

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

**DESARROLLO DE LA AYUDA A DISCAPACITADOS POR
MEDIO ELECTRÓNICO E IMPLEMENTACIÓN DE UN
BASTÓN PARA PERSONAS INVIDENTES**

TESIS

PRESENTADA A LA JUNTA DIRECTIVA DE LA
FACULTAD DE INGENIERÍA
POR

BORIS OSWALDO MEJÍA GONZÁLEZ

AL CONFERÍRSELE EL TÍTULO DE

INGENIERO ELECTRÓNICO

GUATEMALA, NOVIEMBRE DE 1999

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERÍA

NÓMINA DE JUNTA DIRECTIVA

DECANO	Ing. Herbert René Miranda Barrios
VOCAL 1º.	Ing. José Francisco Gómez Rivera
VOCAL 2º.	Ing. Carlos Humberto Pérez Rodríguez
VOCAL 3º.	Ing. Jorge Benjamín Gutiérrez Quintana
VOCAL 4º.	Br. Oscar Stuardo Chinchilla Guzmán
VOCAL 5º.	Br. Mauricio Alberto Grajeda Mariscal
SECRETARIA	Inga. Gilda Marina Castellanos Baiza de Illescas

TRIBUNAL QUE PRACTICÓ EL EXAMEN
GENERAL PRIVADO

DECANO	Ing. Herbert René Miranda Barrios
EXAMINADOR	Ing. Edwin Solares Martínez
EXAMINADOR	Ing. Jorge Fernando Alvarez Girón
EXAMINADOR	Ing. Gustavo Benigno Orozco Godínez
SECRETARIA	Inga. Gilda Marina Castellanos Baiza de Illescas

20 de Agosto de 1,999

Ingeniero
Julio César Solares P.
Coordinador del Area de Electrónica
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica
Facultad de Ingeniería

Estimado Ingeniero Solares:

Por este medio me dirijo a usted, para informarle que he revisado el trabajo de tesis titulado: "**DESARROLLO DE LA AYUDA A DISCAPACITADOS POR MEDIO ELECTRONICO E IMPLEMENTACION DE UN BASTON PARA PERSONAS INVIDENTES**", que desarrolló el estudiante universitario Boris Oswaldo Mejia González, el cual, a mi criterio, cumple con los objetivos propuestos.

Por lo anterior, el autor de esta tesis y yo, como su asesor, nos hacemos responsables por el contenido y conclusiones de la misma.

Atentamente,



Ing. Jorge Fernando Alvarez Girón
Colegiado 4,699
Asesor

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS
DE GUATEMALA



FACULTAD DE INGENIERIA

Guatemala, 23 de agosto de 1,999

Señor Director
Ing. Roberto Urdiales Contreras
Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica.

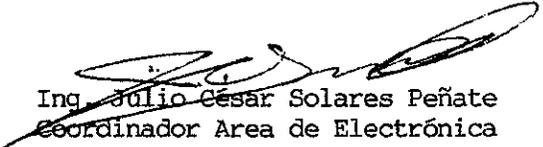
Señor Director.

Me permito dar aprobación al trabajo de tesis titulado: Desarrollo de la ayuda a discapacitados por medio electrónico e implementación de un bastón para personas invidentes, desarrollada por el señor Boris Oswaldo Mejía González, por considerar que cumple con los requisitos establecidos para tal fin.

Sin otro particular, aprovecho la oportunidad para saludarle.

Atentamente,

ID Y ENSEÑAD A TODOS


Ing. Julio César Solares Peñate
Coordinador Area de Electrónica

JCSP/sdem.

UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS
DE GUATEMALA

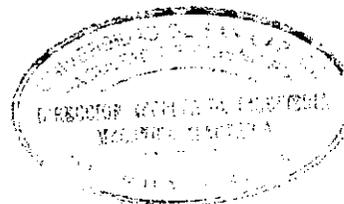


FACULTAD DE INGENIERIA

El Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, después de conocer el dictamen del Asesor, con el Visto Bueno del Coordinador de Area, al trabajo de tesis del estudiante Boris Oswaldo Mejía González, titulada: Desarrollo de la ayuda a discapacitados por medio electrónico e implementación de un bastón para personas invidentes, procede a la autorización del mismo.

Ing. Roberto Urdiales Contreras
Director

Guatemala, 6 de septiembre de 1,999.



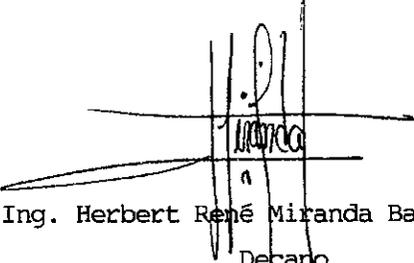
UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS
DE GUATEMALA



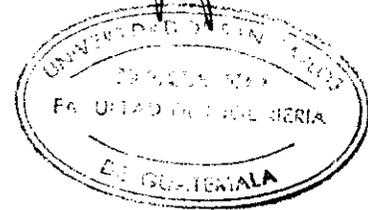
FACULTAD DE INGENIERIA

El Decano de la Facultad de Ingeniería, luego de conocer la autorización por parte del Director de la Escuela de Ingeniería Mecánica Eléctrica, al trabajo de tesis: Desarrollo de la ayuda a discapacitados por medio electrónico e implementación de un bastón para personas invidentes, del estudiante Boris Oswaldo Mejía González, procede a la autorización para la impresión de la misma.

IMPRIMASE:


Ing. Herbert René Miranda Barrios
Decano

Guatemala, noviembre de 1,999.



ACTO QUE DEDICO

A:

DIOS

Mi luz y mi salvación, un millón de gracias no alcanzarían para expresarte mi amor, GRACIAS POR TODO LO QUE HAS HECHO EN MI VIDA PADRE.

MIS PADRES

Julio César y Marta Lidia; por haberme formado con su amor y enseñanzas.

MIS HERMANOS

Jorge, Marco y Brenda; por su cariño y apoyo.

MIS ABUELITAS

Herminia y Cristina.

MIS TIAS

Maura, Eva y Nora.

MIS TIOS

Carlos Ezequiel y Rolando.

EN ESPECIAL A:

Licda. Aura de Hernández, Ing. Mario Young, Irma Ovando, Vasti Rosales, Beatriz de Vaidez, César Figueroa, Allan Escott, Familia Dominguez, Carlos Portillo, Juan Castro, Maynor Castillo, Walter Florian, Edgar Molina, Sarvelio de León, Miguel Reyes, Evelin y Yeimi Soto y Alberto Castillo.

TODOS MIS AMIGOS Y COMPAÑEROS

LA DIRECCIÓN GENERAL DE AERONÁUTICA CIVIL

LA FACULTAD DE INGENIERÍA

LA UNIVERSIDAD DE SAN CARLOS DE GUATEMALA

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES	IV
GLOSARIO	VII
INTRODUCCIÓN	XII
OBJETIVOS GENERALES	XIII
OBJETIVOS ESPECÍFICOS	XIV
1. LA NATURALEZA DEL SONIDO	1
1.1 Definición del sonido	1
1.2 Fuentes de sonido	2
1.3 Movimiento de las ondas	3
1.4 Ondas longitudinales versus transversales	4
1.5 Compresiones y rarefacciones	5
1.6 Presión acústica	5
1.7 Periodo y frecuencia	7
1.8 Ultrasonido	8
1.9 Velocidad del sonido	9
1.9.1 Velocidad del sonido en medios no biológicos	9
1.9.2 Velocidad del sonido en tejidos	10
1.10 Longitud de onda	11
1.11 Amplitud e intensidad	12
1.12 Reflexión y transmisión en el medio	12
1.12.1 Impedancia acústica	12
1.12.2 Reflexión – incidencia perpendicular	14

1.12.3	Incidencia no perpendicular del haz	16
1.13	Pulso y eco	18
1.13.1	El rango de la ecuación del pulso y eco ultrasónico	18
1.13.2	Características del pulso y factor de trabajo	19
2.	TRANSDUCTORES EN EQUIPO MÉDICO	20
2.1	Propiedades de los transductores piezoeléctricos	20
2.1.1	El efecto piezoeléctrico	20
2.1.2	Elementos cerámicos	20
2.1.3	Materiales piezoeléctricos compuestos	21
2.2	Construcción de los transductores	23
2.2.1	Componentes básicos	23
2.2.2	Frecuencia de resonancia	23
2.2.3	Material de soporte	24
2.2.4	Capas de adaptación de impedancia de un cuarto de onda	25
3.	AVANCES DE LA ELECTRÓNICA EN EL CAMPO DE LA AYUDA A PERSONAS CON PARÁLISIS O CON UN MIEMBRO AMPUTADO	28
3.1	Investigación y desarrollo	28
3.2	Estimulación electrónica	29
3.2.1	Perspectivas generales	30
3.2.2	Interacción del estimulador electrónico con el cuerpo	31
3.2.3	Electrodos	32
3.2.4	Conducción del tejido muscular	33
3.2.5	Fatiga muscular	33
3.2.5.1	Excesiva frecuencia de estimulación	34
3.2.5.2	Orden incorrecto de fibras musculares	34
3.2.5.3	Oclusión de la sangre	35

3.2.6 Excesiva estimulación del músculo	35
3.2.7 Circuitos de aplicación	36
3.3 Prótesis electrónicas	40
3.3.1 Programa de banco de miembros	40
3.3.2 Ventajas y desventajas de las prótesis electrónicas	42
3.3.3 Célula nerviosa artificial	43
4. DISEÑO DE UN BASTÓN PARA PERSONAS INVIDENTES	44
4.1 Descripción	44
4.2 Diagrama de bloques	48
4.3 Componentes del circuito	51
4.3.1 Fuente de alimentación	51
4.3.2 Oscilador primario	52
4.3.3 Amplificador de salida	54
4.3.4 Amplificador de entrada	55
4.3.5 Comparador	56
4.3.6 Oscilador secundario	56
4.3.7 Contador de frecuencia y convertidor D/A	58
4.3.8 Oscilador controlado por voltaje y alarma	59
4.3.9 Cálculo de elementos del circuito	61
4.4 Análisis de costo	64
CONCLUSIONES	66
RECOMENDACIONES	68
BIBLIOGRAFÍA	69

INDICE DE ILUSTRACIONES

FIGURAS

No.	Título	Pág.
1.	Elemento transductor ultrasónico	2
2.	Movimiento de las ondas longitudinales transversales	4
3.	Instantánea de un medio en el momento en el que está presente una onda de sonido	5
4.	Comparación de dos curvas de presión vrs. distancia en dos tiempos diferentes	6
5.	Cambio de presión vrs. tiempo en una onda de sonido	7
6.	Clasificación del sonido de acuerdo a la frecuencia	8
7.	Incidencia de un haz de sonido sobre una superficie plana	14
8.	Reflexión y transmisión en una interface lisa cuando el haz incide a cierto ángulo	16
9.	Rango de la ecuación en ultrasonido	18
10.	Características de los pulsos para un transductor en un sistema pulso-eco	19
11.	Descripción de un elemento transductor antes de la polarización (a) y después de la polarización (b)	21
12.	Elemento piezoeléctrico compuesto	22
13.	Frecuencia de resonancia y espesor de un elemento transductor	24
14.	Papel del material de soporte en la producción de pulsos de corta duración	25

15. Diseño de un adaptador de impedancia sobre la cara de un transductor	27
16. Intensidad, duración y frecuencia de pulsos generados por un estimulador electrónico	31
17. Circuito estimulador con transformador	37
18. Circuito estimulador con el integrado 555	38
19. Estimulador electrónico con control de frecuencia, intensidad y ciclo de trabajo	39
20. Célula nerviosa artificial	43
21. Forma tradicional de movilización de una persona invidente	44
22. Forma en la que una persona invidente se traslada usando el diseño	45
23. Transmisión y recepción de pulsos	46
24. Determinación de distancia por medio de la medición del tiempo pulso-eco.	47
25. Diagrama de bloques del circuito	49
26. Diagrama de tiempo de la activación del flip-flop RS	50
27. Fuente de alimentación	52
28. Frecuencia generada por el oscilador primario	53
29. Oscilador primario	53
30. Amplificador de salida	54
31. Amplificador de entrada	55
32. Comparador	56
33. Oscilador secundario	57
34. Contador de frecuencia y DAC	59
35. VCO y alarma	60
36. Diagrama del circuito	62

TABLAS

No.	Título	Pág.
I.	Dos tipos generales de ondas	3
II.	Velocidad del sonido en algunos materiales no biológicos	9
III.	Velocidad del sonido en algunos tejidos seleccionados	10
IV.	Impedancia del sonido para algunos medios seleccionados	13
V.	Tabla de verdad de un flip-flop RS	50
VI.	Características del LM386	54
VII.	Restricciones prácticas del 994	60
VIII.	Costo de elementos del circuito	65

GLOSARIO

- Amplitud** Cambio máximo cíclico en una cantidad, tal como la presión en una onda de sonido.
- Amplitud de presión acústica** El máximo incremento o decremento ciclo a ciclo en la presión de una onda de sonido.
- Angulo crítico** El ángulo más pequeño de incidencia de un haz de sonido en una interface refractora para la cual hay una reflexión total del haz incidente.
- Atenuación** Reducción en la amplitud e intensidad de una onda de sonido cuando se propaga a través de un medio.
- Bit** Unidad fundamental de información en un sistema digital que puede tener cualquiera de dos valores lógicos, 1 ó 0.
- Bocina(tweeter)** Aparato que transforma la energía eléctrica en energía acústica y la irradia al espacio circundante.
- Circuitos TTL** Circuitos que están formados por compuertas de lógica transistor-transistor, que responden a voltajes de 5 y 0 voltios para niveles lógicos de 1 y 0 respectivamente.

Coefficiente de atenuación	La cantidad de atenuación por unidad de distancia recorrida por una onda, su unidad típica es el dB/cm.
Coefficiente de reflexión	Es la relación de la amplitud de presión reflejada (P_r), a la amplitud de presión incidente (P_i) en una interface.
Comparador	Circuito el cual tiene la finalidad de obtener una salida en función de la comparación de un voltaje de entrada con un voltaje prefijado.
Compuerta	Elemento digital que tiene la propiedad de dar una salida lógica en función a pulsos aplicados a sus entradas.
Compresión	Elevación en la densidad en un punto en el medio, acompañada por elevaciones de presión cíclica durante el paso de una onda de sonido.
Contractura	Contracción involuntaria, permanente y dolorosa de un músculo.
Contador	Circuito que acepta una cantidad de pulsos y que tiene como salida la cuenta de estos en forma de un número binario.
DAC	“Digital-analogic converter” Componente que acepta números binarios para convertirlos en una señal analógica que generalmente se pasa a un transductor.
Factor de trabajo	La fracción de tiempo que un transductor está activo produciendo energía acústica.

Filtro pasabajos	Circuito el cual tiene la finalidad de dejar pasar bajas frecuencias hasta un valor llamado frecuencia de corte y atenuar todas las frecuencias arriba de este valor.
Flip-flop	Dispositivo digital que tiene la propiedad de guardar información binaria.
Frecuencia	El número de ciclos que se repiten por unidad de tiempo, su unidad es el Hertz.
Frecuencia de resonancia	(Para un transductor ultrasónico) La frecuencia para la cual la respuesta de un transductor a un haz ultrasónico es máxima.
Ganancia	Es una medida de la cantidad de amplificación de un amplificador. Es la relación entre la amplitud de la señal de salida a la amplitud de la señal de entrada, puede ser expresada en decibelios.
Haz	El campo ultrasónico directo producido por un transductor.
Intensidad	Es una medida de la fuerza de una onda de sonido. Es igual a la potencia por unidad de área transmitida a través de una región y tiene unidades de milivatios por centímetro cuadrado (mW/cm^2).
Interface	Superficie formada por dos medios unidos que tienen diferentes propiedades.
Ley de Snell	Expresión que es usada para predecir la dirección de un haz transmitido cuando ocurre refracción.

Neuromotor	Nervios en los cuales se produce movimiento debido a la aplicación de un estímulo eléctrico.
Nivel 1 y 0	Niveles lógicos de voltaje que para circuitos TTL corresponden a 5 y 0 voltios respectivamente.
Número binario	Un número consistente de una serie de unos y ceros que representan una cantidad. Estos tienen el dos como base.
Oscilador	Circuito que por si mismo genera una señal solamente al aplicarle alimentación de voltaje.
Rarefacción	Reducción de la densidad en un punto en el medio acompañada de una reducción de presión cíclica durante el paso de una onda de sonido.
Refracción	Un cambio en la dirección de propagación de una onda de sonido transmitida a través de una interface donde la velocidad del sonido varía.
Tétanos	Enfermedad infecciosa producida por el bacilo clostridium tetani, que se fija sobre el sistema nervioso y provoca contracturas espasmódicas que se van extendiendo progresivamente hasta llegar a la parálisis total.
Transductor	Cualquier dispositivo que tiene la propiedad de convertir energía de una forma a otra.

VCO

“Voltage-controlled oscillator” Circuito que genera una señal en función a un voltaje de entrada. La frecuencia de esta señal depende del nivel del voltaje de entrada.

INTRODUCCIÓN

Durante muchos años se ha desvalorizado a personas que por diversas razones tienen una discapacidad, no brindándoles la oportunidad de contribuir con su trabajo al desarrollo de la sociedad.

La relevancia del presente trabajo consiste en dar a conocer un diseño en el cual se toma como objeto de estudio el problema que tienen las personas invidentes para su movilización. Dichas personas para poder transitar necesitan auxiliarse de un bastón para palpar que en su ruta no exista un objeto con el cual podrían chocar.

