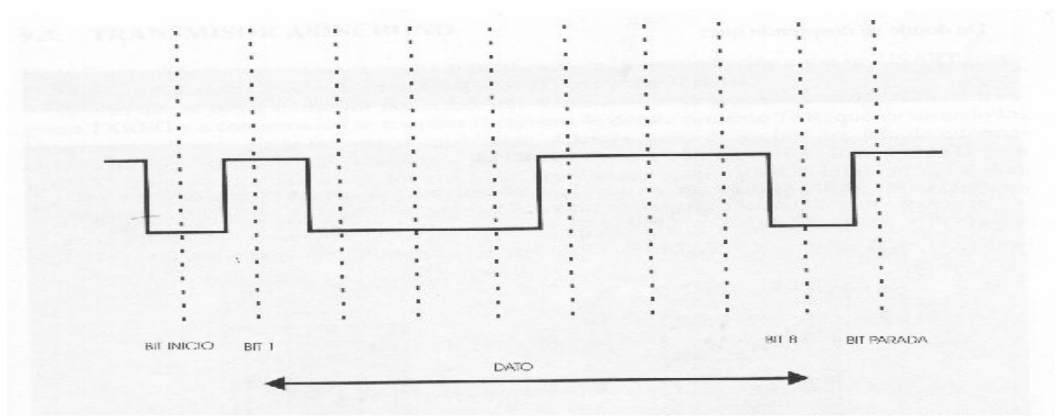
10.4. ENVIO DEL DATO SERIAL

El puerto utiliza una única línea por la que, en intervalos de tiempo diferentes, se transmiten, uno a uno, todos los bits del dato. La comunicación se lleva a cabo a nivel interno del PIC, el cual dispone de un módulo para este fin, llamado USART. Este puede funcionar como un sistema de comunicación bidireccional, adaptándose a una multitud de periféricos y dispositivos que transfieren

información de esta forma, como el PC. Este módulo puede trabajar en modo asíncrono y síncrono. En el primero, las transferencias de información se realizan sobre dos líneas TX (transmisión) y RX (recepción), saliendo y entrando los bits por dichas líneas al ritmo de una frecuencia controlada internamente por el USART. En el modo síncrono (nuestro caso), la comunicación se realiza sobre dos líneas, la DT que traslada en los dos sentidos los bits a la frecuencia de los impulsos de reloj que salen por la línea CK desde el exterior. En ambos modos las líneas de comunicación son las dos de más peso del puerto C: RC6/TX/CK y RC7/RX/DT.

El protocolo utilizado en este proyecto RS – 232 cada palabra de información o dato se envía independientemente de las demás. Suele constar de 8 o 9 bits y van precedidos por un bit de inicio y detrás de ellos se coloca un bit de parada. Esto se aprecia en la ilustración 22. Los bits se transfieren a una frecuencia fija y normalizada. Ésta suele ser a 330, 600, 1200, 2400, 4800, 9600, 19200, 38400, etc. Para generar esta frecuencia, el USART dispone de un generador de frecuencia en baudios, BRG, cuyo valor es controlado por el contenido grabado en el registro SPBRG. En este caso se trabaja con 8 bits y comunicación a 9600 bps.

Ilustración 27. Esquema dato protocolo RS 232.

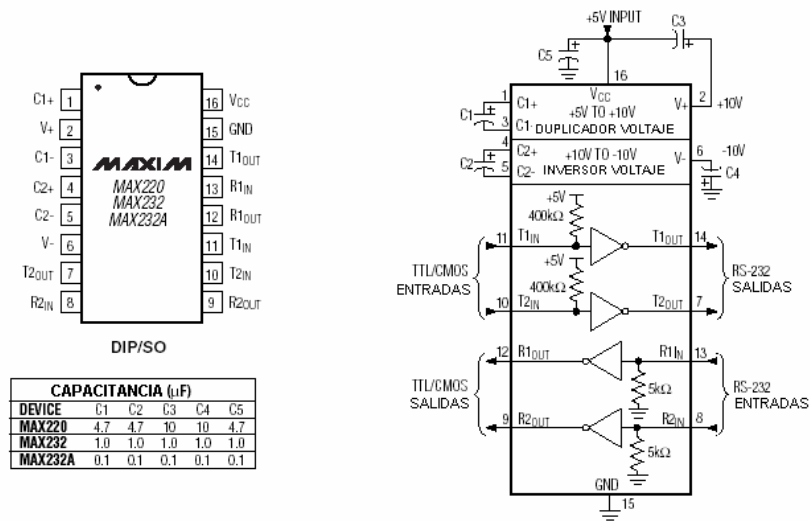


ANGULO. 1992.

10.5. ACONDICIONAMIENTO SEÑAL DEL PC.

El MAX232 es el circuito integrado estándar para convertir señales TTL/CMOS a señales RS - 232. Las señales en RS - 232 tienen 1's y 0's estos son +12V y -12V respectivamente. Las señales de salida del PIC son entre 0 y 5V. Lo que el MAX232 hace es poner 12V en el pin T1OUT cuando se alimenta con 5V el pin T1IN. De esta forma se pueden pasar datos hacia el computador. (GOMEZ, 2004)

Ilustración 28. Diagrama esquemático del MAX232.



Maxim-ic@, 2006.

Tabla 4. Características MAX232.

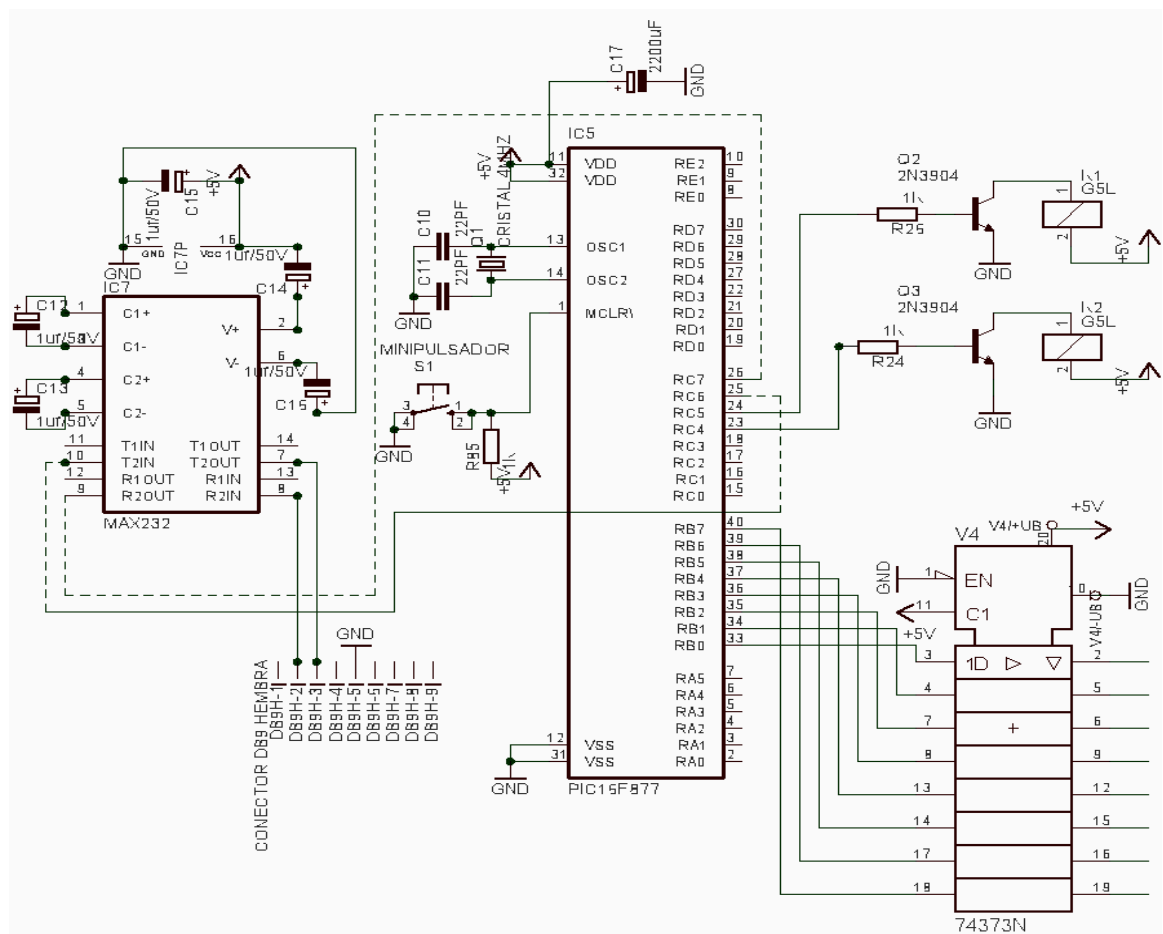
Características	valor

Voltaje de alimentación	5 V
Rata de datos	200 Kbps

Maxim-ic@, 2006.

Se utiliza un Integrado 74LS373 para mantener estables en su salida los niveles prefijados desde el programa de control del PIC; por lo que está directamente conectado al PIC y al DAC.

Ilustración 29. Diagrama esquemático MAX232, PIC, contacto relés y 74LS373.



10.6. FUENTE DE ALIMENTACION

En la ilustración 28 se muestra el diagrama esquemático de la fuente de alimentación. La misma incluye tres reguladores de tensión el primero es un positivo de +12V (IC8), el segundo es un negativo -12V (IC9), y el tercero es un positivo de +5V. La tensión de entrada de los reguladores la proporciona un puente rectificador (RS404), que cuenta en una de sus entradas con un fusible interno (F2). El puente rectificador está alimentado a su vez por un transformador con secundario dividido (T1) que proporciona dos entradas de 9V AC. El circuito de entrada de este último incluye un fusible general (F1), un interruptor general con piloto (S1) y la conexión para el cable de potencia que suministra (120V/60Hz) de la red pública de CA.

Ilustración 30. Fuente de alimentación.

