



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

FACULTAD DE INGENIERÍA

**El sonido como método sin
contacto para la detección
del ritmo cardíaco**

TESIS

Que para obtener el título de
Ingeniero Mecánico

P R E S E N T A

Said Ulises Bañuelos de Anda

DIRECTOR DE TESIS

Dr. Ricardo Yáñez-Valdez



Ciudad Universitaria, Cd. Mx., 2019

Agradecimientos

Doy gracias a Dios por permitirme concluir esta etapa de mi vida lleno de salud y acompañado de los seres que más amo.

Doy gracias a mi madre por todo el inmenso amor, apoyo y paciencia que me ha entregado al paso de los años.

Doy gracias a mi padre por instruirme en el camino de la honestidad, la responsabilidad, el arduo trabajo y el amor a Dios.

Doy gracias a mi hermano por acompañarme y guiarme en el camino de la vida en donde hemos compartido penas y alegrías.

Doy gracias al Dr. Ricardo por ofrecerme su apoyo y tiempo, pero más importante, por ofrecerme su amistad.

Doy gracias a la URAM por gestar en mí el sentimiento de orgullo por mi nación.

Doy gracias a mis amigos y a todos los que me apoyaron depositando su fe en mí.

CONTENIDO

RESUMEN	VII
1 ANTECEDENTES	1
1.1 FUNDAMENTOS	1
1.1.1 <i>El sonido</i>	1
1.1.2 <i>Propagación del sonido</i>	1
1.1.3 <i>Física de la onda</i>	2
1.1.4 <i>El oído humano</i>	4
1.2 ESPECTRO SONORO	6
1.2.1 <i>Infrasonido</i>	6
1.2.2 <i>Espectro auditivo</i>	12
1.2.3 <i>Ultrasonido</i>	15
2 OBJETIVOS Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	17
2.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	17
2.2 OBJETIVOS	17
3 REVISIÓN DEL ESTADO DEL ARTE.....	18
3.1 FUNDAMENTOS BIOLÓGICOS.....	18
3.1.1 <i>Sistema Cardiovascular</i>	18
3.1.2 <i>El corazón</i>	19
3.2 DETECCIÓN DEL RITMO CARDIACO.....	20
3.2.1 <i>Métodos de contacto</i>	21
3.2.2 <i>Métodos sin contacto</i>	23
3.3 EFECTO ELÉCTRICO Y SONORO DEL CORAZÓN.....	25
4 PROPUESTA Y DESARROLLO.....	27
4.1 MODELO MATEMÁTICO PARA LA PROPAGACIÓN DE ONDAS SONORAS.....	28
4.1.1 <i>Caso de interés</i>	28
4.2 MODELO MATEMÁTICO.....	29
4.3 MICRÓFONO PARA LA DETECCIÓN DE LA ONDA SONORA.....	40
4.3.1 <i>Principio operativo</i>	40
4.3.2 <i>Direccionalidad</i>	41
4.3.3 <i>Respuesta en frecuencia</i>	42
4.4 ARQUITECTURA DEL SISTEMA PARA EL TRATAMIENTO DE LA SEÑAL.....	42
4.4.1 <i>Amplificador por etapas</i>	42
4.4.2 <i>Filtro activo pasa bajos de segundo orden</i>	47
5 RESULTADOS.....	49
5.1 ANÁLISIS DE LAS CURVAS RESULTANTES DEL MODELO MATEMÁTICO.....	49
5.2 ANÁLISIS DEL SISTEMA PARA EL TRATAMIENTO DE LA SEÑAL.....	53
CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.....	56
REFERENCIAS.....	57
REFERENCIAS DE IMÁGENES EN LINEA	59

ANEXOS..... 61

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

ILUSTRACIÓN 1 COMPORTAMIENTO DE LAS PARTÍCULAS DE UN MEDIO EN UN INSTANTE DADO COMO EFECTO DEL SONIDO <i>I</i>	2
ILUSTRACIÓN 2 ELEMENTOS QUE CONSTITUYEN EL APARATO AUDITIVO HUMANO <i>II</i>	4
ILUSTRACIÓN 3 DIAGRAMA DE FLUJO SANGUÍNEO DEL CORAZÓN HUMANO <i>VI</i>	20
ILUSTRACIÓN 4 ECOCARDIOGRAFÍA DE CORAZÓN CON DEFECTO DE TABIQUE VENTRICULAR <i>IX</i>	22
ILUSTRACIÓN 5 PRINCIPIO DE MONITOREO DE UN RADAR DE ONDA CONTINUA 13	24
ILUSTRACIÓN 6 BOCETO DEL INTERFERÓMETRO HETERODINO (MACH– ZEHNDER) INCORPORADO EN UN VIBRÓMETRO LASER <i>XI</i>	24
ILUSTRACIÓN 7 FRENTE DE ONDA PROVOCADOS POR LA VIBRACIÓN DE UNA PARTÍCULA <i>XIII</i>	33
ILUSTRACIÓN 8 COORDENADAS ESFÉRICAS <i>XIV</i>	34
ILUSTRACIÓN 9 ESQUEMA DE DISEÑO DE UN MICRÓFONO INFRASÓNICO 18	40
ILUSTRACIÓN 10 A) MICRÓFONO OMNIDIRECCIONAL, B) PATRÓN POLAR OMNIDIRECCIONAL TÍPICO <i>XV</i>	41
ILUSTRACIÓN 11 SEÑAL DEL LATIDO DE UN CORAZÓN INGRESADA AL AMPLIFICADOR PROPUESTO PROTEUS.53	
ILUSTRACIÓN 12 SEÑAL DEL LATIDO DEL CORAZÓN SOMETIDA AL FILTRO PROPUESTO DESPUES DE HABER PASADO POR LA ETAPA DE AMPLIFICACIÓN PROTEUS.....	55

ÍNDICE DE FOTOGRAFÍAS

FOTOGRAFÍA 1 GENERADORES EXPERIMENTALES DE BAJA FRECUENCIA SON UTILIZADOS PARA PRUEBAS Y ESTUDIOS DE PROPAGACIÓN. LA BOCINA DE 10 PIES DE DIÁMETRO PRODUJO SONIDOS AUDIBLES A 100 Hz , LOS CUALES FUERON RASTREADOS CON UN RADAR <i>DOPPLER</i> A UNA ALTITUD PARA OBTENER PERFILES DE TEMPERATURA DE LA ATMOSFERA. LA ESFERA DE 100 GALONES CON UN CUELLO DE 1 m ES UN RESONADOR <i>HELTMHOLTZ</i> SINTONIZABLE DE 10 – 50 Hz . AIRE COMPRIMIDO ES LIBERADO ROMPIENDO UN DIAFRAGMA, PRODUCIENDO ONDAS SONORAS UTILIZADAS PARA LA CALIBRACIÓN Y PRUEBA DE ARREGLOS INFRASONICOS 5	7
FOTOGRAFÍA 2 JET MILITAR F – 18 ROMPIENDO LA BARRERA DEL SONIDO <i>III</i>	8
FOTOGRAFÍA 3 PRIMER DESPEGUE DEL TRANSBORDADOR ESPACIAL <i>CHALLENGER</i> EL 4 de Abril de 1983 DESDE LA BASE <i>CABO CAÑAVERAL IV</i>	8
FOTOGRAFÍA 4 MONITOR DE SIGNOS VITALES <i>VII</i>	21
FOTOGRAFÍA 5 ESTETOSCOPIO DIGITAL VISCOPE, ES POSIBLE VISUALIZAR Y ESCUCHAR LOS SONIDOS PRODUCIDOS POR LAS VÁLVULAS DEL CORAZÓN <i>VIII</i>	22
FOTOGRAFÍA 6 PULSO-OXÍMETRO DE MUÑECA CON SENSOR REMOTO Y PLETÍSMÓGRAFO <i>X</i>	23

ÍNDICE DE GRÁFICAS

GRÁFICA 1 EVOLUCIÓN DE LA PRESIÓN DE UN SONIDO SIMPLE EN FUNCIÓN DEL TIEMPO Y SUS COMPONENTES <i>I</i>	3
GRÁFICA 2 EFECTO DEL CANAL AUDITIVO SOBRE LA PRESIÓN DEL SONIDO EN LA MEMBRANA TIMPÁNICA: (A) DIFERENCIA PROMEDIO ENTRE LA PRESIÓN DEL SONIDO EN LA MEMBRANA TIMPÁNICA Y LA MEDIDA EN LA ENTRADA DEL CANAL AUDITIVO; (B) DIFERENCIA ENTRE LA PRESIÓN DEL SONIDO EN LA MEMBRANA TIMPÁNICA Y UNA UBICACIÓN EN EL CANAL AUDITIVO QUE ESTÁ A 1.25 CM DE LA MEMBRANA TIMPÁNICA (SIMILAR A LA DE UN AURICULAR INSERTADO); Y (C) ESTIMACIÓN TEÓRICA DE LA DIFERENCIA ENTRE LA PRESIÓN DEL SONIDO EN LA MEMBRANA TIMPÁNICA Y LA DE UN PUNTO QUE ES EL CENTRO GEOMÉTRICO DE LA CONCHA 4	5
GRÁFICA 3 SEÑAL DEBIDA AL ENSAYO NUCLEAR DE <i>LOP NOR CHINA</i> EL 18 de Octubre de 1980 . LA UBICACIÓN DEL ARREGLO SE ENCUENTRA A 7273 Km DEL LUGAR DE ENSAYO. LAS SEÑALES HAN SIDO ALINEADAS EN FASE PARA MEJOR SU VISUALIZACIÓN 6	9
GRÁFICA 4 SEÑALES DE INFRASONIDOS PRODUCIDOS POR SEÑALES DETECTADAS EN LA ESTACIÓN DE MONITOREO DE <i>FAIRBANKS</i> EN <i>ALASKA</i> . LAS SEÑALES HAN SIDO ALINEADAS EN FASE PARA FACILITAR SU VISUALIZACIÓN 6	10

GRÁFICA 5 MICROBAROMS REGISTRADOS EN LA ESTACIÓN DE MONITOREO FAIRBANKS EN ALASKA.
Junio de 1981. LAS SEÑALES SE ENCUENTRAN ALINEADAS EN FASE PARA FACILITAR SU VISUALIZACIÓN
6.....11

GRÁFICA 6 ESTAS CURVAS REVELAN LA RELATIVA FALTA DE SENSIBILIDAD DEL OÍDO A LOS TONOS GRAVES,
ESPECIALMENTE A NIVELES DE SONIDO MÁS BAJOS. INVERTIR ESTAS CURVAS PROPORCIONA LA
RESPUESTA DE FRECUENCIA DEL OÍDO EN TÉRMINOS DE NIVEL DE SONORIDAD **10**.....12

GRÁFICA 7 ILUSTRACIÓN DE LOS CAMBIOS DE PRESIÓN RELATIVOS A LA PRESIÓN ATMOSFÉRICA **1**.....13

GRÁFICA 8 PRESIÓN CUADRADA ACÚSTICA DE LA GRÁFICA ANTERIOR Y SU CORRESPONDIENTE VALOR MEDIO
CUADRÁTICO **1**.13

GRÁFICA 9 EVENTOS DEL CICLO CARDIACO PARA LA FUNCIÓN VENTRICULAR IZQUIERDA **11**.....26

GRÁFICA 10 PARAMETROS Y RECORRIDO DE UNA ONDA VIAJERA **XII**.30

GRÁFICA 11 SOLUCIÓN HOMOGÉNEA, PARTICULAR Y GENERAL DE UN SISTEMA AMORTIGUADO **17**.35

GRÁFICA 12 REPRESENTACIÓN DE RESPUESTA EN FRECUENCIA PLANA EN UN RANGO DE **50 – 40K Hz** DE UN
MICRÓFONO MC910 **XVI**.42

GRÁFICA 13 COMPORTAMIENTO DE LA PRESIÓN EN FUNCIÓN DEL TIEMPO A DISTINTAS DISTANCIAS DESDE LA
FUENTE MATHLAB.49

GRÁFICA 14 COMPORTAMIENTO DEL DESPLAZAMIENTO EN FUNCIÓN DEL TIEMPO A DISTINTAS DISTANCIAS
DESDE LA FUENTE MATHLAB.50

GRÁFICA 15 COMPORTAMIENTO DE LA VELOCIDAD EN FUNCIÓN DEL TIEMPO A DISTINTAS DISTANCIAS DESDE
LA FUENTE MATHLAB.....50

GRÁFICA 16 COMPORTAMIENTO DE LA ENERGÍA EN FUNCIÓN DEL TIEMPO A DISTINTAS DISTANCIAS DESDE LA
FUENTE MATHLAB.51

GRÁFICA 17 ATENUACIÓN DE LA ONDA EN FUNCIÓN DE LA DISTANCIA MATHLAB.....52

GRÁFICA 18 ACOPLAMIENTO DE LAS CURVAS DE PRESIÓN, DESPLAZAMIENTO Y VELOCIDAD MATHLAB.....52

GRÁFICA 19 ANÁLISIS DE LA SEÑAL ANÁLOGA PROPUESTA PROTEUS.....54

GRÁFICA 20 ANÁLISIS EN FRECUENCIA DEL CIRCUITO INTEGRADO CON FRECUENCIA DE CORTE EN 150 HZ
PROTEUS.55

ÍNDICE DE DIAGRAMAS

DIAGRAMA 1 PROCESO DE AMPLIFICACIÓN AL CUAL LA SEÑAL ES SOMETIDA DESPUÉS DE HABER SIDO
CAPTURADA POR EL MICRÓFONO Y ENVIADA A TRAVÉS DE CABLE COAXIAL *FUENTE: AUTOR*.....43

DIAGRAMA 2 TRANSISTOR BJT UTILIZADO COMO AMPLIFICADOR EN CONFIGURACIÓN DE EMISOR Y
POLARIZACIÓN DEL TRANSISTOR POR REALIMENTACIÓN CON DIVISOR DE VOLTAJE, EL DIAGRAMA
CONSIDERA LA ETAPA DE CAPTURA Y TRANSMISIÓN UBICADA ANTES DEL VOLTAJE DE ENTRADA, **RL**
REPRESENTA LA CARGA DE LA SIGUIENTE ETAPA O DEL DISPOSITIVO A ALIMENTAR AL FINAL DEL
AMPLIFICADOR POR ETAPAS **XVII**.43

DIAGRAMA 3 TRANSISTOR DARLINGTON UTILIZADO COMO AMPLIFICADOR DE POTENCIA EN CONFIGURACIÓN
DE COLECTOR COMÚN EL VOLTAJE DE SALIDA ALIMENTA EL DISPOSITIVO UTILIZADO PARA EL ANÁLISIS O
UN PARLANTE **XVIII**.....47

DIAGRAMA 4 FILTRO DE SEGUNDO ORDEN CON ELEMENTOS CAPACITIVOS Y RESISTIVOS RESPECTIVOS **XIX**..47

DIAGRAMA 5 DIAGRAMA DE LA ARQUITECTURA DEL AMPLIFICADOR POR ETAPAS PROPUESTO PARA EL
ANÁLISIS DE LA SEÑAL PROTEUS.....53

DIAGRAMA 6 ESQUEMA DE LA ARQUITECTURA DEL FILTRO PROPUESTO PARA LA SEÑAL DE ESTUDIO PROTEUS.
.....54

ÍNDICE DE CUADROS SINOPTICOS

CUADRO SINÓPTICO 1 DIVISIÓN DEL SISTEMA CARDIOVASCULAR SEGÚN SUS CARACTERÍSTICAS FUENTE: AUTOR.....	19
--	----

ÍNDICE DE CUADROS TABLAS

TABLA 1 FLUCTUACIONES DE PRESIÓN EFICAZ TÍPICAS Y NIVEL DE PRESIÓN SONORA CORRESPONDIENTE V...	14
--	----

RESUMEN

La presente tesis propone un método para la detección del Ritmo Cardíaco (*RC*) sin necesidad de contacto. La implementación de un micrófono *piezoeléctrico* capta las ondas mecánicas provocadas por los *Sonidos Cardíacos* que se propagan en un medio fluido. Durante las dos últimas décadas se han implementado nuevas tecnologías con la finalidad de mejorar la precisión de las lecturas o medir variables específicas. El objetivo que persigue el presente trabajo es sentar las bases para el desarrollo de una metodología y el diseño de un dispositivo capaz de registrar el *RC*.

Se obtuvo como resultado la propuesta de la arquitectura de un prototipo que ejecuta el registro, además de una primera metodología para su conexión y un modelo matemático para el estudio de la propagación de las ondas. Se concluye que este proyecto sería viable en pacientes con quemaduras de tercer grado o cualquier fenómeno que cumpla con las condiciones necesarias como el análisis de rodillas en atletas de alto rendimiento u otros.

Capítulo 1

1 ANTECEDENTES.

¿Por qué oímos? El sentido del oído forma parte del mecanismo sensorial fisiológico como una respuesta evolutiva con el objetivo principal de advertir sobre inminentes riesgos en el entorno y así asegurar la supervivencia del individuo. La adaptación de la capacidad auditiva a través del cerebro en el hombre, le permite enfocarse en eventos de interés primordial dentro de un atiborrado panorama acústico, dejando pasar por alto sonidos rutinarios como el latido del corazón. Ejemplo de ello es el llanto de un bebé que provoca una respuesta mucho más rápida y consciente en las partes del cerebro adulto orientadas hacia la acción que otros sonidos igual de fuertes y simultáneos, como el ladrido de un perro.

1.1 Fundamentos

1.1.1 El sonido

El sonido acústico se define como un fenómeno tanto físico como perceptual, las propiedades físicas del sonido se determinan utilizando el equipo de medición adecuado, mientras que los efectos subjetivos relacionados a las emociones provocadas por ciertos sonidos son más complejos de cuantificar, describir y evaluar; sin embargo, su influencia es imprescindible en aspectos del bienestar humano y se estudian desde el enfoque de la neurociencia [1].

1.1.2 Propagación del sonido

El sonido se revela como una consecuencia de objetos vibrantes en contacto con el aire, la superficie de moléculas contigua al objeto recibe el ímpetu proveniente del mismo y lo entrega a la siguiente capa de moléculas, cada *instante puntual* de contacto entre moléculas representa un cambio de dirección y por lo tanto de aceleración, produciendo una fuerza entre éstas de igual magnitud y sentido opuesto según:

$$\vec{F} = m \frac{\partial \vec{v}}{\partial t} \quad (1.1)$$

Fluctuaciones por encima y por debajo de la presión media, se dan en zonas del espacio provocadas por la acumulación y disipación de las partículas del medio conforme se produce el choque y rebote de las mismas. Estas fluctuaciones se observan en la [ilustración 1](#) y se denominan como *amplitud de presión* (δP), siendo esta última función del espacio-tiempo, el cambio de presión total en el medio está dado por:

$$P = P_0 + \delta P \quad (1.2)$$

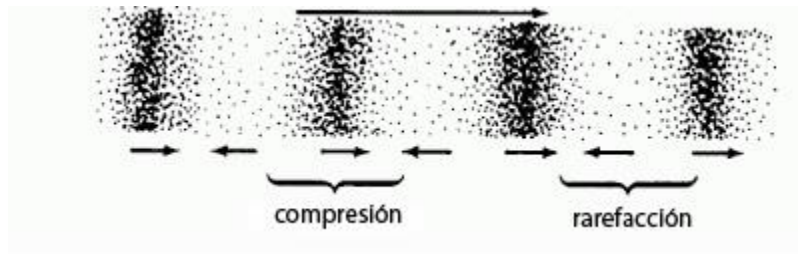


Ilustración 1 Comportamiento de las partículas de un medio en un instante dado como efecto del sonido [1].

P_0 representa la presión ambiente con un valor nominal de 101.325 kPa , lo que escuchamos son los cambios de presión, con apenas una fluctuación de una billonésima parte de la presión atmosférica ($20 \mu\text{Pa}$ – *umbral auditivo*) el oído humano comienza a detectar *sonido*.

A nivel del mar y a temperatura ambiente, bajo ninguna otra influencia cada molécula de aire sufre más de un billón de colisiones por segundo. A pesar de las colisiones, el aire es mayormente un espacio vacío, una molécula ocupa un espacio en un volumen con 5000 de ellos disponibles. Entre las colisiones, las moléculas se desplazan a lo largo de un camino recto a una velocidad típica de 0.5 km/s logrando viajar sólo una decima parte de la longitud de una bacteria común antes de sufrir otra colisión.

Al transporte de colisiones generadas por una fuente en una dirección se le conoce como *onda sonora*. La información de la variación de presión no viaja más rápido que la velocidad promedio de una molécula en una dirección dada. Así la velocidad efectiva con la que la mayoría de las moléculas comunica los cambios de presión es menor que ésta última. La velocidad media del sonido en el aire es de aproximadamente 343 m/s a una temperatura típica de $20 \text{ }^\circ\text{C}$.

La velocidad del sonido es insensible a la presión, ya que la presión apenas afecta la velocidad de las moléculas individuales siendo entonces estas afectadas mayormente por la temperatura [2].

1.1.3 Física de la onda

La anterior descripción cualitativa es el preámbulo para una descripción más formal en el campo de la física, siendo entonces que una *onda* se define como la propagación de la perturbación de alguna propiedad (*densidad, presión, campo eléctrico ó campo magnético*) en un medio, implicando transporte de energía y cantidad de movimiento sin transporte de materia en el caso de ondas sonoras.

Tres parámetros principales de una onda y sus derivados dan sentido físico al sonido, estos son enunciados a continuación:

Amplitud (A): Distancia vertical entre una cresta y el punto medio de la onda, este parámetro está relacionado con el volumen de cualquier tono.

Frecuencia (f): En acústica es el número de veces que se repite un pulso por unidad de tiempo, distintas frecuencias generan distintos tonos.

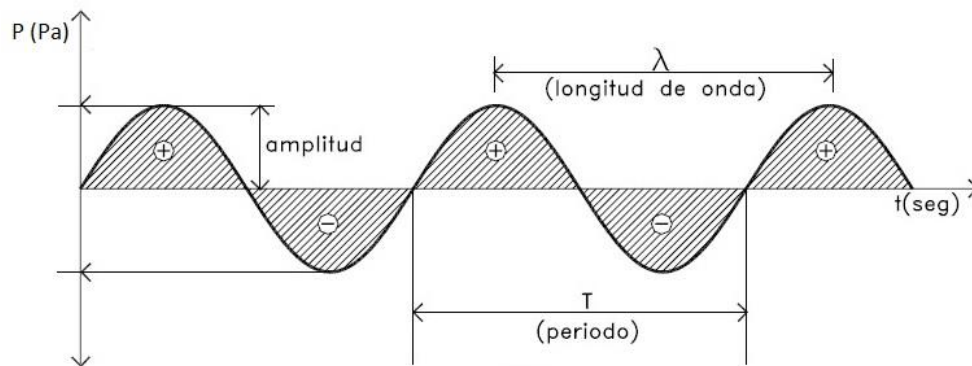
Longitud de onda (λ): Es la distancia que existe entre cada tono.

Periodo (T): Es el inverso de la frecuencia y representa el tiempo que tarda una onda en completar un ciclo.

Numero de onda (k): Es el inverso de la longitud de onda y representa la fracción de onda que pasa por un punto en el espacio, siendo este parámetro complementario de la frecuencia para la descripción física del sonido.

Velocidad de propagación (c): Es la velocidad a la que se propaga el sonido en un medio determinado y su valor se da por el cociente de la longitud de onda y su periodo.

Suponga un tono puro con ciertas características dado en un instante, éste es representado por una función sinusoidal como la que se muestra en la [gráfica 1](#).