El diseño consiste en un aparato basado en el sistema de guía que usan los murciélagos para movilizarse, los cuales emiten ondas que al chocar con un objeto miden su proximidad al detectar el eco reflejado. El circuito genera y envía ondas no captables para el oído humano, el eco que resulta del choque de las ondas enviadas es registrado; al medir el tiempo entre la señal enviada y la reflejada se puede obtener la distancia entre el objeto y la persona, que se traslada a un sistema de alarma que advierte al usuario del obstáculo mediante vibraciones.

Se analizan las bases en las que se fundamenta el diseño, como es la naturaleza del sonido, su propagación, su reflexión, refracción, etc.; características importantes para su comprensión.

Se analiza el principio de funcionamiento de diversos circuitos diseñados para el campo de la electrónica médica; debido a la importancia que aportan en el desarrollo de la ingeniería de ayuda a la sociedad.

OBJETIVOS GENERALES

1. Aplicar conocimientos de ingeniería electrónica para la elaboración de un diseño que contribuya a que personas discapacitadas puedan incorporarse de alguna manera a la sociedad.
2. Estudiar la forma como se ha desarrollado la ingeniería electrónica en la ayuda y rehabilitación a personas que padecen alguna discapacidad.
3. Analizar el principio de funcionamiento de diversos circuitos que tienen la finalidad de prestar ayuda a la rehabilitación de personas discapacitadas.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS

1. Analizar la naturaleza del sonido, su propagación en el medio y características principales como base fundamental del funcionamiento del diseño.
2. Examinar el funcionamiento, construcción y características de los transductores utilizados en equipo ultrasónico.
3. Presentar un diseño de ingeniería que proponga facilitar la movilidad a personas invidentes, mediante un aparato que detecte la proximidad del usuario con un posible obstáculo que le impida el paso.

1. LA NATURALEZA DEL SONIDO

1.1 Definición del sonido

Muchas veces se relaciona al sonido con la sensación que se percibe por medio del sentido del oído. En equipo médico de ultrasonido se utilizan frecuencias mucho más altas de las que podemos escuchar, por lo tanto la definición no debe ser tan elemental. Desde un punto de vista físico, sonido es energía mecánica transmitida por ondas de presión en un medio material. Esta definición general abarca todo tipo de sonido, incluyendo sonido audible, ondas sísmicas de baja frecuencia y sonidos ultrasónicos usados en imágenes de diagnóstico.

Energía es la capacidad de hacer un trabajo. Cuando el sonido viaja de un lugar a otro transporta energía y puede causar ligeros desplazamientos de objetos de un lado a otro en su camino. El sonido golpea el oído causando la vibración del tímpano, produciendo la sensación de sonido audible.

La energía del sonido es llamada mecánica, debido a que existe un movimiento físico de las moléculas y partículas en el medio. Esto la distingue de otras formas de energía, como la electromagnética. Sus ondas siempre involucran rápidos desplazamientos de un lado a otro o vibraciones de moléculas en el medio.

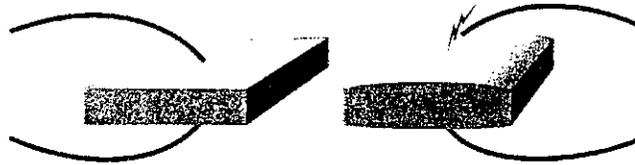
Otra importante idea en la definición de sonido es que involucra propagación a través de un medio material. Las ondas de sonido sólo existen contenidas en un medio de moléculas o partículas, incluido el aire, agua, tejidos en el cuerpo etc. Las ondas de sonido no pueden viajar a través del vacío, el espacio exterior o una cámara experimental de vacío donde no hay medio en el cual se propague.

1.2 Fuentes de sonido

La producción de sonido requiere un objeto vibrante. Un diapasón en el aire es un buen ejemplo, este vibra cuando se golpea con un martillo. Cuando el diapasón vibra las ondas generadas se comprimen y expanden en contra de las moléculas del aire adyacente, estas ondas de presión causan que las moléculas que están situadas alrededor del diapasón vibren. Esta perturbación se propaga a través del aire como una onda.

La fuente de ondas de sonido, en ultrasonido médico, es un transductor piezoeléctrico como se muestra en la figura 1. En respuesta a un pulso eléctrico el transductor vibra produciendo ondas de sonido en el lugar de contacto, tejido en diagnóstico ultrasónico, donde es colocado. Los transductores piezoeléctricos pueden ser fabricados para vibrar a frecuencias altas, las cuales son necesarias en un examen de ultrasonido.

Fig. 1. Elemento transductor ultrasónico



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 2)

1.3 Movimiento de las ondas

En la definición se indica que el sonido viaja en forma de onda. Una onda es una perturbación de movimiento coordinado con una velocidad fija a través de un medio. Las ondas de sonido se mueven muy rápido y generalmente no producen cambios visibles en el medio. Las ondas de sonido viajan en el aire a una velocidad que depende de la presión y temperatura del aire. Típicamente la velocidad del sonido en el aire es cerca de 330 m/s.

Una onda transporta energía a través de un medio sin paso real de moléculas y partículas del medio. Después que la onda pasa a través del medio las partículas regresan a su posición normal.

Existen varios tipos de ondas; y como se muestra en la tabla I, existen dos categorías generales. El sonido es una onda mecánica, requiriendo un medio molecular para su transmisión. Otros ejemplos de ondas mecánicas incluyen olas oceánicas, vibraciones de una cuerda, y ondas sísmicas. El segundo tipo mencionado en la tabla son las ondas electromagnéticas, las que incluyen ondas de radio, rayos-X y la luz. Las ondas electromagnéticas no requieren un medio molecular para su propagación, de hecho, viajan a través del vacío del espacio exterior. Las ondas electromagnéticas tienen una velocidad de propagación más alta que las ondas mecánicas.

Tabla I. Dos tipos generales de ondas

MECÁNICAS	ELECTROMAGNÉTICAS
Olas oceánicas	Ondas de radio
Ondas sísmicas	Rayos X
Ondas de sonido	Luz

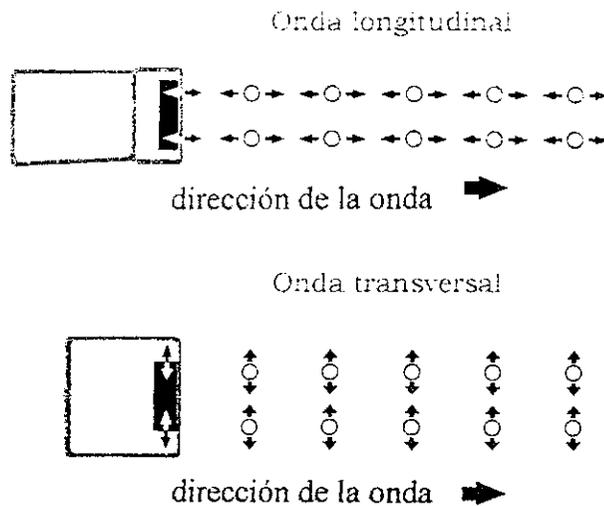
1.4 Ondas longitudinales versus transversales

Las ondas longitudinales son aquellas que viajan de la fuente en forma mas o menos paralela a la dirección en la que las partículas vibran. Estas viajan a través de algunos medios blandos. Las ondas de sonido actúan como un pistón vibrando de un lado a otro como se muestra en la figura 2.

Otro tipo de onda mecánica, que viaja a través de materiales sólidos, es la onda transversal. Esta se caracteriza por vibraciones de partículas en forma perpendicular a la dirección de propagación.

Las ondas transversales pueden propagarse fácilmente a través de algunos materiales sólidos, tales como los huesos y el acero. Sin embargo, no viajan efectivamente a través medios blandos.

Figura 2. Movimiento de las ondas longitudinales y transversales.

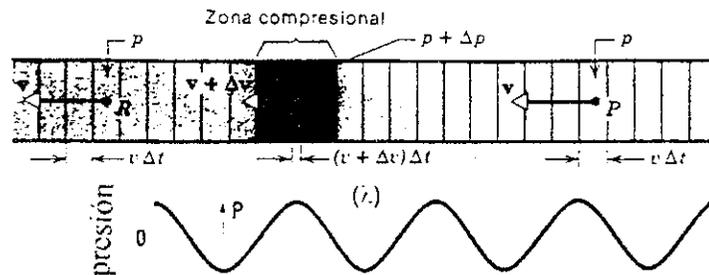


FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 3)

1.5 Compresiones y rarefacciones

Una onda de sonido viaja desde una fuente, llenando el medio afectado con vibraciones de energía. Si se pudiera ver una instantánea de las moléculas en el medio en el instante en que la onda de sonido esté presente, los resultados podrían mostrarse como los de la figura 3. Los desplazamientos de un lado a otro de la fuente actúan sobre las partículas en el medio, las cuales empujan y halan sobre moléculas adyacentes. Los lugares donde las moléculas son empujadas una contra la otra cuando la instantánea es tomada son llamados regiones de compresión. Aquí la densidad del medio, masa por unidad de volumen, es ligeramente mayor que si la onda estuviese ausente. Las áreas donde las moléculas son separadas en el momento de la instantánea son llamadas regiones de rarefacción. La densidad es ligeramente menor en estas regiones.

Figura 3. Instantánea de un medio en el momento en el que está presente una onda de sonido.



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 4)

1.6 Presión acústica

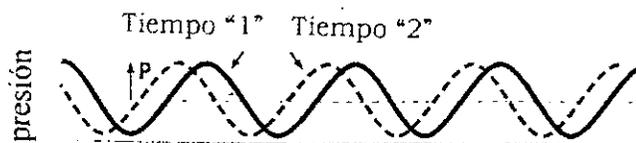
Una cantidad acústica usada frecuentemente por ingenieros y físicos para cuantificar la potencia de una onda es llamada presión acústica.

En una onda de sonido, las regiones de compresión son acompañadas por elevaciones de presión comparadas con la presión atmosférica; las regiones de rarefacción corresponden a los puntos donde la presión es más baja que la presión atmosférica.

Si fuera posible medir la presión en diferentes puntos de una onda de sonido en los instantes correspondientes al diagrama esquemático, los resultados aparecerían como en la figura 3. Aquí cero se refiere a la presión atmosférica, y observamos que crece y decrece en las regiones de compresión y rarefacción. La máxima elevación de presión es llamada amplitud de presión, P . La más alta magnitud de la onda corresponde a la más grande amplitud de presión. La presión se expresa en pascales, abreviados Pa. Para referencia, los 14.7 psi de la presión atmosférica es igual a cerca de 100,000 Pa. Algunos haces de diagnósticos ultrasónicos han sido ajustados con amplitudes de presión que se extienden a 1 Mpa, o 10 veces la presión atmosférica.

Las ondas de sonido viajeras, cambian con el tiempo como se muestran en la figura 4. Aquí se compara la distribución de presión original con la que se podría encontrar un poco de tiempo después. La forma es similar, pero corrida, con la compresión y rarefacción apareciendo en diferentes lugares. Como la onda de sonido viaja, la distribución de presión cambia continuamente.

Figura 4. Comparación de dos curvas de presión vs. distancia en dos tiempos diferentes.

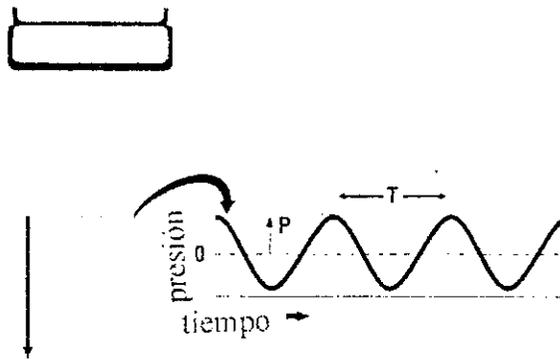


FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 4)

1.7 Periodo y frecuencia

Una conveniente forma de expresar el comportamiento temporal de una onda de sonido es plotear la presión versus el tiempo en un punto sencillo en el medio. La curva resultante traza una curva senoidal, como se muestra en la figura 5. El número de veces por segundo que la perturbación se repite en cualquier punto es llamado frecuencia. La frecuencia de la onda de sonido es determinada por el número de oscilaciones por segundo hechas por la fuente de sonido.

Figura 5. Cambio en presión vs. tiempo en una onda de sonido.



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 4)

El tiempo que toma la perturbación en repetirse, a través de un ciclo completo, es llamado periodo. El periodo se representa por T , mientras que la frecuencia por f ; estos tienen una relación inversa, dada por la ecuación [1].

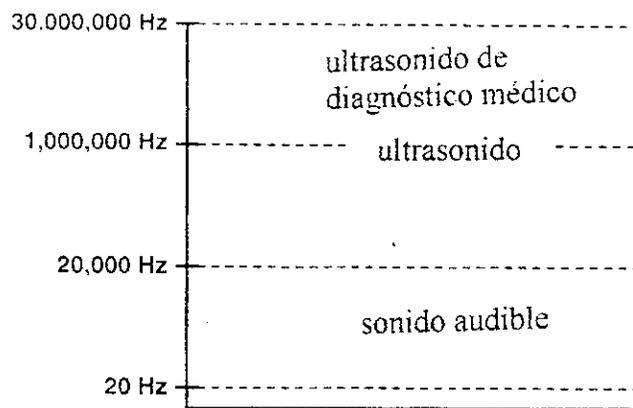
$$T = \frac{1}{f} \quad [1]$$

1.8 Ultrasonido

La frecuencia es determinada por la fuente de sonido, esto es, el número de ciclos por segundo que produce. Las unidades de los ciclos por segundos son los hertz (Hz). Un esquema de la clasificación de las ondas acústicas acorde a su frecuencia se muestra en la figura 6. La mayoría de los humanos pueden escuchar sonido en un rango de frecuencia aproximado de 20 a 20,000 Hz. Este rango es llamado rango de frecuencias audibles. El rango de frecuencias mayor que 20 kHz es llamado ultrasónico. Las vibraciones mecánicas que están abajo del rango audible son llamadas infrasónicas.

El rango ultrasónico de frecuencias es usado extensamente en diferentes tipos de instrumentos y por animales. El ultrasónico incluye principalmente frecuencias en rango de 1 a 20 MHz.

Figura 6. Clasificación del sonido de acuerdo a la frecuencia



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 5)

1.9 Velocidad del sonido

La velocidad del sonido en cualquier medio es determinada principalmente por las características del medio. (Hay dependencias leves de otros factores, tales como la frecuencia ultrasónica, pero estas son tan pequeñas que generalmente pueden ser ignoradas.). Específicamente, para ondas de sonido longitudinales en cualquier líquido o tejido del cuerpo, una expresión para la velocidad del sonido, c , esta dada por la ecuación [2]:

$$c = \sqrt{\frac{B}{\rho}} \quad [2]$$

En esta ecuación B es una propiedad del medio llamada módulo de volumen. Esta es una medida de la rigidez del material, esto es, la resistencia del material siendo compresionado. El símbolo ρ es la densidad, dado en g/cm^3 . Esta ecuación indica que la velocidad del sonido en un medio depende de la rigidez del medio y de su densidad.

1.9.1 Velocidad del sonido en medios no biológicos

Las unidades apropiadas para la velocidad son los metros por segundo (m/s) o centímetros por segundo (cm/s). La velocidad del sonido en algunos materiales no biológicos esta dado en la tabla II.

Tabla II. Velocidad del sonido en algunos materiales no biológicos.

Material	Velocidad del sonido (m/s)
Aire	330
Agua	1480
Plomo	2400
Aluminio	6400

1.9.2 Velocidad del sonido en tejidos

La velocidad del sonido en tejidos biológicos es un importante parámetro en aplicaciones de imágenes ultrasónicas. Los valores han sido medidos en diferentes tejidos humanos y están dados en la tabla III.

Tabla III. Velocidad del sonido en algunos tejidos seleccionados.

Material	Velocidad del sonido(m/s)
Pulmón	600
Grasa	1460
Humor acuoso	1510
Higado	1555
Sangre	1560
Riñón	1565
Músculos	1600
Lentes de ojos	1620
Huesos del cráneo	4080

La menor velocidad del sonido es para los tejidos del pulmón. En la mayoría de los tejidos de interés la velocidad del sonido se encuentra en un rango de 1,500 a 1600 m/s. La grasa es el valor más bajo del rango mientras que el tejido blando y los tejidos de los músculos están al final de este.

La velocidad del sonido promedio en tejido blando (excluyendo al pulmón) es de 1540 m/s, y es tomada como base en la mayoría de diagnósticos ultrasónicos para calibración de los circuitos de medida de los instrumentos. Al terminar de revisar la tabla III, se revela que la velocidad de propagación del sonido en cada tejido blando que concierne al diagnóstico ultrasónico está dentro de un pequeño porcentaje de variación de 1540 m/s.

1.10 Longitud de onda

La longitud de onda es la distancia entre dos picos, valles, u otro punto correspondiente en la onda. Es la distancia que la onda de sonido viaja durante un ciclo completo. La longitud de onda es usualmente representada por el símbolo λ .

La longitud de onda acústica depende de la frecuencia, f , y de la velocidad del sonido en el medio, c . Y esta dada por la relación expresada en la ecuación [3].

$$\lambda = \frac{c}{f} \quad [3]$$

Por consiguiente la longitud de onda es simplemente la velocidad del sonido dividido entre la frecuencia ultrasónica.