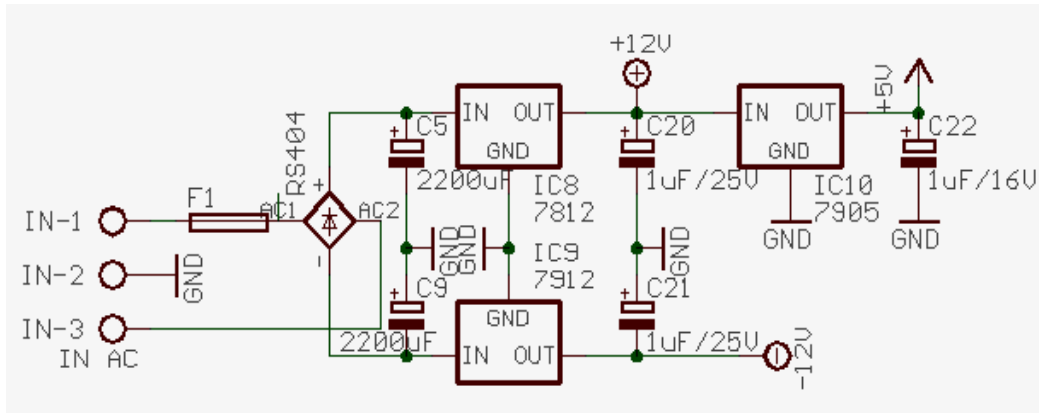


Ilustración 31. Ubicación componentes.

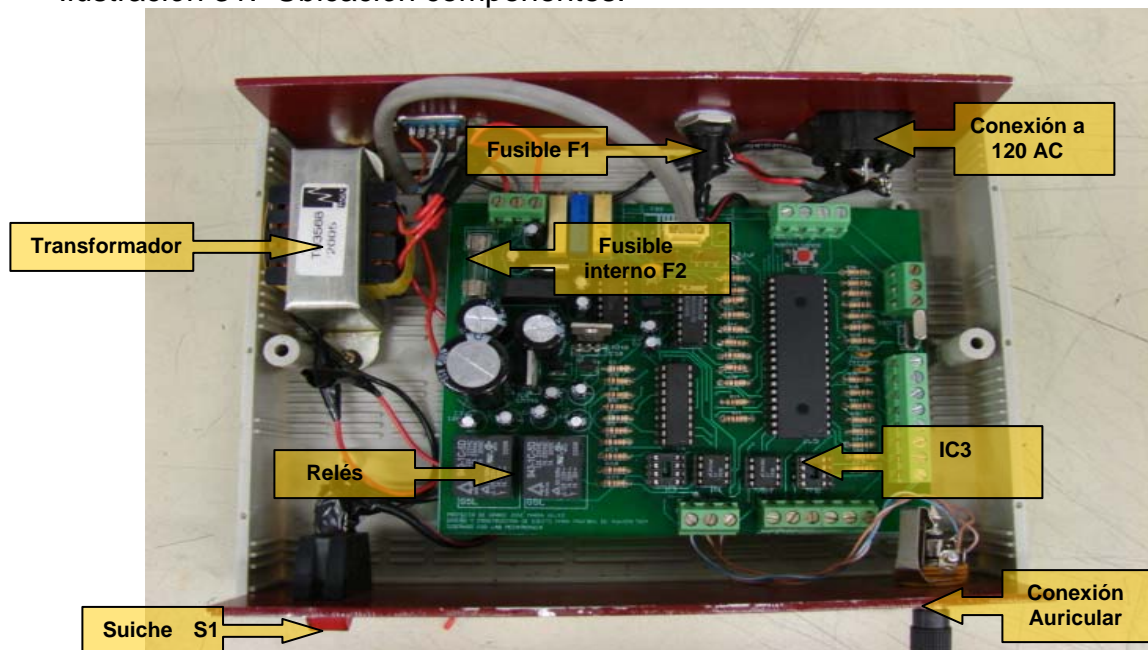
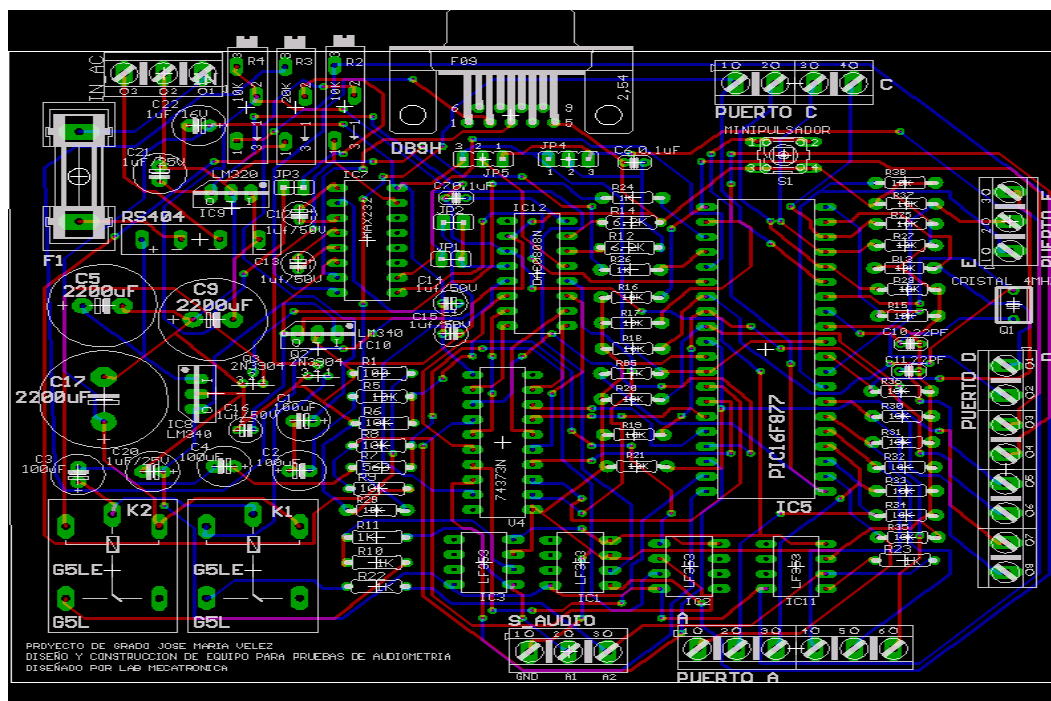
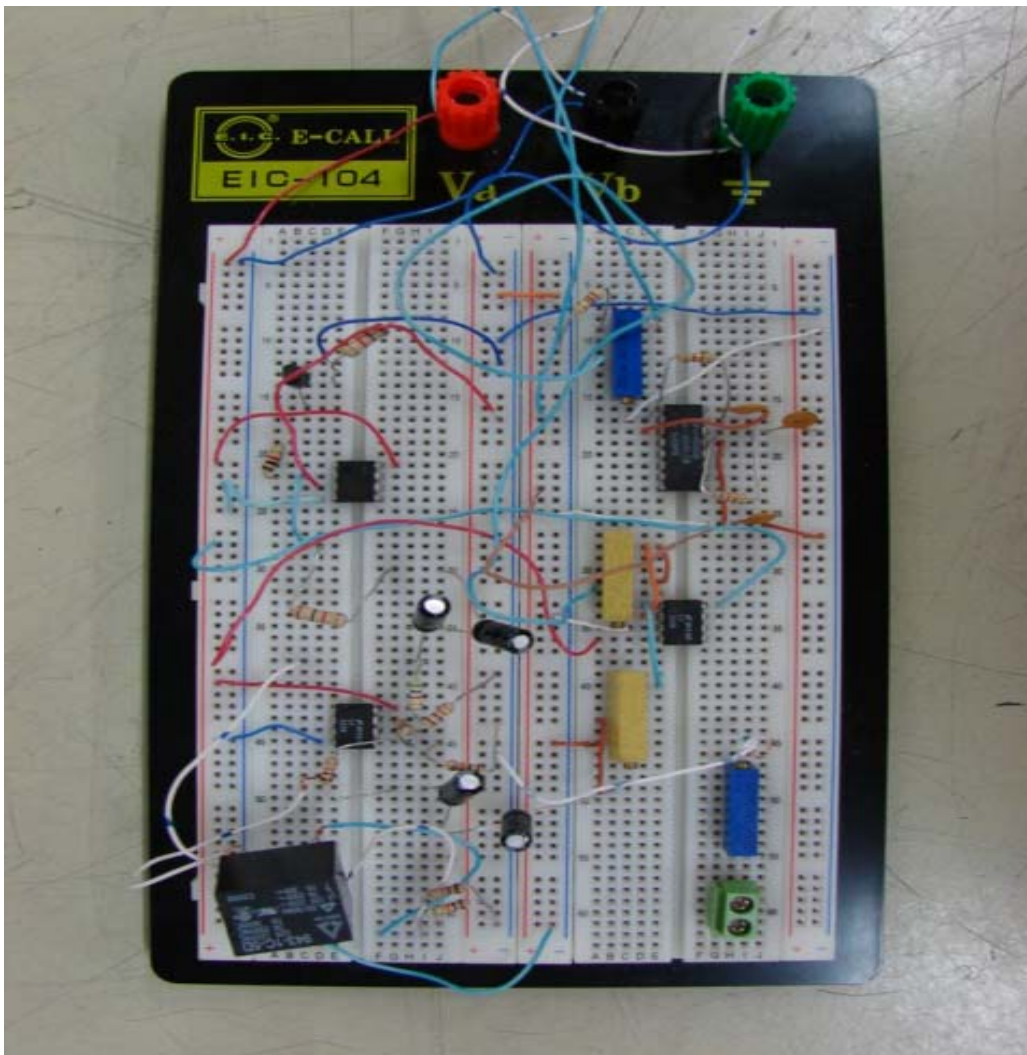


Ilustración 32. Board



Para el proceso de diseño se utiliza inicialmente un montaje en board (ver ilustración) con el fin de verificar el funcionamiento del aparato, y poder corregir errores y hacer mejoras que con el circuito impreso son casi que imposibles.

Ilustración 33. Montaje en board



A pesar de esto se encontraron errores de diseño, principalmente por desconocimiento del autor en el campo de la electrónica y en el uso del software para diseñar el circuito impreso (Eagle). También dos LF353 (IC3) e (IC11) que se

11. PROGRAMA PIC

Ilustración 35. Diagrama de flujo.