Gráfica 1 Evolución de la presión de un sonido simple en función del tiempo y sus componentes [1].

La frecuencia se determina contando el número de ciclos hasta un instante dado t en el eje de las abscisas, este número de ciclos genera un tono específico. La fuerza con la que el aire es empujado provoca cambios de presión en él medio, es decir: a mayor fuerza mayor incremento de presión y por lo tanto una mayor amplitud se observará en la gráfica de la onda. En este caso la *ordenada* = 0 representa la presión atmosférica. El semiciclo positivo representa zonas de acumulación de moléculas, mientras que el semiciclo negativo representa zonas con poca presencia de éstas [3].

1.1.4 El oído humano

Debido a que el tema de la anatomía y fisiología del sistema auditivo es muy basto, el presente apartado busca dar una idea clara y concisa del funcionamiento del oído humano y su relación con el sonido.

Debe saberse que la orientación de la cabeza influyen en el sonido que llega a la membrana timpánica, aunque para efectos prácticos ésto no tenga mayor impacto.

El oído se divide en:

- Oído externo.
- Oído medio.
- Oído interno.

El odio interno consta del aparato vestibular para el equilibrio y la cóclea para la escucha.

El oído medio constituido por tres huesecillos denominados: martillo, yunque y estribo además de la membrana timpánica; en conjunto con el oído externo formado por el canal auditivo y el pabellón auricular conducen el sonido al oído interno. Los elementos del oído humano y su ubicación se observan en la *ilustración 3*.

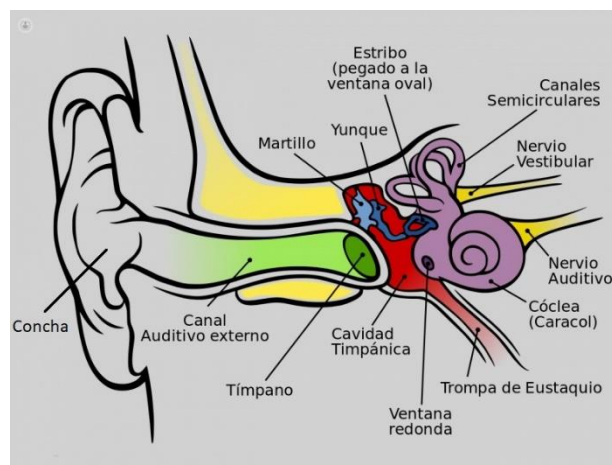


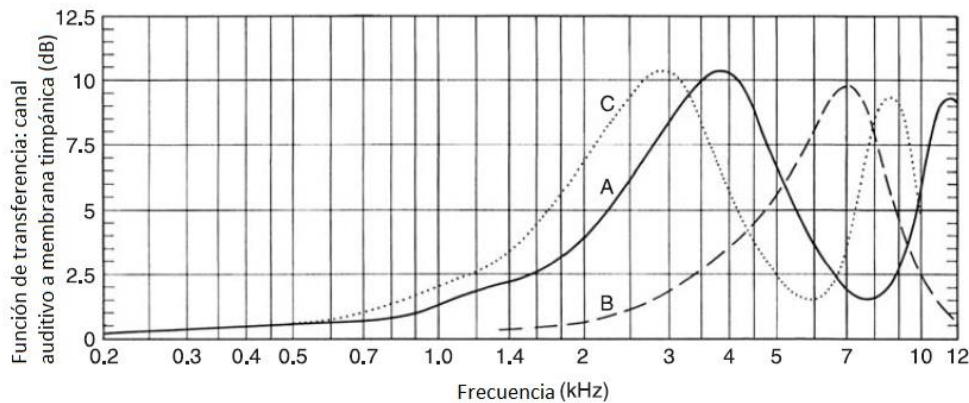
Ilustración 2 Elementos que constituyen el aparato auditivo humano [II].

Oído externo

La cavidad llamada concha ubicada en el pabellón auricular es acústicamente la más importante, ésta recibe la onda acústica orientada y rectificada por los demás elementos del oído externo.

Canal auditivo

La onda acústica viaja a través del canal auditivo que funciona como resonador, la función de transferencia de presión sonora entre la entrada del canal auditivo y la membrana timpánica tiene un máximo en aproximadamente 2.8 KHz *gráfica 1*. A tal frecuencia la presión sonora en la membrana timpánica es 10 dB más grande que a la entrada del canal auditivo refiriéndose a sonidos que provengan de una fuente a una cierta distancia del observador.



Gráfica 2 Efecto del canal auditivo sobre la presión del sonido en la membrana timpánica: (A) diferencia promedio entre la presión del sonido en la membrana timpánica y la medida en la entrada del canal auditivo; (B) diferencia entre la presión del sonido en la membrana timpánica y una ubicación en el canal auditivo que está a 1.25 cm de la membrana timpánica (similar a la de un auricular insertado); y (C) estimación teórica de la diferencia entre la presión del sonido en la membrana timpánica y la de un punto que es el centro geométrico de la concha [4].

Oído medio

Tan pequeño como es, el tímpano o membrana timpánica es enorme en la escala molecular. Aproximadamente 10^{23} moléculas colisionan con el cada milisegundo promediando una presión cuasi-constante de aproximadamente 0.98 kg/cm^2 . La membrana timpánica que separa el oído medio y el oído externo, normalmente tiene igual nivel de presión (*presión atmosférica*), de tal forma que sólo existe una fuerza neta sobre ella debida a ligeras fluctuaciones en el campo de presión.

Las fluctuaciones se traducen en pulsos sobre la membrana timpánica que desplazan la cadena osicular, la articulación rígida entre el yunque y el estribo produce movimientos en forma de pistón estimulando así el oído interno.

Oído interno

La cóclea es una estructura tubular en espiral dotada internamente de células ciliadas¹, la energía mecánica sobre ésta se transforma en impulsos eléctricos a partir del movimiento de estas células, las cuales cubren la extensión interna de la misma con distintos grados de sensibilidad para la detección de los diferentes tonos, esto permite al oído percibir todo el *espectro auditivo*, las células ubicadas en la base de la cóclea son responsables de la detección de altas frecuencias, decreciendo en sentido antihorario hasta el ápex donde las células se encargan de la detección de bajas frecuencias, finalmente los pulsos eléctricos son enviados mediante el nervio auditivo hacia el cerebro en donde son interpretados [4].

1.2 Espectro Sonoro

1.2.1 Infrasonido

Los infrasonidos son sonidos con frecuencias en un rango de entre $[1 - 20] \text{ Hz}$, estos no son perceptibles para el oído humano y su estudio se relaciona en general con eventos de gran escala.

Los primeros registros de ondas de infrasonido que existen en la historia son los provocados por los eventos físicos de mayor dimensión entre los siglos *XIX* y *XX*. El primero de ellos fue la explosión del volcán *KRAKATOA* en *Indonesia* en el año 1883, de tal magnitud que los infrasonidos fueron escuchados a una distancia de 5000 Km y registrados en los barógrafos de todo el mundo, mostrando fluctuaciones de presión periódicas al paso de los frentes de onda. El segundo evento fue el gran estallido supersónico provocado por la colisión de un meteorito con la tierra en el año 1908 en *Tunguska*, región de *Siberia*.

En 1944 los días 6 y 9 de Agosto se observaron los eventos de mayor impacto provocados por el hombre en toda su historia, la detonación por parte de *Estados Unidos* de las bombas nucleares en *Hiroshima* y *Nagasaki* (*Japón*). Estas dos explosiones de 20 kt cada una, provocaron infrasonidos de gran magnitud, lo que transformó al infrasonido en una de las principales técnicas para la detección y análisis de explosiones atómicas alrededor del mundo. En 1949 se detonó la primera bomba nuclear soviética dando comienzo a la Guerra Fría, lo que promovería el estudio del infrasonido con fines de monitoreo durante ensayos nucleares.

A finales de los 50's *Daniels F.B.* diseñó un reductor de ruido en tuberías y junto las teorías de propagación modal y radial comenzó el estudio formal del infrasonido. En Latinoamérica la primera estación de monitoreo y fuente de estudio de ondas infrasónicas fue la *EGP* (*Estación Geofísica de Peñas*) dependiente del Observatorio de *San Calixto* en *Bolivia*, inaugurada en 1964.

¹ *Las células ciliadas son aquellas que poseen Cilios. Los cilios son prolongaciones cilíndricas delgadas que se proyectan desde la superficie de la célula, están formadas por microtúbulos del citoesqueleto envueltos por la membrana ciliar. Su cometido en el órgano de Corti es transformar la energía mecánica en energía nerviosa*

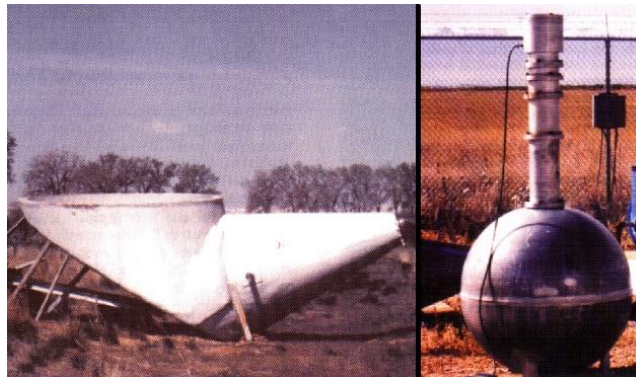
Los estudios del infrasonido decayeron a finales de los 60's ya que el *Tratado de Prohibición de Ensayos Nucleares*, no exigía ningún medio de verificación para su cumplimiento, quedando como una técnica muy poco utilizada por investigadores de fenómenos atmosféricos de gran escala en los 80's.

Es entonces que en Nueva York en 1966 se firmó el *Tratado de Prohibición Completa de Ensayos Nucleares (CTBT por sus siglas en inglés)*, que incluye al infrasonido como una de las técnicas de verificación de no violación, con este objetivo el CTBT estableció una red global de sensores para detectar, localizar e identificar las señales generadas por explosiones nucleares. Esta red fue nombrada *Sistema Internacional de Monitoreo (IMS por sus siglas en inglés)* [5].

Fuentes Artificiales

Las fuentes infrasónicas artificiales son aquellas que se deben a procesos o eventos relacionados con artefactos o maquinarias creadas por el ser humano. A continuación, se enunciarán algunas de estas fuentes y su causa.

- Resonadores y Bocinas: El hombre ha creado estas fuentes intencionalmente con el objetivo de calibrar y probar arreglos de alta sensibilidad.



Fotografía 1 Generadores experimentales de baja frecuencia son utilizados para pruebas y estudios de propagación. La bocina de 10 pies de diámetro produjo sonidos audibles a **100 Hz**, los cuales fueron rastreados con un radar *Doppler* a una altitud para obtener perfiles de temperatura de la atmosfera. La esfera de **100** galones con un cuello de **1 m** es un resonador *Helmholtz* sintonizable de **[10 – 50] Hz**. Aire comprimido es liberado rompiendo un diafragma, produciendo ondas sonoras utilizadas para la calibración y prueba de arreglos infrasonicos [5].

- Boom Sónico: Provocado por aviones ultrasónicos al romper la barrera del sonido, estas señales son detectadas a distancias mayores a los 4000 Km con una frecuencia de entre $[0.1 - 6] \text{ Hz}$ y amplitudes desde los μbar hasta varios cientos.



Fotografía 2 Jet Militar **F – 18** rompiendo la barrera del sonido [III].

- Despegue y Reingreso de Dispositivos espaciales: Se generan ondas con una frecuencia de entre $[0.3 - 3] \text{ Hz}$ y dependiendo de las componentes de viento en la atmósfera las amplitudes de estas señales alcanzan hasta $20 \mu\text{bar}$.

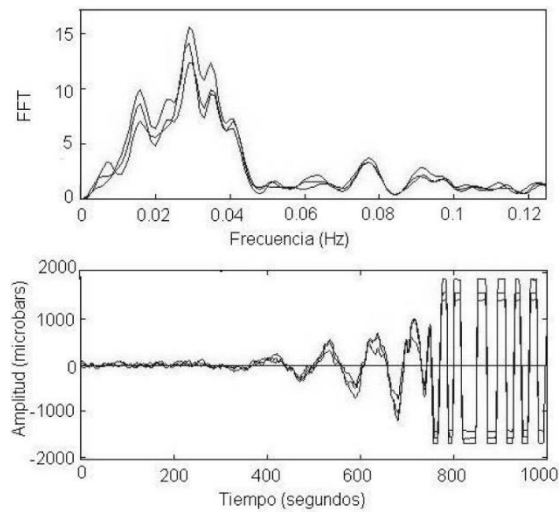


Fotografía 3 Primer despegue del transbordador espacial *Challenger* el **4 de Abril de 1983** desde la base *Cabo Cañaveral* [IV].

- Explosiones Nucleares: La frecuencia característica de estas ondas se encuentra en un rango de entre $[0.02 - 4] \text{ Hz}$ con una amplitud estrictamente relacionada con la potencia de la bomba, obtenida a partir de:

$$A = 10^{(5.31+0.0116V)} D^{-1.76} W^{0.5} \quad (1.3)$$

- A es la amplitud de la onda en Pascales.
- D es la distancia en kilómetros.
- W es la potencia de la explosión en kilotones.
- V es la componente del viento estratosférico en metros sobre segundo



Gráfica 3 Señal debida al ensayo nuclear de *Lop Nor China* el **18 de Octubre de 1980**. La ubicación del arreglo se encuentra a **7273 Km** del lugar de ensayo. Las señales han sido alineadas en fase para mejor su visualización [6].

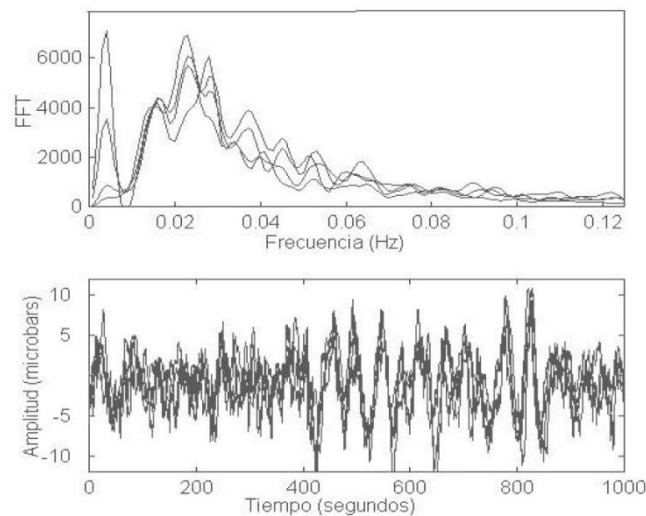
Fuentes naturales

Las fuentes naturales son todas aquellas relacionadas tanto con fenómenos y desastres naturales como con animales, se piensa que estas fuentes deben poseer grandes dimensiones y ser capaces de producir altos niveles de potencia; sin embargo, esta condición será discutida a lo largo de este trabajo. A continuación, se enunciarán algunas de estas fuentes:

- Erupciones volcánicas: Los sonidos generados por estas fuentes se encuentran en un rango de entre 1.2 mHz hasta 20 Hz dependiendo de la potencia de la fuente. La sobrepresión de la señal provocada por la explosión se puede obtener a partir de:

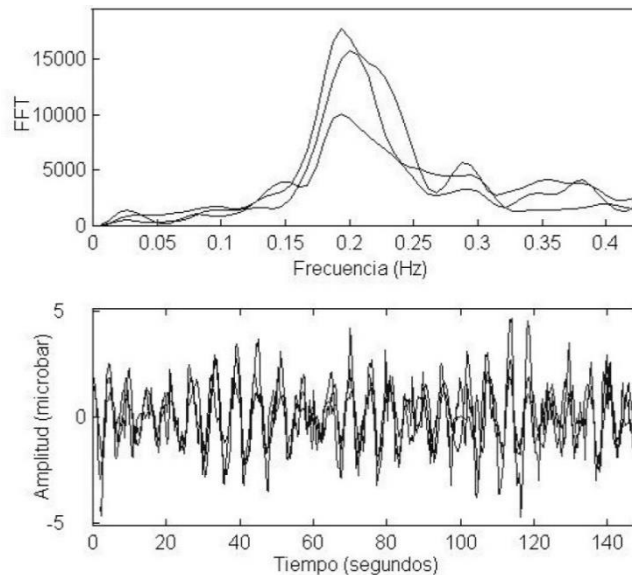
$$\Delta P = \left(\frac{1}{4\pi} \right) \left[\frac{dq(t - r/c)}{dt} \right] \quad (1.4)$$

- $q(t)$ es el flujo de masa en la fuente.
 - r es la distancia a la fuente.
 - c es la velocidad del sonido en el aire.
 - t es el tiempo.
- Auroras boreales y Australes: Generan ondas infrasónicas provocadas por partículas con grandes cantidades de energía térmica provenientes de tormentas solares que interactúan con el oxígeno de la atmósfera de la tierra, produciendo así luminosidad. Las frecuencias típicas de estas ondas se encuentran entre $[0.01 - 0.1] \text{ Hz}$ con una amplitud de entre $[0.5 - 20] \mu\text{bar}$



Gráfica 4 Señales de infrasonidos producidos por señales detectadas en la estación de monitoreo de *Fairbanks* en *Alaska*. Las señales han sido alineadas en fase para facilitar su visualización [6].

- Ingreso de meteoritos en la atmósfera: La mayoría de las señales generadas por estos eventos tienen una frecuencia de entre $[0.1 - 5]$ Hz con amplitudes que van desde $1 \mu\text{bar}$ hasta $10 \mu\text{bar}$.
- Sismos: Ondas infrasónicas son generadas durante un sismo, las componentes verticales del movimiento desplazan las partículas de aire que se encuentran en la atmosfera, el rango de frecuencia de estas ondas va de $[0.01 - 10]$ Hz.
- Microbarom: Estas ondas infrasónicas son generadas en tormentas marítimas por la interacción de la superficie marina con la atmosfera, formas de onda casi sinusoidales con una amplitud de hasta unos cuantos μBar y una frecuencia en un rango de entre $[0.125 - 0.333]$ Hz con un valor típico de 0.2 Hz se desplazan miles de kilómetros.



Gráfica 5 Microbaroms registrados en la estación de monitoreo Fairbanks en Alaska. **Junio de 1981**. Las señales se encuentran alineadas en fase para facilitar su visualización [6].

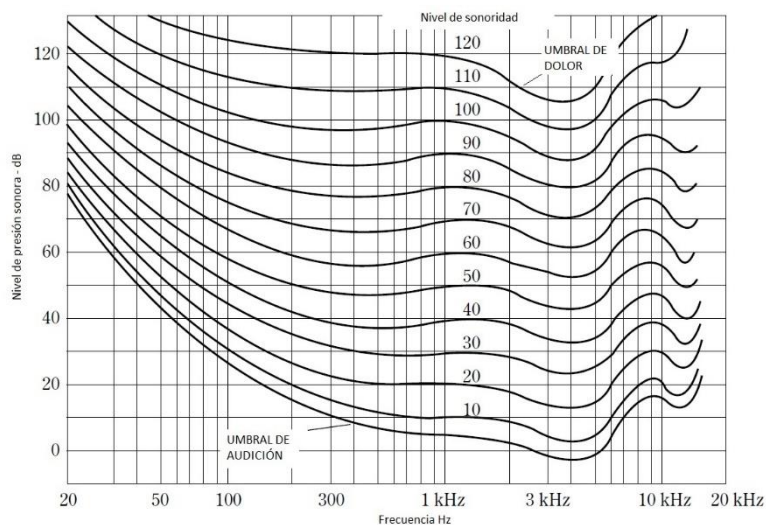
- Avalanchas: Estas generan frecuencias relativamente altas en un rango de entre $[1 - 3]$ Hz con periodos de 20 seg y amplitudes de aproximadamente $2 \mu\text{bar}$.
- Fuentes meteorológicas: Tornados, truenos y fuertes vientos atravesado montañas generan ondas infrasónicas con periodos entre los $[0.1 - 0.2]$ Hz y una amplitud de apenas unos pocos μbar [6].

- Animales como el Elefante generan ondas infrasonicas con un valor típico de unos 15 Hz a 100 dB que se desplazan hasta 2 Km para comunicarse, también ballenas y tigras los producen con el mismo fin.

Fenómenos no necesariamente de gran impacto generan sonidos entorno a las bajas frecuencias, el cuerpo humano es una de las fuentes naturales que producen estos sonidos con regularidad, por ejemplo; los músculos al resbalar uno sobre otro producen sonidos de aproximadamente 25 Hz, el movimiento de una rodilla con condromalacia² genera sonidos de baja frecuencia [1 – 100] Hz y los sonidos que emite el corazón se producen en un rango de [10 – 150]Hz [1,7-8].

1.2.2 Espectro auditivo

Antes se mencionó el *espectro auditivo*, éste se refiere a sonidos con un rango de frecuencia de entre [20 – 20x10³] Hz ubicados dentro de los límites perceptuales para el oído humano. En 1933 *Harvey Fletcher y Wilden A. Munson* determinaron experimentalmente el conjunto de curvas de igual sonoridad para el oído humano a distintos niveles de presión sonora, observables en la *gráfica 6*.

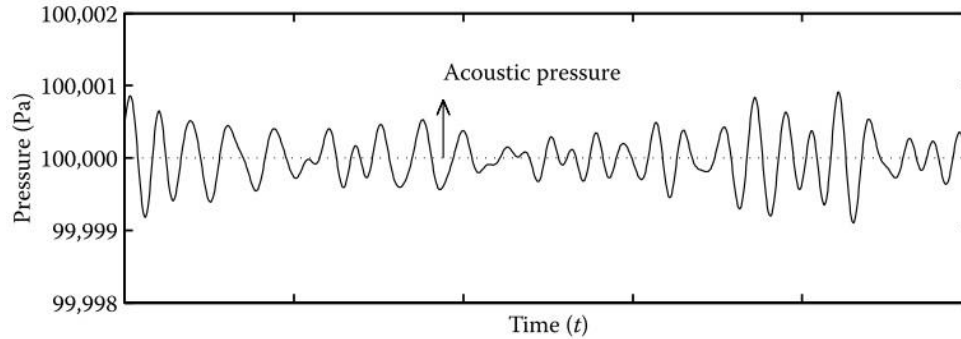


Gráfica 6 Estas curvas revelan la relativa falta de sensibilidad del oído a los tonos graves, especialmente a niveles de sonido más bajos. Invertir estas curvas proporciona la respuesta de frecuencia del oído en términos de nivel de sonoridad [10].

² El cartílago debajo de la rótula es un amortiguador natural. La condromalacia rotuliana puede aparecer cuando la rodilla se usa de manera excesiva o se lesiona.

Presión sonora

Por definición el valor medio de una señal aleatoria de presión acústica es cero como se observa en la [gráfica 7](#).

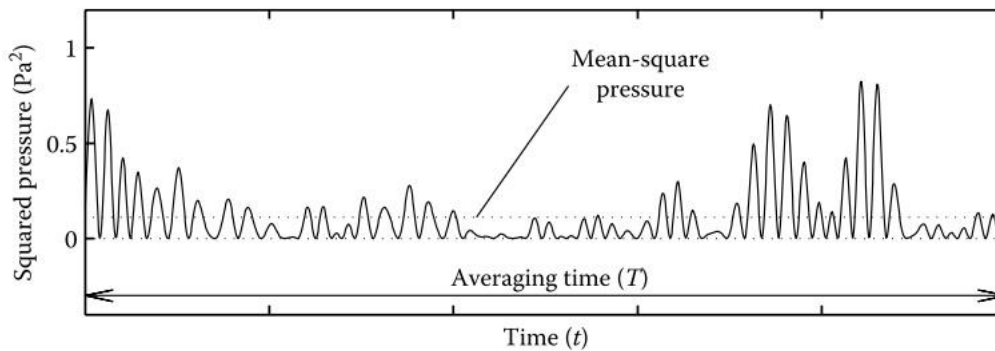


Gráfica 7 Ilustración de los cambios de presión relativos a la presión atmosférica [1].