La longitud de onda es importante en la física ultrasónica porque se relaciona con factores de imagen tal como la resolución espacial. En adición, el tamaño físico de un objeto es significativo cuando lo comparamos con la longitud de onda del ultrasonido. Por ejemplo, un elemento en un arreglo de transductores produce un haz que se propaga si el elemento tiene cerca del tamaño de la longitud de onda; un elemento transductor que tiene dimensiones mucho más grandes que la longitud de onda produce un haz directo y bien definido.

La longitud de onda sirve como una vara de medir objetos que son grandes o pequeños relativamente a la longitud de onda. En tejido blando, las longitudes de onda para diagnóstico ultrasónico son del orden de 1 mm o menos.

1.11 Amplitud e intensidad

Cuando se discute reflexión, atenuación y dispersión, a menudo se debe hacer una afirmación cuantitativa con respecto a la magnitud o fuerza de una onda de sonido. Una variable que puede ser usada aquí es la amplitud de presión. La amplitud de presión acústica fue definida como el máximo incremento (o decremento) en la presión relativa a condiciones ambientales en la ausencia de una onda de sonido. Una onda de alta magnitud es acompañada por una gran amplitud de presión comparada con una onda de más baja magnitud. Para sonidos audibles, la amplitud es asociada con la intensidad del sonido.

En algunas aplicaciones, es conveniente especificar la intensidad acústica. La intensidad en un lugar bajo un rayo ultrasónico, I , es proporcional al cuadrado de la amplitud de presión, P . La relación está dada por la ecuación [4].

$$I = \frac{P^2}{2\rho c} \quad [4]$$

Otra vez ρ es la densidad del medio y c la velocidad del sonido.

1.12 Reflexión y transmisión en el medio

1.12.1 Impedancia acústica

Una importante propiedad de los medios blandos en la que influye la potencia o amplitud del eco reflejado es una cantidad llamada impedancia acústica. Esta es definida en textos avanzados de ultrasonido como la presión acústica dividida por la velocidad de la partícula.

Para propósitos de equipo de diagnóstico médico, la impedancia acústica de un material, Z , es igual al producto de la densidad del medio (ρ) por la velocidad del sonido (c). Esto está dado por la ecuación [5].

$$Z = \rho c \quad [5]$$

La tabla IV muestra una recopilación de valores de impedancia acústica para medios no biológicos y tejidos biológicos. Las unidades para expresar la impedancia son kilogramos por metros cuadrados por segundo ($\text{kg./m}^2/\text{s}$).

El aire o una estructura llena de aire, como un pulmón, tiene una muy baja impedancia acústica comparada con los tejidos. Para otros tejidos, excepto para huesos, el rango de impedancia acústica es relativamente estrecho.

Tabla IV. Impedancia acústica para algunos medios seleccionados

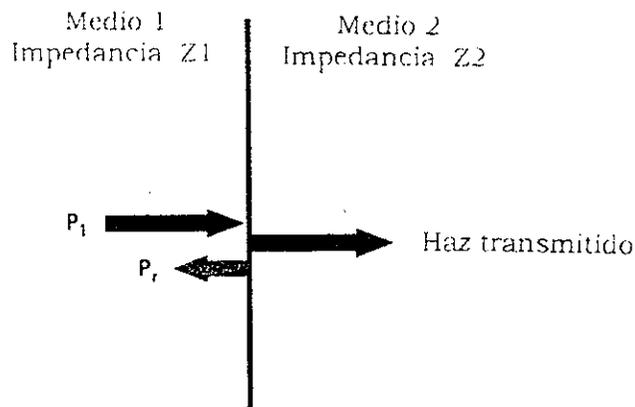
Medio	Impedancia($\text{kg./m}^2/\text{s}$)
Aire	0.0004×10^6
Pulmón	0.18×10^6
Grasa	1.34×10^6
Agua	1.48×10^6
Hígado	1.65×10^6
Sangre	1.65×10^6
Riñón	1.63×10^6
Músculos	1.71×10^6
Huesos del cráneo	7.8×10^6

1.12.2 Reflexión – incidencia perpendicular

Siempre que un rayo ultrasónico sea incidente sobre una interface formada por dos materiales que tienen diferentes impedancias acústicas, algo de la energía del haz es reflejada y la restante transmitida. La amplitud de la onda reflejada depende de las diferencias entre las impedancias acústicas de los dos materiales que forman la interface.

Se considera primero el caso de la incidencia del haz normal o perpendicular sobre una larga interface plana como aparece en la figura 7.

Figura 7. Incidencia de un haz de sonido sobre una superficie plana



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 8)

En este caso existe la relación entre la amplitud de presión reflejada, P_r , a la amplitud de presión incidente, P_i , llamado coeficiente de amplitud de reflexión, R , dado por la ecuación [6].

$$R = \frac{P_r}{P_i} = \frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \quad [6]$$

Donde Z_2 es la impedancia acústica del lado más distante de la incidencia sobre la interface y Z_1 es la impedancia del lado más próximo. La ecuación anterior enfatiza que la amplitud de la onda reflejada depende de la diferencia en impedancia de los dos materiales que forman la interface.

Algunas veces se prefiere usar el coeficiente de reflexión de intensidad para cuantificar el proceso de reflexión. La expresión matemática está dada por la ecuación [7] e involucra la intensidad de la onda reflejada, I_r , y la intensidad de la onda incidente, I_i . Está expresa que la relación de la intensidad reflejada a la incidente en una interface es igual al cuadrado de la relación de la amplitud reflejada a la incidente.

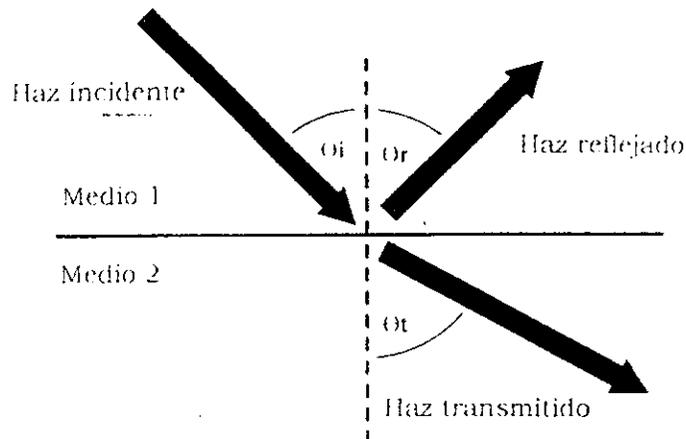
$$\frac{I_r}{I_i} = \left[\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right]^2 \quad [7]$$

La reflexión de un haz de sonido ocurre siempre que la incidencia se efectúe sobre una interface formada por dos materiales de diferente impedancia acústica. La diferencia de impedancia acústica podría ser causada por un cambio en la velocidad del sonido, un cambio en densidades o ambas. La magnitud de la onda reflejada y el porcentaje de la energía del haz que es reflejado, depende de la diferencia entre las impedancias acústicas de la interface. En interfaces donde hay una gran diferencia entre las impedancias acústicas, el haz incidente se refleja más de lo que sucede en una interface donde la diferencia entre impedancias acústicas es pequeña.

1.12.3 Incidencia no perpendicular del haz

Para la incidencia de un haz no perpendicular en una superficie lisa reflectora la situación cambia un poco. Primero, el haz reflejado no viaja de regreso hacia la fuente como se muestra en la figura 8.

Figura 8. Reflexión y transmisión en una interface lisa cuando el haz incide a cierto ángulo.



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 9)

Este viaja alejado un ángulo, θ_r , el cual es igual al ángulo incidente, θ_i , solo que en dirección opuesta. Esto tiene un efecto sobre la detección del eco en interfaces. En la mayoría de aplicaciones de ultrasonido un transductor sencillo sirve como fuente del haz de sonido y como detector del eco reflejado. Por lo tanto, la amplitud del eco depende de la orientación de la interface relativa al haz incidente. Esta dependencia angular es la razón de que algunas veces el eco sea difícil de captar porque la orientación de la interface no es perpendicular al haz de ultrasonido.

Un segundo factor que surge cuando el haz incidente no es perpendicular a una interface es la posibilidad de refracción del haz transmitido.

La refracción se refiere a un “doblamiento” del haz de sonido, que es, un cambio en la dirección del haz transmitido, en la interface. Esto da como resultado un haz transmitido emergiendo en una dirección diferente a la del haz incidente. Son dos las condiciones requeridas para que la refracción de una onda de sonido ocurra.

1. El haz de sonido debe ser incidente sobre una interface en un ángulo que no sea perpendicular.
2. La velocidad del sonido debe ser diferente en los dos lados de la interface.

Ambas condiciones deben cumplirse. Si el haz incidente es perpendicular a la interface, no importa que la velocidad del sonido sea diferente entre los dos materiales que forman la interface, la refracción no ocurrirá. Igualmente, aún para un ángulo oblicuo de incidencia, si la velocidad del sonido no cambia a través de la interface, la refracción no ocurrirá.

La cantidad de refracción es predicha por la ley de Snell, está relaciona la dirección del haz transmitido a la dirección del haz incidente y la velocidad del sonido en los dos materiales de los que está formada la interface. Suponiendo que c_1 es la velocidad del sonido del lado de la interface del haz incidente y c_2 la velocidad del sonido del lado del haz transmitido, θ_i será el ángulo del haz incidente y θ_t el ángulo del haz transmitido como se muestra en la figura 8. La ley de Snell se expresa en la ecuación [8].

$$\frac{\text{Seno } \theta_t}{\text{Seno } \theta_i} = \frac{c_2}{c_1} \quad [8]$$

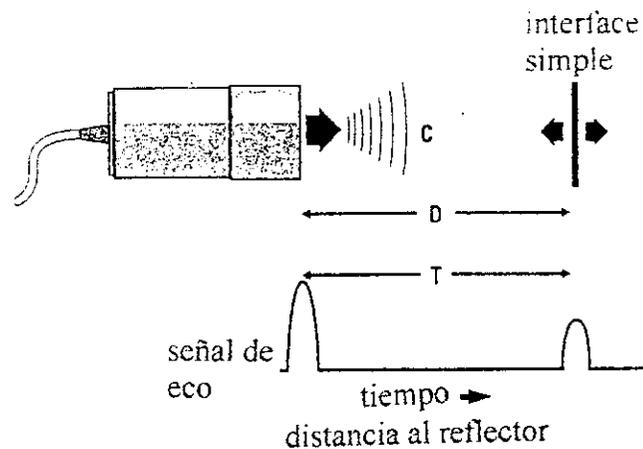
1.13 Pulso y eco

1.13.1 El rango de la ecuación del pulso y eco ultrasónico

Un transductor ultrasónico transmite pulsos acústicos de corta duración al medio. El pulso viaja a través del medio hasta que padece una reflexión parcial en la interface, dando como resultado una señal de eco que retorna al transductor. El tiempo que tarda entre transmitir un pulso y detectar la señal de eco es usado para determinar la distancia entre el transductor y la interface.

El principio se muestra en la figura 9. Un reflector es colocado a una distancia, D , del transductor. El tiempo, T , es el que tarda el pulso de sonido en viajar desde el transductor y al eco reflejado en regresar al mismo.

Figura 9. Rango de la ecuación en ultrasonido



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 47)

El tiempo, T , está dado por la ecuación [9].

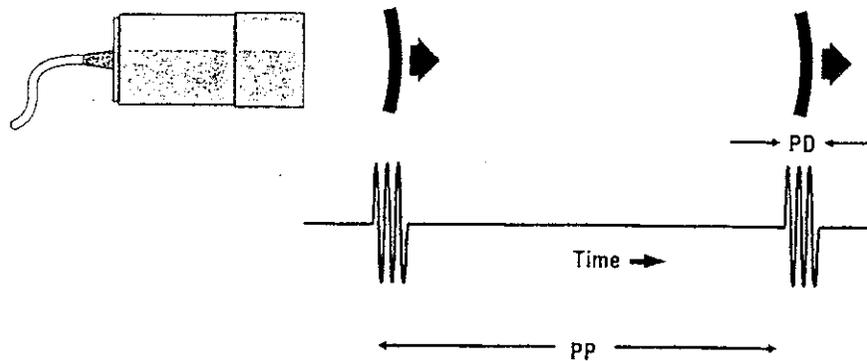
$$T = \frac{2D}{c} \quad [9]$$

Donde c es la velocidad del sonido en el medio. El tiempo es la distancia total que el pulso debe viajar al reflector y regresar, $2D$, dividido por la velocidad del sonido.

1.13.2 Características del pulso y factor de trabajo

En la mayoría de aplicaciones de pulso-eco, el transductor pasa la mayoría del tiempo escuchando el eco reflejado en la interface. La fracción del tiempo en que el transductor está activamente transmitiendo sonido es llamado factor de trabajo. Típicamente el factor de trabajo es menor que 0.01 (1%). La figura 10 ilustra esto, las ondas corresponden a dos pulsos sucesivos emitidos por el transductor. Los parámetros mostrados en la figura son la duración del pulso, PD, y el periodo de repetición del pulso, PP.

Figura 10. Características de los pulsos para un transductor en un sistema pulso-eco.



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 47)

La duración del pulso es el tiempo desde el principio de un pulso hasta el final del mismo. El periodo de repetición, es el tiempo desde el principio de un pulso al comienzo del siguiente.

2. TRANSDUCTORES EN EQUIPO MÉDICO

2.1 Propiedades de los transductores piezoeléctricos

2.1.1 El efecto piezoeléctrico

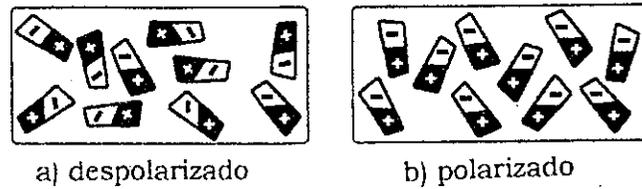
En general, el término transductor se refiere a cualquier dispositivo que es usado para convertir señales o energía de una forma a otra. Los transductores utilizados en ultrasonido emplean el efecto piezoeléctrico para generar ondas de sonido y detectar señales de eco. Tal efecto consiste en que al aplicar una fuerza perpendicular a las caras de un cristal de cuarzo se produce una carga eléctrica. Esta carga puede ser detectada y amplificada. De la misma manera, si una señal eléctrica es aplicada a un cristal de cuarzo, este vibra y envía una onda de sonido al medio. De aquí la acción de los transductores piezoeléctricos como detectores y transmisores de señales acústicas.

Además del cuarzo existe una sustancia también piezoeléctrica, llamada turmalina. Estos transductores son usados hoy en día en ultrasonido médico. Los transductores de cuarzo se encuentran aún en equipos de laboratorio para medidas de precisión acústica y ocasionalmente en equipos diseñados para aplicaciones de alta potencia. Sin embargo, en diagnósticos ultrasónicos el cuarzo ha sido sustituido por transductores piezoeléctricos de elementos cerámicos.

2.1.2 Elementos cerámicos

Estos elementos consisten en una mezcla de cristales microscópicos orientados aleatoriamente a través del volumen del elemento como se muestra en la figura 11

Figura 11. Descripción de un elemento transductor cerámico antes de la polarización (a) y después de la polarización (b).



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 22)

Mecánicamente estos materiales son un poco quebradizos y pueden ser dañados si se dejan caer o se golpean. Durante su fabricación pueden ser formados en varias configuraciones, tales como planchas rectangulares, discos planos o discos cóncavos.

Para ser útiles para transmitir y recibir ondas ultrasónicas, estos elementos cerámicos deben primero ser polarizados. Esto se efectúa calentando los materiales arriba de la temperatura de Curie, 365°C para algunos materiales. Un alto voltaje es aplicado a través del elemento produciendo un alineamiento parcial, o polarización, de los cristales microscópicos como se muestra en la figura 11. El elemento es entonces enfriado con el voltaje aún aplicado. Ahora permanecerá polarizado y exhibirá las propiedades piezoeléctricas deseadas.

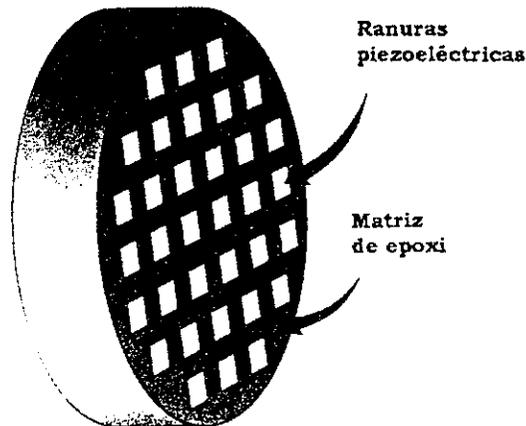
El elemento puede perder sus propiedades piezoeléctricas si es inadvertidamente calentado arriba de la temperatura de Curie.

2.1.3 Materiales piezoeléctricos compuestos

Un nuevo tipo de elemento transductor, un compuesto cerámico, es usado en muchos transductores y examinadores ultrasónicos.

El compuesto es una mezcla de una cerámica piezoeléctrica y otro material, como epoxi. Es formado por finas ranuras en la cara de un elemento piezoeléctrico regular. El espacio entre las ranuras es llenado con epoxi como se muestra en la figura 12.

Figura 12. Elemento piezoeléctrico compuesto.



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 22)

El elemento resultante es más ligero en peso que el elemento cerámico original. El compuesto cerámico-epoxi tiene muchas ventajas sobre los elementos cerámicos ordinarios. Primera, tienen más baja impedancia acústica que cerámicas ordinarias. Esto hace más fácil igualar la impedancia del transductor a la del medio por la cual viajará el sonido, lo cual es importante para una eficiente transmisión de ondas de sonido en un determinado medio. Segunda, se pueden fabricar para tener un ancho de banda amplio, esto es, el mismo transductor puede operar a diferentes frecuencias, o pueden ser fabricados para emitir pulsos que tengan una corta duración. Tercera, en muchos casos los materiales compuestos son más sensibles que los elementos piezoeléctricos cerámicos normales.