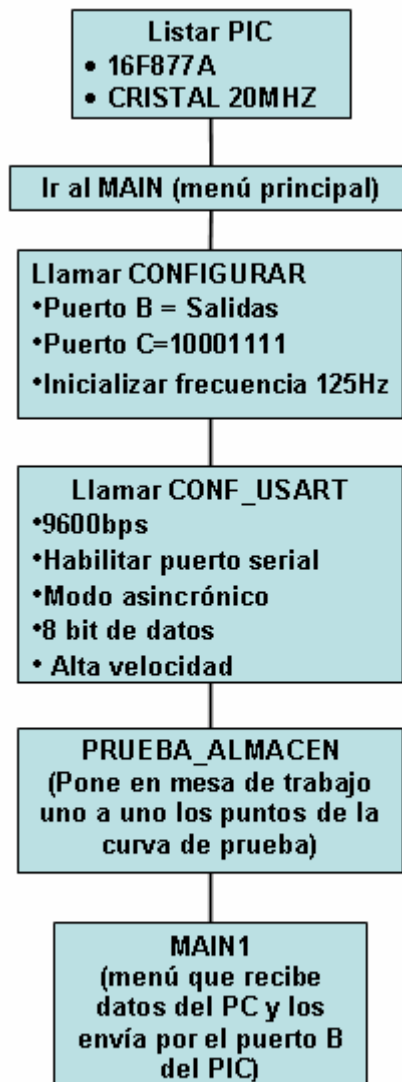
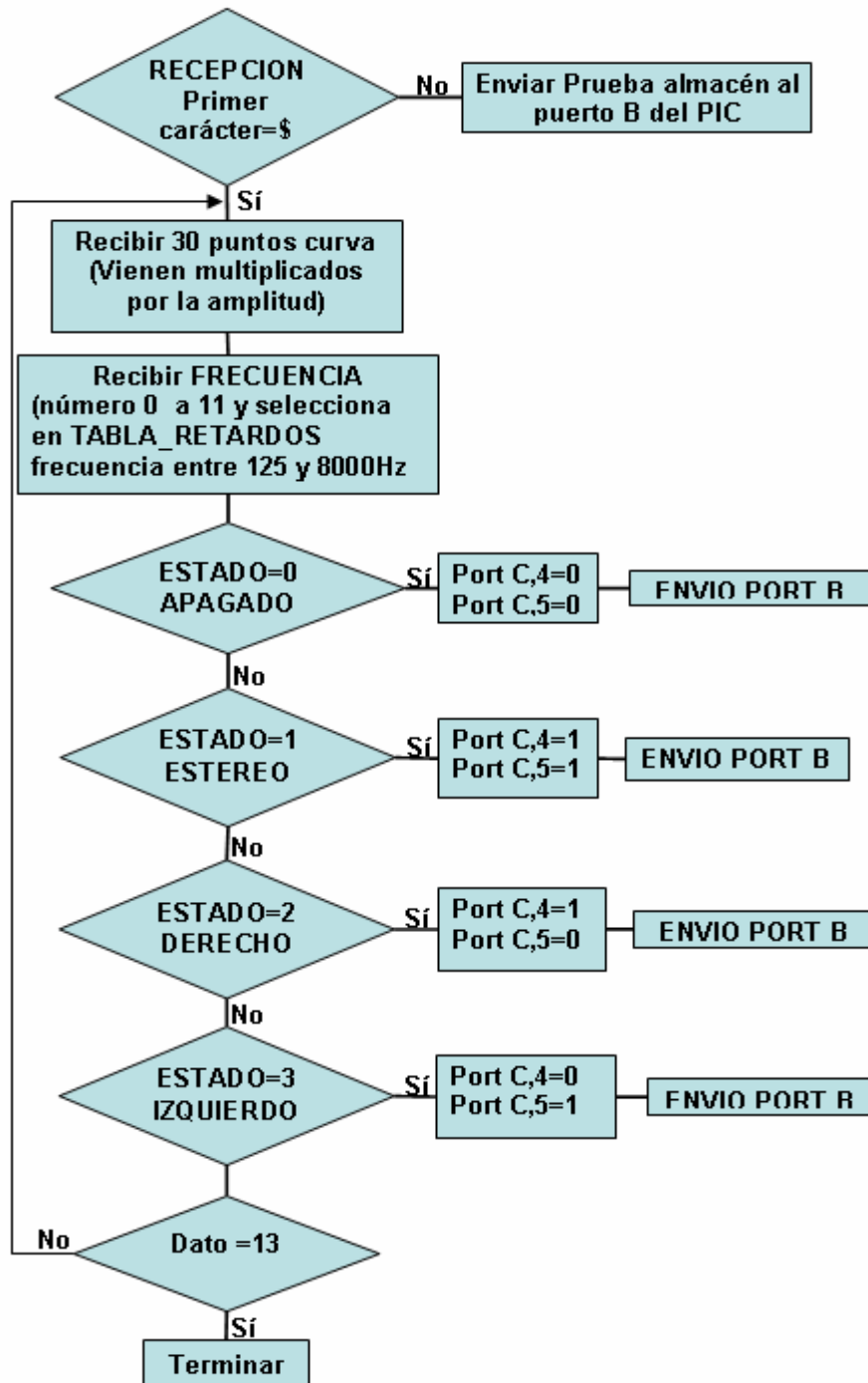


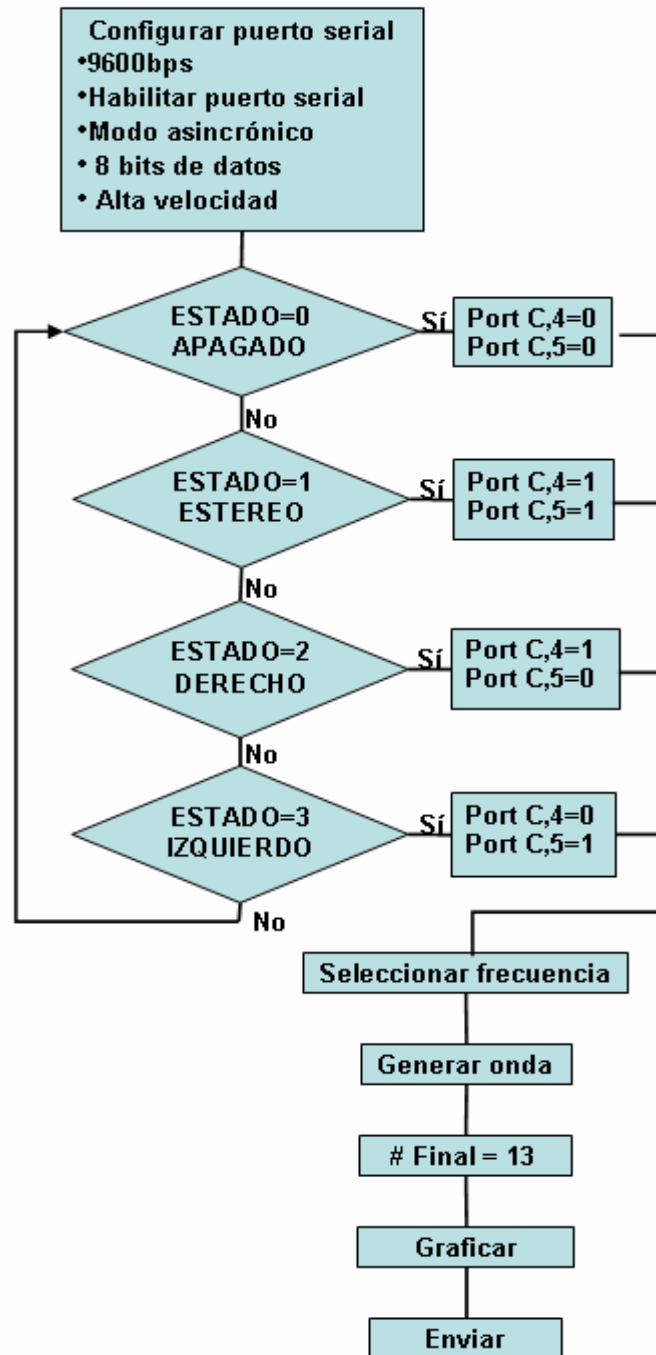
Ilustración 36. Diagrama de flujo sub sistema Main1.



El programa para el PIC 16F877A está diseñado en assembler, y puede verse en el anexo D.

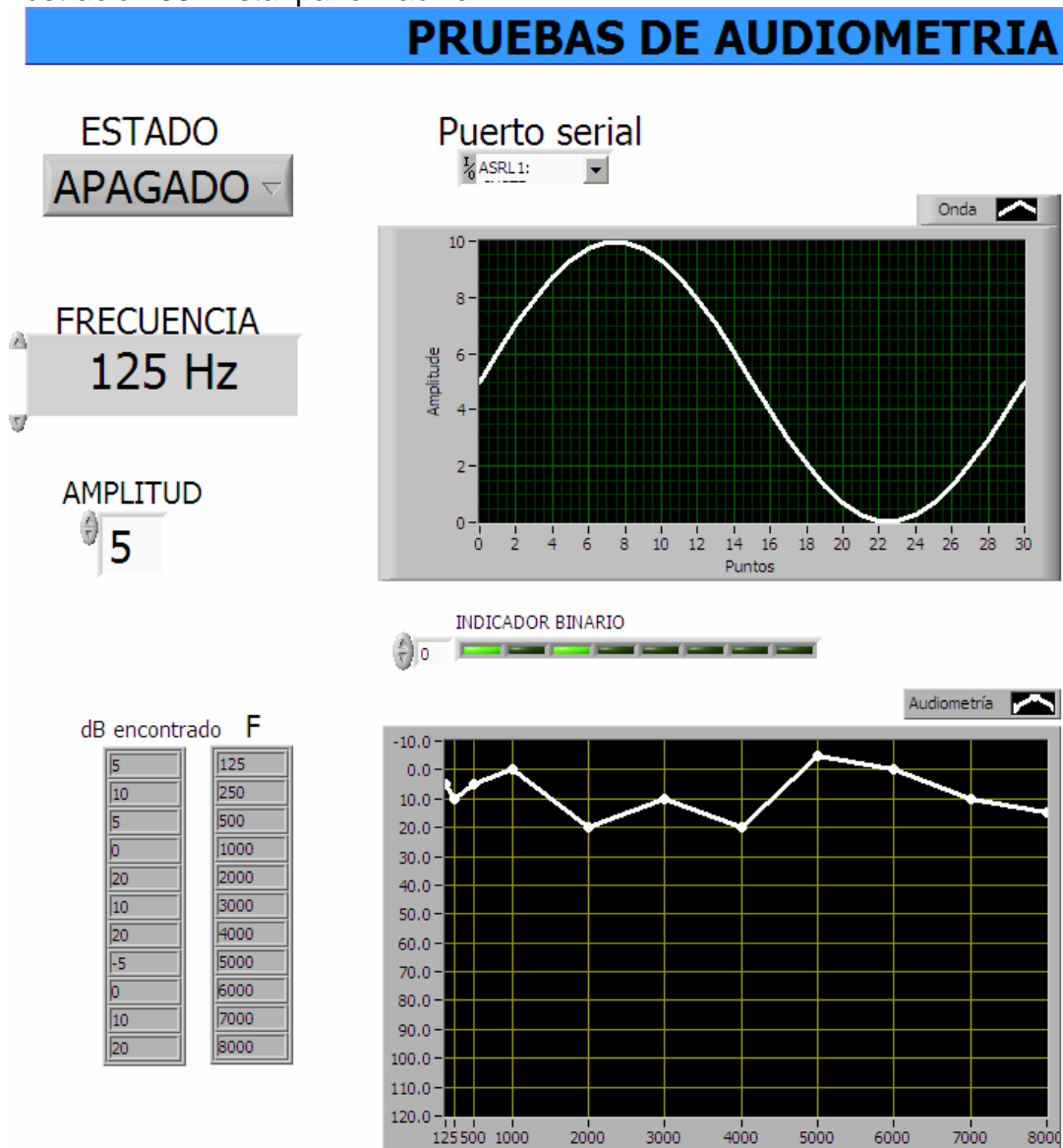
12. PROGRAMA LABVIEW

Ilustración 37. Diagrama de flujo PIC.