Claramente este valor no es útil; por tanto, para cuantificar la magnitud de estos cambios de presión es conveniente utilizar *el valor medio cuadrático* definido como:

$$\overline{P^2} = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_{t_1}^{t_1+T} P(t)^2 dt \quad (1.5)$$

En esta ecuación t_1 es un tiempo arbitrario. Ya que la medida de esta magnitud tiene dimensión de presión cuadrada, a menudo se trabaja con la *media cuadrática (r.m.s)* que está dada por la raíz cuadrada del *valor medio cuadrático*. En la [gráfica 8](#) se observa la ejecución de lo antes mencionado al ejemplo de la gráfica anterior.



Gráfica 8 Presión cuadrada acústica de la gráfica anterior y su correspondiente valor medio cuadrático [1].

De acuerdo al teorema de *Fourier* cualquier señal aleatoria puede ser descompuesta en un numero infinito de componentes sinusoidales armónicas. La distribución de las amplitudes de estas sinusoides se denomina espectros de frecuencia.

Para una variación armónica el valor medio cuadrático se define como:

$$P_{r.m.s.} = \frac{A}{\sqrt{2}} \quad (1.6)$$

A representa la amplitud de la variación armónica propia de un tono puro.

Es conveniente utilizar una escala de medición logarítmica que imite la percepción del oído humano, en esta escala el nivel de presión sonora se mide en decibelios y varia en un rango de $[0 - 120]$ dB para el espectro auditivo a partir de:

$$L_p = 20 \log_{10} \left(\frac{P_1}{P_0} \right) [\text{decibelios}] \quad (1.7)$$

- P_1 es la presión sonora eficaz de un tono dado o $P_{r.m.s.}$.
- P_0 es la presión de referencia con un valor de $20 \mu Pa$ en aire.

Algunos valores típicos del nivel de presión sonora producido por varias fuentes se observa en la [tabla 1](#) [1].









Presión sonora (μPa)	Nivel de presión sonora (dB_{spl})		
200.000.000	140		Daño auditivo permanente
20.000.000	120		Despegue de aeronave (umbral de dolor)
2.000.000	100		Martillo de demolición
200.000	80		Embotellamiento
20.000	60		Conversación
2.000	40		Zona residencial por la noche
200	20		Susurro de hojas
20	0		Umbral auditivo

Tabla 1 Fluctuaciones de presión eficaz típicas y nivel de presión sonora correspondiente [V].

La sonoridad es una medida subjetiva de la intensidad de un sonido, permite ordenar sonidos en una escala de mayor a menor, ésta se mide en fonios. El fon es definido arbitrariamente como la intensidad de un tono senoidal de 1 kHz con un nivel de presión sonora de 0 dB; así:

$$S = 10 \log_{10} \left(\frac{I}{I_0} \right) [\text{fonios}] \quad (1.8)$$

- I es la intensidad provocada por la presión sonora eficaz de un tono dado.
- I_0 es la intensidad umbral relacionada con la presión de referencia.

Se cumple entonces para un tono sinusoidal de 1 kHz que:

$$L_p = S \quad (1.9)$$

Cada curva de la *gráfica 6* representa entonces el nivel de presión sonora que hay que producir a cada frecuencia para conseguir una misma sensación que la que se tiene con una sonoridad dada a 1 kHz [9].

A medida que aumenta la intensidad sonora, las curvas se hacen más planas. Esto se interpreta como: a mayores niveles de presión sonora, menor dependencia de la frecuencia, siendo los sonidos graves los primeros en desaparecer en bajos niveles de presión sonora.

Los sonidos previos al rango de frecuencia auditiva son denominados *infrasonidos* y los posteriores son denominados *ultrasonidos* [10].

1.2.3 Ultrasonido

La relación que determina la *velocidad de propagación* del sonido se escribe como:

$$c = \lambda f \quad (1.10)$$

Los factores que la determinan son la densidad y compresibilidad de la materia que atraviesa, de tal manera que en materia altamente densa y con poca compresibilidad el sonido viaja a una mayor velocidad. En general la velocidad con la que el sonido se propaga en sólidos es mayor que en líquidos y en líquidos mayor que en gases.

Considerando que la velocidad de propagación del sonido es constante en el medio en el que se propague, la frecuencia y la longitud de onda deben cumplir una relación inversa entre sí; es decir, desplazamientos muy rápidos de un cuerpo vibrante (*fente*) producirán distancias muy pequeñas entre cada onda, generando un espacio concentrado acústicamente.

Lo anterior permite a ciertos insectos y mamíferos como murciélagos y delfines orientarse, ya que las ondas emitidas por éstos son tan altas que inundan sus alrededores y cuando se encuentran con un objeto rebotan hacia el animal advirtiéndole de la distancia a la que se encuentra éste.

Este principio es utilizado posteriormente en la medicina para observar imágenes del interior del cuerpo, en la fisioterapia se emplea para la disminución del dolor e inflamación en músculos profundos. El efecto *Doppler* es otra aplicación del ultrasonido, utilizado para la visualización de flujo líquido dentro del cuerpo, la representación en color determina el sentido y la velocidad del mismo.

El ultrasonido se utiliza también en aplicaciones industriales como: medición de distancias, caracterización interna de materiales, ensayos no destructivos, limpieza de objetos; como, carburadores y otros.

En navegación marítima es utilizado para detectar obstáculos y objetos bajo el agua mediante el sonar [1].

Capítulo 2

2 OBJETIVOS Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.

La detección de objetos a largas distancias es una aplicación potencial de los infrasonidos debido a la escasa absorción de estas ondas en el medio, a diferencia de los ultrasonidos. El inconveniente es que los objetos a detectar deben ser bastante grandes ya que, a tales frecuencias, la longitud de onda es muy larga, limitando el diámetro mínimo del objeto a detectar. El rango de longitudes de onda para el infrasonido se encuentra entre los 17 m para una frecuencia de 20 Hz y distancias mayores a los 30 Km.

2.1 Planteamiento del problema

A partir de la información recabada se busca dar una aplicación práctica y funcional a los sonidos producidos por el cuerpo humano, proponiendo un método sin contacto para la detección y caracterización del *Ritmo Cardíaco*.

La importancia de la caracterización de este signo vital es primordial en el cuidado y mantenimiento de pacientes con distintas patologías. Un ejemplo es la manipulación de pacientes con lesiones por quemaduras graves que se ve comprometida dadas las consecuencias mortales que ésto significa.

La detección del RC representa un problema que yace en el inconveniente relacionado con la baja intensidad y frecuencia propias de los sonidos causados por el cierre de las válvulas presentes en el corazón.

2.2 Objetivos

- Realizar revisión del estado del arte para la detección del RC.
- Proponer un método sin contacto para la detección del RC.
- Desarrollar un modelo matemático para la propagación de la onda sonora proveniente del corazón.
- Diseñar un amplificador y un filtro adecuados para el tratamiento de la señal.
- Simulación del modelo matemático para la propagación de la onda mecánica y del sistema para el tratamiento de la señal.

Capítulo 3

3 REVISIÓN DEL ESTADO DEL ARTE.

La humanidad al igual que su entorno se encuentra en constante desarrollo y con ello sobreviene el menester de adaptación, los métodos y dispositivos de detección han sido en la historia de la humanidad una de tantas herramientas que afianzan su linaje, la detección de distintos fenómenos como: enfermedades, desastres naturales, cambios de parámetros físicos en maquinarias, etc. requieren de una praxis precisa. Con la aparición de la electrónica y la investigación en ciencia de materiales el hombre ha construido instrumentos fiables que le permiten medir parámetros o cambios específicos.

3.1 Fundamentos biológicos.

Para poder establecer un método sin contacto para la detección del RC, primero se debe entender el funcionamiento del sistema cardiovascular y sus componentes; a continuación, se da una introducción a estos.

3.1.1 Sistema Cardiovascular.

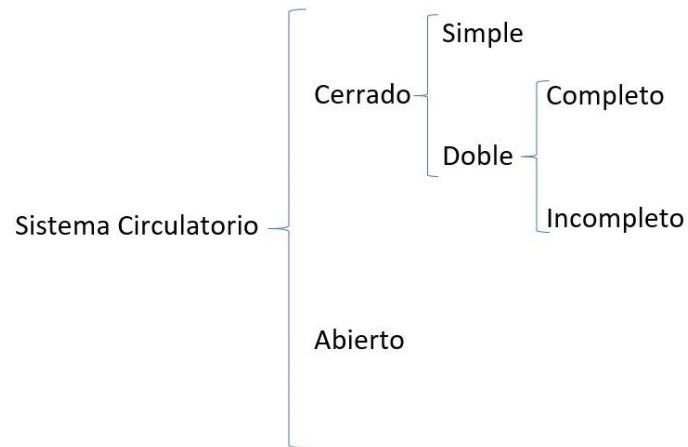
En el sistema cardiovascular o circulatorio de vertebrados, el corazón es un músculo localizado en la cavidad torácica que funciona como una bomba mecánica, desplazando la sangre y transportándola por medio de sistemas de irrigación, como son: las arterias, arteriolas, capilares, venas y vénulas; asegurándose de la entrega de oxígeno y nutrientes a los tejidos, además de remover el dióxido de carbono y otros desperdicios metabólicos.

A continuación, se da una introducción a la terminología del sistema cardiovascular de interés:

- Ritmo Cardíaco: Número de contracciones del corazón por unidad de tiempo.
- Pulso Cardíaco: Incremento temporal de la presión del flujo sanguíneo en las arterias causado por el palpar del corazón.
- Volumen Sistólico: Volumen de sangre eyectado por el corazón hacia la aorta durante el periodo de contracción (*sístole*).
- Volumen Sistólico Final: Cantidad de sangre que permanece en el ventrículo del corazón al finalizar la sístole.
- Volumen Diastólico Final: Volumen de sangre que llena el ventrículo del corazón al final de la fase de relajación.

Dicho de otra forma: $VS = VDF - VSF$.

La clasificación que se da para este sistema en los distintos seres vivos considera las categorías mostradas en el *Cuadro sinóptico 1*.



Cuadro Sinóptico 1 División del sistema cardiovascular según sus características *fuentes: autor.*

Un sistema circulatorio cerrado doble completo es propio de aves y mamíferos, se caracteriza por que no se produce una mezcla de sangre oxigenada y no oxigenada, las venas principales que devuelven la sangre de la cabeza y los brazos se juntan para formar la vena cava superior. La sangre de la parte inferior del cuerpo es llevada hacia el corazón por la vena cava inferior, tanto la vena cava superior como la vena cava inferior desembocan en la aurícula derecha. La arteria pulmonar surge del ventrículo derecho y se divide en dos ramas que llevan la sangre hacia los vasos capilares de cada pulmón, donde el oxígeno entra en la sangre y el dióxido de carbono sale de ella. Después, la sangre regresa por las venas pulmonares hasta la aurícula izquierda y de allí, pasando por la válvula mitral, llega al ventrículo izquierdo. El ventrículo izquierdo empuja la sangre a través de la válvula aórtica hacia la arteria aorta, quien lleva la sangre nuevamente oxigenada a todos los capilares del cuerpo y así se completa el ciclo [11].

3.1.2 El corazón.

El corazón *ilustración 3* está formado por dos bombas separadas: un corazón derecho y uno izquierdo. A su vez, cada uno de éstos es una bomba bicameral pulsátil formada por una *aurícula* y un *ventrículo*, las aurículas funcionan como una bomba de cebado para el ventrículo.

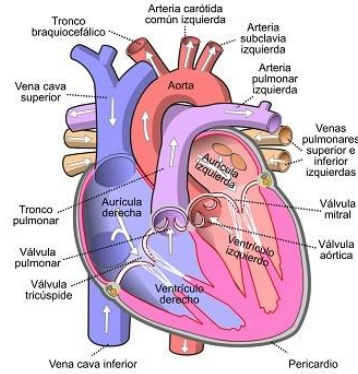


Ilustración 3 Diagrama de flujo sanguíneo del corazón humano [VI].

El músculo cardíaco es un sincitio³ que frente a descargas eléctricas en forma de potencial de acción provoca la contracción del mismo, el corazón está formado por el sincitio auricular y el sincitio ventricular, esta división permite que las aurículas se contraigan un pequeño intervalo antes de la contracción ventricular, lo que es importante para la eficacia del bombeo del corazón.

El potencial de acción se dispersa desde el nodo sinusal ubicado en la aurícula derecha a un costado de la vena cava superior, contrayendo el sincitio auricular, el nodo auriculo-ventricular ubicado a un costado de la válvula auriculo-ventricular derecha recibe y retarda el paso del potencial de acción para asegurar que las aurículas hayan expulsado toda la sangre hacia los ventrículos antes de su contracción.

3.2 Detección del Ritmo Cardíaco.

A la fecha, existe una gran cantidad de recursos (*métodos y dispositivos*) disponibles para la detección del ritmo cardíaco, esta práctica se divide principalmente en dos vertientes dependiendo de la ubicación de los sensores.

- Métodos de contacto
- Métodos sin contacto

Los primeros requieren, comúnmente del emplazamiento de electrodos en la superficie del cuerpo. Esta metodología es inconveniente e inadecuada para registros a largo plazo, además la presencia de cables para cada electrodo limita considerablemente la movilidad y comodidad del paciente, esta problemática se ha solucionado colocando los sensores en el medio (*sillas, entre otras cosas*) con los que el sujeto tiene contacto prolongado.

³ En biología un sincitio es una célula con varios núcleos resultante de la función de varias células individuales – es el caso del músculo estriado en mamíferos.

Contrario a los métodos sin contacto, que no hacen uso de este tipo de manipulación y por ello son preferidos a la hora de evaluar los signos vitales, aunque ciertamente; estos últimos aún no se encuentran totalmente estandarizados y los ensayos se han realizado como eventos aislados.

3.2.1 Métodos de contacto.

Electrocardiograma (ECG)

El corazón funciona bajo el principio fundamental de impulsos eléctricos que aseguren su contracción (*sístole*), es así que la actividad bioeléctrica correspondiente al palpar del corazón dio lugar al *ECG* como una de las primeras técnicas sistemáticas para la detección del *RC*.

Esté método requiere la inmovilización del paciente para colocar los electrodos, la ubicación de estos es variada dependiendo del caso y requiere experimentación preliminar para la obtención de mejores resultados.

Los valores de voltaje a la salida dependerán de la ubicación en la que se encuentren los electrodos y su proximidad al corazón. Cuando un electrodo se encuentra colocado en un ventrículo y el otro está alejado del corazón, el voltaje de la onda *QRS* presenta valores en un rango de $[3 - 4] mV$. Estos voltajes pueden aumentar hasta los $110 mV$ si los electrodos se encuentran directamente en la membrada del musculo cardiaco [12].

Cuando los electrodos se encuentran en una pierna y en un brazo el voltaje en la onda *QRS* va de $[1 - 1.5] mV$ desde el punto las elevado de la onda *R* hasta el más profundo de la onda *S*.

Para el registro y procesamiento de la señal se puede utilizar cualquier equipo analógico o digital, la aplicación de algún tipo de filtrado suaviza el trazado y discrimina las señales de ruido para la obtención de una señal limpia *fotografía 4*.



Fotografía 4 Monitor de signos vitales [VII].

Fonocardiografía

La FCG consiste esencialmente en el registro de las ondas acústicas producidas por los latidos del corazón que viajan a través del cuerpo. Los sonidos son el resultado de las vibraciones creadas por el cierre de las válvulas cardíacas. La capacidad de cuantificar los sonidos emitidos por el corazón proporciona información que no está disponible en pruebas más sofisticadas.

Este método hace uso típicamente de un micrófono piezoeléctrico que hace contacto con la superficie del pecho o de la espalda como se hace con un estetoscopio, la señal a la salida se visualiza y registra a través de un osciloscopio [fotografía 5](#).



Fotografía 5 Estetoscopio digital ViScope, es posible visualizar y escuchar los sonidos producidos por las válvulas del corazón [VIII].

Ecocardiografía

Se describe al ecocardiograma principalmente como un método de contacto que utiliza altas frecuencias ultrasónicas para evaluar la estructura, funcionamiento y estado hemodinámico del sistema cardiovascular. La ecocardiografía produce imágenes 2D ó 3D en tiempo real permitiendo calcular el número de *lps* (*latidos por segundo*) del corazón. Al ecocardiograma estándar se le conoce como ecocardiograma transónico y se realiza colocando un transductor (*sonda*) sobre la pared torácica, variando la posición y orientación del transductor se obtienen imágenes de distintos planos del corazón [ilustración 4](#). El procesamiento y análisis de estas se realiza a través de la transferencia de las mismas a una computadora con algún software que facilite su manejo.

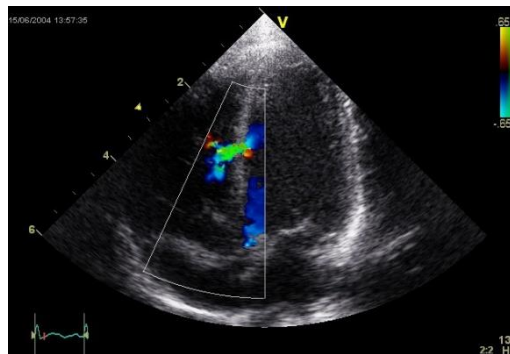


Ilustración 4 Ecocardiografía de corazón con defecto de tabique ventricular [IX].

Fotocardiografía

Un dispositivo frecuentemente utilizado para monitorear el pulso cardiaco es el *pulso-oxímetro*, éste funciona bajo el principio de que la hemoglobina exhibe una alta absorción de luz roja e infrarroja. Por lo tanto, la variación de la intensidad de luz infrarroja emitida por una fuente al pasar a través de los tejidos del paciente es captada por un fotodiodo en el otro extremo y depende de los cambios del flujo volumétrico de la sangre dentro del tejido, generando un cambio en la corriente de salida del fotodiodo, es así que la actividad cardiaca puede ser monitoreada, éste se sitúa normalmente en la punta del dedo o en el lóbulo de la oreja.



Fotografía 6 Pulso-oxímetro de muñeca con sensor remoto y pletismógrafo [X].

3.2.2 Métodos sin contacto.

Durante los últimos años de investigación los métodos sin contacto han sido divididos en tres sistemas de monitoreo basados en los principios fundamentales de:

- Electromagnetismo
- Laser
- Imágenes

El objetivo común de medición de estos métodos es el desplazamiento de la pared torácica causado por los músculos del corazón, reportes de un desplazamiento máximo tiene lugar en el ápex del corazón con un valor de $600 \mu\text{m}$.

Radar Doppler

Este es un método basado en *EM* que hace uso del efecto *Doppler*, en donde una onda de radar constantemente emitida por una antena con un flujo continuo de radiación electromagnética hacia un objetivo es reflejada desde el mismo con un cambio de fase y detectada por otra antena (*puede ser la misma antena usada para la transmisión*), un diodo mezclador provee una tensión proporcional a la fase entre la señal emitida y la señal recibida. Se necesita una sección de filtrado para separar el ritmo cardiaco del ritmo respiratorio de tal forma que puedan ser detectados simultáneamente *Ilustración 5*.

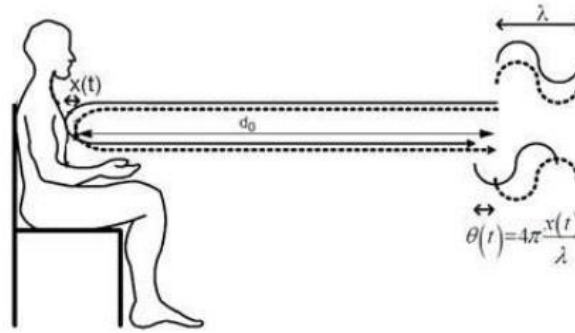


Ilustración 5 Principio de monitoreo de un radar de onda continua [13].

Donde d_0 es la distancia entre el sistema y la superficie del cuerpo, $\theta(t)$ es el cambio de fase de la onda reflejada causado por $x(t)$ que es el desplazamiento de la superficie del cuerpo y λ es la longitud de onda incidente.

Láser Doppler

Este método utiliza un láser Doppler vibrométrico que se basa en el principio de la detección del desplazamiento *Doppler* de la luz láser, el movimiento de la superficie induce un desplazamiento de frecuencia en el rayo láser incidente y es medido con ayuda de un interferómetro, el cual hace una demodulación de la variación de frecuencia y la transforma en una señal de voltaje o en una corriente de datos digitales que pueda ser leída.

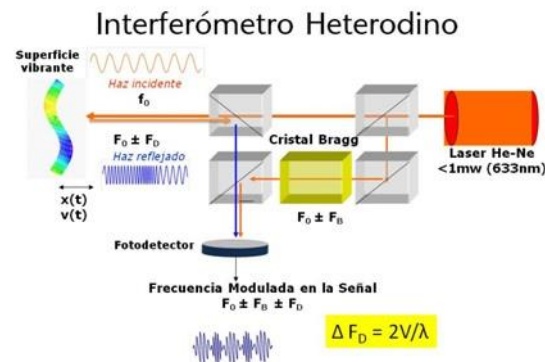


Ilustración 6 Boceto del interferómetro Heterodino (Mach– Zehnder) incorporado en un vibrómetro láser [XI].

La *Ilustración 6* muestra el esquema de la óptica de un vibrómetro láser, en el que un rayo láser con frecuencia inicial f_0 se divide en dos haces iguales al pasar a través de un divisor de haz. Uno de los haces, es decir, el haz de medición, se enfoca en la pared torácica mientras el otro se usa como haz de referencia. Después de reflejarse desde la superficie del objeto en movimiento, el rayo de medición regresa y se recombina con el rayo de referencia. El desplazamiento de la superficie modifica la diferencia de trayectoria óptica entre los dos rayos láser dando como resultado un cambio de fase que varía con la velocidad de vibración.

El método de medición se basa en el supuesto de que el pico de la señal vibratoria, la cual mide el movimiento de la pared torácica, aparece como consecuencia de la contracción del músculo miocardio disparado por una señal eléctrica.

Métodos de monitoreo basados en imágenes

Uno de estos métodos propone un dispositivo que combina una imagen de lapso de tiempo de una cámara de video práctica y el procesamiento de imágenes en una PC, este método puede medir la frecuencia cardíaca y respiratoria promedio de 30 s basado en los cambios del brillo del ROI⁴ establecido alrededor de la mejilla del sujeto. El sistema tiende a detectar la frecuencia del pulso más claramente alrededor de los puntos de palpación típicos, como la arteria carótida común y la arteria cubital.

Otro método de estos es un prototipo de una pequeña cámara de monitoreo para el RC dirigido principalmente a la pletismografía óptica utilizando imágenes en modo de reflexión por contacto en tres longitudes de onda. Los valores medios de la frecuencia respiratoria y cardíaca se correlacionaron muy bien en una ventana de 50 s [13].

3.3 Efecto eléctrico y sonoro del corazón.

Durante las fases de sístole y diástole se producen sonidos por la apertura y cierre de las válvulas cardíacas, el flujo de la sangre a través del corazón y la vibración de músculos en el corazón.