2.2 Construcción de los transductores

2.2.1 Componentes básicos

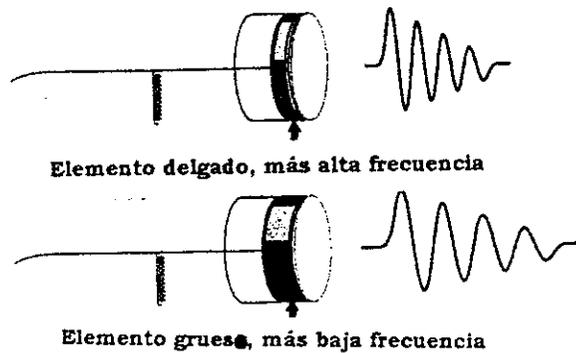
Algunas propiedades generales del diseño de los transductores son aprovechadas en el trabajo de transmisión de pulso y recepción del eco, para poder usarlos como un elemento único, es decir, ser utilizados para transmitir y recibir la señal.

Los transductores que funcionan como elemento único son utilizados en varias aplicaciones de equipo médico ultrasónico. El elemento piezoeléctrico para tales aplicaciones es un disco plano circular. El elemento es montado coaxialmente en una cubierta cilíndrica. Es necesario un aislamiento acústico como corcho o caucho para evitar el acoplamiento de energía ultrasónica a la cubierta. Una cubierta metálica previene el introducir señales eléctricas extrañas de ruido por medio del transductor. Tales señales son indeseables porque contribuyen a un excesivo ruido durante la detección del eco.

2.2.2 Frecuencia de resonancia

Un transductor piezoeléctrico tiene una frecuencia de resonancia más eficiente en convertir la energía eléctrica a energía acústica y viceversa. La frecuencia de resonancia es determinada principalmente por el espesor del elemento piezoeléctrico. Semejante a las cuerdas de una guitarra, los elementos delgados tienen una frecuencia de resonancia alta y los elementos gruesos tienen una frecuencia baja de resonancia como se muestra en la figura 13.

Figura 13. Frecuencia de resonancia y espesor del elemento transductor



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 24)

Los transductores son usualmente operados en o cerca de la frecuencia de resonancia del elemento. De esta manera los elementos contenidos dentro de transductores de alta frecuencia deben ser más delgados que aquellos transductores de baja frecuencia.

Algunos transductores de banda ancha son diseñados para ser operados en más de una frecuencia. Con estos transductores, el instrumento ultrasónico determina la frecuencia de la onda de sonido emitida.

2.2.3 Material de soporte

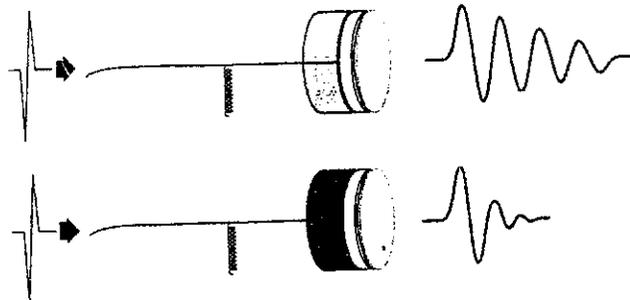
Los transductores de pulso-eco son excitados por pulsos cortos de energía eléctrica desde un transmisor de pulsos en un instrumento ultrasónico. En respuesta al pulso de excitación, el elemento transductor zumba, vibrando a su frecuencia de resonancia. Este envía un pulso de sonido al medio.

Para la mayoría de aplicaciones es deseable producir pulsos de muy corta duración. Esto optimiza la capacidad de resolución axial del transductor.

La duración del pulso puede ser minimizada reduciendo la vibración del transductor tan rápidamente como sea posible después de la siguiente excitación. El material de soporte de algunos transductores juega un papel principal en la reducción de la vibración del elemento transductor. El material de soporte detiene el zumbido del transductor después de la excitación. Para facilitar este papel, el material de soporte necesita tener dos propiedades. Primera, su impedancia acústica debe ser comparable a la impedancia del elemento piezoelectrico. Esto reduce la reflexión en la interface entre el transductor y el material de soporte, tal que ninguna energía propagada en la dirección trasera es transmitida fuera del elemento. Segunda, debe absorber las ondas de sonido transmitidas a través de él. Un fuerte material de soporte absorbedor de ondas de sonido sirve para reducir las vibraciones del elemento piezoelectrico, resultando en pulsos acústicos de corta duración transmitidos al medio.

La figura 14 muestra pulsos generados por dos transductores, uno con material de soporte ligero y el otro con uno fuerte. Para aplicaciones ultrasónicas es mejor aquel que produce pulsos de corta duración, como se muestra al tener un material de soporte fuerte.

Figura 14. Papel del material de soporte en la producción de pulsos de corta duración.



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 24)

2.2.4 Capas de adaptación de impedancia de un cuarto de onda

La mayoría de los transductores tienen capas de adaptación de impedancia para mejorar su sensibilidad, esto es, su habilidad de detectar ecos débiles. Las capas de adaptación de impedancia proporcionan una transmisión eficiente de las ondas de sonido del elemento transductor al medio y viceversa. Realizan esto reduciendo las reflexiones en la interface entre el transductor y el medio.

Cuando hay una gran diferencia entre la impedancia del transductor y el medio en donde el sonido viaja sucede que mucha de la energía producida por el transductor se refleja de regreso en el elemento. Una capa protectora de plástico cubre al transductor en algunos diseños antiguos, mejorando la transmisión, pero no dando los mejores resultados posibles.

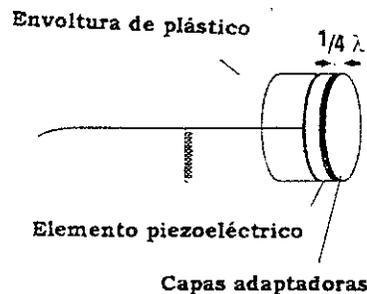
La transmisión del sonido es optimizada cuando las capas de adaptación de impedancia son unidas al elemento transductor. Como se muestra en la figura 15 la capa adaptadora de impedancia tiene un grosor de un cuarto de la longitud de onda del haz ultrasónico. La capa hace aparecer al transductor con una impedancia similar a la impedancia del medio (de aquí el termino adaptación de impedancia). Una capa adaptadora de impedancia de un cuarto de onda tiene las siguientes características:

1. Su impedancia acústica, Z_m , es intermedia entre la impedancia del elemento transductor, Z_t , y la impedancia del medio, Z_{st} (que en diagnóstico médico corresponde al tejido blando). Un valor apropiado es $Z_m = (Z_t \times Z_{st})^{1/2}$, ya que la impedancia de la capa adaptadora debe estar entre la impedancia del transductor y el medio.
2. Su grosor es exactamente un cuarto de la longitud de onda del haz ultrasónico.

Si estas propiedades están presentes, no hay reflexión en la interface; de aquí que la transmisión del sonido sea muy eficiente.

Un transductor no emite sólo una frecuencia, sino un espectro o rango de frecuencias. Una capa sencilla, adaptadora de impedancia de un cuarto de onda es exactamente de un grosor de un cuarto de onda, y sirve solo para una frecuencia. De este modo todas las frecuencias en una forma de onda no son eficientemente transmitidas por una sencilla capa adaptadora. Para superar este problema los fabricantes de transductores diseñan transductores con múltiples capas adaptadoras adheridas a la cara del elemento. Estas proveen en forma eficiente la transmisión de sonido entre el elemento piezoeléctrico y el medio, para un rango o espectro de frecuencias ultrasónicas.

Figura 15. Diseño de un adaptador de impedancia sobre la cara de un transductor



FUENTE: (ZAGZEBSKI, 1996. 24)

3. AVANCES DE LA ELECTRÓNICA EN EL CAMPO DE LA AYUDA A PERSONAS CON PARÁLISIS O CON UN MIEMBRO AMPUTADO

Durante los últimos años el desarrollo de equipo electrónico ha cobrado importancia fundamental en las diversas actividades de la sociedad; un área determinante es la electrónica médica, en la cual, con el desarrollo de diversos equipos se ha mejorado la atención a personas que sufren de alguna discapacidad. Se analiza específicamente lo que se refiere a la investigación y desarrollo de estimuladores y prótesis que son construidos con partes electrónicas, para personas que tienen algún miembro de su cuerpo inmóvil y para aquellas que de alguna manera han perdido alguno.

3.1 Investigación y desarrollo

Es el proceso de usar los resultados obtenidos para resolver un problema. El resultado de la investigación es a menudo la introducción de un nuevo dispositivo o técnica. La información aplicada puede ser el resultado del esfuerzo de investigadores o de los datos recabados de la literatura. El resultado de este proceso es la posibilidad de resolver un problema práctico, pero no es necesariamente una solución práctica al problema. Aparte de cualquier nuevo conocimiento ganado, los resultados incluyen frecuentemente un modelo del funcionamiento que demuestra la viabilidad de usarlo como una solución particular para resolver el problema.

El campo de la rehabilitación de personas con alguna discapacidad ha cambiado por elementos tales como compuestos avanzados, nuevas aleaciones, computadoras y electrónica del estado sólido. Inicialmente, los materiales avanzados y procesos son muy costosos y a menudo difíciles de maniobrar.

La cantidad de personas que necesitan de la profesión de rehabilitación es pequeña comparada con la porción del mercado necesaria para incentivar a fabricantes a apresurar el desarrollo de nuevos productos. Además constantemente son presentados al consumidor aparatos triviales como productos electrónicos que rivalizan o incluso exceden en su sofisticación a la mejor prótesis controlada electrónicamente.

No se pueden comprar aparatos de rehabilitación en forma excesiva simplemente para darle valor a estos productos, y animar a los fabricantes a desarrollar nuevas tecnologías surgiendo solamente para cubrir las necesidades de las personas discapacitadas. Por lo tanto cuando los fabricantes desarrollan nuevos mercados y productos ponen en práctica su experiencia para fabricar un producto más barato y seguro al uso, entonces es práctico hacer uso de estos materiales o técnicas desarrolladas en dispositivos como prótesis electrónicas y aparatos de rehabilitación. Siempre se debe recordar que adelantos en la profesión de rehabilitación son el resultado del desarrollo en otro campo.

3.2 Estimulación electrónica

La estimulación electrónica funcional se ha convertido en una nueva era para la rehabilitación y ofrece una gran esperanza para aquellos pacientes que están atados a una silla de ruedas o sufren dificultades de movilidad como resultado de un mal funcionamiento del sistema nervioso central.

Muchos centros alrededor del mundo están entregados al diseño de prototipos de sistemas de estimulación electrónica para rehabilitación y ejercicio de personas; quienes han perdido algo o todo control de alguno de sus músculos.

3.2.1 Perspectivas generales

Los investigadores han buscado unir estimuladores electrónicos con modernas abrazaderas externas para hacer sus sistemas seguros y prácticos. Un estimulador electrónico es un sistema compuesto de un estimulador de músculos basado en un microprocesador y electrodos para la transmisión de señales al cuerpo. Se pueden lograr movimientos provechosos de las extremidades y del tronco a través del aumento de la estimulación muscular controlada por una computadora. Sin embargo, el estimulador electrónico tiene limitaciones inherentes en restablecer funciones a pacientes en forma segura y eficiente. Por esta razón ha sido necesaria la implementación de un aparato híbrido que en términos generales se describe como un circuito electrónico combinado con una parte mecánica.

Una andadura con un estimulador electrónico cada vez se aproxima más a la forma en la que caminamos normalmente. Debido a los avances en programas de computadoras y sensores, la necesidad de abrazaderas está limitada a la prevención de lesiones de las articulaciones, tejidos y huesos como resultado de la contracción de un músculo en forma no natural al caminar por superficies irregulares; además también son usadas como soporte parcial antigravitacional.

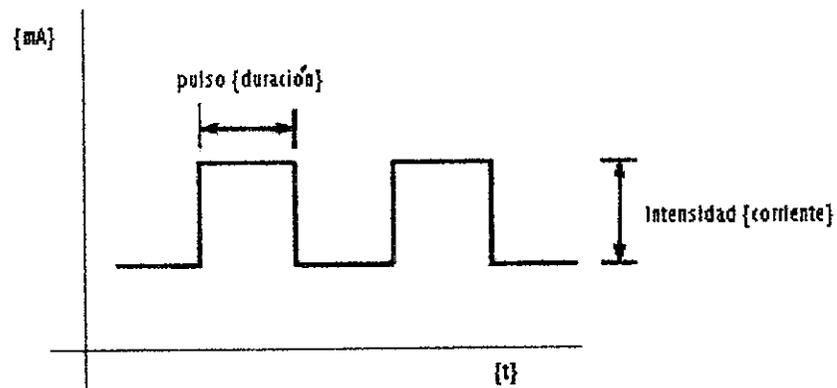
Además de la restauración funcional, la estimulación eléctrica muscular tiene un valor terapéutico, esto es, ha sido utilizada para revertir atrofas musculares, aliviar temporalmente espasmos y reducir o prevenir contracturas de tejidos.

Los electrodos superficiales son ideales para suministrar estimulaciones a algunos músculos sin invadir el cuerpo, sin embargo, algunos pacientes han tenido dificultades al aplicarse electrodos convencionales a lugares múltiples de su cuerpo.

3.2.2 Interacción del estimulador electrónico con el cuerpo

El cuerpo humano responde a diferentes formas de estimulación, por ejemplo eléctrica, química, de presión, etc. El sistema neuromuscular responde especialmente a señales eléctricas entregadas en pulsos cortos de una intensidad, duración y frecuencia dada por una fuente externa tal como un estimulador muscular. Variando cualquiera de estos tres parámetros mostrados en la figura 16 se pueden coordinar las fuerzas de contracción en los músculos.

Figura 16. Intensidad, duración y frecuencia de pulsos generados por un estimulador electrónico.



Un neuromotor es excitado por una fuente eléctrica externa induciendo un cambio de iones (despolarización) entre las caras interiores y exteriores de la membrana de la célula nerviosa.

Los nervios, al aplicarles un umbral eléctrico externo, responden de una forma “todo o nada”. Al aplicarles el pulso contraccionan y al bajar de nivel regresan a su posición original, de modo que al incrementar el estímulo mas allá del umbral no se obtendrá un incremento de la salida del neuromotor. El incremento en el estímulo puede dar como resultado el refuerzo de otros neuromotores.

La fuerza de los músculos es también modulada por la frecuencia de los estímulos. La membrana muscular o su componente eléctrico tiene un periodo inmune a la despolarización, pero el mecanismo contráctil no. Cuando la membrana ha reasumido la capacidad de propagar otra onda eléctrica a través del músculo, el mecanismo contráctil está empezando a acortar el músculo. Un estímulo subsecuente a través de las fibras musculares acortará el músculo incluso mas allá. Cuando la frecuencia del estímulo aumenta, la distinción entre las contracciones nerviosas disminuye, mientras la magnitud de la fuerza se incrementa.

3.2.3 Electrodo

En estimulación muscular son usados tres tipos de electrodos: superficiales, percutáneos e implantados. Cada tipo de electrodo tiene características únicas que lo hacen tener avances para un uso en particular. En todos los casos, un electrodo activo y uno inactivo son necesarios para que la corriente fluya a través de los tejidos. Los electrodos superficiales son colocados sobre la piel de los pacientes, abarcan un gran grupo de músculos al instante y se retiran inmediatamente después del uso. Estos son mejores para la selección de músculos superficiales que para músculos muy profundos además no seleccionan grupos de músculos individuales tan efectivamente como los otros dos tipos de electrodos.

Los electrodos percutáneos son insertados con una aguja a través de la profundidad de la piel dentro del músculo que está próximo al neuromotor. Con estos electrodos se pueden seleccionar músculos individuales fácilmente. Es posible removerlos pero generalmente son mantenidos dentro de la piel por largos períodos de tiempo. Sin embargo, estos son frecuentemente quebrados o movidos, existiendo la posibilidad de infecciones. Los electrodos implantados son similares a los electrodos percutáneos, con la excepción que es necesaria una cirugía para implantarlos y extraerlos, son generalmente muy seguros y además la propensión a moverlos fuera del nervio es muy reducida.

3.2.4 Conducción del tejido

La conductividad relativa del tejido depende del agua y cantidad ionica que contenga. Los músculos tienen un 75%; la grasa un 15% y la piel y huesos de un 5% a un 15%. Para pasar corriente a través de tejidos de alta impedancia, es necesario un alto voltaje. Por ejemplo, es necesario un voltaje mas alto para electrodos superficiales que pasan corriente a través de piel de baja conducción y grasa antes de alcanzar los neuromotores que para electrodos implantados o percutáneos para producir contracciones musculares similares.

3.2.5 Fatiga muscular

Cuando un músculo se contracciona continuamente, su fuerza cae con respecto al tiempo, como un porcentaje de su valor inicial. Una caída de un 50% en un minuto es típica en un músculo estimulado eléctricamente que no ha sido crónicamente estimulado, lo cual es significativamente más rápido que en un músculo normal. Existen varias teorías relativas a la causa de la fatiga muscular en la estimulación eléctrica; de las cuales se proponen las más importantes.

3.2.5.1 Excesiva frecuencia de estimulación

Los neuromotores son incapaces de despolarizar las fibras musculares cuando la frecuencia de disparo del potencial aplicado excede a 15 Hz, según K. Krnjevic y R. Miledi; y de 10 a 20 Hz según E. Kugelberg y L. Edstrom. La frecuencia de los estimuladores eléctricos generalmente comienza tan baja como 20 Hz y puede ser tan alta como 70 Hz. Esto sólo se utiliza en enfermedades tetánicas para realizar contracciones que dan como resultado movimientos provechosos de las partes inmóviles.