El software Pruebas de audiometría, permite al usuario seleccionar la frecuencia y amplitud deseada y enviarlo al puerto serial del PC. Es diseñado en lenguaje de programación LabView 7.1 del fabricante National Instruments. Este es un software gráfico que permite crear programas muy sencillos de manejar por lo que considero que es poco lo que se deba explicar con palabras.

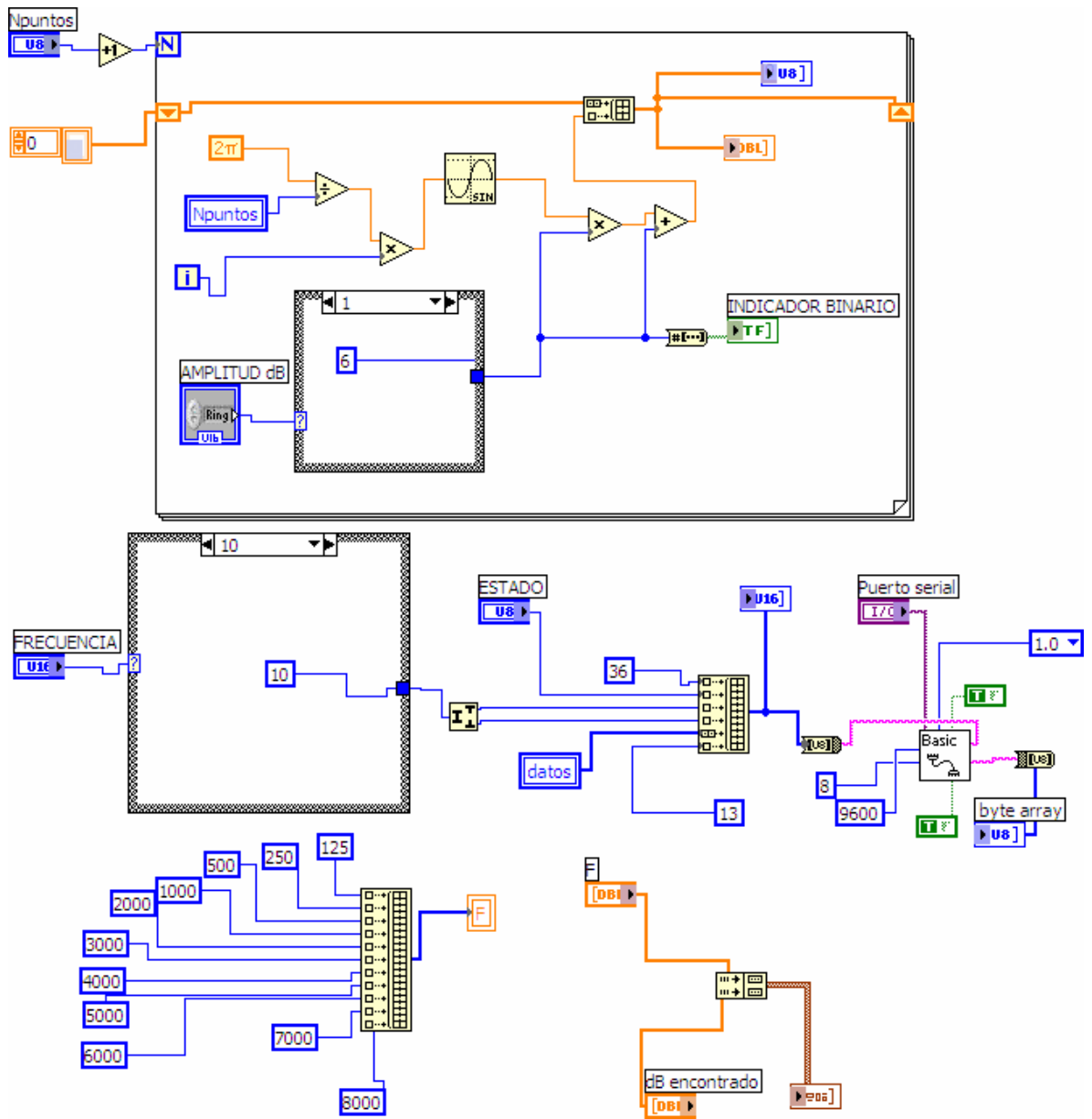
Ilustración 38. Vista panel Labview



El estado permite seleccionar entre hacer funcionar el canal para el oído izquierdo, derecho, ambos o ninguno de los dos. La amplitud está en decibeles y va de 0 a 100 con incrementos de 5. La frecuencia permite seleccionar entre 11 posibilidades que van desde los 125 Hz hasta los 8000 Hz. Como su nombre lo dice, el comando puerto serial permite seleccionar por cual canal se va a mandar la información del computador a el audiómetro. El Npuntos permite colocar cuantos puntos van a formar la onda y visualizarla en el gráfico, experimentalmente se encontró que con 30 puntos se tiene un funcionamiento óptimo. Para mayores detalles de funcionamiento ver el manual de operación.

Por último, el indicador binario sirve para ver por medio de los bombillos iluminados, cuales de los pines del puerto B deben estar encendidos pudiendo verificar su correcto funcionamiento. La ilustración muestra el diagrama de bloques en Labview pero no se va a entrar en detalles del código. El software está en el CD anexo con el nombre audiómetro, junto a este hay un sub.vi llamado comserial que es uno de los ejemplos de Labview y permite la comunicación serial.

Ilustración 39. Vista diagrama Labview



13. MANUAL DE OPERACIÓN

13.1. CONEXIONES DEL PANEL ANTERIOR Y POSTERIOR.

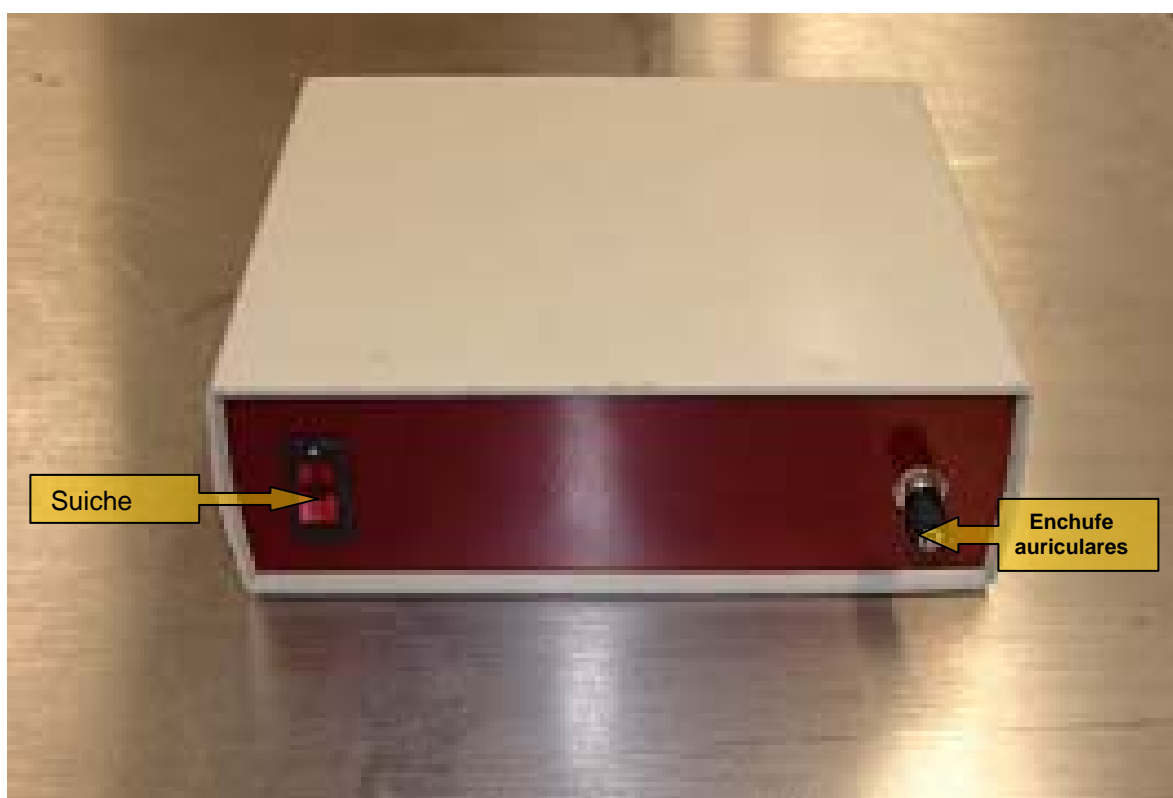
Ilustración 40. Audiómetro parte de atrás.



Es fácil de ensamblar el audiómetro.

- Conecte el enchufe a 110V 60 Hz.
- Conecte el audiómetro al computador por medio del conector de 9 pines Rs 232, suministrado.
- Conecte los auriculares en el enchufe derecho posterior.
- Encienda el audiómetro por la parte de adelante, la luz roja se encenderá y debe permanecer encendida.

Ilustración 41. Audiómetro adelante.