El ciclo cardíaco puede contener hasta cuatro eventos sonoros, denotados por: S_1 , S_2 , S_3 y S_4 . Los primeros dos, conocidos como *lub* y *dub* respectivamente son fácilmente audibles en un corazón sano a través de un estetoscopio convencional situado en la zona próxima al pecho, el tercer sonido con potencia relativamente baja, normalmente se detecta en niños y adolescentes, pero no en adultos. El cuarto sonido posee una potencia significativamente menor que los mencionados anteriormente, este sonido es perceptible con dispositivos de alta sensibilidad como: estetoscopios digitales o sistemas fono-cardiográficos.

⁴ Region de interés por sus siglas en Inglés

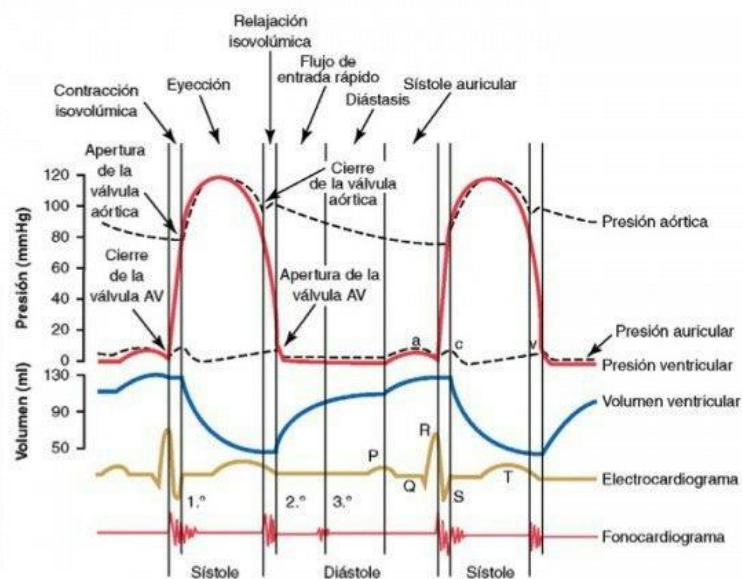
El sonido S_1 ocurre en el principio de la sístole ventricular, este sonido es producido por las válvulas mitral y tricúspide al cerrarse y precede al primer silencio (*sístole*), caracterizado por:

- Elevada amplitud.
- Duración aproximada de entre [100 – 200] ms.
- Componentes de frecuencia comprendidas entre [10 – 150] Hz.

Las componentes de frecuencias con mayor potencia se sitúan entre los [30 – 45] Hz.

El sonido S_2 se produce al inicio de la sístole ventricular a consecuencia del cierre de las válvulas aórtica y pulmonar, que preceden al segundo silencio (*diástole*), las componentes de frecuencia de este sonido van de los [50 – 70] Hz, las componentes de frecuencia más potentes son mayores que las de S_1 pero de menor duración [14].

Se observa en la [gráfica 9](#) un ECG del corazón izquierdo, el cierre de la válvula auriculoventricular (*mitral*) o S_1 se da durante el complejo QRS, más precisamente al comienzo de la segunda mitad de la onda R que se debe a la despolarización de la masa principal de los ventrículos, mientras que el cierre de la válvula aórtica ó S_2 se da después de la segunda mitad de la onda T que representa la repolarización ventricular, debe entenderse que las señal acústica y eléctrica son provocadas por eventos distintos y no son efecto uno del otro como tal [11].



Gráfica 9 Eventos del ciclo cardíaco para la función ventricular izquierda [11].

Capítulo 4

4 PROPUESTA Y DESARROLLO.

La inmersión de un pacientes en un baño terapéutico constituye condiciones favorables para la detección del RC, paralelo al saneamiento de las zonas afectadas. El agua funciona como una extensión del cuerpo debido al estrecho acoplamiento de impedancia acústica existente entre estos. La impedancia acústica se define como la resistencia que opone un medio al paso del sonido y es igual al producto de la densidad del medio por la velocidad del sonido en ese medio.

$$Z_a = c\rho_{(medio)} \quad (4)$$

El acoplamiento de impedancias ideal de dos medios supone el paso continuo de una onda acústica sin que la onda sea reflejada en la interface, siendo los valores de la impedancia del agua y del tejido humano muy similares con valores de:

$$Z_{agua} = 15x10^4 \frac{g}{cm^2s} \quad y \quad Z_{tejido} = 16x10^4 \frac{g}{cm^2s}$$

Con valores respectivos de velocidad de propagacion promedio de $15x10^4 \frac{cm}{s}$ y $15.4x10^4 \frac{cm}{s}$ y de densidad de $1 \frac{g}{cm^3}$ y $1.04 \frac{g}{cm^3}$, respectivamente.

Se habla entonces de un eco o rebote de la onda muy débil, mientras que el resto de la onda viajará sin impedimento a través del agua [15].

Para este estudio se implementó un modelo matemático de la propagación de la onda sonora en el medio fluídico que permita su análisis, además se propuso un transductor piezoeléctrico (*micrófono*) que cumple con las características necesarias para la detección de tales ondas, dada la baja intensidad y el rango de frecuencias propias de estos sonidos y se diseñó un amplificador de varias etapas además de un filtro para el tratamiento de la señal.

4.1 Modelo matemático para la propagación de ondas sonoras.

La comprensión del fenómeno físico requiere de la descripción particular del evento, en seguida se proporciona información general sobre las ondas y posteriormente se caracteriza el caso de interés.

- Medio de propagación.
 - Medios elásticos (*Ondas mecánicas*)
 - En el vacío (*Ondas Electromagnéticas*)
- Movimiento de las partículas.
 - Longitudinal.
 - Transversal.
- Dirección de propagación.
 - Unidimensionales.
 - Bidimensionales.
 - Tridimensionales.
- Periodicidad.
 - Periódicas.
 - No periódicas.

4.1.1 Caso de interés.

La definición de onda se puede retomar del apartado *Física de la onda* tratado con anterioridad, con esto en mente, ahora es posible describir las características de la onda producida por el latido del corazón como sigue:

El latido del corazón, se modela como una onda sonora mecánica elástica en donde una fuente genera una perturbación que viaja con cierta velocidad dependiente del medio en el que se propaga (*sólido o fluido*). Los fluidos son medios continuos carentes de rigidez y por tanto solo pueden transmitir ondas longitudinales que se caracterizan por que la oscilación de las partículas se da en dirección de la propagación de la onda. Las partículas del medio oscilan alrededor de un punto fijo, por lo que no existe transporte neto de materia, es decir que el fluido no es desplazado. Ya que la perturbación se expande en todas direcciones desde la fuente con frentes de ondas esféricas concéntricas se dice que se trata de una onda tridimensional, suponiendo que la perturbación (*latido*) se produce en ciclos repetitivos es común representarla como una onda sinusoidal que no es más que una onda periódica.

Debe entenderse entonces al viaje de una perturbación como la variación de una propiedad del medio en función del tiempo y espacio.

4.2 Modelo matemático.

A la propagación de la perturbación de una magnitud característica de un campo $\psi_c(x, y, z, t)$ que satisface la siguiente EDP de segundo orden lineal homogénea de coeficientes constantes.

$$\frac{\delta^2 \psi(x, y, z, t)}{\delta t^2} = c^2 \left(\frac{\delta^2 \psi(x, y, z, t)}{\delta x^2} + \frac{\delta^2 \psi(x, y, z, t)}{\delta y^2} + \frac{\delta^2 \psi(x, y, z, t)}{\delta z^2} \right) \quad (4.1)$$

Se le conoce como *Onda*, donde c es la velocidad de propagación característica del medio y la perturbación se expresa como una función: $\psi(x, y, z, t) \in \psi_c$.

Considerando que el término derecho de la ecuación representa el laplaciano y a sabiendas de que se habla de ondas esféricas simétricas respecto al origen, es decir que ψ_c no se altera respecto la parte angular (θ, ϕ) , la EDP se reescribe en coordenadas esféricas como:

$$\frac{\delta^2 \psi(r, t)}{\delta t^2} - \frac{c^2}{r^2} \frac{\delta}{\delta r} \left(r^2 \frac{\delta \psi(r, t)}{\delta r} \right) = 0 \quad (4.2)$$

Operando el segundo término de la ecuación se obtiene:

$$\frac{\delta^2 \psi}{\delta t^2} - \frac{c^2}{r} \frac{\delta^2}{\delta r^2} (r\psi) = 0 \quad (4.3)$$

Multiplicando toda la ecuación por r :

$$\frac{\delta^2}{\delta t^2} (r\psi) - c^2 \frac{\delta^2}{\delta r^2} (r\psi) = 0 \quad (4.4)$$

Considerando ahora $\varphi(r, t) = r\psi(r, t)$ [MT^{-2}] se tiene:

$$\frac{\delta^2}{\delta t^2} (\varphi) - c^2 \frac{\delta^2}{\delta r^2} (\varphi) = 0 \quad ; \quad 0 < r < L_\infty, t > 0 \quad (4.5)$$

Esta última es la representación de la ecuación de Onda unidimensional.

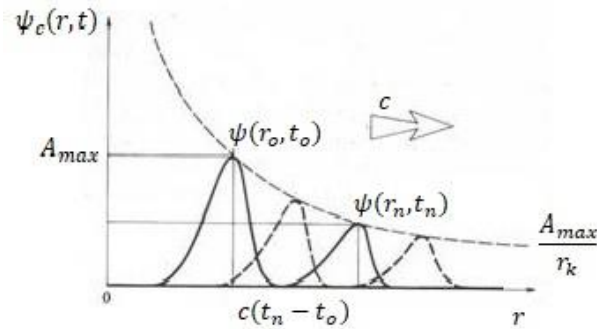
Las condiciones de frontera a las cuales está sujeta la ecuación, están dadas por:

$$\varphi(0, t) = 0 \quad y \quad \varphi(L_\infty, t) = 0 \quad (4.6)$$

Mientras que las condiciones iniciales a las cuales está sujeta la ecuación, están dadas por:

$$\varphi(r, 0) = f(r) \text{ y } \frac{\delta\varphi}{\delta t}_{t=0} = g(r) \quad (4.7)$$

La *gráfica 10* da una descripción del viaje de una onda esférica (*componente radial*) en el campo ψ_c , en donde se aprecian 3 características: la dirección de la velocidad de propagación, la amplitud máxima y el amortiguamiento en función de la distancia.



Gráfica 10 Parametros y recorrido de una onda viajera [XII].

Se observa que:

$$r_n = r_o + c(t_n - t_o) \quad (4.8)$$

Por tanto, se puede decir que:

$$\psi(r_o, t_o) = \psi(r_n - ct_n + ct_o, t_o) \quad (4.9)$$

Dado que el subíndice o indica cualquier posición e instante de referencia, es posible escribir:

$$\psi(r, t) = \psi(r - ct) \quad (4.10)$$

Esto representa una onda esférica que progresa radialmente hacia afuera a una velocidad constante c .

Retomando la ecuación 4.5 y factorizando se tiene:

$$\left[\frac{\delta}{\delta t} - c \frac{\delta}{\delta r} \right] \left[\frac{\delta}{\delta t} + c \frac{\delta}{\delta r} \right] \varphi = 0 \quad (4.11)$$

Existen dos formas de que la ecuación anterior cumpla:

$$\begin{cases} \left[\frac{\delta\varphi}{\delta t} - c \frac{\delta\varphi}{\delta r} \right] = 0 \\ \left[\frac{\delta\varphi}{\delta t} + c \frac{\delta\varphi}{\delta r} \right] = 0 \end{cases} \quad (4.12)$$

Resolviendo para ambos casos tenemos:

$$\begin{cases} r = C + ct \\ r = C - ct \end{cases} \quad (4.13)$$

Con la constante de integración C igual a r_0 y partiendo de un instante de referencia, se obtiene:

$$\varphi(r, t) = f(r - ct) + g(r + ct) \quad (4.14)$$

Donde f y g son funciones arbitrarias de ondas esféricas que se propagan y convergen respectivamente.

Para dar solución a la EDP se recurre al método de separación de variables que enuncia:

$$\varphi(r, t) = f(r)g(t) \quad (4.15)$$

Derivando parcialmente se obtiene:

$$\begin{aligned} \varphi_t &= f(r)g'(t) & \varphi_r &= f'(r)g(t) \\ \varphi_{tt} &= f(r)g''(t) & \varphi_{rr} &= f''(r)g(t) \end{aligned} \quad (4.16)$$

Substituyendo en la EDP y separando términos se obtiene:

$$g''(t) + \left(\frac{2\pi c}{\lambda}\right)^2 g(t) = 0 \quad (4.17)$$

$$f''(r) + \left(\frac{2\pi}{\lambda}\right)^2 f(r) = 0 \quad (4.18)$$

Donde $\frac{2\pi}{\lambda}$ es la constante de separación, ésta representa el número de onda angular y se expresa como \hat{k} , al multiplicar \hat{k} por la velocidad de propagación se obtiene ω que es la frecuencia angular.

Ahora se cuenta con 2 EDO de segundo orden lineales homogéneas de coeficientes constantes cuyas soluciones son de la forma:

$$g(t) = A_t \cos(\omega t) + B_t \sin(\omega t) \quad (4.19)$$

$$f(r) = A_r \cos(\hat{k}r) + B_r \sin(\hat{k}r) \quad (4.20)$$

Por lo tanto:

$$\varphi(r, t) = [A_r \cos(\hat{k}r) + B_r \sin(\hat{k}r)][A_t \cos(\omega t) + B_t \sin(\omega t)] \quad (4.21)$$

Aplicando las C.F. propuestas anteriormente se llega a una expresión de la forma:

$$\varphi(r, t) = B_r \sin(\hat{k}r) [A_t \cos(\omega t) + B_t \sin(\omega t)] \quad (4.22)$$

Desarrollando esta ecuación se obtiene:

$$\varphi(r, t) = \frac{B_r A_t}{2} [\sin(\hat{k}r + \omega t) + \sin(\hat{k}r - \omega t)] + \frac{B_r B_t}{2} [\cos(\hat{k}r - \omega t) - \cos(\hat{k}r + \omega t)] \quad (4.23)$$

Con las constantes:

$$B_r = P_{r.m.s.}, \quad A_t = iB_t \quad y \quad B_t = 2 \quad (4.24)$$

Resulta:

$$\varphi(r, t) = P_{r.m.s.} \{ [-\cos(\hat{k}r + \omega t) + i \sin(\hat{k}r + \omega t)] + [\cos(\hat{k}r - \omega t) + i \sin(\hat{k}r - \omega t)] \} \quad (4.25)$$

Esta ecuación cumple con la demostración de φ , la definición de $P_{r.m.s.}$ se detalló con anterioridad y está asociada a la presión causada por el sonido del tono puro con mayor amplitud de las ondas viajeras que se propaga en direcciones opuestas [3].

Considerando sólo la dirección de propagación positiva se tiene:

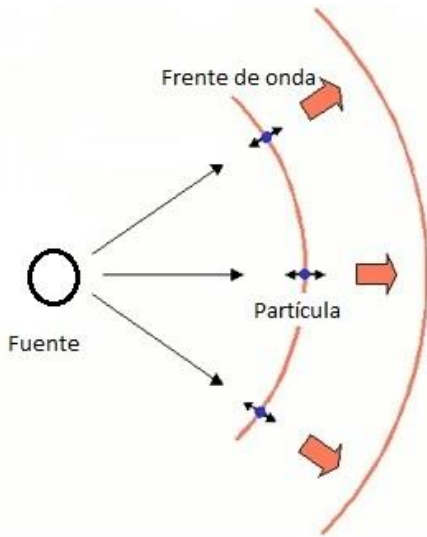
$$\varphi(r, t) = P_{r.m.s.} [\cos(\hat{k}r - \omega t) + i \sin(\hat{k}r - \omega t)] \quad (4.26)$$

Las unidades de $P_{r.m.s.}$ corresponden a las unidades del campo de deformación, en el caso de ondas sonoras esféricas estas unidades son los $[Pa * m]$. Luego entonces, el cambio de presión que tienen lugar al paso de una onda sonora en un medio isótropo en reposo está dado por:

$$P^{\pm}(r, t) = P_0 + \frac{P_{r.m.s}}{r} [\cos(\hat{k}r \pm \omega t) + i \operatorname{sen}(\hat{k}r \pm \omega t)] [ML^{-1}T^{-2}] \quad (4.27)$$

Hasta este punto, la relación que existe entre el medio y las fluctuaciones de presión depende estrictamente de la velocidad de propagación del sonido en el medio c , la frecuencia f y amplitud $P_{r.m.s.}$ de la señal, siendo c la variable dependiente del medio y f y P las variables dependientes de sonido.

Considerando ahora el desplazamiento positivo de una partícula del medio en dirección r^+ a partir de un único pulso, se hace uso del *Teorema del transporte de Reynolds* aplicado a la propiedad fluida *masa* de dicha partícula, como se observa en la *Ilustración 7*.



$$\frac{dm}{dt} = \frac{\delta}{\delta t} \int_{v_c} \rho dV + \int_{s_c} \rho \bar{v} * d\bar{A} = 0 \quad (4.28)$$

Ilustración 7 Frentes de onda provocados por la vibración de una partícula [XIII].

Suponiendo:

- Estado estacionario $\frac{\delta}{\delta t} = 0$
- Flujo incompresible $\rho = Cte.$
- Áreas equivalentes en el volumen de control $A_s = A_e$

Se llega a:

$$v_{r2} = v_{r1} \left(\frac{A_1}{A_2} \right) \quad (4.29)$$

Se determina entonces que la velocidad de la onda esférica disminuye conforme se aleja de la fuente. La velocidad del cambio de presión v_r se define utilizando las ecuaciones de continuidad y de cantidad de movimiento de un fluido Newtoniano con densidad y viscosidad dinámica constantes para coordenadas esféricas en forma diferencial *Ilustración 8*.

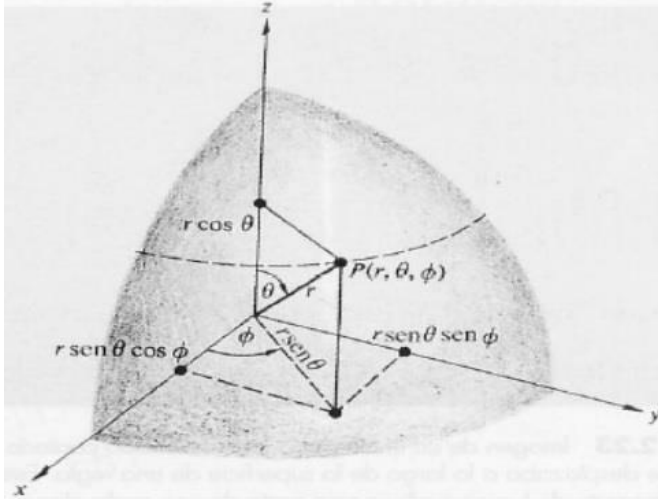


Ilustración 8 Coordenadas esféricas [XIV].

Ecuación de continuidad:

$$\frac{1}{r^2} \frac{\partial}{\partial r} (r^2 v_r) + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \theta} (v_\theta \sin \theta) + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial}{\partial \phi} (v_\phi) = 0 \quad (4.30)$$

Ecuación de cantidad de movimiento:

$$\begin{aligned} \frac{\partial v_r}{\partial t} + v_r \frac{\partial v_r}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} + \frac{v_\phi}{r \sin \theta} \frac{\partial v_r}{\partial \phi} - \frac{v_\theta^2 + v_\phi^2}{r} &= g_r - \frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial r} + v \left[\Delta v_r - \frac{2}{r^2 \sin \theta} \frac{\partial (v_\theta \sin \theta)}{\partial \theta} - \frac{2}{r^2 \sin \theta} \frac{\partial v_\phi}{\partial \phi} - 2 \frac{v_r}{r^2} \right] \\ \frac{\partial v_\theta}{\partial t} + v_r \frac{\partial v_\theta}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_\phi}{r \sin \theta} \frac{\partial v_\theta}{\partial \phi} + \frac{v_r v_\theta}{r} - \frac{v_\phi^2 \cot \theta}{r} &= g_\theta - \frac{1}{\rho r} \frac{\partial P}{\partial r} + v \left[\Delta v_\theta - \frac{2 \cos \theta}{r^2 (\sin \theta)^2} \frac{\partial v_\phi}{\partial \phi} + \frac{2}{r^2} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} - \frac{v_\theta}{r^2 (\sin \theta)^2} \right] \\ \frac{\partial v_\phi}{\partial t} + v_r \frac{\partial v_\phi}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial v_\phi}{\partial \theta} + \frac{v_\phi}{r \sin \theta} \frac{\partial v_\phi}{\partial \phi} + \frac{v_r v_\phi}{r} + \frac{v_\theta v_\phi \cot \theta}{r} &= g_\phi - \frac{1}{\rho r \sin \theta} \frac{\partial P}{\partial r} + v \left[\Delta v_\phi + \frac{2}{r^2 \sin \theta} \frac{\partial v_r}{\partial \phi} + \frac{2 \cos \theta}{r^2 (\sin \theta)^2} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} - \frac{v_\phi}{r^2 (\sin \theta)^2} \right] \end{aligned} \quad (4.31)$$

Suponiendo:

- Fuerzas de cuerpo despreciables $g_n \approx 0$
- Flujo bidimensional $v_\theta \text{ y } \frac{\delta}{\delta \theta} = 0$
- Flujo simétrico $\frac{\delta}{\delta \phi} = 0$
- Flujo laminar $v_\phi = 0$
- Flujo totalmente desarrollado $\frac{\delta}{\delta r} = 0$

Se obtiene:

$$v_{rt} = -\frac{1}{\rho} P_r - v \frac{2v_r}{r^2} \quad (4.32)$$

La ecuación de *Presión* está expresada como un número complejo, la información del comportamiento físico de la onda esta guardada en la parte real de tal ecuación, tomando en cuenta ésto, se resuelve la derivada parcial de P respecto de r y se acomodan términos, obteniendo [16]:

$$v_{r_t} + \frac{2v}{r^2} v_r = \frac{P_{r.m.s}}{\rho r^2} [\hat{k}r \sin(\hat{k}r - \omega t) + \cos(\hat{k}r - \omega t)] \quad (4.33)$$

Esta ecuación representa un sistema masa-amortiguador sin rigidez, sometido a una fuerza externa armónica, reescribiendo la ecuación como:

$$\ddot{x} + \varepsilon \dot{x} = F_0 [c \sin(\theta) + \cos(\theta)] \quad (4.34)$$

Donde:

$\varepsilon = \frac{2v}{r^2}$ representa el amortiguamiento por arrastre hidrodinámico.

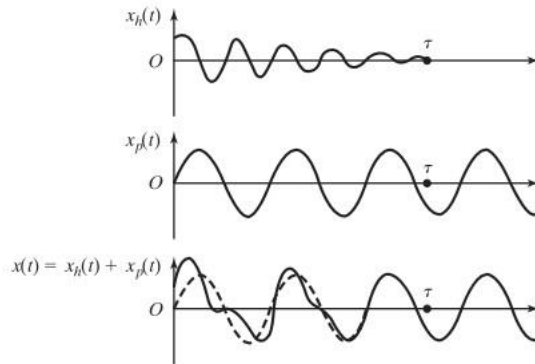
$F_0 = \frac{\Delta P_{max}}{\rho r^2}$ es en general un número que contiene la amplitud de la fuerza.

$\theta = \hat{k}r - \omega t$ es un cambio de variable que facilita la manipulación de la ecuación.