En contracciones normales, la frecuencia del potencial puede ser baja porque las contracciones nerviosas individuales en diferentes músculos ocurren en diferentes momentos. No importa qué tan larga sea la contracción, el estimulador excita las neuronas simultáneamente; por consiguiente los mismos neuromotores son repentinamente activados.

3.2.5.2 Orden incorrecto de fibras musculares

La fatiga muscular en estimulación eléctrica es también debida al orden inverso de las fibras musculares con estímulo creciente. Los músculos están compuestos de dos tipos de fibras, una de contracción nerviosa rápida (blanca) y otra lenta (roja). Las fibras rojas contraccionan lentamente, metabolizan aeróbicamente, son resistentes a la fatiga. Sus axones tienen un gran umbral de excitación. Las fibras blancas se contraen rápidamente, metabolizan anaeróbicamente, siendo menos resistentes a la fatiga que las fibras rojas. Sus axones tienen un umbral eléctrico menor que las fibras rojas. Durante una contracción sostenida, el orden natural de selección es: primero las fibras rojas y luego las blancas. Los estimuladores seleccionan las fibras en orden inverso debido a las características de bajo umbral eléctrico de las fibras blancas.

3.2.5.3 Oclusión de la sangre

Para que la sangre fluya adecuadamente a través de los músculos, la frecuencia aplicada debe ser mas baja de 20 Hz para músculos de fibras rojas y más baja de 5 Hz para músculos de fibras blancas. La sangre debe fluir a través de los músculos; de lo contrario conduce a fatiga muscular.

3.2.6 Excesiva estimulación del músculo

Exigir demasiado de los músculos es el principal factor que contribuye a la fatiga muscular. Las estimulaciones eléctricas de lazo abierto en una vía entregan señales eléctricas del estimulador al músculo.

Un estimulador de lazo abierto es incapaz de interrumpir y continuar las contracciones musculares en el momento exacto durante el paso del ciclo; ni puede balancear exactamente el cuerpo contra la gravedad o propulsarlo eficientemente hacia delante porque la información acerca de fuerzas y momentos no es enviada a una computadora.

En la estimulación de lazo cerrado, la información acerca de la condición del cuerpo durante posiciones de pie o caminando es tomada por sensores que son montados sobre el cuerpo y procesados en una computadora logrando que los músculos puedan responder más apropiadamente al ambiente y a las perturbaciones.

El control de realimentación de lazo cerrado analiza constantemente el cuerpo, en la misma forma en la que el sistema nervioso lo hace, procurando aplicar niveles de estimulación más bajos y seguros.

3.2.7 Circuitos de aplicación

En este apartado se presentan algunos circuitos, en los cuales la idea principal es estimular determinados músculos por medio de pulsos eléctricos capaces de producir corrientes por el organismo, mucho más bajas de las que podrían provocar alguna lesión, pero suficientes para producir un estímulo.

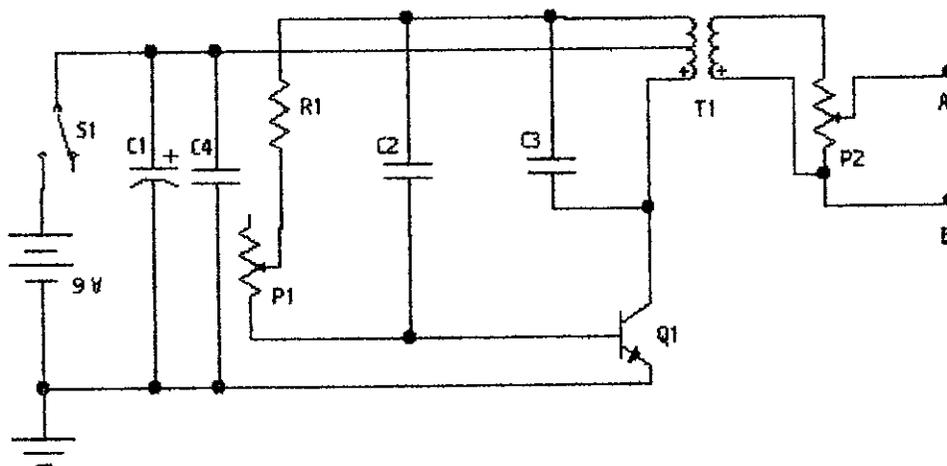
Se generan pulsos de media tensión durante intervalos reducidos, controlados en frecuencia para fortalecer los músculos, nervios y otras áreas determinadas del organismo. El estímulo es realizado externamente, normalmente por medio de dos electrodos que se colocan en la zona a ser tratada. En estos circuitos es necesario utilizar inversores para la generación de un alto voltaje necesario para vencer la resistencia de la piel para producir el estímulo. Los inversores utilizados, trabajan con corrientes muy pequeñas para evitar descargas bruscas. En los siguientes circuitos se permite variar la tensión de los pulsos aplicados con lo cual se ajusta la intensidad del estímulo. Además se puede ajustar la frecuencia de los mismos.

El principio utilizado es elevar la tensión aplicada hasta obtener pulsos de tensión alterna elevada. Se utiliza un transformador que opera con las variaciones de corriente producidas por un oscilador.

En la figura 17 se muestra un estimulador en el cual se generan tensiones de hasta 400 voltios, con una alimentación de 9 voltios. Mediante el potenciómetro P1 se efectúa el ajuste de frecuencia. El oscilador utiliza un transistor en configuración base común, un transformador de 220 V a 6V + 6V de 500 mA. El potenciómetro P2 ajusta la intensidad de los pulsos aplicados.

Estos circuitos deben ser utilizados por profesionales médicos expertos en la rama del tratamiento de dolores musculares, contracturas, deficiencias de la piel y atrofas musculares.

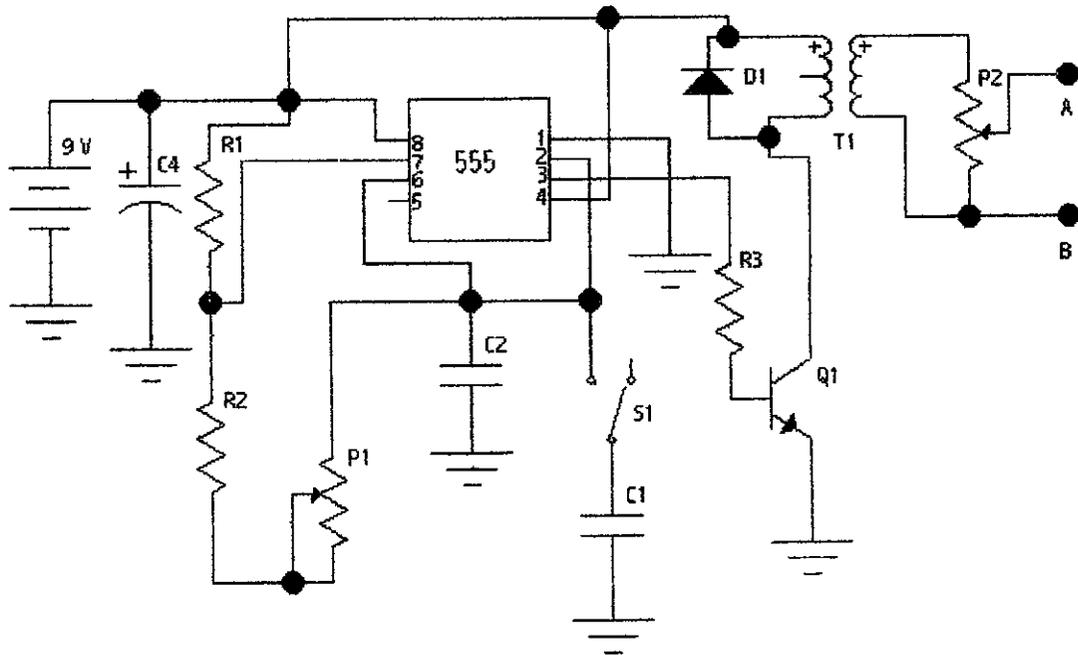
Figura 17. Circuito estimulador con transformador



Los valores de los elementos del circuito son $R1=1k\Omega$, $P1=47k\Omega$, $P2=10k\Omega$, $C1=100\mu F$ y 12V, $C2=10nF$, $C3=47nF$ y el transistor Q1 es el TIP31C.

El circuito de la figura 18 tiene como base un oscilador realizado sobre la base del circuito integrado 555 en configuración de libre oscilación. La variación de la frecuencia se hace por medio de P1. La señal de salida excita un transistor de potencia en cuyo colector se coloca el transformador encargado de elevar la tensión de los pulsos de salida.

Figura 18. Circuito estimulador con el integrado 555



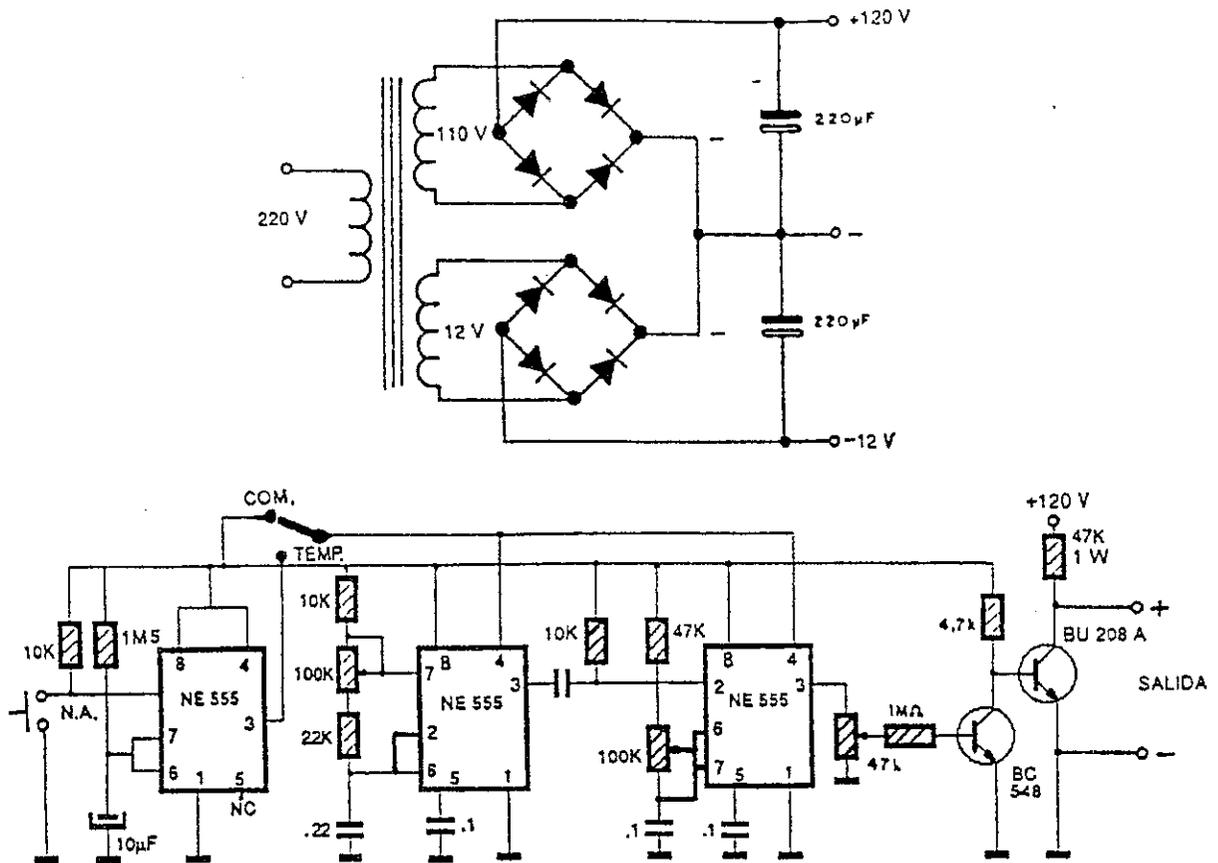
Los valores de los elementos del circuito son $R1=10k\Omega$, $R2=2.2k\Omega$, $R3=1k\Omega$, $P1=1M\Omega$, $P2=10k\Omega$, $C1=470nF$ y $12V$, $C2=47nF$, $C3=1nF$, $C4=1000\mu F$, un transformador $220V$ a $12V$ de 500 mA , un circuito integrado 555 y el transistor Q1 es el TIP31C.

En el circuito de la figura 17, los electrodos de salida se conectan a los puntos A y B. Por medio del interruptor S1 se puede cambiar la gama de frecuencias de trabajo al colocar a C1 y C2 en paralelo. En ambos circuitos se gradúa el potenciómetro P2 para obtener un mínimo de intensidad de salida, aumentando gradualmente la intensidad para evitar descargas no deseadas.

En la figura 19 se muestra el circuito de un estimulador el cual permite estimulación continua o temporizada y posibilita variar la intensidad, la frecuencia y el ciclo de actividad. Este trabaja con un transistor de salida para altas tensiones.

La temporización del estimulador se realiza por medio de un circuito integrado 555 actuando como oscilador monoestable disparado por un interruptor de contacto normalmente abierto. La señal a utilizar se obtiene de un segundo circuito integrado 555, cuya frecuencia se varía a partir del potenciómetro de 100k Ω , y el ciclo de actividad por un tercer circuito integrado 555 en configuración de circuito de reloj.

Figura 19. Estimulador electrónico con control de frecuencia, intensidad y ciclo de trabajo.



FUENTE: (WHITSON, 1991. 154)

3.3 Prótesis electrónicas

Durante los pasados 25 años, los avances dentro del campo de la tecnología electrónica han tenido un firme y creciente impacto en el campo de las prótesis. Esto ha llevado al uso de miembros electrónicos por un segmento ancho de la población de adultos con miembros amputados así como por un aumentado número de niños e infantes con deficiencias de miembros adquiridas y congénitas. Por ejemplo, en 1981 empezó un programa en Detroit, E.U.A., para proveer de prótesis electrónicas a niños. Los diseñadores tuvieron una preocupación principal, la cual fue, el temor de fallas electromecánicas frecuentes de los componentes de la prótesis causadas por el uso de los niños. Al mismo tiempo, parecía razonable asumir que montar en niños equipo electrónico caro podría conducir a reparaciones muy costosas. Los hechos actuales han demostrado que estos temores han sido infundados, ya que estos equipos electrónicos fabricados para niños han sido muy durables, siendo la frecuencia de falla electromecánica cerca de tres veces cada dos años.

Para niños preescolares una consideración práctica para el uso de prótesis electrónicas es tomar en cuenta su peso. Por ejemplo un niño de un año puede tolerar fácilmente prótesis con un peso de 340 a 454 gramos. La empresa Variety Ability Systems Inc, en Toronto, Canadá, construye prótesis con un peso menor a 255 gramos.

3.3.1 Programa de banco de miembros

Un estudio de miembros electrónicos debe mencionar el soporte. Un banco de miembros consiste en una colección de manos electrónicas, electrodos, cables, baterías, cargadores de baterías que puedan proveer un reemplazo al instante para cualquier componente que esté siendo usado por una persona con un miembro amputado.

Los bancos de miembros son formados generalmente por un período de tiempo como componentes donados por familias en las cuales los niños han crecido y dejado las prótesis, aunque inicialmente puede estar compuesto de componentes nuevos para proveer un soporte inicial. El beneficio más importante de éstos es reducir el tiempo fuera de servicio por reparaciones y mantenimiento.

El éxito en este programa debería incluir la capacidad de hacer reparaciones en casa para cualquier sistema electrónico que está siendo usado por los pacientes. Cuando es necesario enviar componentes a la fábrica para servicio, el resultado son semanas de demora antes de que la prótesis pueda ser usada de nuevo. Se puede tener en casa un sencillo inventario de fallas con las mejores soluciones a éstas.

Una segunda ventaja del banco de miembros podría ser proveer los fondos a niños los cuales su familia no pudiera cubrir el costo total de la prótesis. Sería de gran beneficio para muchas familias de escasos recursos.

Un tercer beneficio podría ser que los pacientes tengan un uso preparatorio de las prótesis electrónicas. Esto tiene tres funciones; preparación, evaluación y entrenamiento. La preparación incluye establecer los sitios óptimos de los electrodos, mejoramiento de la captación de las señales y condiciones de los tejidos para aceptar los enchufes y el peso de la prótesis.

La evaluación ayuda a darle validez al diseño del enchufe y a la selección de los componentes, determinar la motivación de paciente y parientes, demostrarle el valor funcional del aparato al paciente y familia y proveer evidencia clínica para sustentar racionalmente costos y beneficios.

En términos de entrenamiento, puede ayudar al paciente a descubrir las características de operación y les permite realizar actividades del diario vivir con una prótesis electrónica. Aunque una preparación para prótesis electrónica debe estar ajustada con el mismo cuidado que una prótesis definitiva, el proceso de fabricación y los componentes usados proveen una forma muy efectiva de analizar las necesidades reales de los pacientes.