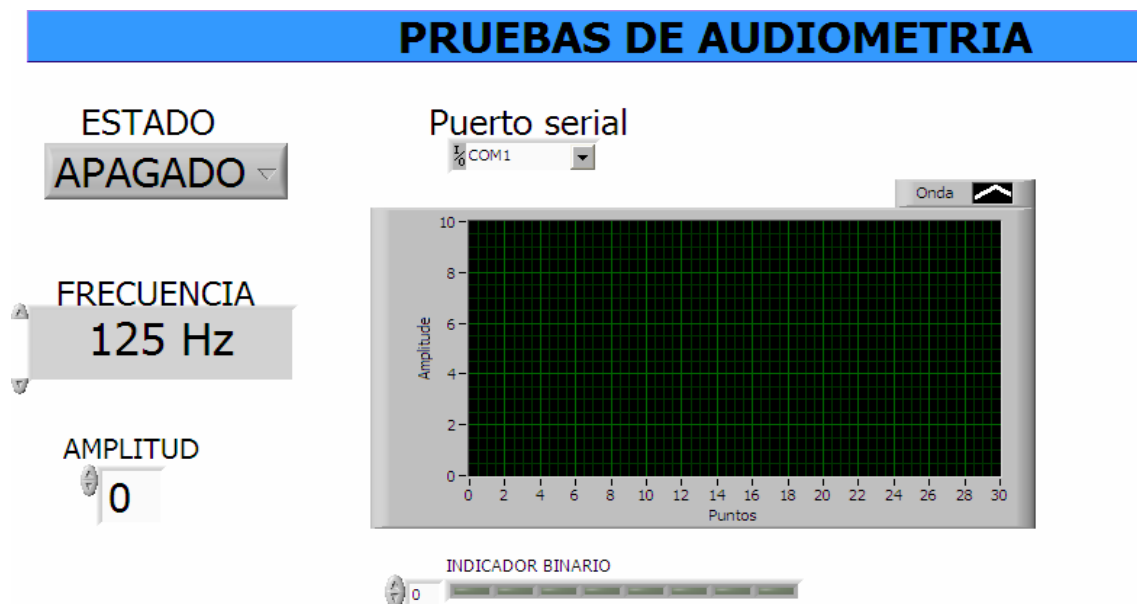


13.2. OPERACIÓN

La operación del audiómetro se realiza en el panel frontal de Labview, donde el operario debe seleccionar los siguientes parámetros para realizar el examen.

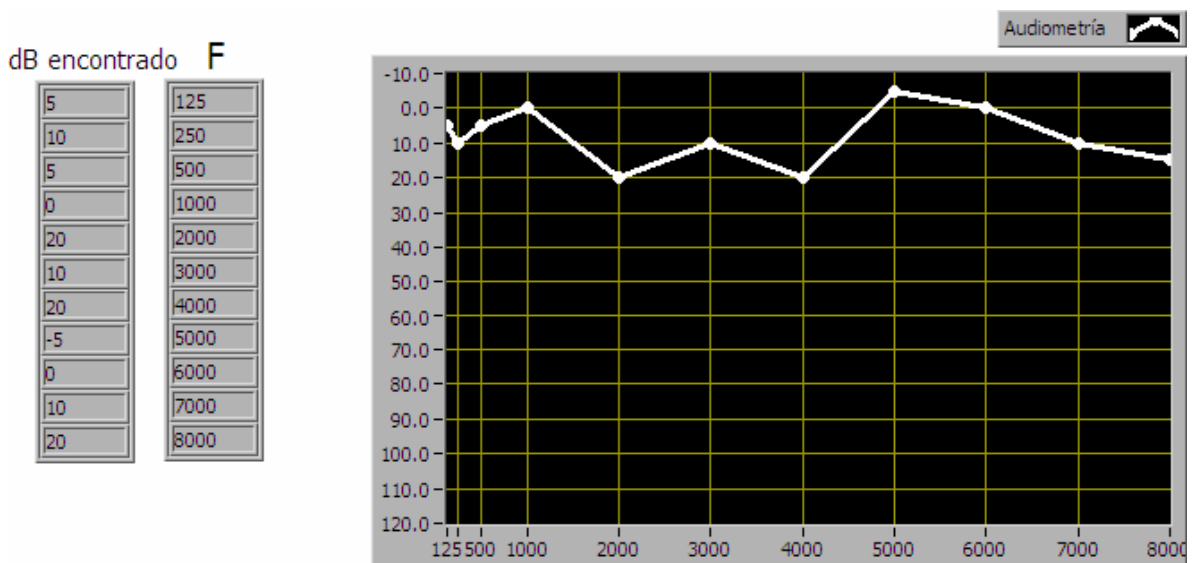
- Instalar el software Labview versión 7.1 y correr el programa audiometer que se encuentra en el cd anexo.
- En la parte superior derecha se encuentra el icono Npuntos, que sirve para seleccionar el número de puntos que forman la onda senoidal. Se recomienda no variarlo de 30 puntos, ya que todo el desarrollo es basado en ese número.
- Algunos computadores cuentan con más de un puerto serial, por lo que se debe buscar por medio del botón puerto serial y sus tres posibilidades en cual de ellas se encuentra conectado.

Ilustración 42. Vista panel Labview control.



- El botón estado permite seleccionar entre cuatro posibilidades (Apagado, Estéreo, Derecho, Izquierdo) según el oído que se quiera analizar. Estéreo envía señal a los dos oídos al mismo tiempo.
- El icono de frecuencia permite seleccionar entre las once posibles frecuencias, empezar por la de 125Hz hasta la de 8000Hz. La frecuencia es usada por ambos canales (Izquierdo y Derecho). Cuando el audiómetro se enciende y no se manda ninguna señal el automáticamente envía la frecuencia de 125Hz, pero esta es sólo para calibración, en exámenes se debe utilizar la del panel frontal.
- La amplitud permite aumentar el nivel de audibilidad en dB, con un rango de (0 a 100dB).
- Enviar la información seleccionada al audiómetro por medio de la flecha que se encuentra en la parte superior izquierda (Run). Se necesita oprimir esta tecla cada vez que se realice una modificación.

Ilustración 43. Vista panel Labview gráfica.



- Una vez encontrada la amplitud a la que se escucha cada frecuencia introducirla en la casilla correspondiente a esa frecuencia en dB encontrado. Una vez finalizado el análisis aparecerá la gráfica correspondiente. Puede imprimirse en: File, print window.

13.3. PRECAUCIONES ANTES DE REALIZAR EL EXAMEN.

Debido a la importancia de las pruebas de audición, el operador debe sentirse siempre seguro de la exactitud del equipo. Para empezar, es una buena opción hacer una “calibración biológica”. Es decir, el operador checa sus propios umbrales para estar seguro de que los resultados obtenidos, son los esperados. Si encuentra alguna discrepancia, la calibración del audiómetro debe ser revisada cuidadosamente.

Todas las pruebas de audición deben hacerse en un cuarto silencioso, para prevenir ruido de fondo que interfiera con la prueba. Siente al paciente en una posición donde usted pueda observar su reacción, pero no deje que el paciente lo observe a usted mientras practica la prueba.

Antes de empezar la prueba quitar todo lo que el paciente tenga en sus orejas (auxiliares auditivos, algodón, etc.) También es buena idea mirar los oídos del paciente con un otoscopio, para estar seguro de que los conductos auditivos estén abiertos. Es importante tener un entrenamiento adecuado antes de usar un otoscopio.

Pedir al paciente responder de alguna manera, como puede ser: decir “sí”, levantando la mano, o con la cabeza. Cualquiera que sea la respuesta seleccionada, estar seguro de que ambos saben cual es la señal antes de poner los audífonos sobre sus orejas.

Poner los audífonos cuidadosamente sobre las orejas. Si el paciente tiene puesto cualquier joyería de oídos, pedirle que se la quite, o preguntarle si los audífonos le causan alguna molestia. Centre los auriculares directamente sobre los conductos auditivos.

13.4. PASOS SUGERIDOS PARA REALIZAR EL EXAMEN:

- Presente un tono que el paciente pueda escuchar fácilmente. Cada tono debe ser presentado de uno a tres segundos. Busque una respuesta rápida, si el paciente se tarda en contestar o duda, repita las instrucciones y pida que responda rápido.
- Empieza a bajar el nivel de cada tono en pasos de 5dB entre cada presentación. Este seguro de que el paciente responda a cada estímulo. Importante: varíe el intervalo de tiempo entre cada presentación para que el paciente no reconozca un patrón de ritmo.
- Cuando el paciente deje de responder a los tonos, usted sabrá que ha pasada el umbral de audición. Ahora incremente el nivel de audición en pasos de 5dB entre cada presentación, hasta que el paciente vuelva a responder. Recuerde este nivel, porque es la primera medida del umbral.
- Baje nuevamente el nivel en pasos de 10dB hasta que el paciente deje de contestar. Luego incremente el nivel en pasos de 5dB hasta que paciente vuelva a responder. Repita el bajar en 10dB y subir 5dB hasta que cruce el

umbral por lo menos tres veces. El umbral de audición se define como lo más bajo que el paciente puede oír el 50% de las veces que el tono es presentado. El umbral ocurre cuando el paciente dice “puedo escuchar un tono pero muy suave”.

- Cuando encuentre el umbral de audición para esta frecuencia, marque en el audiograma este punto. Use O rojos para el oído derecho y X azules para el oído izquierdo.

Casi todos los operadores encuentran el umbral para 1000Hz primero. Después se obtienen los umbrales para 500 y 250Hz. Antes de que pruebe las frecuencias altas, repita la medida en 1000HZ para asegurar que no hay una diferencia mayor de 5dB. Si estos valores difieren, debe de haber algún error y los resultados serán inválidos. Revise su equipo, vuelva a dar instrucciones y repita la prueba hasta que los resultados no difieran en 5dB a 1000Hz. Después continúe la prueba en las frecuencias altas: 2000, 4000 y 8000Hz. Si hay una diferencia mayor a 10dB entre estas frecuencias, pruebe las frecuencias intermedias.

13.5. MANTENIMIENTO

- Apague el instrumento cuando no lo este utilizando.
- Limpie las cuerdas de auriculares, cojines de oído y cubierta de vez en cuando con una tela húmeda, y secar bien.
- Para desconectar cuerdas, siempre agarrar enchufe, por favor nunca tirar de las cuerdas.

- No doblar o enroscar cualquiera de las cuerdas. Aunque ellos sean diseñadas para ser muy flexibles, este tratamiento puede causar daño. Las cuerdas rotas o defectuosas pueden causar el ruido y por consiguiente la operación intermitente o débil en el auricular.
- Primero, desconecte la cuerda de poder antes de la limpieza.
- No use el alcohol para limpiar.
- Guardar lejos de fuentes de polvo.
- Nunca tratar de manipular las resistencias de calibración ubicadas en la parte de atrás sin los equipos adecuados para la calibración, dejar esto al personal calificado.
- Calibrar una vez al año en el laboratorio de mecatrónica de la universidad EAFIT.
- Si usted siente más tarde que la calibración del audiómetro podría estar equivocada, realizar un control biológico en un oído conocido. Si todas las pruebas muestran cambios grandes, la calibración probablemente está equivocada. Toda la reparación y la calibración deberían ser realizadas de nuevo.
- Reemplazar el fusible posterior sólo por uno de un valor igual (0.5 Amp).

CONCLUSIONES

El autor de esta proyecto queda satisfecho con lo aprendido en este trabajo, ya que lo que valora el enfrentarse con un problema práctico de cierta envergadura y un poco separado de la mecánica, permitiendo aplicar los conocimientos adquiridos en la carrera y a la vez aprendiendo muchos otros.