La solución total de la *EDP* no homogénea de segundo orden se presenta como la suma de la solución homogénea (*vibración libre*) y la solución particular (*vibración forzada*).

$$x_G = x_h + x_p \quad (4.35)$$

La solución total, eventualmente se reduce a la solución particular que representa el estado estacionario de vibración y se aprecia en la *gráfica 11*.



Gráfica 11 Solución homogénea, particular y general de un sistema amortiguado [17].

La solución homogénea de la *EDP* está dada por:

$$x_h = C_1 + C_2 e^{-\varepsilon t} \quad (4.36)$$

Dado que la fuerza de excitación es armónica, la solución particular también es armónica y tiene la misma frecuencia, entonces se asume que la solución particular es de la forma [17]:

$$x_p = A \sin(\theta) + B \cos(\theta) \quad (4.37)$$

La solución particular de la *EDP* está dada por:

$$x_p = F_0 \left[\frac{\omega \hat{k}r + \varepsilon}{-\varepsilon^2 \omega - \omega^2} \sin(\hat{k}r - \omega t) + \frac{\omega^3 - \varepsilon \omega^2 \hat{k}r}{-\varepsilon^2 \omega^3 - \omega^3} \cos(\hat{k}r - \omega t) \right] \quad (4.38)$$

De tal forma que la solución total del *desplazamiento*, queda expresada de la siguiente forma:

$$x_G = C_1 + C_2 e^{-\varepsilon t} + \frac{P_{r.m.s}}{\rho r^2} \left[\frac{\omega \hat{k}r + \varepsilon}{-\varepsilon^2 \omega - \omega^2} \sin(\hat{k}r - \omega t) + \frac{\omega^3 - \varepsilon \omega^2 \hat{k}r}{-\varepsilon^2 \omega^3 - \omega^3} \cos(\hat{k}r - \omega t) \right] \quad (4.39)$$

Derivando respecto del tiempo se obtiene la *velocidad* que se expresa como:

$$x_{Gt} = -\varepsilon C_2 e^{-\varepsilon t} + \frac{\omega P_{r.m.s}}{\rho r^2} \left[\frac{\omega^3 - \varepsilon \omega^2 \hat{k}r}{-\varepsilon^2 \omega^3 - \omega^3} \sin(\hat{k}r - \omega t) - \frac{\omega \hat{k}r + \varepsilon}{-\varepsilon^2 \omega - \omega^2} \cos(\hat{k}r - \omega t) \right] \quad (4.40)$$

Para obtener los valores de las constantes C_1 y C_2 es necesario tomar en cuenta las condiciones iniciales mencionadas con anterioridad.

La expresión final del *desplazamiento* de la onda en función del espacio y del tiempo está dada por:

$$x(r, t) = \frac{P_{r.m.s}}{\rho r^2} \left\{ \frac{\omega^3 - \varepsilon \omega^2 \hat{k}r}{-\varepsilon^2 \omega^3 - \omega^3} \left[\frac{\omega}{\varepsilon} \sin(\hat{k}r) (e^{-\varepsilon t} - 1) + \cos(\hat{k}r - \omega t) - \cos(\hat{k}r) \right] + \frac{\omega \hat{k}r + \varepsilon}{-\varepsilon^2 \omega - \omega^2} \left[\frac{\omega}{\varepsilon} \cos(\hat{k}r) (1 - e^{-\varepsilon t}) + \sin(\hat{k}r - \omega t) - \sin(\hat{k}r) \right] \right\} [L] \quad (4.41)$$

La expresión final de la *velocidad* de la onda en función del espacio y del tiempo está dada por:

$$x(r, t)_t = \frac{\omega P_{r.m.s}}{\rho r^2} \left\{ \frac{\omega^3 - \varepsilon \omega^2 \hat{k}r}{-\varepsilon^2 \omega^3 - \omega^3} [\sin(\hat{k}r - \omega t) - \sin(\hat{k}r) e^{-\varepsilon t}] + \frac{\omega \hat{k}r + \varepsilon}{-\varepsilon^2 \omega - \omega^2} [\cos(\hat{k}r) e^{-\varepsilon t} - \cos(\hat{k}r - \omega t)] \right\} [LT^{-1}] \quad (4.42)$$

Se observa que la *presión* es atenuada por un factor r^{-1} , mientras que el *desplazamiento* y la *velocidad* son atenuadas por un factor r^{-2} .

Una vez determinada la *velocidad* se obtiene la tasa de *energía* por unidad de masa y tiempo, expresando la ecuación en forma integral para un volumen de control fijo se tiene:

$$\dot{Q} - \dot{W}_s - \dot{W}_v = \frac{\partial}{\partial t} \left(\int_{SC} e \rho dV \right) + \int_{VC} \left(e + \frac{P}{\rho} \right) \rho (\mathbf{V} * \mathbf{n}) dA \quad (4.43)$$

Donde $\dot{W}_s = 0$, ya que no hay trabajo motor sobre el volumen de control por no haber partes móviles en un volumen infinitesimal fijo y despreciando los efectos de la temperatura se reescribe la ecuación como:

$$\dot{W}_v = \left(\rho \frac{De}{Dt} + \nabla * (\mathbf{V} * P) \right) dx dy dz \quad (4.44)$$

El trabajo por unidad de tiempo debido a los esfuerzos viscosos es igual al producto de la componente del esfuerzo por la componente de la velocidad correspondiente y por el área de la cara del VC, de tal forma que después de restar los términos de salida de los términos de entra, la potencia debida a la viscosidad estará dada por:

$$\dot{W}_v = -\nabla * (\mathbf{V} * \boldsymbol{\tau}_{ij}) dx dy dz \quad (4.45)$$

Al sustituir esta última ecuación en la ecuación anterior se obtiene la forma diferencial de la ecuación de la energía:

$$\rho \frac{De}{Dt} = \nabla * (\mathbf{V} * \boldsymbol{\tau}_{ij}) - [\nabla * (\mathbf{V} * P)] \quad (4.46)$$

En donde el primer término del lado derecho representa el trabajo debido a esfuerzos viscosos y el segundo representa el trabajo debido a la presión, además:

$$e = \hat{u} + \frac{1}{2} V^2 + gz \quad (4.47)$$

Descomponiendo los términos viscosos y de presión se obtiene:

$$\rho \frac{De}{Dt} = \mathbf{V} * (\nabla * \boldsymbol{\tau}_{ij}) + \Phi - [\mathbf{V} * \nabla P + P(\nabla * \mathbf{V})] \quad (4.48)$$

Φ representa la *función de disipación viscosa* para un fluido viscoso newtoniano e incompresible, dada por:

$$\Phi = \mu \left[2 \left(\frac{\partial u}{\partial x} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial v}{\partial y} \right)^2 + 2 \left(\frac{\partial w}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial v}{\partial x} + \frac{\partial u}{\partial y} \right)^2 + \left(\frac{\partial w}{\partial y} + \frac{\partial v}{\partial z} \right)^2 + \left(\frac{\partial u}{\partial z} + \frac{\partial w}{\partial x} \right)^2 \right] \quad (4.49)$$

Puesto que todos los términos son cuadráticos, la disipación viscosa es siempre positiva, de modo que un flujo viscoso siempre tiende a perder la *energía* disponible, de acuerdo con el segundo principio de la termodinámica.

Despejando el gradiente de esfuerzos viscosos de la ecuación de *cantidad de movimiento* y sustituyéndolo en la ecuación diferencial de la *energía*, se reescribe como:

$$\rho \frac{De}{Dt} = \mathbf{V} * \rho \frac{D\mathbf{V}}{Dt} - \mathbf{V} * \rho \mathbf{g} + \Phi - P(\nabla * \mathbf{V}) \quad (4.50)$$

Descomponiendo la *energía* y agrupando en términos semejantes se tiene:

$$\rho \frac{D\hat{u}}{Dt} = \Phi - P(\nabla * \mathbf{V}) \quad (4.51)$$

Al tratarse de un fluido incompresible el segundo término del lado derecho desaparece, entonces se desarrollan los términos restantes de la ecuación y se reescriben en coordenadas esféricas como:

$$\begin{aligned} \frac{\partial \hat{u}}{\partial t} + v_r \frac{\partial \hat{u}}{\partial r} + \frac{v_\theta}{r} \frac{\partial \hat{u}}{\partial \theta} + \frac{v_\phi}{r \sin \theta} \frac{\partial \hat{u}}{\partial \phi} \\ = \frac{2\mu}{\rho} \left[\left(\frac{\partial v_r}{\partial r} \right)^2 + \left(\frac{1}{r} \frac{\partial v_\theta}{\partial \theta} + \frac{v_r}{r} \right)^2 + \left(\frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial v_\phi}{\partial \phi} + \frac{v_r}{r} + \frac{v_\theta \cot \theta}{r} \right)^2 \right] \\ + \frac{\mu}{\rho} \left\{ \left[r \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{v_\theta}{r} \right) + \frac{1}{r} \frac{\partial v_r}{\partial \theta} \right]^2 + \left[\frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial v_r}{\partial \phi} + r \frac{\partial}{\partial r} \left(\frac{v_\phi}{r} \right) \right]^2 + \left[\frac{\sin \theta}{r} \frac{\partial}{\partial \theta} \left(\frac{v_\phi}{\sin \theta} \right) + \frac{1}{r \sin \theta} \frac{\partial v_\theta}{\partial \phi} \right]^2 \right\} \end{aligned} \quad (4.52)$$

Suponiendo:

- Flujo bidimensional $v_\theta \text{ y } \frac{\delta}{\delta \theta} = 0$
- Flujo simétrico $\frac{\delta}{\delta \phi} = 0$
- Flujo laminar $v_\phi = 0$
- Flujo totalmente desarrollado $\frac{\delta}{\delta r} = 0$

Se llega a:

$$\hat{u} = \frac{4vC^2}{r^2} \int x(r, t)_t^2 dt [L^2T^{-3}] \quad (4.53)$$

Donde $C = \frac{\omega_{P.r.m.s}}{\rho r^2}$

Dada la extensión de la solución de la integral, esta simplemente se expresa en su forma condensada, sin embargo; en el apartado de resultados se encuentra un análisis a partir de la gráfica de su comportamiento [16].

Finalmente, la *atenuación* de la onda se define como el reparto de energía entre una superficie esférica cada vez mayor conforme la onda se aleja de la fuente y se expresa como sigue:

$$i_n = \frac{e}{4\pi r^2 t} [T^{-3}] \quad (4.54)$$

4.3 Micrófono para la detección de la onda sonora.

Tradicionalmente la detección de cualquier sonido se hace mediante micrófonos que se encargan de extrapolar las variaciones de presión en el medio (*fenómeno mecánico*) a variaciones de voltaje (*fenómeno eléctrico*).

La selección de un micrófono para una determinada tarea se hace con base a 3 fundamentos:

- Principio operativo
- Direccionalidad
- Respuesta en frecuencia

4.3.1 Principio operativo.

El principio operativo hace referencia a la forma en que la energía es transformada, dentro de este rubro encontramos los micrófonos dinámicos, micrófonos de condensador y micrófonos piezoeléctricos. La *ilustración 9* representa el esquema de diseño de un micrófono infrasónico.

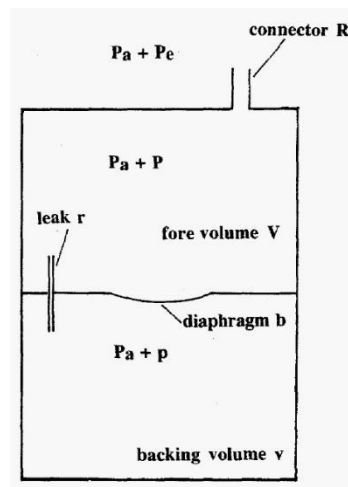


Ilustración 9 Esquema de diseño de un micrófono infrasónico [18].

El volumen superior recibe la variación de presión proveniente del exterior a través de la toma R . Las variaciones de presión son comunicadas al volumen inferior a través de la conexión r que atraviesa el diafragma flexible b . La presión ambiente es denota por P_a y la variación de presión debida a la señal de estudio es denota por P_e , a su vez las variaciones de presión en los volúmenes superior e inferior se denotan por P y p respectivamente. En general se cumple que $P_e \neq P \neq p$ debido a los efectos de R , r y b [18].

El diafragma (*receptor mecánico*) junto con su acoplamiento eléctrico conforman el transductor del micrófono, el movimiento del diafragma es medido mediante el acoplamiento eléctrico. En el caso de los infrasonidos este acoplamiento se hace a través de un capacitor por poseer una mayor sensibilidad a dichos movimientos. En un transductor ideal los cambios de voltaje serán linealmente proporcionales a los cambios de presión.

En los micrófonos de condensador la capsula microfónica está formada por dos placas de condensador, una fija y otra móvil (*diafragma*), separadas por un material aislante. Si una de las placas de condensador tiene libertad de movimiento con respecto a la otra, la capacidad de almacenar carga variará y con ella el voltaje de salida, el diafragma está expuesto a las ondas acústicas incidentes y vibra en armonía con ellas.

Los micrófonos *piezoeléctricos* actúan bajo el mismo principio que los micrófonos de condensador. En éstos, la membrana que recibe la diferencia de presión está hecha de cristales como Sal de Rochell, Cuarzo y Bario-Titanio.

4.3.2 Direccionalidad.

La direccionalidad indica la capacidad de un micrófono de captar sonido según el ángulo de incidencia de la onda sonora, la magnitud de salida de un micrófono se representa mediante una gráfica polar. Un micrófono de condensador se considera omnidireccional por poseer un diafragma abierto en su parte frontal y cerrado en la parte posterior simulando el funcionamiento del oído humano, estos dispositivos funcionan muy bien para bajas y medianas frecuencias la *ilustración 10* ejemplifica lo descrito anteriormente.

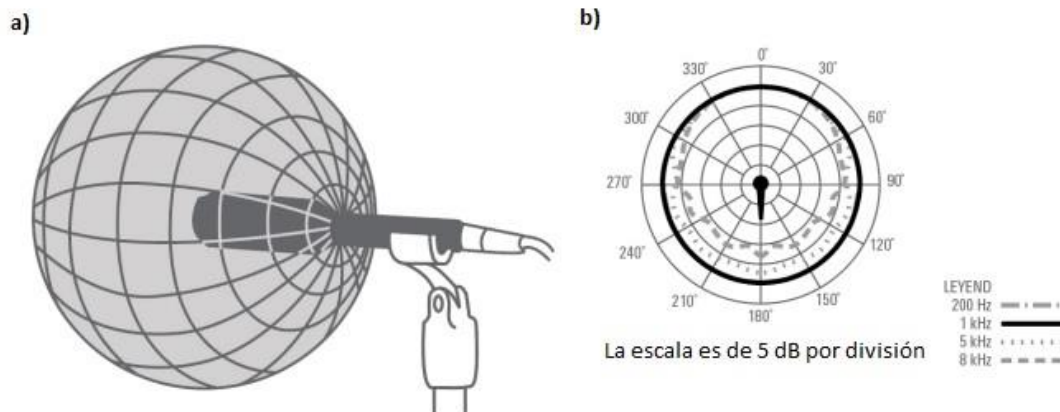
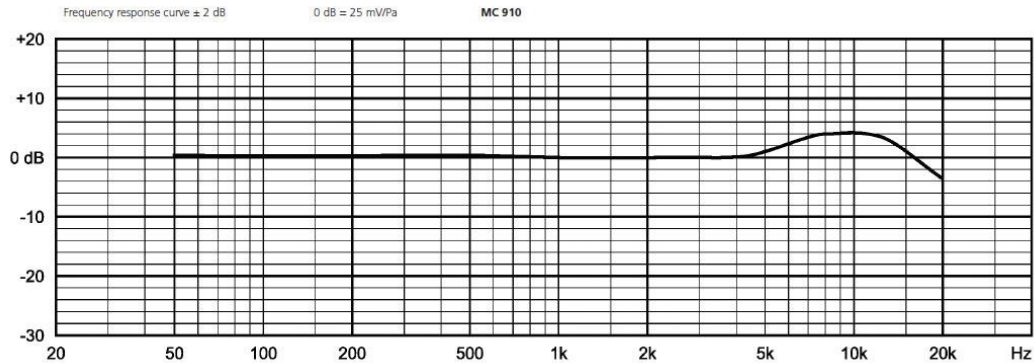


Ilustración 10 a) Micrófono omnidireccional, b) Patrón polar omnidireccional típico [XV].

4.3.3 Respuesta en frecuencia.

La respuesta en frecuencia se define como *el conjunto de frecuencias que un micrófono es capaz de captar y reproducir sin alterar*, dicho de otra manera, representa la fidelidad del micrófono. Cuanto más plana sea la respuesta alrededor de los 0 dB mayor fidelidad poseerá el micrófono, este tipo de respuesta es típica en micrófonos de condensador, como se observa en la [gráfica 12](#) [19-20].



Gráfica 12 Representación de respuesta en frecuencia plana en un rango de [50 – 40K] Hz de un micrófono MC910 [XVI].

4.4 Arquitectura del sistema para el tratamiento de la señal.

El diseño del sistema para el tratamiento de la señal se desarrolló considerando el proceso previo de captura y transmisión. Como ya se ha mencionado, la baja intensidad de las señales y el ruido que existe en el medio de transmisión representa un problema para el análisis, por ello se propuso un sistema que consta de:

- Amplificador.
- Filtro.

A fin de hacer llegar las señales lo más limpias y fieles posibles a un dispositivo de análisis, en seguida se describen con detalle los apartados anteriores.

4.4.1 Amplificador por etapas.

Se optó por un amplificador por etapas constituido de transistores *BJT* dadas las características de la señal, en el [diagrama 1](#) se ilustra el proceso de amplificación al cual la señal es sometida.

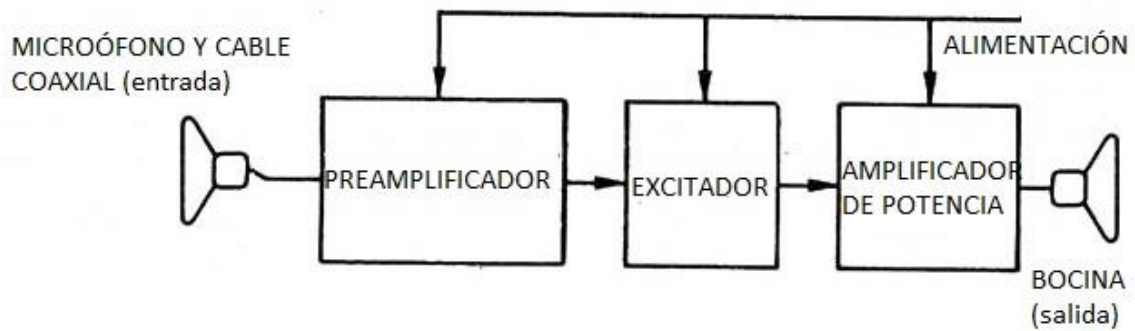


Diagrama 1 Proceso de amplificación al cual la señal es sometida después de haber sido capturada por el micrófono y enviada a través de cable coaxial *fente: autor.*

Las primeras dos etapas son empleadas como amplificadoras de pequeña señal cuyo propósito es la ganancia en voltaje, la última etapa tiene como objetivo entregar una cantidad considerable de energía a la salida a partir de la ganancia en corriente, esto permite visualizar el comportamiento de la señal en un osciloscopio o en una computadora, además de tener la energía suficiente para alimentar un parlante.

En definitiva, un amplificador de potencia también es un amplificador de voltaje, con la diferencia de que, debido a que la resistencia de la carga en las últimas etapas es bastante baja (40Ω en un altavoz), las corrientes presentes en el colector del transistor BJT han de ser más elevadas.

Valorando la información anterior se propuso que los transistores utilizados en las primeras etapas constaran de una potencia nominal menor a $0.5 W$, mientras que el utilizado en la etapa final fuese de una potencia nominal mayor.

La configuración que se utilizó en las primeras etapas es la de emisor común con polarización del transistor por realimentación con divisor de voltaje debido a la linealidad de amplificación evitando distorsión de la señal como se muestra el en [diagrama 2](#).

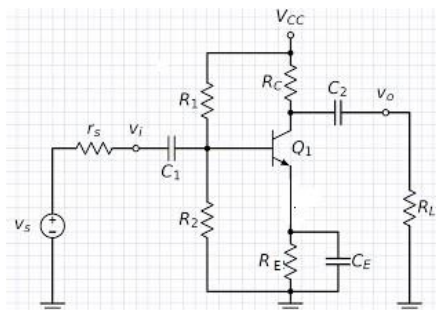


Diagrama 2 Transistor BJT utilizado como amplificador en configuración de emisor y polarización del transistor por realimentación con divisor de voltaje, el diagrama considera la etapa de captura y transmisión ubicada antes del voltaje de entrada, R_L representa la carga de la siguiente etapa o del dispositivo a alimentar al final del amplificador por etapas [XVII].

El acoplamiento de las primeras etapas se realizó mediante capacitores electrolíticos (C_1, C_2, \dots, C_n), esta forma de acoplamiento es válida cuando las señales de entrada son de corriente alterna. El condensador bloquea las señales de corriente continua de un amplificador a otro permitiendo sólo el paso de la señal análoga ya amplificada.

También en cada una de las primeras etapas se utilizó un condensador de desacoplo ($C_{E1}, C_{E2}, \dots, C_{En}$) que está en paralelo a la resistencia de emisor, haciendo fluir solo corriente continua por ésta y cortocircuitándola para señales de corriente alterna, mejorando notablemente la ganancia.

Para un rendimiento máximo se consideró la adaptación de la impedancia eléctrica entre etapas; es decir, valores similares de esta variable a la salida de una etapa y a la entrada de la siguiente, ya que una diferencia considerable de éstas limita el paso de corriente de una a la otra, tomando en cuenta entonces también la impedancia propia del micrófono y el cable coaxial de transmisión en la primera etapa.

Para determinar los valores de los elementos resistivos de cada amplificador de pequeña señal se hizo un análisis en corriente continua que permite polarizar y fijar un punto de funcionamiento del amplificador en esas condiciones, posteriormente se realizó un análisis en corriente alterna que facultó la selección de los elementos capacitivos.

A continuación, se proporcionan las ecuaciones consideradas para el análisis en corriente continua y alterna.

Análisis en corriente continua.

Las consideraciones que se deben tomar en cuenta para desarrollar este análisis es que el voltaje de polarización (V_{R2}) debe ser apenas mayor que el voltaje de base-emisor propio del transistor con un valor de $0.7 V$ para una unión de silicio. El punto de trabajo del transistor debe situarse aproximadamente en el centro de la recta de carga y esta recta no debe estar por encima de la potencia máxima de disipación propia del transistor, estas curvas se encuentran en la hoja de datos de cada transistor.

Las ecuaciones a tratar son las siguientes:

$$V_{R2} = \left(\frac{R_2}{R_1 + R_2} \right) V_{CC} \quad (4.55)$$

$$V_E = V_{R2} - V_{BE} \quad (4.56)$$

$$I_E = \frac{V_E}{R_E} \quad (4.57)$$

$$I_C \approx I_E \quad (4.58)$$

$$V_C = V_{CC} - I_C R_C \quad (4.59)$$

$$V_{CE} = V_C - V_E \quad (4.60)$$

Una forma de asegurar la correcta polarización es considerar:

$$R_{B2} < 0.1\beta R_E \quad (4.61)$$

En donde β representa la ganancia en corriente determinada como el cociente de la corriente de colector entre la corriente de base.