3.3.2 Ventajas y desventajas de las prótesis electrónicas

El mayor beneficio que tienen los miembros electrónicos es tener una apariencia de la mano más real y natural. Segundo, la mano electrónica es eléctricamente poderosa, provee una fuerza de manipulación que se acerca más a una mano natural. Tercero, la habilidad potencial de utilizar las prótesis en todos los planos espaciales, comparadas con las prótesis mecánicas. Además las prótesis electrónicas pueden ser utilizadas fácilmente por los niños. Esto es particularmente real con los nuevos circuitos electrónicos que proveen una manipulación sencilla, por lo cual una contracción del músculo inicia abriendo la mano y una total relajación de los músculos proveen un cerrado automático. Por último, eliminar los arneses de hombros provee gran comodidad, menos resistencia a usar la prótesis y elimina la necesidad de movimientos toscos del cuerpo.

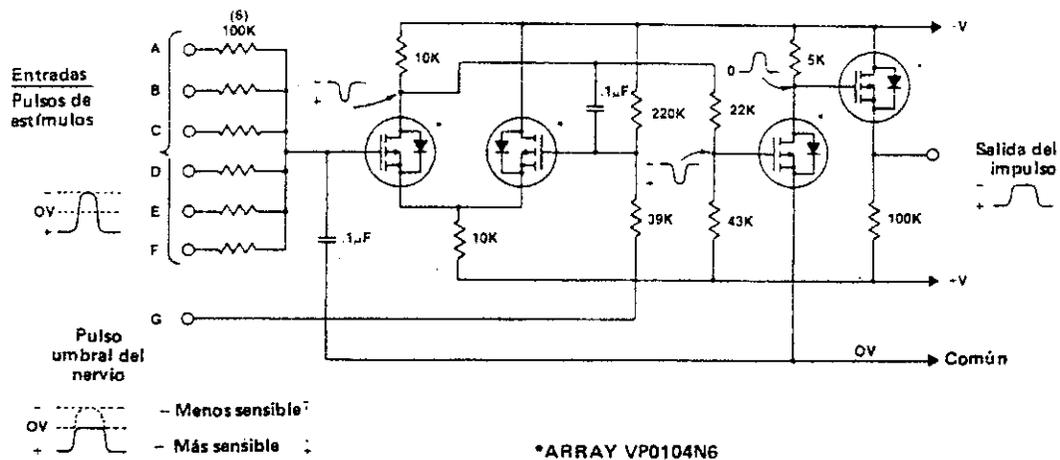
Entre las desventajas principales está el costo, la segunda es la incapacidad de usar la prótesis en algunos ambientes, particularmente en lugares húmedos y arenosos. Bajo estas circunstancias es recomendable utilizar guantes cosméticos que proveen una protección básica para los elementos internos.

Y por último, una tercera consideración para el uso de prótesis, especialmente para niños, es que sin arnés es fácil de retirar en forma inapropiada. Esto puede ser remediado con el uso de una banda elástica para ayudar a la seguridad de la prótesis.

3.3.3 Célula nerviosa artificial

El circuito mostrado en la figura 20 es utilizado como parte de la tecnología de detección, y es adecuado para aplicaciones de robótica, dispositivos de prótesis y procesadores rápidos necesarios en sensores de piel. Los pulsos del sensor se suman de una manera no lineal en una entrada de coincidencia con un pulso umbral, que determina el nivel de estímulo para el que aparece una salida de una cierta amplitud. Además, la fuente de alimentación gobierna directamente la acción del circuito, por lo que constituye otra variable de la respuesta del "nervio". Una característica del circuito es la diferenciación en el tiempo de la mayoría de los impulsos de entrada, utilizando el pulso umbral como una función del dominio del tiempo, con sus variaciones de tensión.

Figura 20. Célula nerviosa artificial



FUENTE: (WHITSON, 1991. 303)

4. DISEÑO DE UN BASTÓN PARA PERSONAS INVIDENTES

4.1 Descripción

El diseño que se presenta consiste de un conjunto de circuitos que juntos tienen la finalidad de servir como un aparato de guía a personas invidentes, como lo hace un bastón. El principio de funcionamiento se basa en la forma que algunos animales, como el delfín y el murciélago, utilizan para su movilización. Por naturaleza estos animales no tienen el sentido de la vista desarrollado, así que al transitar envían una onda de sonido, la cual choca contra cualquier obstáculo o comida en su camino, y es detectada en su retorno; pudiendo determinar la ubicación y distancia a la que se encuentra de ellos.

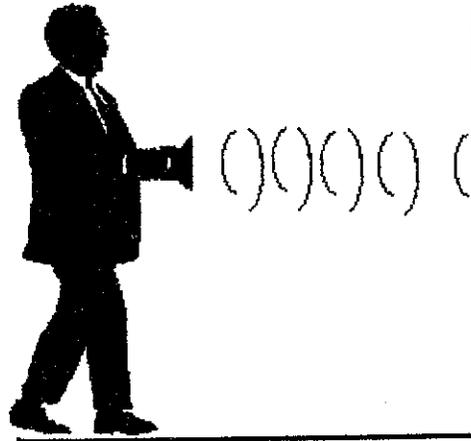
La figura 21 muestra la forma tradicional en la que una persona invidente se moviliza. Con un bastón palpa los diversos obstáculos que encuentra en su camino.

Figura 21. Forma tradicional de movilización de una persona invidente



En la figura 22 se muestra como el diseño envía ondas de sonido, como éstas se reflejan en el obstáculo y son captadas para ser trasladadas a un sistema de alarma que advierte a la persona invidente de un obstáculo en su camino.

Figura 22. Forma en la que una persona invidente se traslada usando el diseño

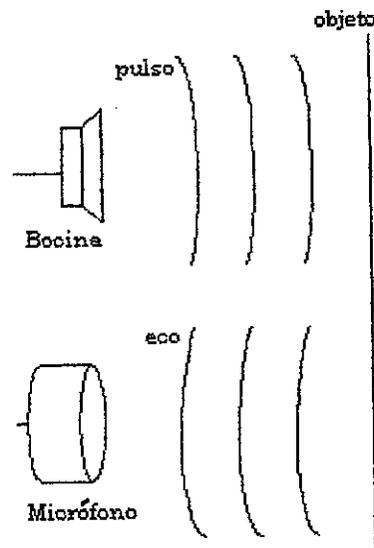


El aparato es capaz de detectar un objeto a una distancia aproximadamente de 3 metros, alertando al usuario mediante pulsaciones sensibles al tacto. Estas pulsaciones tienen una velocidad de repetición, frecuencia, que depende de la distancia a la que el usuario se encuentre del obstáculo. El circuito incluye un interruptor de contacto que le permite al usuario activarlo en el momento en el que lo necesite; esto permite un ahorro de energía, la cual es necesaria, para su funcionamiento.

Con esto la persona invidente tiene varias ventajas como por ejemplo: tener un radio de alcance mayor, tener una idea de la distancia aproximada del obstáculo, facilidad de transportación debido a su tamaño y peso ideal además de aprender a usarlo de una forma fácil.

Los pulsos generados son enviados al espacio por medio de un transductor transmisor, una bocina, y el eco captado por medio de un transductor receptor, un micrófono. Esto se muestra en la figura 23.

Figura 23. Transmisión y recepción de pulsos



Es necesario analizar los parámetros de los pulsos generados por el circuito, como lo son frecuencia y forma de onda, para poder justificar sus valores. El circuito genera pulsos cuadrados de corta duración que son enviados al espacio por medio de un transductor; es necesario generar esta forma de pulso debido a que existe una mayor facilidad de detección del eco. Por ejemplo una forma de onda senoidal podría fácilmente confundirse con el eco y no tener definición en su retorno.

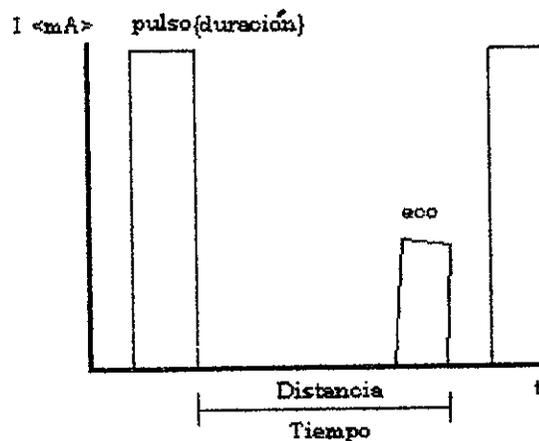
El tiempo recorrido por el pulso hasta llegar al obstáculo y el eco en regresar se usa para determinar la distancia entre los transductores y el obstáculo.

Esto es, tomando la velocidad del sonido en el aire como 330 m/s y midiendo el tiempo recorrido del pulso y eco.

La frecuencia de los pulsos emitidos es importante, ya que determina el margen de distancias que se pueden detectar. Esto es, el eco reflejado debe estar presente en el transductor detector antes que el pulso siguiente de envío sea producido.

En la figura 24 se muestran los diversos parámetros en la detección del eco; como lo son frecuencia, duración de los pulsos, distancia recorrida y tiempo.

Figura 24. Determinación de distancia por medio de la medición del tiempo pulso-eco



De la frecuencia depende el tiempo de repetición de dos pulsos consecutivos (ecuación 1) y de éste el margen de distancia que se puede medir (ecuación 9); ya que el eco reflejado debe ser captado antes de que se produzca el siguiente pulso.

4.2 Diagrama de bloques

En la figura 25 se muestra en bloques el diseño del circuito; el oscilador primario genera pulsos de corta duración con una frecuencia F_c , estos son amplificados y enviados al aire por medio de una bocina. El sonido viaja desde la fuente, choca y se refleja, el eco reflejado es captado por un micrófono.

El eco es amplificado y pasado por un filtro pasabajos con frecuencia de corte un poco mayor que F_c ; esto evita que señales de ruido del ambiente y el generado por el amplificador pasen a la siguiente etapa.

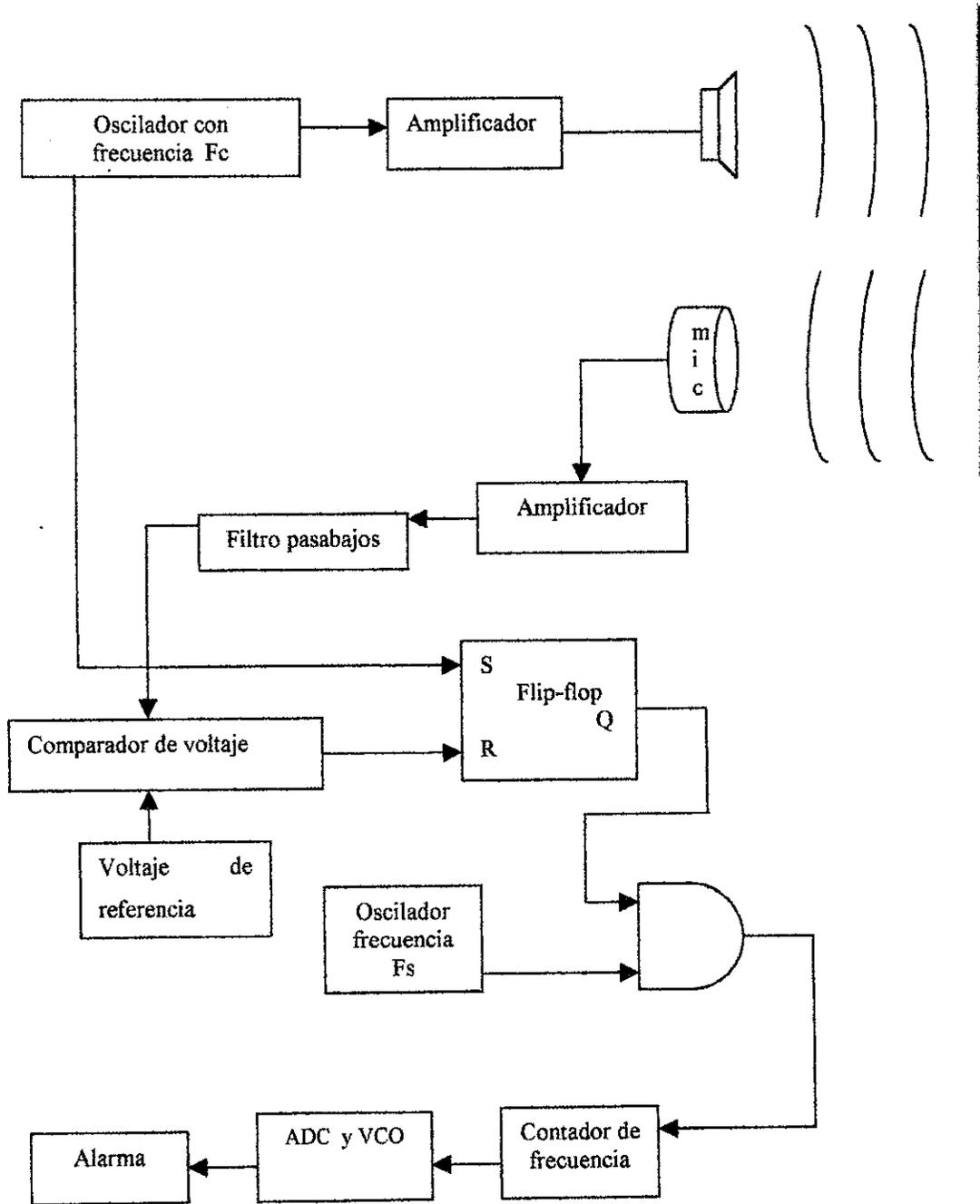
La señal del oscilador primario también tiene otra finalidad; es usada para activar un flip-flop RS, el cual con un pulso en la entrada R cambia su salida Q de nivel 0 a 1.

La salida del flip-flop RS en nivel 1 hace que una compuerta AND permita el paso de una cantidad de pulsos generados por un oscilador secundario con frecuencia F_s . El pulso que se envía al espacio es captado, después de su choque con un objeto, amplificado y filtrado.

El eco es pasado a una etapa de comparación, la cual tiene la función de darle sensibilidad al circuito. El comparador se ajusta a cierto voltaje de referencia. Cuando el eco filtrado tiene un valor de voltaje menor al voltaje de referencia, la salida del comparador es cero lo cual mantiene al flip-flop RS con salida en nivel 1.

Cuando el eco es mayor que el voltaje de referencia, la salida del comparador es de 5 voltios; voltaje necesario para trabajar con niveles digitales TTL. Este valor de voltaje cambia el estado del flip-flop de nivel 1 a 0.

Figura 25. Diagrama de bloques del circuito



El tiempo desde que el pulso del oscilador primario establece la salida del flip-flop en un nivel 1 hasta que el eco la pone en 0, es el que se tarda el pulso en viajar, chocar con el objeto y regresar. Este es correspondiente al número de ciclos, generados por el oscilador secundario, que pasan por la compuerta AND.

En la figura 26 se muestra el diagrama de tiempo del flip-flop para tener una mejor comprensión de la forma en que cambia de estado. Además la tabla V muestra su funcionamiento.

Figura 26. Diagrama de tiempo de la activación del flip-flop RS

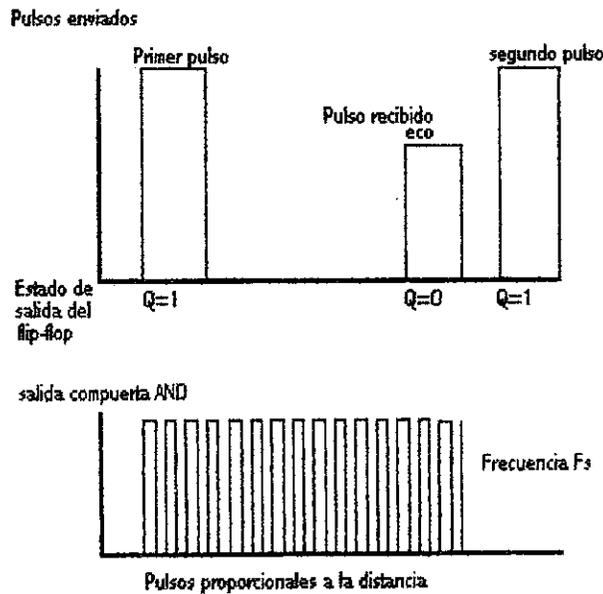


Tabla V. Tabla de verdad de un flip-flop RS

R	S	Q	Q'
L	L	no permitido	
L	H	H	L
H	L	L	H
H	H	sin cambio	

Los pulsos de salida de la compuerta AND son transferidos a un contador de pulsos, la cuenta de estos es proporcional a la distancia entre la bocina que está transmitiendo y el obstáculo. Esta cantidad de pulsos es pasada a un DAC que convierte los números binarios en un voltaje analógico. Este voltaje es enviado a un VCO que lo convierte en frecuencia. Por último, la frecuencia se transmite a un elemento vibrador que está acoplado a la mano de la persona invidente.

Así pues, cuando la persona se acerca al obstáculo puede sentir pulsaciones proporcionales a la distancia que los separa. De este modo puede determinar a cuánta distancia se encuentra de cualquier objeto en su camino.

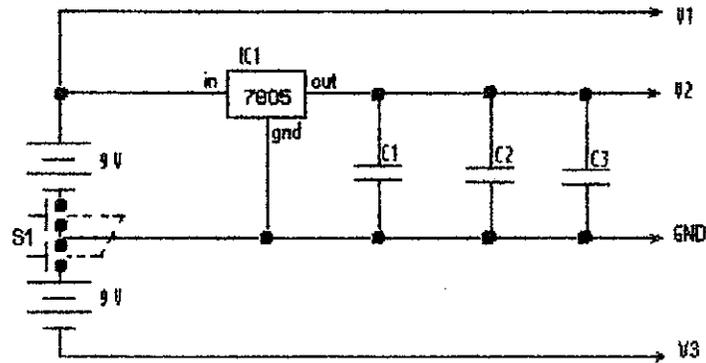
4.3 Componentes del circuito

Cada una de las partes del circuito tiene una función específica. Se utiliza una nomenclatura para las señales de entrada y salida; esta es: una flecha (\rightarrow) que entra al circuito indica voltajes o señales de entrada y una flecha (\leftarrow) saliendo del circuito indica señales o voltajes de salida. Además cada entrada y salida está identificada con una letra mayúscula para su mejor comprensión.