Como todo proyecto de ingeniería el diseño acepta múltiples mejoras y en la audiometría hay muchos caminos por recorrer buscando crear un audiómetro más avanzado que le permita a la medicina realizar una mayor cantidad de exámenes.

El autor del proyecto quiere destacar la dificultad en hacer un trabajo tan práctico en el cual una mala conexión puede significar meses de retraso en el trabajo y, por consiguiente, un gasto importante de tiempo y recursos.

El problema más difícil de solucionar durante el proceso de diseño y fabricación fue lo complicado de trabajar con señales análogas, ya que los componentes y principalmente los circuitos integrados tienden a no funcionar acorde con lo expresado por el fabricante.

Los resultados obtenidos al momento de hacer funcionar el artefacto, están muy próximos a los planteados como objetivos, sin embargo quedan propuestas y mejoras por realizar en algunos aspectos. Pero principalmente seguir trabajando para tener un producto que sea competitivo en el mercado.

Para el montaje de los circuitos electrónicos es necesario empezar probándolos en protoboard, para después pasar al diseño del circuito impreso. Con esto también se verifica que los componentes si cumplan con la función buscada, y se evitan errores que serían costosos y difíciles de solucionar cuando todo se encuentra soldado.

La invalidez auditiva conlleva grandes implicaciones sociales, más cuando se tiene en mente la importancia de la comunicación humana, en el desarrollo integral de un individuo, así como mantener la interacción con su comunidad. La persona con deficiencia auditiva es capaz de codificar y articular las palabras con eficiencia, pero no de recibirla, por lo que el proceso está anulado o reducido, limitando el desarrollo de la persona.

En la actualidad no existe tratamiento médico satisfactorio que restablezca la condición normal de audición, de aquí la importancia que adquiere la capacitación de las personas que trabajan en ambientes de alta contaminación sonora, para que protejan sus oídos y eviten tener que llegar a utilizar prótesis auditiva que es la única forma de recuperar en cierto porcentaje la audición.

Se tuvo en cuenta los conceptos básicos para el diseño y construcción de un audiómetro controlado por ordenador; como son: los aspectos físicos, médicos, fisiológicos, electrónicos, programación del PIC y software de control en Labview.

Este proyecto sirve como base para el diseño de nuevos audiómetros o equipos audiológicos, en los que se implemente una mayor tecnología y mejores prestaciones para las grandes las exigencias de los especialistas en este campo.

Los Microcontroladores son dispositivos que hoy en día tienen amplio campo de acción y que de una u otra forma representan gran parte del desarrollo tecnológico que se viene dando y permitiendo automatizar cada día más los diferentes procesos.

Considero que este proyecto requirió más tiempo para encontrar la solución que el planteado en el cronograma inicial, esto dado por el poco conocimiento del autor en el campo de la electrónica y la complejidad de los objetivos planteados.

En las diferentes áreas del diseño, deben llevarse a cabo proyectos reales que tengan un uso, ya sea para la universidad o mejor aún, para la sociedad, y no limitarlos sólo a la enseñanza.

El audiómetro se encuentra terminado y en operación, las personas que quieran saber un poco más y mirar su funcionamiento, pueden pasar por el laboratorio de mecatrónica de la universidad EAFIT.

NUEVAS VIAS DE DESARROLLO

El artefacto permite realizar pruebas audiométricas por vía aérea, el paso a seguir es que también permita utilizar un transductor para hacerlo por vía ósea.

Algunos audiómetros del mercado permiten enviar un sonido de enmascaramiento al oído que no se está analizando, ya que se ha comprobado que a veces se puede escuchar por este lo que se envía al otro, alterando el resultado del examen.

Someter el prototipo a personal calificado en el aspecto médico, con el fin que ellos realicen todas las pruebas que tienen acostumbradas, dando su veredicto y generando una nueva lista de requerimientos que lo retroalimenten.

El autor quería realizar un menú de ayuda para el software en Labview, donde de una manera sencilla se le explique al usuario como realizar la prueba e interactuar con el paciente por medio de símbolos, ya que se supone que este último está en una cabina a prueba de ruidos. Por cuestiones de fecha de entrega se deja planteado como una vía de desarrollo.

BIBLIOGRAFÍA

Libros, folletos o informes:

GONZALO De, Sebastián. Audiología práctica. 5^o ed. Madrid España. Editorial Panamericana, 1999. 262p. ISBN 8479035153.

HARRIS, Cyril. Manual de medidas acústicas y control del ruido. España Editorial McGraw-Hill / Interamericana, 1995 ISBN 8448116194

MOMPIN, José. Manual de alta fidelidad y sonido profesional. 2^a ed. Editorial Marcombo. España. Pags 9-25 ISBN 84-267-0542-1

ARANGO, Ramiro. Generador de funciones con PC. Colombia CEKIT. Año 1, # 5. Pags 10-15.

PEREZ, Clara. Electrónica análoga integrada. Editorial servio de publicaciones. 1993 ISBN 84-7721-197-3

GOMEZ, Julian. Diseño y construcción de un transductor de torque con galgas extensiométricas Medellín, Colombia: Universidad Eafit, 2004, 147p.

INSTITUTO COLOMBIANO DE NORMAS TECNICAS. Documentación, presentación de tesis, trabajos de grado y otros trabajos de investigación. Quinta actualización. Santafé de Bogotá D.C.: ICONTEC, 2000. 34p. NTC 1486.

Biblioteca de Consulta Microsoft ® Encarta ® 2005. © 1993-2004 Microsoft Corporation. Reservados todos los derechos.

ANGULO, José. Microcontroladores PIC: Diseño práctico de aplicaciones. Editorial McGraw – Hill. Madrid, España. 1999. p. 201 – 236.

KOLLER, R. Metodología de diseño: Método AP. Medellín: Universidad Eafit, 1978. 48p.

BOTERO, Francisco. Montaje de un banco experimental con sistema de adquisición de datos e interfaz computacional para el análisis de aislantes mecánicos tipo resorte metálico, caucho natural y neopreno. Medellín, Colombia: Universidad Eafit, 2003, 172p.

CHUGANI, Mahesh; SAMANT y CERNA. LabView Signal Processing. New York, USA: Prentice Hall PTR, 1998. 1ª Ed. 634p. ISBN 0-13-972449-4.

Internet:

MIYARA, Federico. Conversores D/A y A/D. 2ª ed. [Online]. Rosario Argentina. 2004 43p. [Citado 4 de Mayo, 2006]

<http://www.fceia.ur.edu.ar/enica3/da-ad.pdf>

AUDIO EQUIPOS LTDA. Audioequipos. [Online]. Colombia.. Empresario.com.co, 2006. [Citado 11 de octubre, 2006]

<http://www.empresario.com.co/audioequipos/01audiologia.html>

Psicoacústica [Online]. Mexico.. Rincondelvago, 2004. [Citado 4 de Mayo, 2006]

http://apuntes.rincondelvago.com/psicoacustica_oido.html

FERNANDEZ, Maria Cecilia. Sonido. [Online]. Argentina.. Agora Tv, 2006. [Citado 15 de agosto, 2006]

<http://www.revolutionvideo.org/agoratv/formacion/sonido.html>

LLISTERRI, Joaquim. Las características acústicas de los sonidos del habla. [Online]. Barcelona España .. Universidad Autónoma, 2006. [Citado 1 de septiembre, 2006]

http://liceu.uab.es/~joaquim/phonetics/fon_anal_acus/fon_acust.html

AZPIROZ, Borja. Acústica Básica. [Online]. España .. personal.redestb.es/azpiroz, 2006. [Citado 1 de septiembre, 2006]

<http://personal.redestb.es/azpiroz/acusticap.html>

DALLAS SEMICONDUCTORS. [Online]. USA.. 2006. [Citado 12 de Mayo, 2006]

<http://www.maxim-ic.com/products.cfm>

Fisiología del Sistema Auditivo. . [Online]. Venezuela.. Laboratorios Universidad Simón Bolívar 2002. [Citado 1 de septiembre, 2006]

<http://www.labc.usb.ve/EC4514/AUDIO/Sistema%20Auditivo/Sistema%20Auditivo.html>

Características del Sonido. [Online]. Venezuela.. Laboratorios Universidad Simón Bolívar 2003. [Citado 1 de septiembre, 2006]

http://www.labc.usb.ve/EC4514/AUDIO/Sonido/Caracteristicas_del_Sonido.html

LAFORGA, Pablo. Conceptos básicos ondas sonoras. [Online]. España.. Colegio Oficial de Físicos. 2000. [Citado 1 de septiembre, 2006]

http://www.mcu.es/roai/es/consulta/busqueda_referencia.cmd?campo=idautor&idValor=95572

Digital audiometer [Online]. Canada.. Digital Recordings. 2006 [Citado 1 de septiembre, 2006]

<http://www.digital-recordings.com/audiomtr/audiomtr.html>

ANEXOS

ANEXO A. LISTA DE COMPONENTES AUDIÓMETRO

Part	Value	Device	Package	Description
A	PUERTO A	AK500/6	AK500/6	CONNECTOR
C	PUERTO C	AK500/4	AK500/4	CONNECTOR
C1	100uF	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C2	100uF	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C3	100uF	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C4	100uF	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C5	2200uF	CPOL-EUE5-13	E5-13	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C6	0.1uF	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
C7	0.1uF	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
C9	2200uF	CPOL-EUE5-13	E5-13	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C10	22PF	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
C11	22PF	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
C12	1uf/50V	CPOL-EUE2-4	E2-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C13	1uf/50V	CPOL-EUE2-4	E2-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C14	1uf/50V	CPOL-EUE2-4	E2-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C15	1uf/50V	CPOL-EUE2-4	E2-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C16	1uf/50V	CPOL-EUE2-4	E2-4	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C17	2200uF	CPOL-EUE7.5-16	E7,5-16	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C20	1uF/25V	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C21	1uF/25V	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C22	1uF/16V	CPOL-EUE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
D	PUERTO D	AK500/8	AK500/8	CONNECTOR
DB9H	CONECTOR DB9 HEMBRA	F09HS	F09H@1	HARTING SUB-D
E	PUERTO E	AK500/3	AK500/3	CONNECTOR