Análisis en corriente alterna

El principal objetivo a considerar en el análisis en corriente alterna es la determinación de la resistencia base-emisor propia del transistor, las resistencias equivalentes para determinar los valores de los capacitores haciendo uso de una consideración matemática y las impedancias de entrada y salida.

Las ecuaciones a considerar son las siguientes:

$$r'_e = \frac{25 \text{ mV}}{I_E} \quad (4.62)$$

Esta ecuación representa la resistencia base-emisor en corriente alterna, luego entonces la resistencia equivalente en la malla base-emisor está determinada por:

$$R_{Eq} = \left(\frac{1}{R_{B1}} + \frac{1}{R_{B2}} \right)^{-1} \quad (4.63)$$

A partir de la siguiente consideración es que se determina el valor del capacitor de acoplo de entrada.

$$x_{Cin} = 0.1R_{Eq} \quad (4.64)$$

Donde x_C representa la reactancia capacitiva, de tal forma que el valor del capacitor está dado por:

$$C = \frac{1}{2\pi f x_C} \quad (4.65)$$

Esta última ecuación se aplica para cada uno de los condensadores de acoplo de cada etapa, en donde cada resistencia equivalente determinara un valor de reactancia capacitiva distinto y así también el valor de cada capacitor, f representa la frecuencia mínima de la señal a partir de la cual se desea realizar el análisis.

Debe tenerse en cuenta que para los condensadores de acoplo la resistencia de carga de cada etapa posterior a la que se esté analizando representa la resistencia equivalente.

En el caso de la primera etapa debe considerarse lo siguiente:

$$X_{Cin} = \sqrt{(Z_{inEtapa}^2 - r_s^2)} \quad (4.66)$$

En donde r_s representa la resistencia del micrófono y el cable coaxial de transmisión.

La resistencia equivalente para los capacitores de desacoplo está dada por:

$$R_{Eq} = \left(\frac{1}{r_s + R_1 + R_2 + r'_e} + \frac{1}{R_E} \right)^{-1} \quad (4.67)$$

r_s sólo aparece en el análisis de la primera etapa.

Finalmente, para determinar las impedancias de entrada y salida deben considerarse las siguientes ecuaciones:

$$Z_{inBase} = \beta r'_e \quad (4.68)$$

Así la impedancia de entrada total al transistor está dada por:

$$Z_{inEtapa} = \left(\frac{1}{R_{B1}} + \frac{1}{R_{B2}} + \frac{1}{Z_{inBase}} \right)^{-1} \quad (4.69)$$

La impedancia de salida en el caso de transistores de emisor común está determinada por la resistencia de colector de tal forma que:

$$Z_{outEtapa} = R_c \quad (4.70)$$

Para el amplificador de potencia se seleccionó un transistor Darlington en configuración de colector común sin capacitor de acoplamiento a fin de aprovechar la corriente continua proveniente del colector de la etapa anterior y una resistencia de un valor pequeño a fin de hacer circular una corriente continua elevada por el emisor y una corriente alterna elevada por la resistencia de carga, para lograr ésto se debe calcular el ultimo capacitor de acoplo a la salida del transistor Darlington, el [diagrama 3](#) muestra esta configuración.

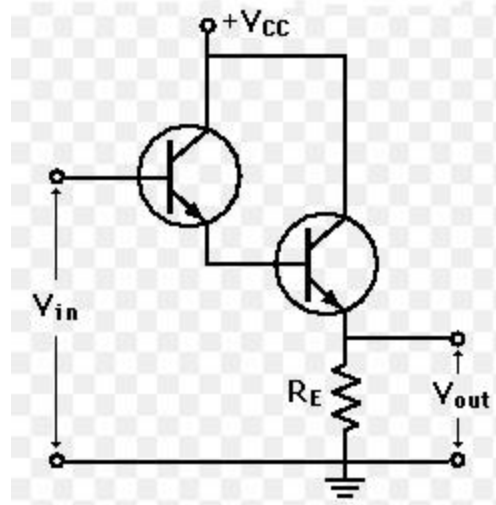


Diagrama 3 Transistor Darlington utilizado como amplificador de potencia en configuración de colector común el voltaje de salida alimenta el dispositivo utilizado para el análisis o un parlante [XVIII].

4.4.2 Filtro activo pasa bajos de segundo orden.

Un filtro pasa bajos activo de segundo orden sólo permite el paso de frecuencias bajas y atenúa las frecuencias altas. Está compuesto por siete elementos, dos condensadores, cuatro resistencias y un amplificador operacional. La entrada es por la resistencia R_1 y la salida se toma en la salida del amplificador operacional. Se conoce como activo por que tiene un elemento activo que es el amplificador operacional, es de segundo orden porque tiene dos elementos reactivos (dos condensadores), y se llama MFB por la doble realimentación que presenta el circuito. Sus principales dos características son las siguientes:

- La salida es inversa respecto a la entrada
- Ganancia que puede ser menor, igual o mayor a uno.

El circuito se ilustra el [diagrama 3](#).

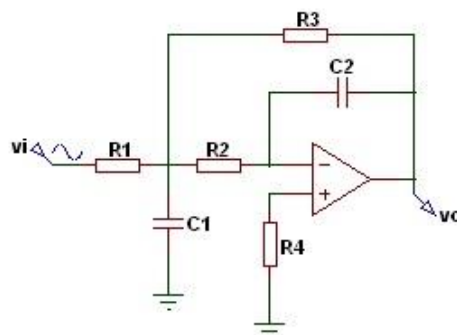


Diagrama 4 Filtro de segundo orden con elementos capacitivos y resistivos respectivos [XIX].

Las ecuaciones de diseño son las siguientes:

$$R_1 = \frac{R_3}{A} \quad (4.71)$$

$$R_2 = \frac{R_3}{A + 1} \quad (4.72)$$

$$R_3 = \frac{Q(\beta + 1)}{\pi k f_c C_1} \quad (4.73)$$

$$R_4 = 2R_2 \quad (4.74)$$

$$C_2 = \frac{1}{4\pi k f_c Q R_3} \quad (4.75)$$

Q y k toman los valores de 0.7071 y 1 respectivamente debido a la aproximación de *Butterworth*, que es la que se empleó para el diseño.

Se tomaron en cuenta los siguientes puntos:

- Los valores de ganancia β , capacitor C_1 , frecuencia de corte f_c , y aproximación son libres de escoger.
 - La aproximación *Butterworth* da la respuesta más plana posible hasta la frecuencia de corte, se basa en los polinomios de *Butterworth*.
 - La frecuencia de corte es la frecuencia a partir de la cual se desea filtrar hacia adelante en el caso de un filtro pasa bajas.
-

Capítulo 5

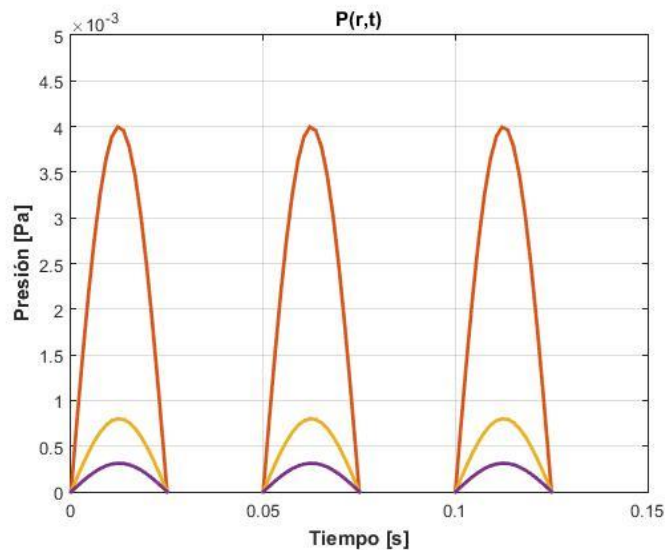
5 RESULTADOS.

Finalmente, un análisis preliminar mediante simulaciones revela el posible comportamiento que se obtendrá en la experimentación, determinando la viabilidad para la implementación de la metodología y el dispositivo propuestos.

5.1 Análisis de las curvas resultantes del modelo matemático.

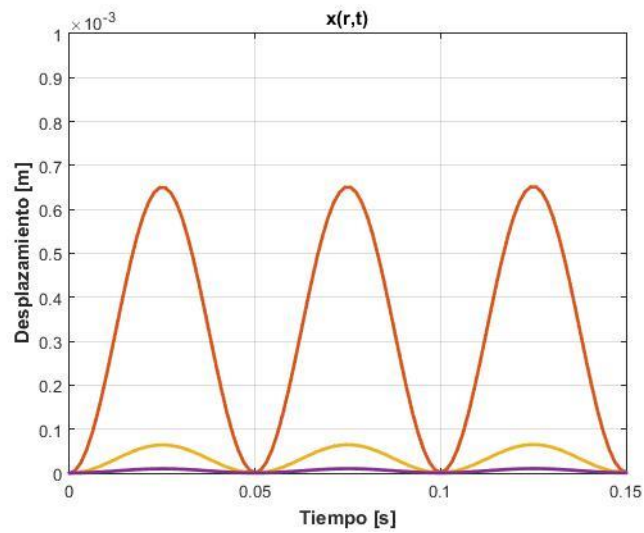
La programación de las funciones resultantes del modelo matemático propuesto permite un análisis detallado que fundamente el método sin contacto, a continuación, estas gráficas y su comportamiento son descritos a partir de considerar que el microfono seleccionado y mostrado en los anexos posee una sensibilidad desde -69 dB y un intervalo de respuesta de 10 Hz hasta 20 kHz .

Curva de Presión



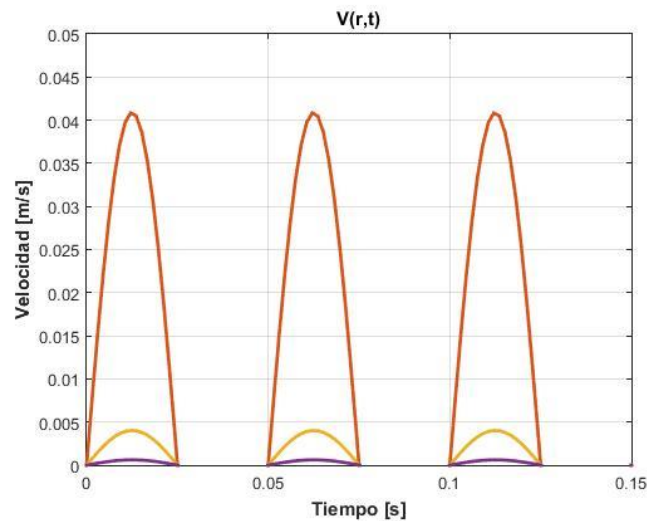
Gráfica 13 Comportamiento de la presión en función del tiempo a distintas distancias desde la fuente Mathlab *fuente: autor.*

Curva de desplazamiento



Gráfica 14 Comportamiento del desplazamiento en función del tiempo a distintas distancias desde la fuente Mathlab *fuente: autor.*

Curva de velocidad



Gráfica 15 Comportamiento de la velocidad en función del tiempo a distintas distancias desde la fuente Mathlab *fuente: autor.*

Las gráficas se obtuvieron proponiendo una presión de $20 \text{ m} * \mu\text{Pa}$ y una frecuencia de 20 Hz , valores relacionados al mínimo necesario para el oído humano. Tres curvas en cada gráfica representan la variación de cada campo a distintas distancias de la fuente según como se describe a continuación:

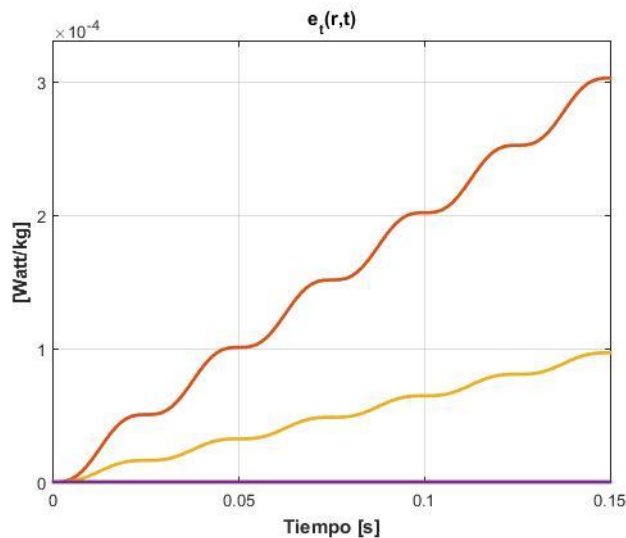
- Línea naranja - **5 mm** desde la fuente.
- Línea amarilla - **25 mm** desde la fuente.
- Línea morada - **64 mm** desde la fuente.

Se observa en todos los casos que la variación del campo correspondiente disminuye en función de la distancia. La curva de desplazamiento es la de mayor importancia ya que ésta decreta la distancia máxima que se desplazara la onda antes de desaparecer, en el caso propuesto esta distancia es **64 mm** aproximadamente, esto permite evaluar las condiciones de frontera en el sistema, además de concretar la ubicación que ocupara el micrófono piezoeléctrico.

En el caso de la tasa de energía, ésta se grafica en función del tiempo a distancias desde la fuente según:

- Línea naranja - **5 mm** desde la fuente.
- Línea amarilla - **64 mm** desde la fuente.
- Línea morada - **75 mm** desde la fuente.

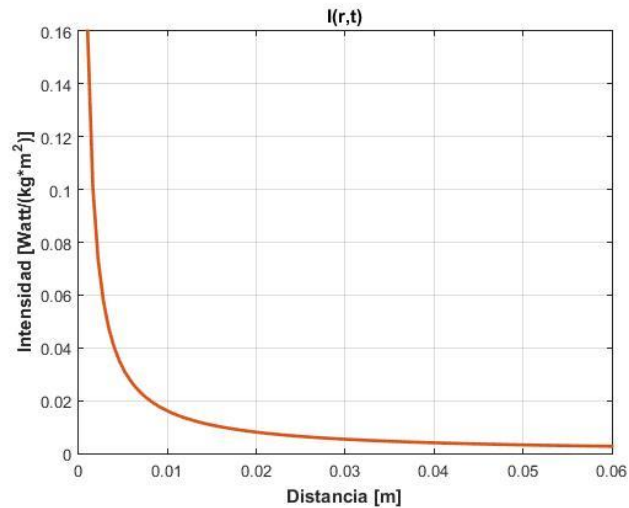
Curva de energía



Gráfica 16 Comportamiento de la energía en función del tiempo a distintas distancias desde la fuente Matlab *fuente: autor.*

Aunque esta gráfica sólo proporciona información del almacenamiento de energía en función del tiempo y del espacio en un sistema ideal, sienta las bases para la obtención de una gráfica más compleja, a la cual se le puede extraer información de mayor interés como es la atenuación de la onda.

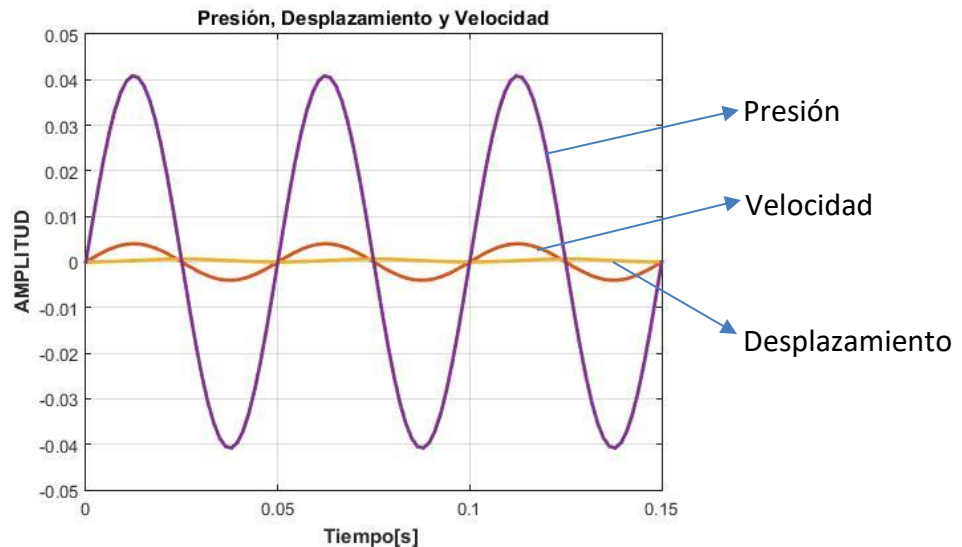
Curva de intensidad



Gráfica 17 Atenuación de la onda en función de la distancia Matlab fuente: autor.

Esta gráfica representa el cambio de intensidad de la onda provocada por un único pulso, esto se logra a partir de la información que otorga la gráfica anterior, se observa que a una distancia desde la fuente de 60 mm los efectos la onda son despreciables, soportando así la curva de desplazamiento.

Acoplamiento de las curvas de Presión, Desplazamiento y Velocidad.



Gráfica 18 Acoplamiento de las curvas de Presión, Desplazamiento y Velocidad fuente: autor.

Esta gráfica permite notar la estrecha relación que existe entre estos campos, el cambio de presión se relaciona íntimamente con la velocidad en un punto dado al paso de la onda, en este caso 5 mm desde la fuente. Se alcanza el desplazamiento máximo de la onda en las raíces de la presión o velocidad que ocurren a la mitad del periodo para cada ciclo.

5.2 Análisis del sistema para el tratamiento de la señal.

La simulación del ensamble del circuito es una herramienta que permite asignar valores a los elementos del sistema para evaluar su funcionamiento. A continuación, se muestra el análisis del amplificador y el filtro propuestos anteriormente, sometidos a una grabación descargada aleatoriamente del latido del corazón.

Amplificador por etapas

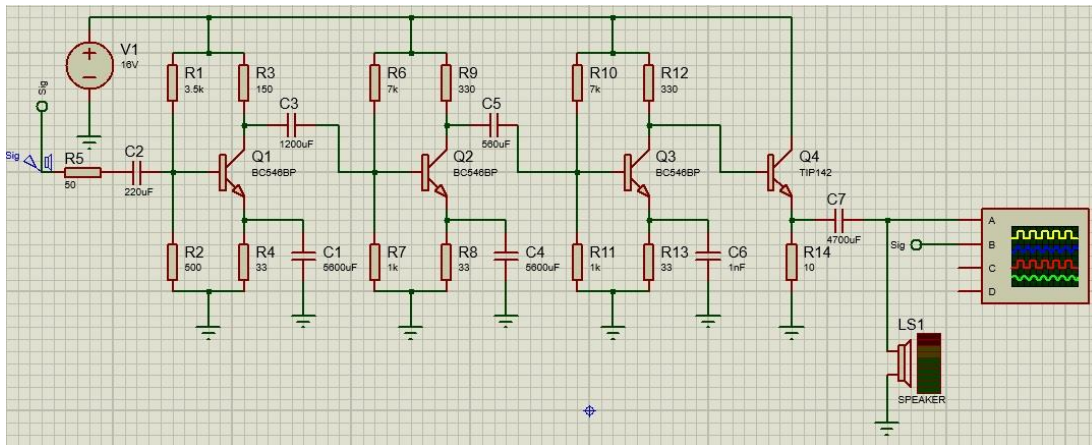


Diagrama 5 Diagrama de la arquitectura del amplificador por etapas propuesto para el análisis de la señal Proteus *fuentes: autor.*

Se trata de un amplificador por etapas consistente en 4 etapas, las primeras 3 son etapas de pequeña señal y una etapa final de potencia, este amplificador es alimentado por una fuente V_{dc} de 16 V. a la entrada se observa una resistencia de 50Ω debida al micrófono y el cable de transmisión, mientras tanto a salida nos encontramos con un parlante de 40Ω y un osciloscopio.

La intensidad de la señal a la entrada se propuso con un valor de $20\mu V$ (voltaje que se relaciona con ECG's de peces) a fin de considerar una escala lo suficientemente pequeña asociada a un evento físico real y evaluar el posible resultado mediante simulación, en el osciloscopio esta representada por el canal B (color azul) y es imperceptible para el osciloscopio; sin embargo, a la salida del amplificador representada por el canal A (color amarillo) esta alcanza una intensidad de $0.1V$ [21].

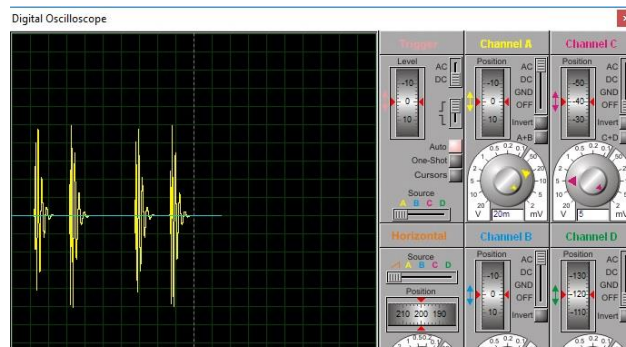
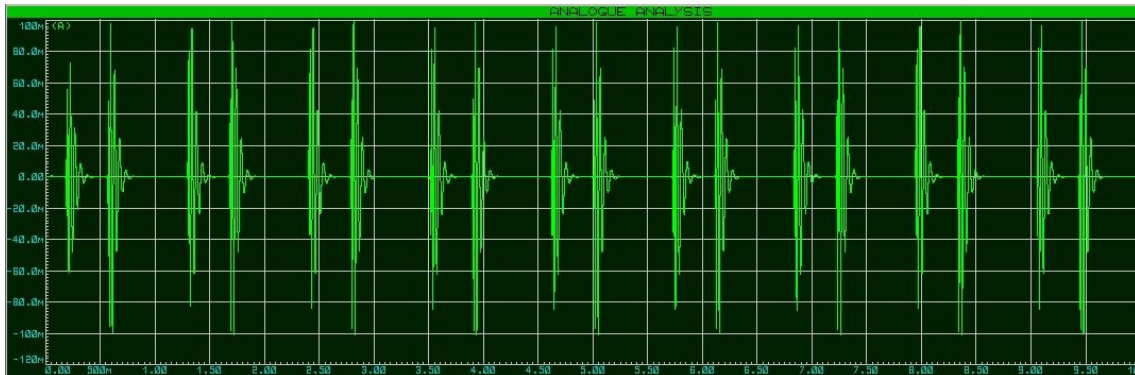


Ilustración 11 Señal del latido de un corazón ingresada al amplificador propuesto Proteus *fuentes: autor.*

Realizando un análisis de la señal analógica mediante Proteus es posible observar la señal en un periodo de tiempo, esto se verifica en la siguiente gráfica.