4.3.1 Fuente de alimentación

El circuito que se muestra en la figura 27; está alimentado por dos baterías cuadradas de 9 voltios. El voltaje positivo es regulado por medio del integrado 7805 (IC1) a 5 voltios (V2) para los circuitos TTL utilizados. Utiliza 3 capacitores de $0.01 \mu\text{F}$ (C1, C2 y C3) para evitar los picos producidos por los cambios de estado de los contadores. Además, está provisto de un interruptor de contacto de doble polo S1, para ponerlo a funcionar.

Figura 27. Fuente de alimentación



4.3.2 Oscilador primario

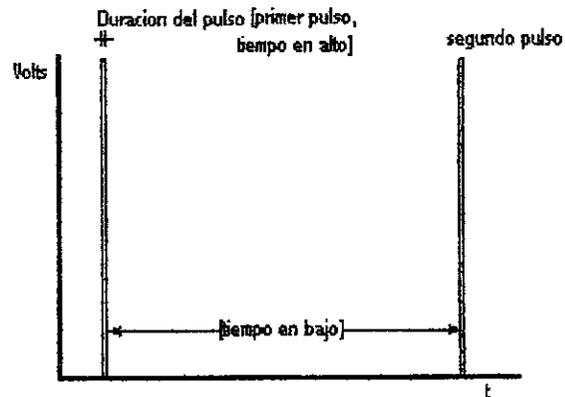
Es un oscilador de onda cuadrada basado en el integrado 555 en modo astable. La señal de salida es amplificada y enviada al aire. Dependiendo de la frecuencia generada, f_c , se obtiene la gama de distancias que pueden medirse; ya que el eco debe regresar antes de que se repita el siguiente pulso.

Esto significa que el valor de la longitud de onda, λ , tiene que ser menor a la distancia recorrida por el pulso, $2D$. O sea que $\lambda < 2D$ y como $D=3$ mts. se debe cumplir que $\lambda < 6$.

Tomando el valor de $\lambda = 5.5$ mts. y la velocidad del sonido, c , como 330 m/s entonces de la ecuación 3 tenemos que $f = 330/5.5 = 60$ Hz. De la ecuación 1 se obtiene el periodo, T , $T = 1/60 = 0.01666$ segundos.

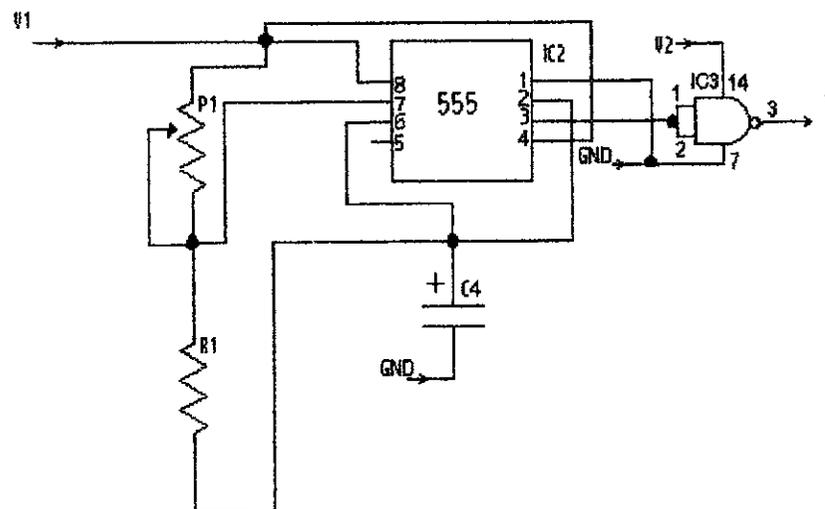
Los pulsos generados tienen que ser de corta duración, lo que significa que el tiempo en el que el pulso está en estado alto debe ser mucho mayor al tiempo en estado bajo. Esto se muestra en la figura 28.

Figura 28. Frecuencia generada por el oscilador primario



El circuito del oscilador se muestra en la figura 29. El circuito integrado IC3 es el 7400 y es usado para invertir la señal generada para lograr que el tiempo en bajo sea mayor que el tiempo en alto; el circuito integrado IC2 es el 555, $P1=50k\Omega$, $R1=10k\Omega$ y $C4=0.47\mu F$, 16 voltios.

Figura 29. Oscilador primario



4.3.3 Amplificador de salida

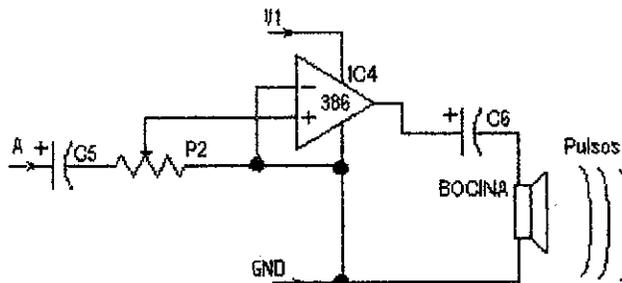
La etapa de salida tiene la función de amplificar los pulsos generados por el oscilador, para darle a la señal la potencia necesaria para alcanzar la distancia requerida. Se utiliza el operacional LM386 con una ganancia de 20. En la tabla VI se muestran las características de dicho circuito integrado.

Tabla VI. Características del LM386

Rango de voltaje de alimentación	+4 a +12V
Corriente de reposo	4 a 8 mA
Salida de potencia	250 a 325 mW
Ganancia de voltaje	20 a 200
Ancho de banda	300 kHz
Distorsión armónica total	0.2 %
Resistencia de entrada	50 k Ω

El circuito se muestra en la figura 30. El circuito integrado IC4 es el LM386, C5=100 μ F, 16 voltios; C6=220 μ F, 16 voltios; P2=10k Ω y la bocina es un tweeter piezoeléctrico.

Figura 30. Amplificador de salida

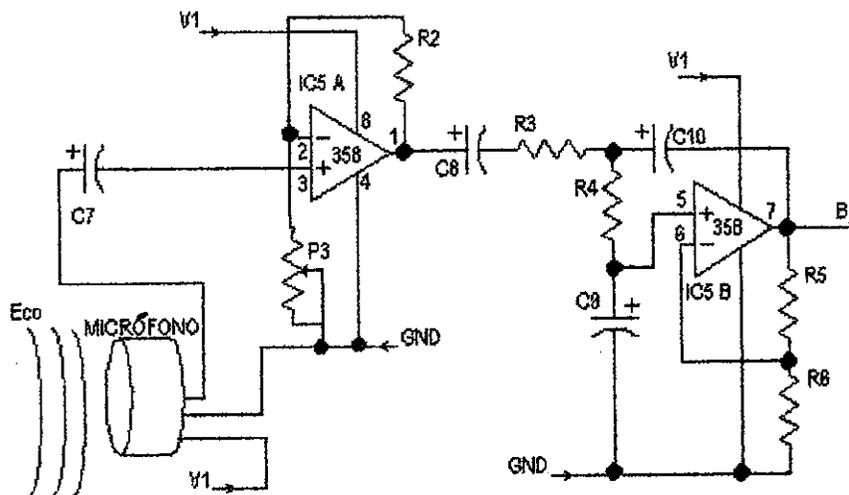


4.3.4 Amplificador de entrada

Este circuito capta los pulsos que son reflejados, en los objetos, por medio de un micrófono; amplifica la señal, aumentándola a un nivel de voltaje necesario para ser procesada. Además incluye un filtro pasabajos que está diseñado para tener una frecuencia de corte con el valor un poco mayor que la frecuencia generada por el oscilador primario; su función es dejar pasar la banda de operación del sistema y eliminar el ruido de alta frecuencia.

El circuito se muestra en la figura 31. El circuito integrado IC5 es el LM358, el cual consta de dos amplificadores operacionales. Los valores de los demás componentes son: $R2= 1\text{ M}\Omega$, $R3= R4= 230\text{ k}\Omega$, $R5= 33\text{ k}\Omega$, $R6= 56\text{ k}\Omega$, $P3=50\text{ k}\Omega$, $C7= C8= 47\mu\text{F}$, 16 voltios, $C9= C10= 0.01\mu\text{F}$ y el micrófono es de cristal.

Figura 31. Amplificador de entrada



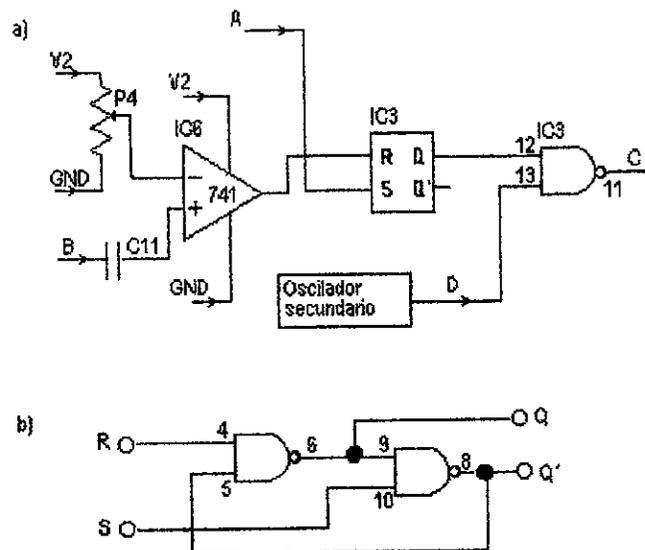
4.3.5 Comparador

Esta etapa tiene como fin proporcionar cierta sensibilidad al circuito y además darle el nivel necesario al pulso recibido para trabajarlo con circuitos digitales TTL.

La salida de la etapa de comparación se acopla a un flip-flop RS. La salida Q del flip-flop pasa de un nivel 0 a 1 cuando el primer pulso del oscilador primario entra en su terminal R; y pasa de nivel 1 a 0 cuando el eco entra en su terminal S.

Esto permite habilitar, durante el tiempo en que viaja el pulso en el medio, el paso de pulsos de un oscilador secundario mediante una compuerta NAND. El circuito se muestra en la figura 32. El circuito integrado IC6 es el 741, el IC3 es el 7400 conectado como muestra la parte b de la figura 32, $P4=10\text{ k}\Omega$ y $C11=47\mu\text{F}$, 16 voltios.

Figura 32. Comparador



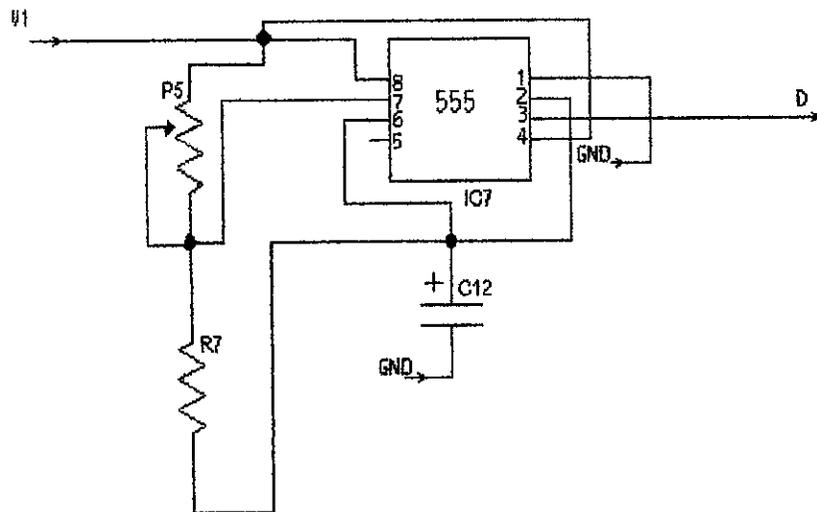
4.3.6 Oscilador secundario

Este circuito genera pulsos de onda cuadrada de alta frecuencia, los cuales son acoplados a una compuerta AND.

Su función es proporcionar un número de pulsos, para que pasen durante el tiempo que la compuerta se encuentra habilitada. El número de pulsos aumenta conforme a la distancia recorrida por el pulso enviado.

El circuito también está basado en el circuito integrado 555 en modo astable. La frecuencia del mismo está calculada sobre la base de la cantidad de pulsos que se requieren contar en el tiempo en el que el pulso enviado regresa. La figura 33 muestra el circuito.

Figura 33. Oscilador secundario



La frecuencia que se utiliza en el diseño es aproximadamente de 4,000 Hz, la razón es que se quiere contar aproximadamente 70 pulsos como máximo en el intervalo en el cual viaja el pulso. Además, debe ser mayor a la frecuencia generada por el reloj primario. Los osciladores son armados dentro de un blindaje metálico puesto a tierra; para evitar inducciones de frecuencias no deseadas.

Los valores del circuito son $P5= 1 \text{ k}\Omega$, $R7= 10 \text{ k}\Omega$, $C12=0.02\mu\text{F}$ y el circuito integrado IC7 es el 555.

4.3.7 Contador de frecuencia y convertidor D/A

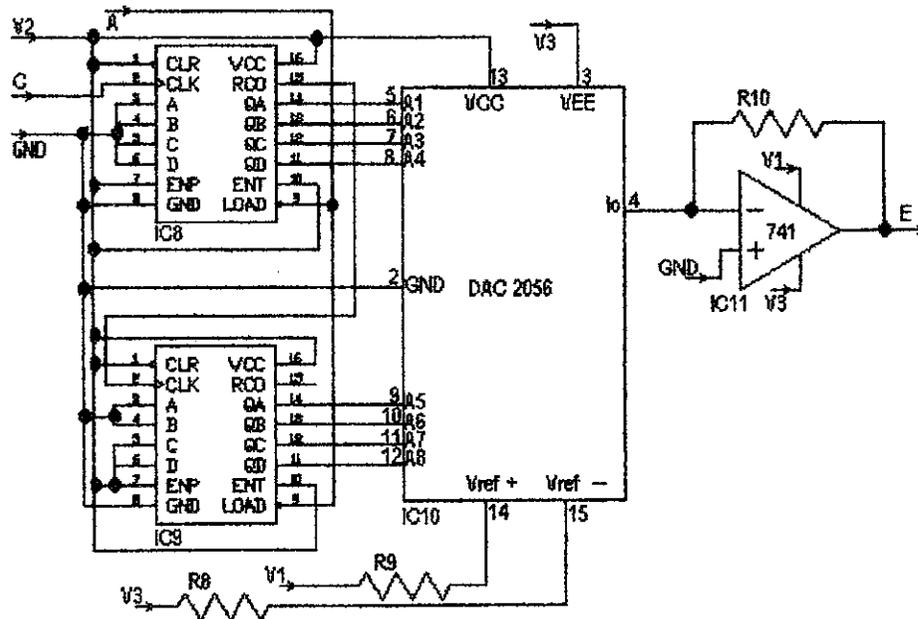
Este circuito cuenta la cantidad de pulsos que salen de la compuerta NAND. Se conectan dos contadores 74163, para que cuenten desde 0 a 255. La cuenta se empieza desde el número 192 en decimal que corresponde al 11000000 en binario. Esto se realiza por medio de la entrada de "load" de dichos integrados. El número se carga con el pulso generado por el oscilador primario.

La razón de empezar en este número la cuenta se debe a que el convertidor digital-analógico tendrá como salida un voltaje analógico que debe estar entre los márgenes de operación de la siguiente etapa. Para un número de entrada binaria de 11000000 en el DAC corresponde un voltaje de salida de 6.75 voltios, y para el número 11111111 corresponde una salida de 8.96 voltios; que están dentro de las especificaciones de la siguiente etapa. La salida de un convertidor digital-analógico se expresa mediante la ecuación 10; donde $a_{N-1} 2^{-1} + a_{N-2} 2^{-2} + a_{N-3} 2^{-3} + \dots + a_0 2^{-N}$ corresponden a los datos de entrada, V_o es el voltaje de salida y V_{ref} es el voltaje de referencia.

$$V_o = (a_{N-1} 2^{-1} + a_{N-2} 2^{-2} + a_{N-3} 2^{-3} + \dots + a_0 2^{-N}) V_{ref} \quad [10]$$

En la figura 34 se muestra el circuito. Los circuitos integrados 74163 son contadores BCD y corresponden a IC8 e IC9. El IC10 es un DAC 2056, el IC11 es el amplificador operacional 741 en configuración de convertidor de corriente a tensión y las resistencias R8, R9 y R10 son iguales a 5 k Ω .

Figura 34. Contador de frecuencia y DAC



4.3.8 Oscilador controlado por voltaje y alarma

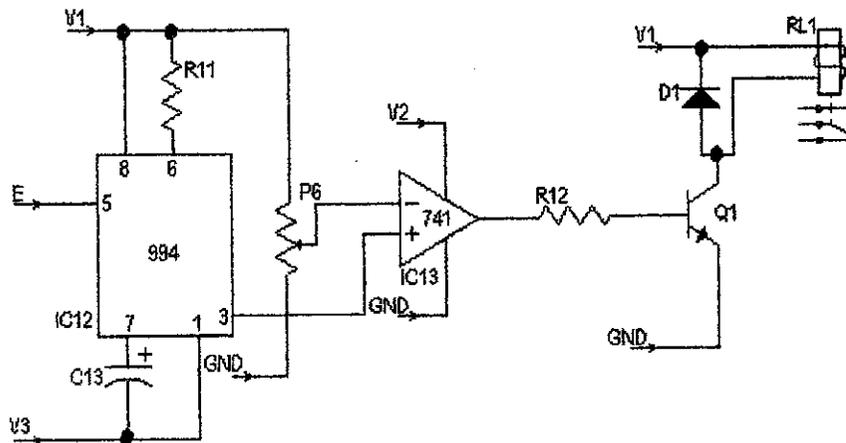
La parte final del circuito tiene la finalidad de aceptar el voltaje convertido a analógico y convertirlo a una señal cuadrada. La variación de su frecuencia es proporcional al cambio de voltaje de entrada. Esta frecuencia varía dentro de un rango de valores de 2 a 10 Hz. La señal es transferida a una alarma que responde a los diferentes valores de frecuencia, alertando de esta manera al usuario de la cercanía de un obstáculo en su camino.