F1		GSH15	GSH15	FUSE HOLDER
IC1	LF353	DIL8	DIL08	Dual In Line
IC2	LF353	DIL8	DIL08	Dual In Line
IC3	LF353	DIL8	DIL08	Dual In Line
IC5	PIC16F877	PIC16C74P	DIL40	MICROCONTROLLER
IC7	MAX232	MAX232	DIL16	RS232 TRANSEIVER
IC8	LM340	78MXXS	78MXXS	VOLTAGE REGULATOR
IC9	LM320	78MXXS	78MXXS	VOLTAGE REGULATOR
IC10	LM340	78MXXS	78MXXS	VOLTAGE REGULATOR
IC11	LF353	DIL8	DIL08	Dual In Line
IC12	DAC0808N	DAC0808N	DIL16	8-bit DIGITAL/ANALOG CONVERTER
IN	IN AC	AK500/3	AK500/3	CONNECTOR
JP1		JP1E	JP1	JUMPER
JP2		JP1E	JP1	JUMPER
JP3		JP1E	JP1	JUMPER
JP4		JP2E	JP2	JUMPER
JP5		JP2E	JP2	JUMPER
K1	G5L	G5L	G5LE	RELAY
K2	G5L	G5L	G5LE	RELAY
Q1	CRISTAL 4MHZ	HC49/S	HC49/S@1	CRYSTAL
Q2	2N3904	2N3904	TO92	NPN Transistor
Q3	2N3904	2N3904	TO92	NPN Transistor
R1	100	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R2	10K	TRIM_US-B90P	SP19L	POTENTIOMETER
R3	20K	TRIM_US-B90P	SP19L	POTENTIOMETER
R4	10K	TRIM_US-B90P	SP19L	POTENTIOMETER
R5	10K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R6	10K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R7	560	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R8	10K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R9	10K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R10	1K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R11	1K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R12	6.2K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R13	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol

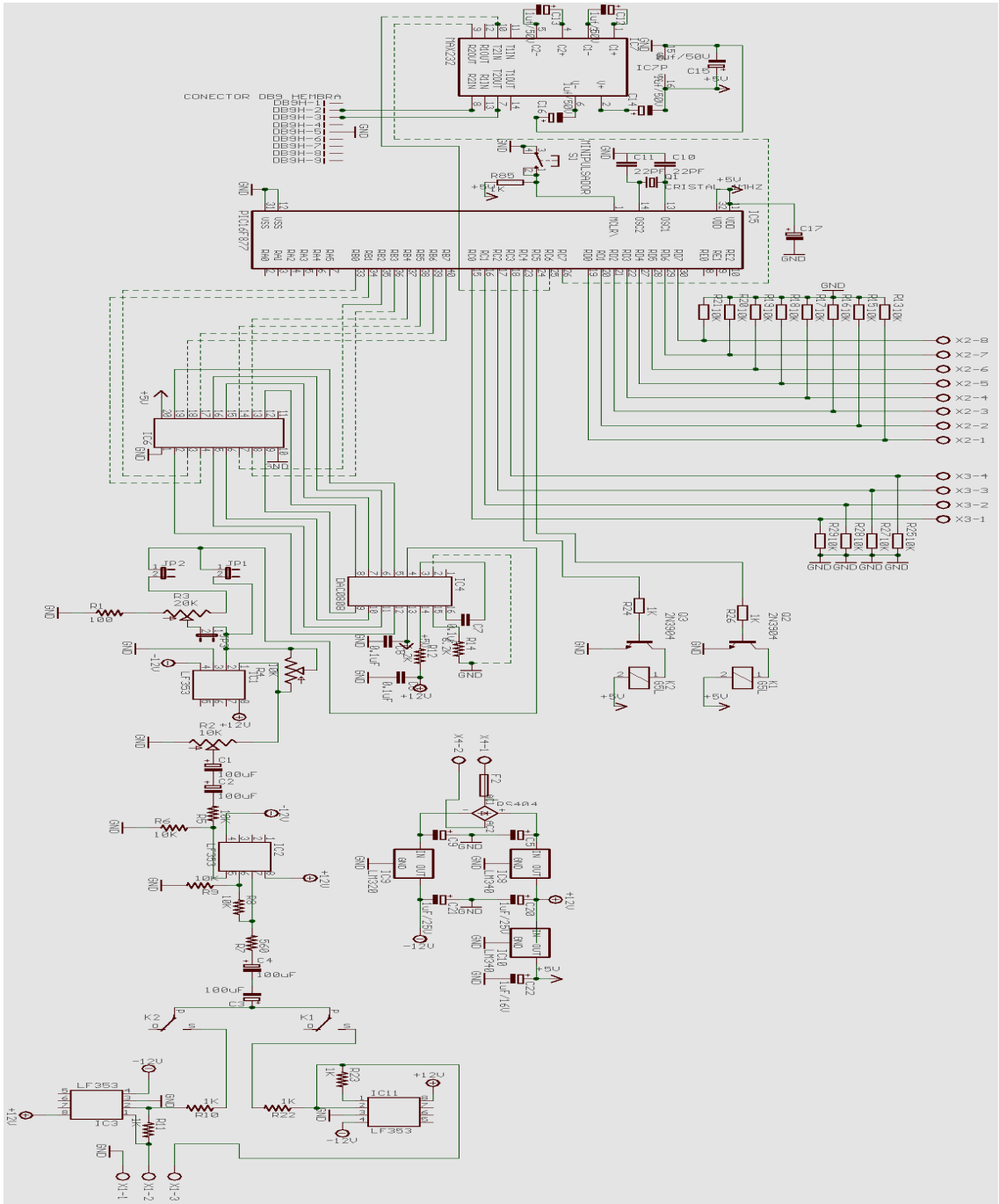
R14	6.2K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R15	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R16	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R17	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R18	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R19	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R20	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R21	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R22	1K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R23	1K	R-US_0207/7	0207/7	RESISTOR, American symbol
R24	1K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R25	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R26	1K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R27	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R28	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R29	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R30	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R31	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R32	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R33	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R34	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R35	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R36	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R37	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R38	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R85	1K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
RS404		FB15	FB15	FAGOR RECTIFIER
S1	MINIPULSADOR	10-XX	B3F-10XX	OMRON SWITCH
S_AUDIO		AK500/3	AK500/3	CONNECTOR
V4	74373N	74373N	DIL20	Octal D type transparent LATCH, edge triggered

ANEXO B. LISTA DE COMPONENTES GENERADOR DE ONDAS.

Part	Value	Device	Package	Description
C1	1uf	CPOL-EUE2,5-6E	E2,5-6E	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C2	1uf	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
C3	0.22uf	CPOL-EUE2,5-6E	E2,5-6E	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C4	2200uf	CPOL-EUE3.5-8	E3,5-8	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C5	10uf	CPOL-EUE2.5-6	E2,5-6	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C6	1uf	C-US025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, American symbol
C7	10uf	CPOL-EUE2-5	E2-5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C8	.1uf	C-US025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, American symbol
C9	100uf	CPOL-USE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, American symbol
C10	1uf	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
C11	10uf	CPOL-EUE2.5-6	E2,5-6	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C12	0.22uf	CPOL-EUE2,5-6E	E2,5-6E	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C13	2200uf	CPOL-EUE3.5-8	E3,5-8	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C14	10uf	CPOL-EUE2.5-6	E2,5-6	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C15	1uf	C-US025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, American symbol
C16	10uf	CPOL-EUE2-5	E2-5	POLARIZED CAPACITOR, European symbol
C17	.1uf	C-US025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, American symbol
C18	100uf	CPOL-USE2.5-7	E2,5-7	POLARIZED CAPACITOR, American symbol
C19	1uf	C-EU025-024X044	C025-024X044	CAPACITOR, European symbol
IC1		DIL16	DIL16	SOCKET DIL16
IC2		LM1875T	LM1875T	CB367 Power OP AMP
IC4		LM1875T	LM1875T	CB367 Power OP AMP
JP1		JP1E	JP1	JUMPER
JP2		JP1E	JP1	JUMPER
JP3		JP1E	JP1	JUMPER
JP4		JP1E	JP1	JUMPER
R1		TRIM_US-B90P	SP19L	POTENTIOMETER
R2	1	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R3	5.1K	R-EU_0204/2V	0204V	RESISTOR, European symbol

R4	5.1K	R-EU_0204/2V	0204V	RESISTOR, European symbol
R5	200	R-EU_0204/2V	0204V	RESISTOR, European symbol
R7	1	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R8	TRIM_US-B90P	SP19L		POTENTIOMETER
R9	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R10	200K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R11	1M	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R12	22k	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R13	22k	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R14	22k	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R17	10K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R18	200K	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R19	1M	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R20	22k	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R21	22k	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
R22	22k	R-EU_0204/7	0204/7	RESISTOR, European symbol
X1	AK500/2	AK500/2		CONNECTOR
X2	AK500/3	AK500/3		CONNECTOR
X3	AK500/2	AK500/2		CONNECTOR

ANEXO C. DIAGRAMA ELECTRONICO ORIGINAL



ANEXO D. PROGRAMA PIC

El programa para el PIC 16F877A está diseñado en assembler, y se puede abrir en MPLAB, que es uno de los software en el que se programan los microcontroladores (PIC). Para obtener los códigos de programación que generan las diferentes frecuencias se usa el programa Picdel_sp. (Puede descargarse de www.todopic.com.ar)

```

;CRISTAL DE 20 MHZ

LIST      P=16F877A

INCLUDE <P16F877A.INC>

;*** DECLARACION DE LOS REGISTROS DE PROGRAMA

__CONFIG      _HS_OSC

CBLOCK      20H
DATARX, PDEL0, PDEL1, TEMP, VAR_RETAR, W_ANT, STATUS_ANT
ENDC

ORG      0000
GOTO     MAIN

ORG      0004
GOTO     RECEPCION

;*****
TABLA_RETARDOS      ADDWF PCL, F
                    GOTO  DEMORA125HZ
                    GOTO  DEMORA250HZ
                    GOTO  DEMORA500HZ
                    GOTO  DEMORA1KHZ
                    GOTO  DEMORA2KHZ ; tabla retardos generar frecuencias.
                    GOTO  DEMORA3KHZ
                    GOTO  DEMORA4KHZ
                    GOTO  DEMORA5KHZ
                    GOTO  DEMORA6KHZ
                    GOTO  DEMORA7KHZ
                    GOTO  DEMORA8KHZ
                    RETURN
;*****
```

;Está curva formada con 30 puntos tomados de Labview, en una frecuencia de 125 Hz sirve para revisar el audiómetro cuando no está recibiendo información. NOTA: siempre utilizar la función de 125 Hz de Labview para realizar exámenes.