Gráfica 19 Análisis de la señal analógica propuesta Proteus *fuentes: autor.*

Se concluye a partir de contar el número de latidos visibles en la gráfica anterior y dividirla en un periodo de 10 *seg.* que para la señal propuesta el *RC* es de aproximadamente 0.9 *lat/seg.*

Filtro

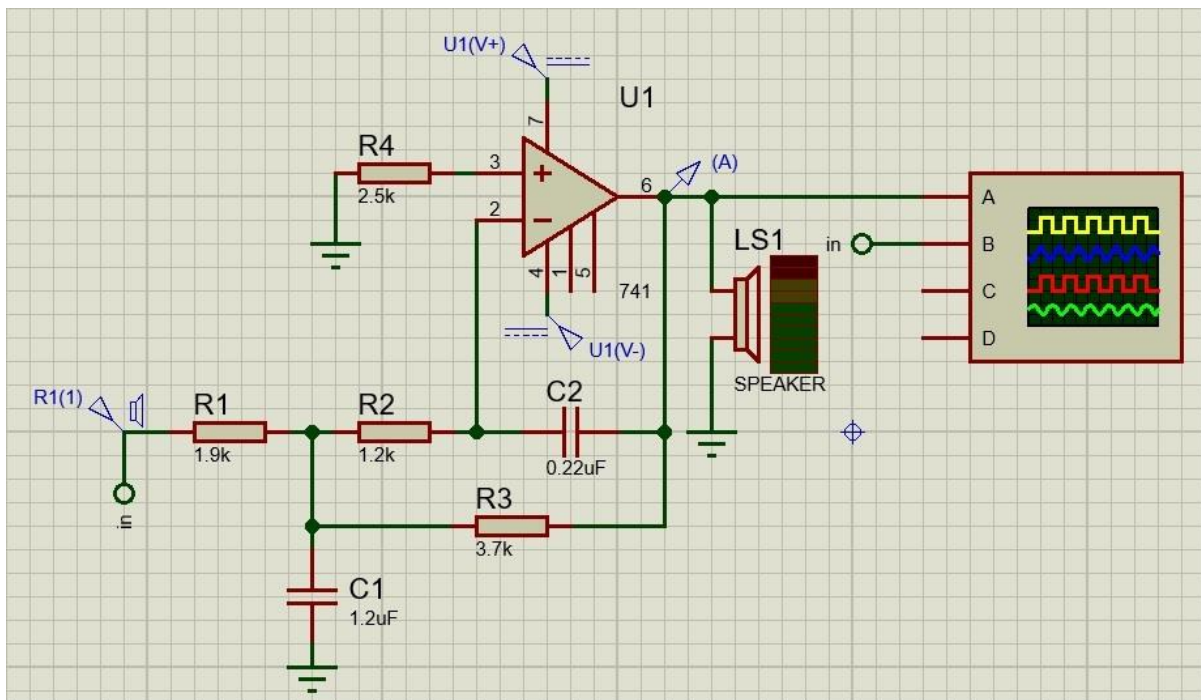


Diagrama 6 Esquema de la arquitectura del filtro propuesto para la señal de estudio Proteus *fuentes: autor.*

Como se mencionó antes se trata de un filtro de segundo orden, esta etapa se conecta previamente al amplificador a fin de filtrar las frecuencias no deseadas y evitar daños en el filtro causados por la elevada corriente del amplificador. El sistema está alimentado por una fuente de V_{dc} de $\pm 18V$ y diseñado para obtener una ganancia $\beta = 2$.

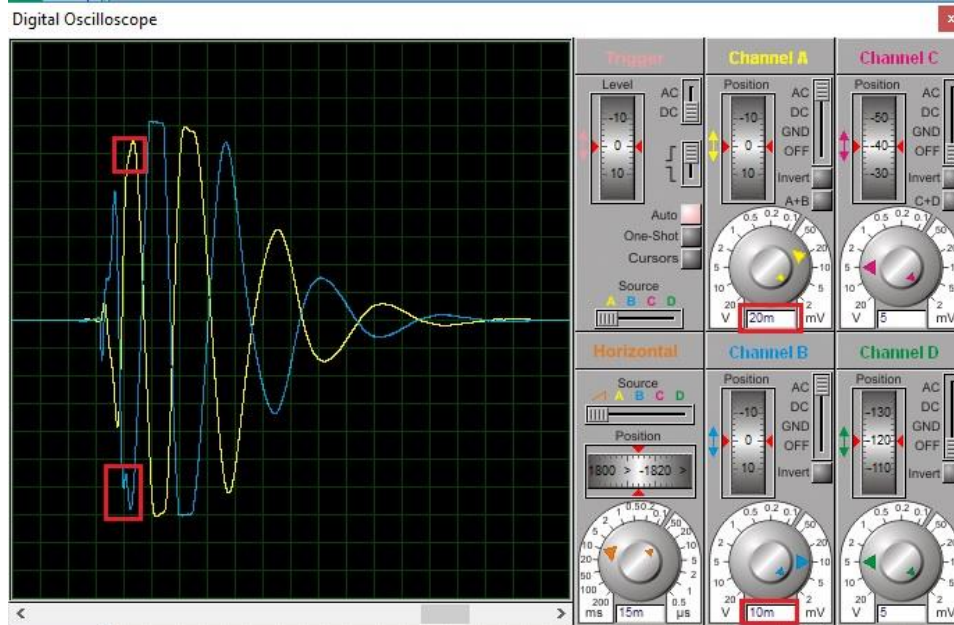


Ilustración 12 Señal del latido del corazón sometida al filtro propuesto después de haber pasado por la etapa de amplificación Proteus fuente: autor.

Se observa que la señal a la salida es amplificada al doble e invertida, la parte de la gráfica encerrada en rectángulos rojos muestra el cambio de la señal después de haber sido filtrada.

El estudio de la respuesta en frecuencia del circuito integrado arroja una caída de 3.3 dB en un rango de $[10 - 150] \text{ Hz}$ y una pendiente acelerada después de la frecuencia de corte cuyo valor es de 150 Hz .



Gráfica 20 Análisis en frecuencia del circuito integrado con frecuencia de corte en 150 Hz Proteus fuente: autor.

CONCLUSIONES Y TRABAJO FUTURO.

El desafío que simboliza el diseño e implementación de un método para la detección de algún signo vital hoy en día, demanda el empleo de nuevas estrategias que hagan uso de instrumentos, recursos técnicos y procedimientos que ataquen inconvenientes yacientes en metodologías ya constituidas, reduciendo así los efectos negativos.

El estudio del estado del arte permitió la selección y acoplamiento de modelos ya establecidos, para la metodología y simulación finales propuestos en el presente trabajo. El aporte que hace el modelo matemático permite la extracción de mayor información disponible en el fenómeno relacionado con la propagación de la onda mecánica y la simulación de estos fenómenos mediante software permite visualizar los posibles resultados.

La inclusión de la arquitectura para el dispositivo encargado del tratamiento de la señal da pauta a la mejora continua de la misma, además de poder ser complementado en trabajos futuros con procesos similares ejecutados mediante software. Aunque este debe probado físicamente a fin de estimar su funcionamiento bajo condiciones reales y así evaluar su eficiencia.

La metodología propuesta sienta las bases y principios para el proceso de diseño de un sistema de detección, la iteración y depuración del mismo una vez realizadas las primeras pruebas permitirán su enriquecimiento hasta el punto que el experimentador considere adecuado.

Como trabajo futuro se plantean 4 principales puntos.

- Caracterización del micrófono propuesto a fin de obtener la respuesta de voltaje en función de los cambios de presión en el medio.
- Pruebas mediante un arreglo experimental.
- Digitalización y análisis de la señal.
- Desarrollo de un prototipo ergonómico y funcional para pruebas reales.

Finalmente aunque el proyecto es un trabajo de desarrollo a largo plazo, el valor agregado que busca el mismo es producir un dispositivo funcional a bajos costos que sea accesible para la población en general.

REFERENCIAS

- [1] F. Fahy and D. Thompson, Fundamentals of Sound and Vibration, 2nd edition. CRC Press 2014.
- [2] E. J. Heller, Why You Hear What You Hear: An Experiential Approach to Sound, Music, and Psychoacoustics. Princeton University Press, 2012.
- [3] A. P. French, Vibrations and Waves, 1st edition, CRC Press, 1971.
- [4] A. R. Moller, HEARING :Anatomy, Physiology and Disorders of the Auditory System. ELSEVIER, 2nd edition, Plural Publishing, 2006.
- [5] A. J. Bedard and T. M. Georges, Atmospheric infrasound, Acoust. Aust., 28(2), pp. 47-52, 2000.
- [6] J. C. Muñoz Di-parodi, Introducción a los Infrasonidos y su Recepción, Tesis de licenciatura en acustica, Universidad Austral de Chile, 2002.
- [7] Y.-T. Zhang, G. Chan, X. Zhang, and L. Yip, Heart Sounds and Stethoscopes, Wiley Encyclopedia of Biomedical Engineering, Hoboken, NJ, USA: John Wiley & Sons, Inc., 2006.
- [8] C. B. Frank, R. M. Rangayyan, and G. D. Bell, Analysis of knee joint sound signals for non-invasive diagnosis of cartilage pathology, IEEE Eng. Med. Biol. Mag., 9(1), pp. 65-68, 1990.
- [9] A. Lleó and L. Lleó, Gran manual de magnitudes físicas y sus unidades. 1^a edición, Ediciones Díaz de Santos, 2008.
- [10] A. F. Everest and K. Pohlmann, Master handbook of acoustics, 5th edition, McGraw-Hill, 2009.
- [11] Arthur C. Guyton and Jhon E. Hall, Textbook of medical physiology. 12th edition, Elsevier, 2011.
- [12] D. E. Becker, Fundamentals of electrocardiography interpretation, 53(2), pp. 53-63, 2006.
- [13] L. Scalise, Non Contact Heart Monitoring, Advances in electrocardiograms – Methods and Analysis, Intechopen, pp. 81–106, 2012.
- [14] L. Cromwell, F. J. Weibell, and E. A. Pfeiffer, Biomedical instrumentation and measurements, 2nd edition, Prentice-Hall, 1980.
- [15] M. A. Granados Ruiz, Principios básicos de ecografía, Asociación española de pediatría 2018.
- [16] F. White, Fluid Mechanics, 7th edition, McGraw-Hill, p. 862, 2010.
- [17] S. Rao, Mechanical Vibrations, 5th edition, Prentice Hall, 2011.

- [18] J. P. Mutschlecner and R. W. Whitaker, The Design and Operation of Infrasonic Microphones, Los Alamos National Laboratory, 1997.
 - [19] A. C. Arellano Espino, Micrófonos, Seminario: Técnicas de Grabación y Reproducción del Sonido, Instituto Politécnico Nacional, 2007.
 - [20] E. Rodríguez Valentín and J. L. Rojas Pedraza, Optimización de un Sistema de Microfonía Inalambrica en la Sonorización de un Evento en Vivo, Tesina. Escuela Superior de Ingeniería Mecánica y Eléctrica del Instituto Politécnico Nacional, 2008.
 - [21] P. C. Snelderwaard, V. Van Ginneken, F. Witte, H. P. Voss, and K. Kramer, Surgical procedure for implanting a radiotelemetry transmitter to monitor ECG, heart rate and body temperature in small *Carassius auratus* and *Carassius auratus gibelio* under laboratory conditions, *Lab. Anim.*, 40(4), pp. 465-468, 2006.
-

REFERENCIAS DE IMÁGENES EN LINEA

[I] “Como se propaga el sonido?” – Buscar con Google imágenes - Algunos derechos reservados por “Curiosoando” - Obtenida de: <https://curiosoando.com/como-se-propaga-el-sonido> el 06-Agosto-2019.

[II] “Anatomía del Oído humano – Oído – Wikipedia, la enciclopedia libre” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Pinterest” – Obtenida de: <https://www.pinterest.com.mx/pin/549579960759818019/?lp=true> el 06-Agosto-2019.

[III] “Jet Militar Vuelo” – Buscar con Pixabay – Algunos derechos reservados por “skeeze” – Obtenida de: <https://pixabay.com/es/photos/jet-militar-vuelo-que-vuelan-f-18-1053394/> el 06-Agosto-2019.

[IV] “Transbordador Espacial Challenger” – Buscar con Pixabay – Algunos derechos reservados por “skeeze” Obtenida de: <https://pixabay.com/es/photos/transbordador-espacial-challenger-1102029/> el 06-Agosto-2019.

[V] “El decibelio No es una unidad de medida de sonido” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “noisess” Obtenida de: <https://www.noisess.com/el-decibelio-no-es-una-unidad-de-medida-de-sonido/> el 06-Agosto-2019.

[VI] “Las 13 + 7 + 1 Partes del corazón y sus Funciones [Actualizado 2019]” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “partesdelcorazon.top” Obtenida de: <https://partesdelcorazon.top/> el 07-Agosto-2019.

[VII] “Equipo Médico > SonicMed” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Hermed” Obtenida de: <http://hermed.com.mx/equipo-medico-sonicmed> el 07-Agosto-2019.

[VIII] “Digital Stethoscope Ysterplaat Medical Supplies” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “YMS” Obtenida de: <https://www.yms.co.za/product/digital-stethoscope/> el 07-Agosto-2019.

[IX] “Ecocardiografía – Wikipedia la enciclopedia libre” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Wikipedia” Obtenida de: <https://es.wikipedia.org/wiki/Ecocardiograf%C3%ADa> el 07-Agosto-2019.

[X] “Pulse oximetry - Wikipedia” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Wikipedia” Obtenida de: https://en.wikipedia.org/wiki/Pulse_oximetry el 07-Agosto-2019.

[XI] “Vibrómetro – Wikipedia, la enciclopedia libre” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Wikipedia” Obtenida de: <https://es.wikipedia.org/wiki/Vibr%C3%B3metro> el 07-Agosto-2019.

[XII] “Ondas: esféricas – luz-wiki” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “luz-UAM” Obtenida de: https://luz.izt.uam.mx/wiki/index.php/Ondas:_esfericas el 07-Agosto-2019.

[XIII] “Onda longitudinal. Artículo de la Enciclopedia.” - Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Enciclopedia Libre Universal” Obtenida de: http://enciclopedia.us.es/index.php/Onda_longitudinal el 07-Agosto-2019.

[XIV] “Geometría de coordenadas esféricas” - Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “IFA-UV” Obtenida de: https://www.ifa.uv.cl/~jura/OndasyOptica/semanaIII_2_web.pdf el 07-Agosto-2019.

[XV] “Qué es el Patrón? Audio Technica” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Audio-Technica” Obtenida de: <https://www.audio-technica.com/cms/site/a592f532e8692424/index.html> el 07-Agosto-2019.

[XVI] “Cómo leer las especificaciones del micrófono (Parte I)” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Equaphon University” Obtenida de: <http://www.equaphon-university.net/como-leer-las-especificaciones-del-microfono-parte-i/> el 07-Agosto-2019.

[XVII] “Tema 4: Amplificadores de pequeña señal – Circuitos Electrónicos” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “GoUmh” Obtenida de: <https://sites.google.com/a/goumh.umg.es/circuitos-electricos-analogicos/transparencias/tema-4> el 07-Agosto-2019.

[XVIII] “Emitter Follower Applications” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Hyperphysics” Obtenida de: <http://hyperphysics.phy-astr.gsu.edu/hbasees/Electronic/emitfol.html> el 07-Agosto-2019.

[XIX] “Filtro Pasa bajos Activo de 2do Orden MFB” – Buscar con Google imágenes – Algunos derechos reservados por “Wileaba Electronica” Obtenida de: <https://wilaebaelectronica.blogspot.com/2017/01/filtro-pasa-bajos-activo-de-2do-orden-mfb.html> el 07-Agosto-20.

ANEXOS.**A. Metodología para la preparación del acoplamiento entre el micrófono piezoeléctrico y el amplificador.**

La conexión que existe entre el micrófono y el amplificador debe ser lo más limpia posible para evitar la distorsión por ruido; dicho esto, a continuación, se propone una metodología a seguir para obtener una conexión adecuada.

1. Limpie y desinfecte las herramientas con las que va a trabajar.
2. Asegúrese de contar con un espacio adecuado para trabajar.
3. De ser posible utilice guantes quirúrgicos para evitar el contacto con el cable.

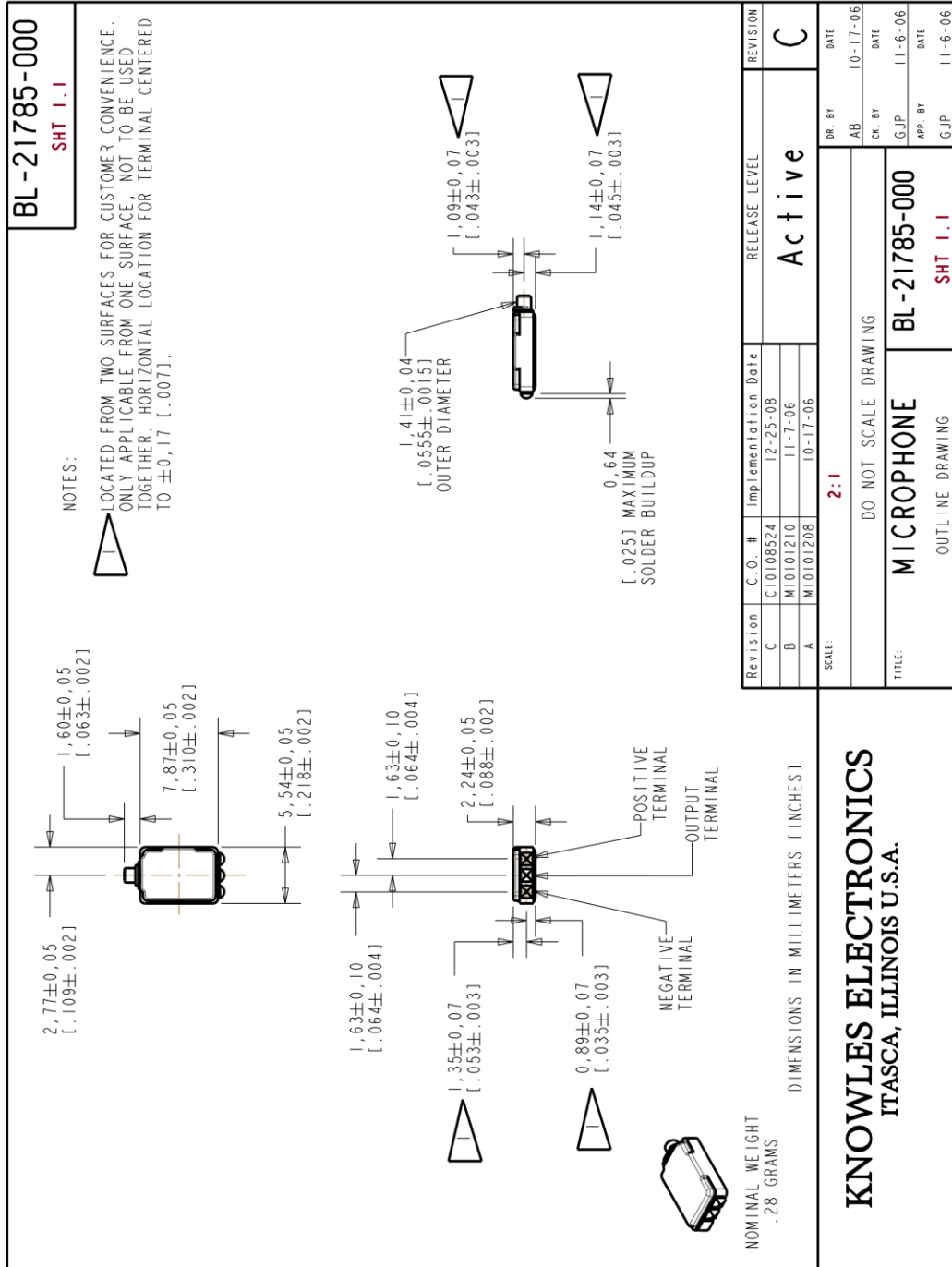
Siga los puntos que a continuación se enuncian para el acoplamiento con el micrófono.

- Introduzca uno de los extremos de cable coaxial en 4 *cm* de thermofit de \emptyset 3/16
- Corte 5 *cm* del aislante del cable coaxial.
- Asegúrese de que sólo queden expuestos las terminales positiva y negativa del cable.
- Introduzca las terminales en 1.5 *cm* de thermofit de \emptyset 1/16
- Gire hilos de ambas terminales para obtener un amarre de “cola de ratón”
- Corte 1 *cm* del amarre de cola de ratón.
- Sumerja ambas terminales en pasta para soldar.
- Cubra los cortes de thermofit y el micrófono con un paño húmedo y soldé las terminales de éste a las terminales del cable, deberá haber preparado antes el área y las herramientas de trabajo, se recomienda ver un video tutorial en caso de no saber el proceso de soldadura.
- Cure con alcohol y recubra con aluminio el área soldada.
- Retire el paño de los cortes de thermofit, súbalos y selle con el calor del cautín sin retirar el paño del micrófono.
- Recubra la zona de conexión con alguna resina y permita que ésta seque.

Siga los puntos que a continuación se enuncian para el acoplamiento con el amplificador, esta conexión se hace a través del protoboard.

- Corte 3 *cm* en el extremo opuesto del cable coaxial.
- Repita los pasos 3, 5, 6, 7 y 8 del proceso anterior.
- Aplique estaño a ambas terminales asegurándose de cubrir bien toda el área.
- Conecte las terminales a los pines del filtro a través de los nodos de la protoboard.

B. Dispositivos electrónicos propuestos.

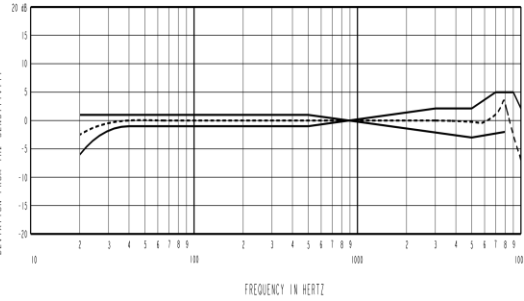


BL-21785-000
SHEET 2.1

NOTES:

WHEN TEST LIMITS ARE USED TO ESTABLISH INCOMING INSPECTION ACCEPTANCE/REJECTION CRITERIA, CORRELATION OF TEST EQUIPMENT WITH KNOWLES IS ALSO REQUIRED FOR ELIMINATION OF EQUIPMENT AND TEST METHOD VARIATIONS.

SENSITIVITY SPECIFIED TO 1.0 VOLT/0.1 Pa (mV/m²) FOR CONDITIONS SHOWN BELOW



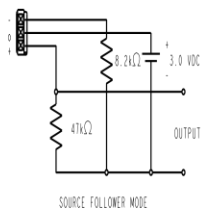
SENSITIVITY			DEVICE CONFORMITY	
FREQUENCY	MIN.	NOM.	RANGE OF DEVIATION FROM 3 kHz	
20	---	-71.5	-6.0	+1.0
25	---	-70.0	-2.5	---
31	---	-69.5	-1.5	---
40	---	-69.0	-1.0	---
500	---	-69.0	-1.0	+1.0
1000	-72.0	-69.0	0.0	0.0
3000	---	-69.0	-2.0	+2.0
5000	---	-69.5	-3.0	+2.0
7000	---	-68.0	---	+5.0
8000	---	-67.5	-2.0	+5.0
9000	---	-73.0	---	+5.0
10000	---	-79.0	---	+2.0

NOTES:

- CASE CONNECTED TO NEGATIVE TERMINAL.

PORT LOCATION	DC SUPPLY	BATTERY CURRENT DRAIN	"A" WEIGHTED NOISE (1 kHz EQUIV. SPL) IN 3 WIRE MODE	OUTPUT IMPEDANCE OHMS			V _r AT OUTPUT IN SOURCE FOLLOWER MODE	
				MIN.	NOM.	MAX.	MIN.	MAX.
12S	1.3 V	160 μA MAX.	34 dB MAX.	---	400	---	0.9 VDC	1.9 VDC

TEST CONDITIONS



Revision	C.O. #	Implementation Date	RELEASE LEVEL	REVISION
C	C1010824	12-25-99	Active	C
B	W1010210	11-7-96		
A	W1010208	10-17-96		

KNOWLES ELECTRONICS
ITASCA, ILLINOIS U.S.A.