El circuito integrado IC12 es el 994. Sus restricciones prácticas se muestran en la tabla VII y el circuito se muestra en la figura 35.

Tabla VII. Restricciones prácticas del 994

$R_{11}: 2 \text{ k}\Omega \leq R_{11} \leq 20 \text{ k}\Omega$ $V_{\text{control}}(V_c): \frac{3}{4} \leq V_c \leq V_{cc}$ $V_{cc}: \text{debe estar entre } 10 \text{ V y } 24 \text{ V}$ $f_{\text{salida}}: \text{debe ser } < 10 \text{ MHz}$

Figura 35. VCO y alarma



El VCO responde a las variaciones de voltaje de entrada, generando una señal cuadrada que varía en frecuencia. El comparador provee el nivel necesario de voltaje para activar al transistor. El potenciómetro, P6, determina el voltaje de referencia para la comparación; su valor es de 10 k Ω .

El transistor Q1 es el 2N2222 y trabaja como interruptor para activar el "relay". De los valores de R11 y C13 depende la frecuencia de operación central del VCO y son 10 k Ω y 4.7 μ F respectivamente; el diodo es el 1N914 y el "relay" es de 9 voltios. Cuando la señal de salida activa el "relay", éste vibra.

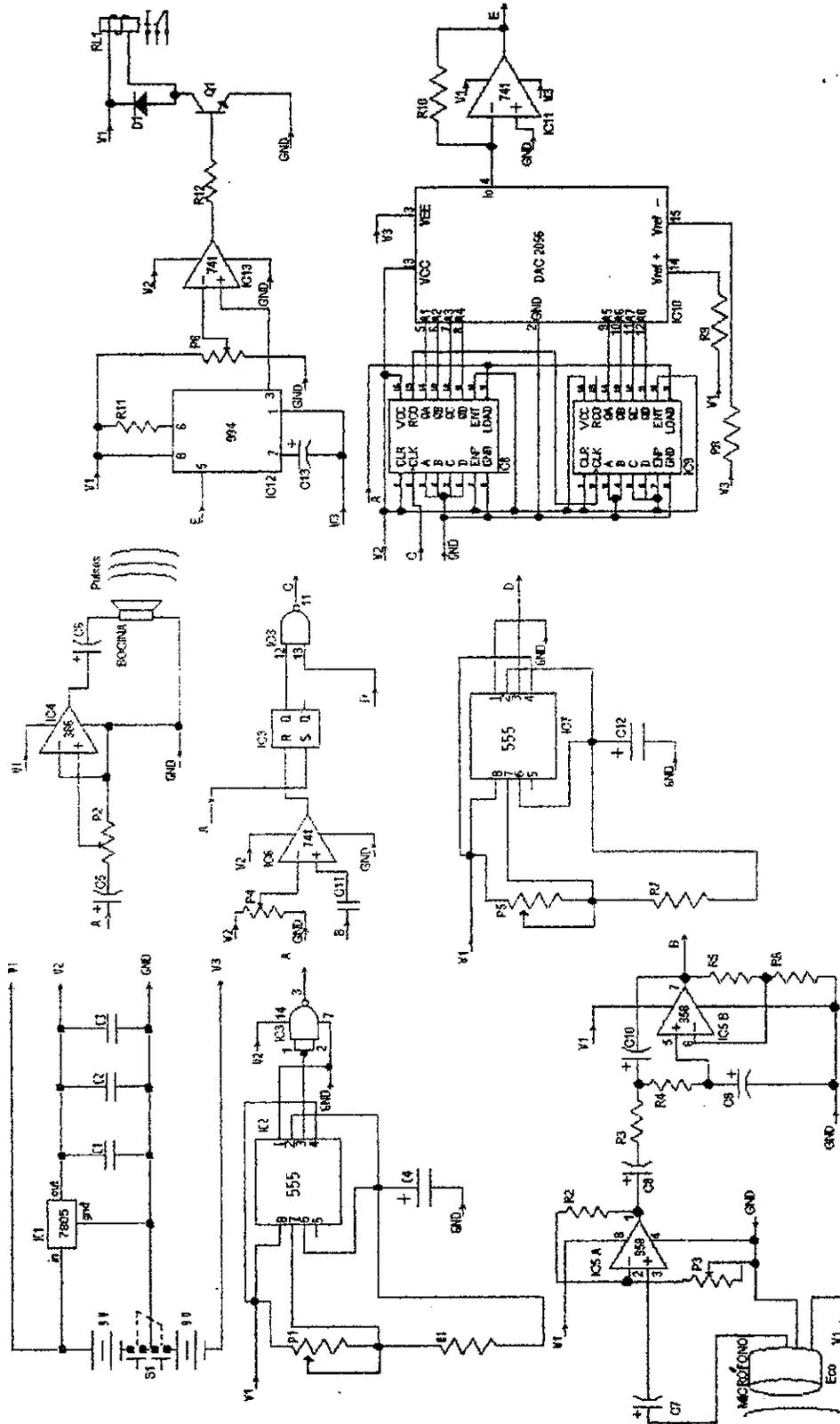
El "relay" es acoplado a la mano del usuario. La vibración producida, a diferentes frecuencias, es lo que alerta a la persona de la proximidad con un obstáculo. La frecuencia de salida cambia de 2 a 10 Hz, dependiendo de la distancia a la que se encuentre el usuario del obstáculo. Para una distancia de 3 metros se tiene una salida de aproximadamente 2 Hz, mientras que para una distancia de 0.3 metros se tiene una salida de aproximadamente 10 Hz. El diagrama completo del diseño se muestra en la figura 36.

4.3.9 Cálculo de elementos del circuito

Los elementos del circuito se calcularon en función de los distintos valores de frecuencia que se justificaron a lo largo de las secciones anteriores. Se presentan los valores calculados matemáticamente como valores teóricos, estos valores se aproximan a elementos disponibles en el mercado y son llamados valores prácticos.

Oscilador primario: $T_1 = 0.017$ seg. (es el tiempo total que viaja el pulso para una distancia máxima de 6 metros), tomando T_2 como una fracción del 20% del tiempo T_1 se tiene que $T_2 = 0.003$ seg. Las fórmulas de los tiempos 1 y 2 son las siguientes: $T_1 = 0.693(P_1 + R_1)C_4$ y $T_2 = 0.693R_1C_4$, fijando el valor de R_1 en 10 k Ω se despeja el valor de C_4 . Los valores son C_4 teórico = 0.433 μ F y C_4 práctico = 0.47 μ F. El valor de P_1 se encuentra despejando la fórmula de T_1 . Los valores son P_1 teórico = 42,193 Ω y P_1 práctico = 50 k Ω .

Figura 36. Diagrama del circuito



Los capacitores de acople (utilizados para bloquear la componente de corriente continua) se calculan en función del valor de frecuencia aproximada, F_c , de 60 Hz; mediante la fórmula $F_c = 1/(2\pi X_c C)$, donde C es la capacitancia del condensador y X_c su reactancia. Su reactancia se toma en el cálculo como un valor pequeño para que no se tenga un efecto de disminución en la corriente que está circulando a través de él.

El amplificador de entrada, es un amplificador operacional con retroalimentación sin inversión de fase. La ganancia del circuito está dada por la fórmula $G = 1 + (R_2/P_3)$ se colocan valores de $R_2 = 1 \text{ M}\Omega$ y $P_3 = 50 \text{ k}\Omega$ para poder variar la ganancia en función de la sensibilidad del micrófono. La frecuencia de corte del filtro pasabajos (deja pasar frecuencias sin atenuación del valor de la frecuencia de corte para abajo) se fija a un valor de 70 Hz. El valor de la frecuencia de corte está dado por la fórmula $F_{\text{corte}} = 1/(2\pi R_3 C)$, donde $R_3 = R_4 = 230 \text{ k}\Omega$, $C_9 = C_{10} = 0.01 \text{ }\mu\text{F}$, $R_5 = 0.586(R_6)$; $R_5 = 33 \text{ k}\Omega$ y $R_6 = 56 \text{ k}\Omega$. El valor de la ganancia está dado por la fórmula $G = R_6/R_5 = 1.59$. La forma de calcular los valores de R_3 y C_9 , es fijando el valor de C_9 en $0.01 \text{ }\mu\text{F}$, colocando el valor de frecuencia en 70 Hz y despejando de la fórmula el valor de R_3 .

El oscilador secundario se calcula en forma similar al oscilador primario. La frecuencia de este circuito depende del número de pulsos que se necesiten contar en el tiempo en el que viaja el pulso generado por el oscilador primario. La frecuencia se calcula primero sumando los tiempos T_1 y T_2 del oscilador primario y dividiendo esta entre el número de pulsos necesarios. La suma de T_1 y T_2 es igual a 0.02 seg; este valor se divide entre 70, que es el número aproximado de pulsos a contar. El valor de 70 es necesario debido a que se necesita de un rango específico de números binarios generados por los contadores. Los contadores están diseñados para que empiecen a contar en el número 11000000 hasta un número 11111111. Este rango de valores son aplicados al DAC para que los convierta a un rango de voltajes de 6.75 a 8.96 voltios. Estos valores deben estar dentro del margen de voltajes que el VCO maneja, estos se especifican en la tabla VII.

Realizando los cálculos anteriores se obtiene que la frecuencia del oscilador secundario debe tener un valor aproximado de 4000 Hz. Los tiempos en alto y bajo del oscilador T1' y T2' se establecen a un valor del 50% para cada uno. Esto es T1' y T2' son iguales a 0.000125 seg. Fijando el valor de R7 en 10 kΩ y utilizando las mismas fórmulas que para el oscilador primario se calcula el valor de C12 que es de 0.02 μF. Se coloca un potenciómetro de 1 kΩ, P5, para realizar ajustes de frecuencia.

El circuito del oscilador controlado por voltaje 994 tiene una frecuencia de operación central que está dada por la fórmula $F_o = (2/R11C13)((V^+ - V_c)/V^+)$, donde V^+ es el voltaje de alimentación que se fija en 18 voltios, V_c es el voltaje de control que varía entre 6.75 y 8.96 voltios, estos valores están dentro de las restricciones del integrado que aparecen en la tabla VII. Para un valor de frecuencia mínima de 2 Hz y fijando el valor de R11 en 10 kΩ se calcula el valor de C13. El valor de C13 utilizado es de 4.7 μF. Estos valores permiten variar la frecuencia del VCO de 2 a 10 Hz aproximadamente.

4.4 Análisis de costo

El costo del circuito es de Q699.90 tomando en cuenta dispositivos electrónicos, tarjeta de circuito impreso y otros accesorios. El detalle del costo individual actual de las piezas del circuito se muestra en la tabla VIII.

Uno de los criterios empleados en el diseño es la selección de elementos disponibles en el mercado nacional y de fácil adquisición; esto para que su implementación sea una solución viable al problema propuesto, tomando en cuenta la situación económica de las personas invidentes en Guatemala.

El costo de bastones desarrollados en Estados Unidos con tecnología láser es de US\$3,000; el cual está totalmente fuera del alcance de la mayoría de las personas invidentes en Guatemala. Mientras que el costo de los bastones tradicionales varía entre Q100 y Q200. Según estadísticas proporcionadas por el Comité Prociegos y Sordomudos actualmente hay unos 110 mil guatemaltecos que sufren alguna deficiencia visual, mientras que hay más de ocho mil personas invidentes. Además, según la Organización Mundial de la Salud, en el mundo hay aproximadamente 45 millones de personas que padecen ceguera.

Tabla VIII. Costo de elementos del circuito

Cantidad	Descripción	precio/Unidad	total
1	IC regulador 5V 7805	Q15.00	Q15.00
1	Interruptor de contacto de doble polo	Q12.00	Q12.00
5	Capacitores de 0.01 uF, 50 V	Q1.00	Q1.00
2	Baterías de 9 voltios	Q9.00	Q18.00
2	IC generador 555	Q7.00	Q14.00
1	IC TTL 7400, 4 compuertas NAND	Q4.50	Q4.50
3	Resistencias 10 kohm, 1/4W	Q0.45	Q1.35
2	Potenciómetros 50 kohm	Q5.00	Q10.00
4	Capacitores de 0.47 uF, 50 V	Q2.00	Q8.00
1	Capacitor de 10 uF, 50 V	Q2.00	Q2.00
1	IC amplificador operacional LM388	Q16.00	Q16.00
3	Potenciómetros 10 kohm	Q5.00	Q15.00
1	Capacitor de 220 uF, 50 V	Q2.00	Q2.00
1	tweeter piezoeléctrico	Q50.00	Q50.00
1	IC amplificador operacional LM358	Q21.50	Q21.50
1	Resistencia 1 Mohm, 1/4W	Q0.45	Q0.45
2	Resistencias 230 kohm, 1/4W	Q0.45	Q0.90
1	Resistencia 33 kohm, 1/4W	Q0.45	Q0.45
1	Resistencia 56 kohm, 1/4W	Q0.45	Q0.45
1	Microfono de cristal	Q150.00	Q150.00
2	IC amp operacional 741	Q10.00	Q20.00
1	Potenciómetro de 1 kohm	Q5.00	Q5.00
1	Capacitor de 0.02 uF	Q2.00	Q2.00
2	IC contadores binarios 74163	Q10.50	Q21.00
1	IC DAC 2056	Q110.00	Q110.00
3	Resistencias de 5 kohm	Q0.45	Q0.45
1	IC VCO 994	Q14.85	Q14.85
1	Transistor 2N2222	Q4.00	Q4.00
1	Capacitor de 4.7 uF	Q2.00	Q2.00
1	Diodo 1N914	Q4.00	Q4.00
1	Relay de 9 voltios	Q24.00	Q24.00
	Tarjeta de impreso y accesorios	Q150.00	Q150.00
	Total		Q689.90

CONCLUSIONES

1. En países industrializados se han desarrollado, en forma más funcional, aparatos para personas que han perdido algún miembro.
2. En Guatemala no existe actualmente ninguna institución que se dedique a la investigación con el fin de desarrollar aparatos de ayuda a personas discapacitadas.
3. Es posible realizar diseños de aparatos electrónicos, con la tecnología existente en el medio nacional, que contribuyan a facilitar la realización de diversas tareas a personas discapacitadas.
4. La tecnología para ayuda a personas discapacitadas y que necesitan rehabilitación se ha desarrollado implementado aparatos con elementos que se han desarrollado para otras tecnologías.
5. La mayoría de los aparatos fabricados, con el propósito de facilitarle las cosas a personas discapacitadas, no están al alcance de estas personas debido a los precios elevados.

6. Actualmente en Guatemala no se ha incentivado a personas en el campo de la ingeniería electrónica, a desarrollar aparatos que faciliten la incorporación a la sociedad de personas discapacitadas.

7. Los fabricantes de prótesis electrónicas han mejorado la apariencia de los miembros artificiales y han disminuido su peso con respecto a las prótesis mecánicas.

RECOMENDACIONES

1. Es necesario que personas en el campo de la ingeniería electrónica utilicen la tecnología que existe para desarrollar aparatos con la finalidad de facilitarles la vida a personas con alguna discapacidad o en rehabilitación.
2. Utilizar algunos principios físicos en la implementación de equipo de ayuda a personas discapacitadas.
3. Que la utilización de aparatos de estimulación electrónica sea realizada únicamente por profesionales en el campo de la rehabilitación física; ya que el mal empleo de los mismos podría causar daños a músculos y nervios de la persona en rehabilitación.
4. Utilizar la investigación como una herramienta básica en el desarrollo de nuevos equipos para personas discapacitadas.
5. Emplear los principios utilizados en el diseño del bastón, planteado en este trabajo, para realizar nuevos aparatos o mejorar lo propuesto.

BIBLIOGRAFIA

1. BERBRAYER, David. "Switch-activated electrically controlled prosthesis following a closed head injury", **Journal of Prosthetics and Orthotics**. (USA). (2): 48-51. 1994.
2. BRENNER, Carl. "Electronic limbs for infants and pre-school children", **Journal of Prosthetics and Orthotics**. (USA). (4): 184-190. 1991.
3. MIMS, Forrest. "amp-op", **Engineer's mini-notebook**. (USA). (9): 30-45. 1997.
4. MORRIS, Mano. **Diseño digital**. México: Ed. Prentice Hall, 1987. 491 pp.
5. MUCCIO, Philip. "Electronic Orthoses: Technology, prototypes and practices", **Journal of Prosthetics and Orthotics**. (USA). (1): 3-17. 1989.
6. PRITHAM, Charles. "Research and technology in prosthetics and orthotics", **Journal of Prosthetics and Orthotics**. (USA). (3): 88-91. 1994.
7. WHITSON, James. **Circuitos electrónicos con aplicaciones practicas**. España: Ed. Paraninfo, 1991. 349 pp.
8. ZAGZEBSKI, James. **Essentials of Ultrasound Physics**. Estados Unidos: Ed. Mosby, 1996. 210 pp.