;*****

;INICIALIZAR PUNTOS DE DATOS

PRUEBA_ALMACEN

```
    MOVLW .56 ; tomar punto almacenado en la dirección 34.
    MOVWF 34 ; poner punto en la salida
    MOVLW .68
    MOVWF 35
    MOVLW .79
    MOVWF 36
    MOVLW .89
    MOVWF 37
    MOVLW .98
    MOVWF 38
    MOVLW .104
    MOVWF 39
    MOVLW .109
    MOVWF 3A
    MOVLW .112
    MOVWF 3B
    MOVLW .109
    MOVWF 3C
    MOVLW .104
    MOVWF 3D
    MOVLW .98
    MOVWF 3E
    MOVLW .89
    MOVWF 3F
    MOVLW .79
    MOVWF 40
    MOVLW .68
    MOVWF 41
    MOVLW .56
    MOVWF 42
    MOVLW .44
    MOVWF 43
    MOVLW .33
    MOVWF 44
    MOVLW .23
    MOVWF 45
    MOVLW .14
    MOVWF 46
    MOVLW .8
    MOVWF 47
    MOVLW .3
    MOVWF 48
    MOVLW .0
    MOVWF 49
    MOVLW .0
    MOVWF 4A
    MOVLW .3
```

```

MOVWF 4B
MOVLW .8
MOVWF 4C
MOVLW .14
MOVWF 4D
MOVLW .23
MOVWF 4E
MOVLW .33
MOVWF 4F
MOVLW .44
MOVWF 50
MOVLW .56
MOVWF 51
MOVLW .13
MOVWF 52
RETURN
;*****
; Retardos creados en Pic_del para las diferentes frecuencias. De forma
práctica se fueron variando los retardos que la frecuencia sea lo más
acercado a lo requerida.
;*****
;125 Hz retardo 266useg
DEMORA125HZ
    MOVLW    .210
    MOVWF    PDEL0
PLOOP0  CLRWDT
PDELL1  GOTO    PDELL2
PDELL2  DECFSZ  PDEL0, 1           ;genera frecuencia 125Hz
        GOTO    PLOOP0
PDELL3  GOTO    PDELL4
PDELL4  GOTO    PDELL5
PDELL5  CLRWDT
        RETURN

;250 Hz retardo 133useg
DEMORA250HZ
    MOVLW    .150
    MOVWF    PDEL0           ;genera frecuencia 250Hz
PLOOP01  CLRWDT
        DECFSZ  PDEL0,1
        GOTO    PLOOP01
        RETURN

;500 Hz retardo 66useg
DEMORA500HZ
    MOVLW    .50
    MOVWF    PDEL0
PLOOP02  CLRWDT
        DECFSZ  PDEL0,1           ;genera frecuencia 500Hz
        GOTO    PLOOP02
        CLRWDT
        RETURN

```

```

;1000 Hz retardo 33useg
DEMORA1KHZ
    MOVLW    .25
    MOVWF    PDEL0
PLOOP03 CLRWDT
    DECFSZ   PDEL0,1           ;genera frecuencia 1KHz
    GOTO     PLOOP03
    RETURN

;2000 Hz retardo 17useg
DEMORA2KHZ
    MOVLW    .15
    MOVWF    PDEL0
PLOOP04 CLRWDT
    DECFSZ   PDEL0,1           ;genera frecuencia 2KHz
    GOTO     PLOOP04
    RETURN

;3000 Hz retardo 11useg
DEMORA3KHZ
    MOVLW    .13
    MOVWF    PDEL0
PLOOP05 CLRWDT
    DECFSZ   PDEL0,1           ;genera frecuencia 3KHz
    GOTO     PLOOP05
PDELL11 GOTO   PDELL21
PDELL21
    RETURN

;4000 Hz retardo 8.3useg
DEMORA4KHZ
    MOVLW    .9
    MOVWF    PDEL0
PLOOP06 CLRWDT
    DECFSZ   PDEL0,1           ;genera frecuencia 4KHz
    GOTO     PLOOP06
    CLRWDT
    RETURN

;5000 Hz retardo 6.7useg
DEMORA5KHZ
    MOVLW    .7
    MOVWF    PDEL0
PLOOP07 CLRWDT
    DECFSZ   PDEL0,1           ;genera frecuencia 5KHz
    GOTO     PLOOP07
    CLRWDT
    NOP
    NOP
    RETURN

;6000 Hz retardo 5.5useg
DEMORA6KHZ
    MOVLW    .5

```

```

        MOVWF      PDEL0
PLOOP08 CLRWDT
        DECFSZ    PDEL0,1           ;genera frecuencia 6KHz
        GOTO      PLOOP08
PDELL12 GOTO      PDELL22
PDELL22
        RETURN

;7000 Hz retardo 4.76useg
DEMORA7KHZ
        MOVLW    .4
        MOVWF    PDEL0
PLOOP09 CLRWDT
        DECFSZ    PDEL0, 1         ;genera frecuencia 7KHz
        GOTO      PLOOP09
PDELL13 RETURN

;8000 Hz retardo 4.16useg
DEMORA8KHZ
        MOVLW    .2
        MOVWF    PDEL0
PLOOP10 CLRWDT
        DECFSZ    PDEL0, 1         ;genera frecuencia 8KHz
        GOTO      PLOOP10
        NOP
        RETURN

;*****
;*** RUTINA DE CONFIGURACION DEL CHIP*****
CONFIGURAR      NOP
                BANKSEL    TRISA
                MOVLW    B'00000000'
                MOVWF    TRISB
                MOVWF    TRISA
                MOVLW    B'10001111'
                MOVWF    TRISC
                BANKSEL    PORTA
                CLRF    PORTB
                CLRF    PORTC
                MOVLW    31
                MOVWF    FSR
                CLRF    INDF
                INCF    FSR,F
                INCF    FSR,F      ; Puntero en 33
                MOVLW    .0        ; Inicializar frecuencia a 125hz
                MOVWF    INDF
                RETURN

;*****
; Configura el PIC a 9600 BPS, Asincrónico, alta velocidad, 8 bits y
puerto serial.
*****
        RUTINA DE CONFIGURACION DE USART
CONF_USART
                BANKSEL    SPBRG
                MOVLW    .129     ; Valor asincrónico

```

```

MOVWF      SPBRG          ; Rata a 9600 bps
BCF  TXSTA,SYNC          ; Modo asincronico
BANKSEL    RCSTA
BSF  RCSTA,SPEN          ; Hab de puerto serial
BANKSEL    TXSTA
BCF  TXSTA,TX9           ;8 bit de datos
BSF  TXSTA,TXEN          ;Hab transmision
BSF  TXSTA,BRGH          ;Alta velocidad
BANKSEL    RCSTA
BCF  RCSTA,RX9           ;8 bit de datos
BCF  RCSTA,ADDEN         ;Detec. de dir. deshab.
BSF  RCSTA,CREN          ;Hab recepcion continua
BANKSEL    PIR1
BSF  PIR1,RCIF          ;Hab int de recep serial
BANKSEL    PIR1
BSF  INTCON,PEIE        ;Hab int de periféricos
BSF  INTCON,GIE         ;Hab int global
RETURN

;*****
La recepción espera un dato inicial y empieza a tomar los 30 puntos que
forman la gráfica.
;*****
RECEPCION      MOVWF W_ANT          ;Salvar valor de w
                MOVF  STATUS,W      ;Salvar registro de estado
                MOVWF STATUS_ANT

                MOVLW 30
                MOVWF FSR
                BTFSS PIR1,RCIF
                GOTO $ - 1
                MOVF  RCREG,W
                MOVWF DATARX
                XORLW '$'           ;Primer carácter de control
                BTFSS STATUS,Z
                GOTO CONTINUA_INT
                MOVF  DATARX,W
                MOVWF INDF

;*****
;En el momento que llegue un 13 el PIC entiende que no hay más puntos de
la gráfica por recibir.
;*****

RECIBIR_DATOS      INCF  FSR,F
                   BTFSS PIR1,RCIF
                   GOTO $ - 1
                   MOVF  RCREG,W
                   MOVWF DATARX
                   MOVWF INDF
                   XORLW .13        ;
                   BTFSS STATUS,Z
                   GOTO  RECIBIR_DATOS

;*****
; Después de recibir los 30 puntos recibe un número que indica cuales
canales debe encender.

```

```

(0=Apagado, 1=Estereo, 2=Derecho 3=Izquierdo)
;*****
CONTINUA_INT      MOVLW 31          ; Recibe el dato de cual oído o si ambos
                  MOVWF FSR          ; oídos se les va a enviar señal.
                  MOVF  INDF,W
                  XORLW 0
                  BTFSC STATUS,Z    ; cuando es un cero no prende ninguno.
                  GOTO  APAGADO

                  MOVF  INDF,W
                  XORLW 1          ; cuando es un 1 prende ambos.
                  BTFSC STATUS,Z
                  GOTO  ESTEREO

                  MOVF  INDF,W
                  XORLW 2          ; cuando es un 2 prende derecho.
                  BTFSC STATUS,Z
                  GOTO  DERECHO

                  MOVF  INDF,W
                  XORLW 3          ; cuando es un 3 prende izquierdo.
                  BTFSC STATUS,Z
                  GOTO  IZQUIERDO
                  GOTO  FIN_INT

APAGADO           BCF   PORTC,4
                  BCF   PORTC,5
                  GOTO  FIN_INT

ESTEREO           BSF   PORTC,4
                  BSF   PORTC,5
                  GOTO  FIN_INT

DERECHO           BSF   PORTC,4
                  BCF   PORTC,5
                  GOTO  FIN_INT

IZQUIERDO        BCF   PORTC,4
                  BSF   PORTC,5

FIN_INT           MOVF  STATUS_ANT,W    ; Recupera reg estado
                  MOVWF STATUS
                  MOVF  W_ANT,W        ;Recuperar W
                  RETFIE

;*****
En estos pasos se pide al PIC enviar la información por el puerto B y
cual retardo debe utilizar para generar las diferentes frecuencias.
;*****
ENVIOPORTB       MOVLW 33
                  MOVWF FSR
                  MOVF  INDF,W
                  MOVWF VAR_RETAR
                  INCF  FSR,F

```

```

CICLOPORTB      MOVF  INDF,W
                 XORLW .13           ;Fin envi3 puntos
                 BTFSC STATUS,Z
                 RETURN
                 MOVF  INDF,W
                 MOVWF PORTB
                 MOVF  VAR_RETAR,W
                 CALL  TABLA_RETARDOS ; Llamar tabla retardos
                 INCF  FSR,F
                 GOTO  CICLOPORTB
;*****
; Men3 principal desde aqu3 se llaman las diferentes rutinas.
;*****
MAIN            CALL  CONFIGURAR
                CALL  CONF_USART
                CALL  PRUEBA_ALMACEN

MAIN1          CALL  ENVIOPORTB
                GOTO  MAIN1
;*****

                                END

```