WHEN TEST LIMITS ARE USED TO ESTABLISH INCOMING INSPECTION ACCEPTANCE/REJECTION CRITERIA, CORRELATION OF TEST EQUIPMENT WITH KNOWLES IS ALSO REQUIRED FOR ELIMINATION OF EQUIPMENT AND TEST METHOD VARIATION

TITLE: **MICROPHONE** **BL-21785-000**

PERFORMANCE SPECIFICATION **SHT 2.1**

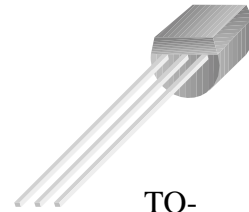
DR. BY	DATE
AB	10-17-99
DR. BY	DATE
ELP	11-6-95
APP. BY	DATE
ELP	11-6-95



BC546/547/548/549/550

Switching and Applications

- High Voltage: BC546, $V_{CEO}=65V$
- Low Noise: BC549, BC550
- Complement to BC556 ... BC560



TO-

1. Collector 2. Base 3.

NPN Epitaxial Silicon Transistor

Absolute Maximum Ratings $T_a=25^\circ C$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Value	Units
V_{CBO}	Collector-Base Voltage : BC546	80	V
	: BC547/550	50	V
	: BC548/549	30	V
V_{CEO}	Collector-Emitter Voltage : BC546	65	V
	: BC547/550	45	V
	: BC548/549	30	V
V_{EBO}	Emitter-Base Voltage :	6	V
	BC546/547 :	5	V
	BC548/549/550		
I_C	Collector Current (DC)	100	mA
P_C	Collector Power Dissipation	500	mW
T_J	Junction Temperature	150	$^\circ C$
T_{STG}	Storage Temperature	-65 ~ 150	$^\circ C$

Electrical Characteristics $T_a=25^\circ C$ unless otherwise noted

Symbol	Parameter	Test Condition	Min.	Typ.	Max.	Units
I_{CBO}	Collector Cut-off Current	$V_{CB}=30V, I_E=0$			15	nA
h_{FE}	DC Current Gain	$V_{CE}=5V, I_C=2mA$	110		800	
$V_{CE(sat)}$	Collector-Emitter Saturation Voltage	$I_C=10mA,$ $I_B=0.5mA$		90	250	mV
		$I_C=100mA,$ $I_B=5mA$		200	600	mV
$V_{BE(sat)}$	Base-Emitter Saturation Voltage	$I_C=10mA,$ $I_B=0.5mA$		700		mV
		$I_C=100mA,$ $I_B=5mA$		900		mV

BC546/547/548/549/550

$V_{BE(on)}$	Base-Emitter On Voltage	$V_{CE}=5V,$ $I_C=2mA$ $V_{CE}=5V,$ $I_C=10mA$	580	660	700 720	mV mV
f_T	Current Gain Bandwidth Product	$V_{CE}=5V, I_C=10mA,$ $f=100MHz$		300		MHz
C_{ob}	Output Capacitance	$V_{CB}=10V, I_E=0,$ $f=1MHz$		3.5	6	pF
C_{ib}	Input Capacitance	$V_{EB}=0.5V, I_C=0,$ $f=1MHz$		9		pF
NF	Noise Figure : BC546/547/548 : BC549/550 : BC549 : BC550	$V_{CE}=5V,$ $I_C=200\mu A$ $f=1KHz,$ $R_G=2K\Omega$ $V_{CE}=5V,$ $I_C=200\mu A$ $R_G=2K\Omega,$ $f=30\sim 15000MHz$		2 1.2 1.4 1.4	10 4 4 3	dB dB dB dB

 h_{FE} Classification

Classification	A	B	C
h_{FE}	110 ~ 220	200 ~ 450	420 ~ 800

Typical Characteristics

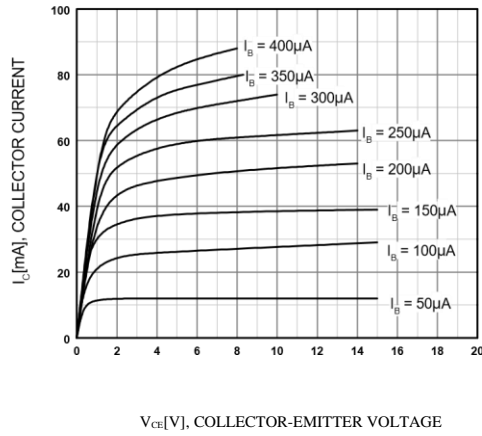


Figure 1. Static Characteristic

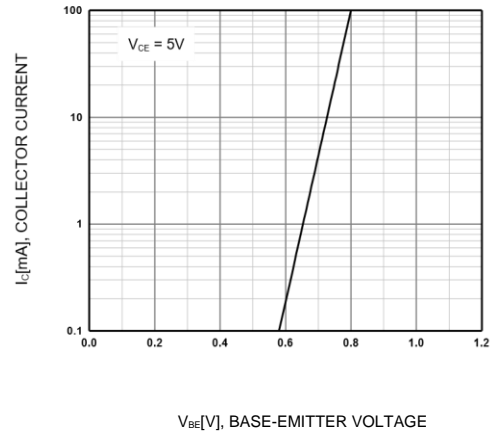


Figure 2. Transfer Characteristic

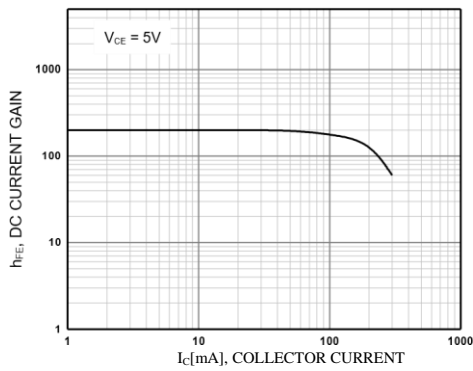


Figure 3. DC current Gain

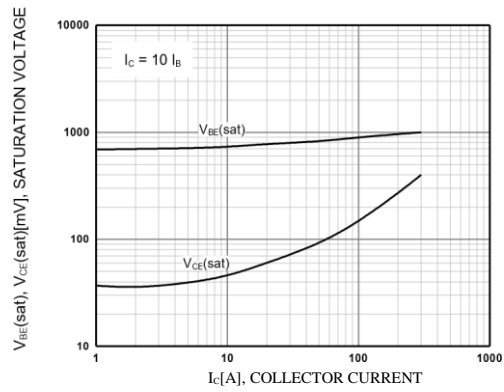


Figure 4. Base-Emitter Saturation Voltage Collector-Emitter Saturation Voltage

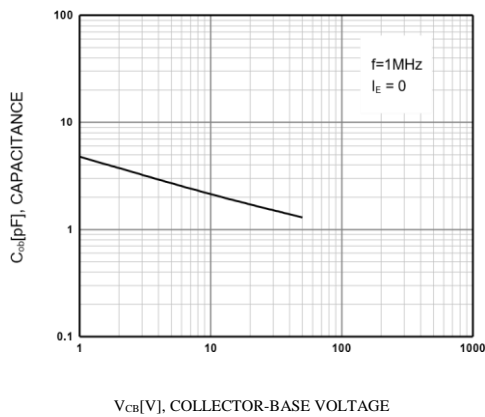


Figure 5. Output Capacitance

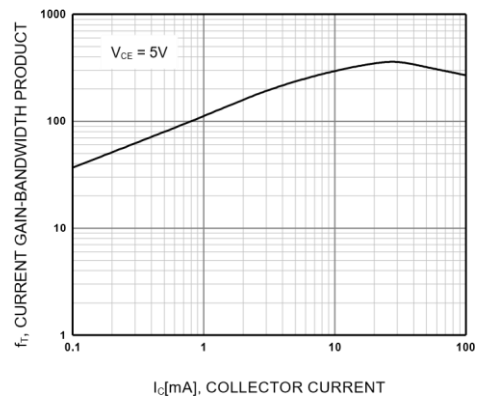
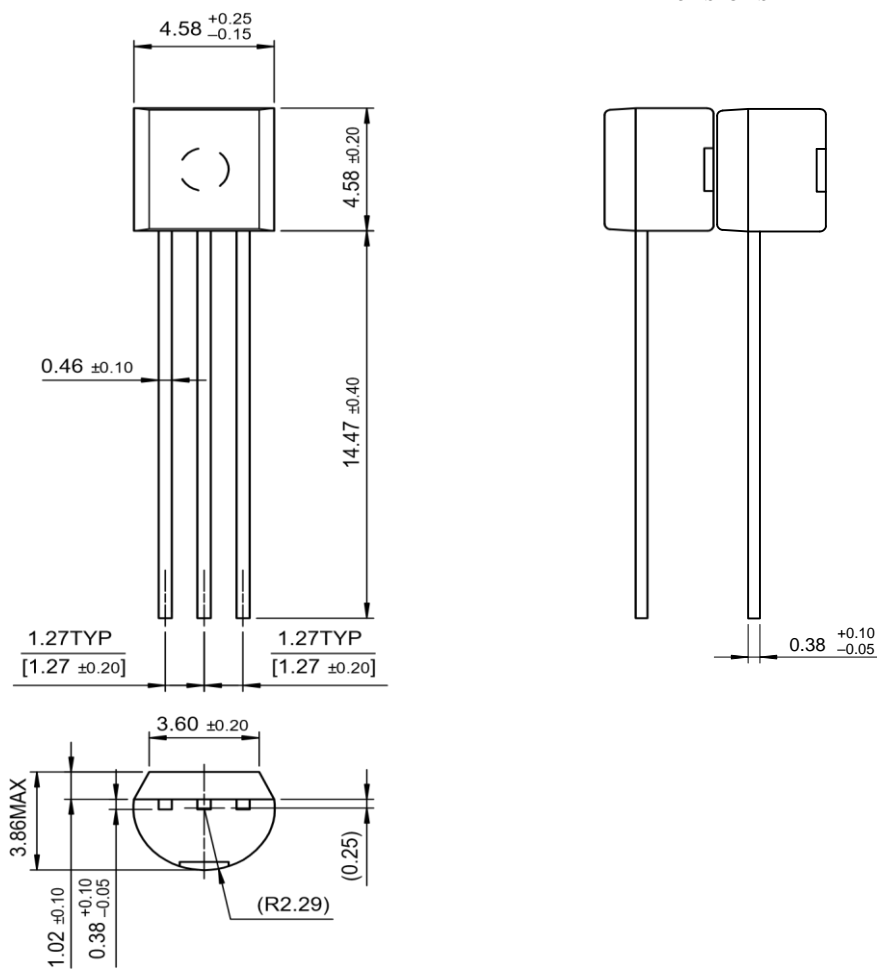


Figure 6. Current Gain Bandwidth Product

Package Dimensions

TO-92

Dimensions in Millimeters



BC546/547/548/549/550



**PLASTIC MEDIUM-POWER
COMPLEMENTARY SILICON TRANSISTORS**
...designed for general-purpose amplifier and low speed switching applications

FEATURES:

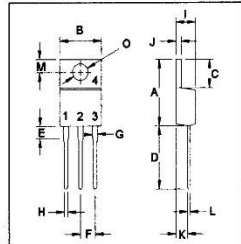
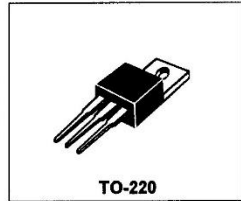
- * Collector-Emitter Sustaining Voltage-
 $V_{CE(sus)}$ = 60 V (Min) - TIP100, TIP105
 = 80 V (Min) - TIP101, TIP106
 = 100 V (Min) - TIP102, TIP107
- * Collector-Emitter Saturation Voltage
 $V_{CE(sat)}$ = 2.0 V (Max.) @ $I_C = 3.0$ A
- * Monolithic Construction with Built-in Base-Emitter Shunt Resistor

NPN	PNP
TIP100	TIP105
TIP101	TIP106
TIP102	TIP107

**8 AMPERE
DARLINGTON
COMPLEMENTARY SILICON
POWER TRANSISTORS
60-100 VOLTS
80 WATTS**

MAXIMUM RATINGS

Characteristic	Symbol	TIP100 TIP105	TIP101 TIP106	TIP102 TIP107	Unit
Collector-Emitter Voltage	V_{CEO}	60	80	100	V
Collector-Base Voltage	V_{CBO}	60	80	100	V
Emitter-Base Voltage	V_{EBO}	5.0			V
Collector Current-Continuous -Peak	I_C I_{CM}	8.0 15			A
Base Current	I_B	1.0			A
Total Power Dissipation @ $T_C = 25^\circ\text{C}$ Derate above 25°C	P_D	80 0.64			W W/ $^\circ\text{C}$
Operating and Storage Junction Temperature Range	T_J, T_{STG}	-65 to +150			$^\circ\text{C}$

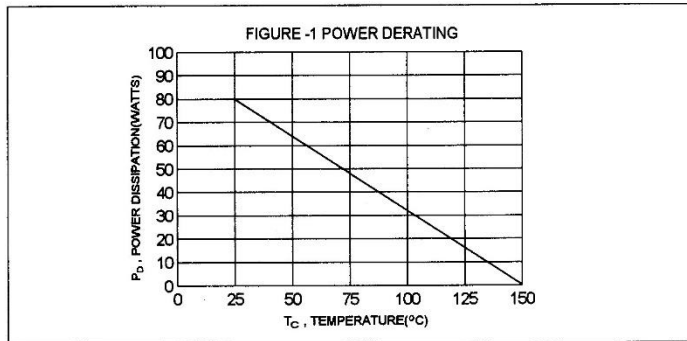


PIN 1.BASE
2.COLLECTOR
3.EMITTER
4.COLLECTOR(CASE)

DIM	MILLIMETERS	
	MIN	MAX
A	14.68	15.31
B	9.78	10.42
C	5.01	6.52
D	13.06	14.62
E	3.57	4.07
F	2.42	3.66
G	1.12	1.36
H	0.72	0.96
I	4.22	4.98
J	1.14	1.38
K	2.20	2.97
L	0.33	0.55
M	2.48	2.98
O	3.70	3.90

THERMAL CHARACTERISTICS

Characteristic	Symbol	Max	Unit
Thermal Resistance Junction to Case	$R_{\theta jc}$	1.56	$^\circ\text{C/W}$



TIP100, TIP101, TIP102 NPN / TIP105, TIP106, TIP107 PNP

ELECTRICAL CHARACTERISTICS ($T_C = 25^\circ\text{C}$ unless otherwise noted)

Characteristic	Symbol	Min	Max	Unit
----------------	--------	-----	-----	------

OFF CHARACTERISTICS

Collector - Emitter Sustaining Voltage (1) ($I_C = 30\text{ mA}, I_B = 0$)	TIP100, TIP105 TIP101, TIP106 TIP102, TIP107	$V_{CE(sus)}$	60 80 100	V
Collector Cutoff Current ($V_{CE} = 30\text{ V}, I_B = 0$) ($V_{CE} = 40\text{ V}, I_B = 0$) ($V_{CE} = 50\text{ V}, I_B = 0$)	TIP100, TIP105 TIP101, TIP106 TIP102, TIP107	I_{CEO}	50 50 50	μA
Collector Cutoff Current ($V_{CB} = 60\text{ V}, I_E = 0$) ($V_{CB} = 80\text{ V}, I_E = 0$) ($V_{CB} = 100\text{ V}, I_E = 0$)	TIP100, TIP105 TIP101, TIP106 TIP102, TIP107	I_{CBO}	50 50 50	μA
Emitter Cutoff Current ($V_{EB} = 5.0\text{ V}, I_C = 0$)		I_{EBO}	8.0	mA

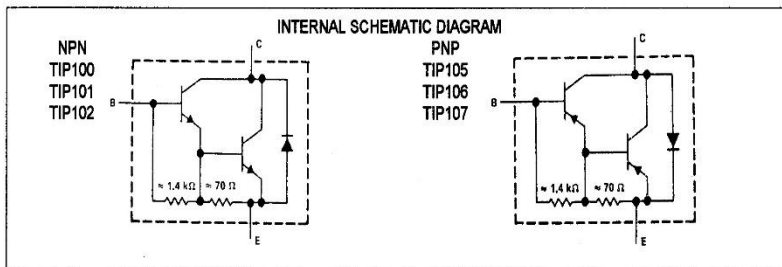
ON CHARACTERISTICS (1)

DC Current Gain ($I_C = 3.0\text{ A}, V_{CE} = 4.0\text{ V}$) ($I_C = 8.0\text{ A}, V_{CE} = 4.0\text{ V}$)	h_{FE}	1000 200	20000	
Collector-Emitter Saturation Voltage ($I_C = 3.0\text{ A}, I_B = 6.0\text{ mA}$) ($I_C = 8.0\text{ A}, I_B = 80\text{ mA}$)	$V_{CE(sat)}$		2.0 2.5	V
Base-Emitter On Voltage ($I_C = 8.0\text{ A}, V_{CE} = 4.0\text{ V}$)	$V_{BE(on)}$		2.8	V

DYNAMIC CHARACTERISTICS

Small-Signal Current Gain ($I_C = 3.0\text{ A}, V_{CE} = 4.0\text{ V}, f = 1.0\text{ MHz}$)	h_{fb}	4.0		
Output Capacitance ($V_{CE} = 10\text{ V}, I_E = 0, f = 0.1\text{ MHz}$)	C_{ob}		300 250	pF

(1) Pulse Test: Pulse width = 300 μs , Duty Cycle $\leq 2.0\%$



TIP100, TIP101, TIP102 NPN / TIP105, TIP106, TIP107 PNP

FIG-2 SWITCHING TIME

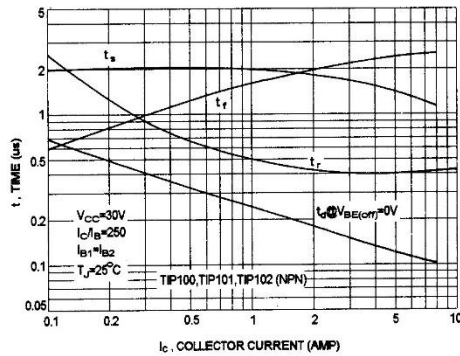


FIG-3 SWITCHING TIME

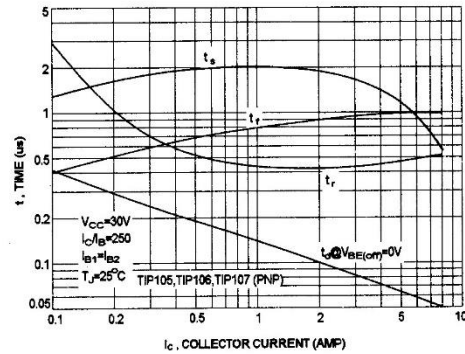


FIG-4 SMALL-SIGNAL CURRENT GAIN

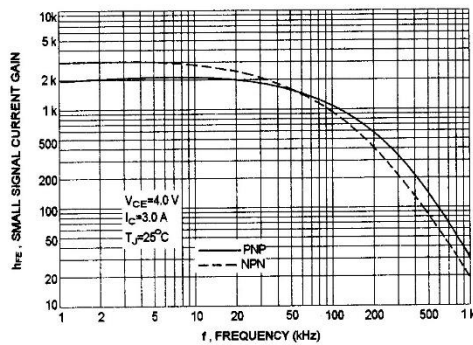


FIG-5 CAPACITANCES

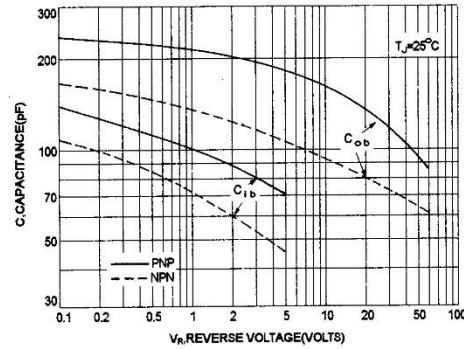
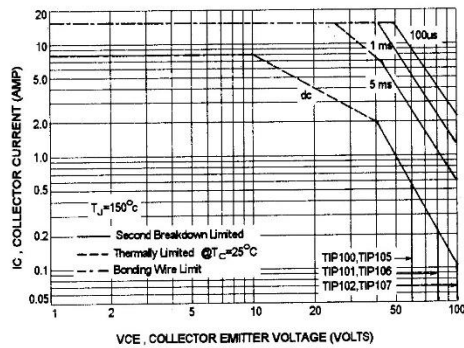


FIG-6 ACTIVE REGION SAFE OPERATING AREA



There are two limitation on the power handling ability of a transistor; average junction temperature and second breakdown safe operating area curves indicate I_c-V_{CE} limits of the transistor that must be observed for reliable operation i.e., the transistor must not be subjected to greater dissipation than curves indicate.

The data of FIG-6 is base on T_{J(PK)}=150°C; T_C is variable depending on power level. second breakdown pulse limits are valid for duty cycles to 10% provided T_{J(PK)} ≤ 150°C. At high case temperatures, thermal limitation will reduce the power that can be handled to values less than the limitations imposed by second breakdown.

TIP100, TIP101, TIP102 NPN / TIP105, TIP106 TIP107 PNP

NPN TIP100,TIP101,TIP102

PNP TIP105,TIP106,TIP107

FIG-7 DC CURRENT GAIN

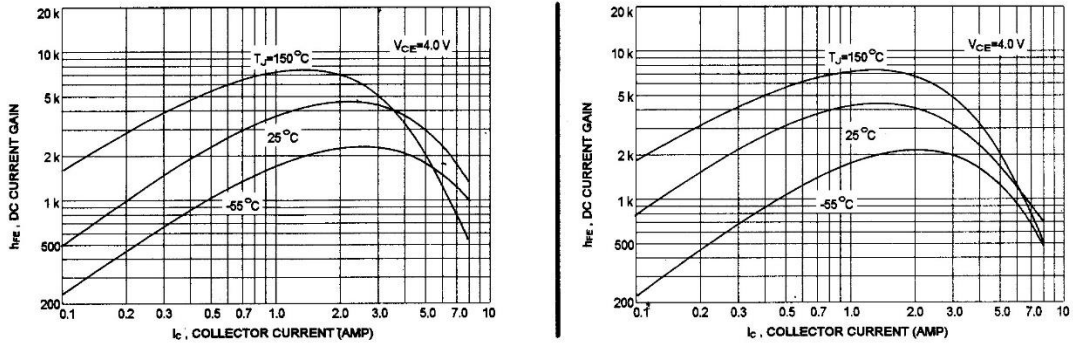


FIG-8 COLLECTOR SATURATION REGION

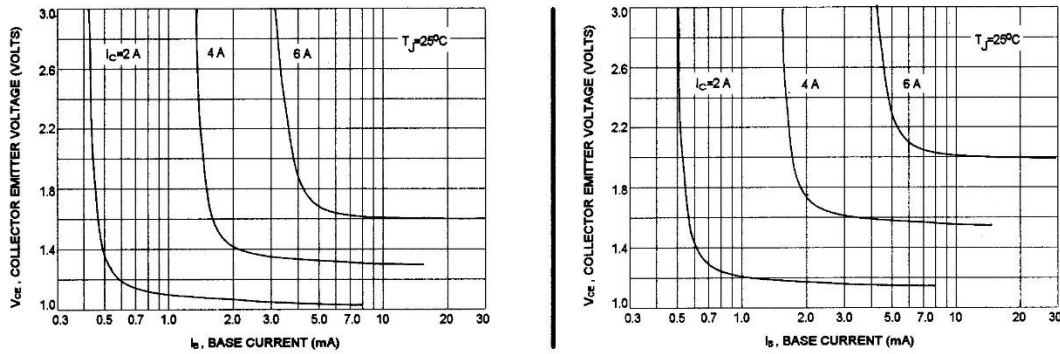


FIG-9 "ON" VOLTAGES

