



INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA

SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN

UNIDAD ZACATENCO

DISEÑO DE UN IMPLANTE COCLEAR PERSONALIZADO

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS
CON ESPECIALIDAD EN
INGENIERÍA MECÁNICA

P R E S E N T A:

ING. RODRIGO VÁZQUEZ MACHORRO

DIRIGIDA POR:

DR. GUILLERMO URRIOLAGOITIA SOSA
DR. CHRISTOPHER RENÉ TORRES SAN MIGUEL



AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a Dios por haberme acompañado y guiado a lo largo de mi maestría, por ser mi fortaleza en los momentos de debilidad y por brindarme una vida llena de aprendizajes, experiencias y sobre todo felicidad; también por regalarme una familia como la que tengo y dejarme disfrutar de ella todos estos años. También por mis amigos que son como mi familia, esos momentos imposibles de olvidar los tengo por ti, gracias.

Le doy gracias a mi padre Zeferino Vázquez y mi madre Bertha Machorro, por apoyarme en todo momento, por los valores que me han inculcado y por haberme dado la oportunidad de tener una excelente educación en el transcurso de mi vida. Sobre todo por ser un excelente ejemplo de vida a seguir.

A mi abuelita, por todo ese apoyo incondicional, amor y cariño que siempre me ha ofrecido, por esos momentos de conversación que me hacen reflexionar.

A mis hermanos por ser parte importante de mi vida y representar la unidad familiar, por sus consejos, por su amor, comprensión y los momentos buenos que pasamos.

A mis compañeros y amigos de la sección, por sus bromas, su apoyo, su amistad y los momentos de diversión que pasamos dentro y fuera de la sección.

Les doy las gracias a mis directores de tesis, el Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa y el Dr. Christopher René Torres San Miguel, por su apoyo y confianza en mí para la realización de esta tesis; también agradezco las llamadas de atención que hubo en su momento, ya que son necesarias para la superación y reflexión de uno mismo.

A todos mis profesores de la SEPI ESIME ZACATENCO por haberme compartido sus conocimientos y herramientas, para poder seguir adelante cosechando frutos.

Al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACyT), por haberme apoyado con la beca durante estos 2 años, para la realización de los estudios de posgrado.

Glosario

Ancho de banda (B): Es la diferencia entre las dos frecuencias de media potencia.

Audiometría: Es un examen que tiene por objeto cifrar las alteraciones de la audición en relación con los estímulos acústicos, resultados que se anotan en un gráfico denominado audiograma.

Banda de atenuación: Son la banda de frecuencias por encima de frecuencia de corte.

Banda de paso: Son la banda de frecuencias por debajo de la frecuencia de corte.

Banda de Transición: Es el conjunto de frecuencias comprendidas entre la banda de paso y la banda atenuada o eliminada.

Cero: Una raíz de polinomio del numerador, es un valor produce un valor cero de la función.

Diafragma: Disco de algunos aparatos acústicos que transforma las vibraciones del sonido en impulsos eléctricos o viceversa. Su misión es transformar las variaciones de presión en vibraciones mecánicas, es por tanto un transductor mecanoacústico.

Diagrama de Bode: Son graficas semilogarítmicas de la magnitud (en decibeles) y de la fase (en grados) de una función de transferencia en función de la frecuencia.

Electrodo: Es un conductor eléctrico utilizado para hacer contacto con una parte no metálica de un circuito.

Endolinfa: Es el líquido contenido en el oído interno.

Epitelio: Es el tejido formado por una o varias capas de células unidas entre sí, que puestas recubren todas las superficies libres del organismo, y constituyen el revestimiento interno de las cavidades, órganos huecos, conductos del cuerpo, así como forman las mucosas y las glándulas.

Factor de calidad (Q): De un circuito resonante, es la razón entre la frecuencia resonante y su ancho de banda. Es una medida de la selectividad (agudeza de resonancia) del circuito.

Frecuencia: Es una magnitud que mide el número de repeticiones por unidad de tiempo de cualquier fenómeno o suceso periódico.

Frecuencia de media potencia o corte: Es aquella frecuencia en la que la amplitud de ha decaído una determinada cantidad de dB al pasar por un filtro.

Frecuencia resonante (ω_0): Son determinadas frecuencias con una amplitud más grande que a las otras, esto es de acuerdo a la resonancia.

Foniatría: Es la rama de la medicina de la rehabilitación que trata el estudio, diagnóstico y tratamiento de las enfermedades relacionadas con la comunicación humana, por tanto le interesan las afectaciones del lenguaje, la audición, el habla y la voz.

Función de transferencia en dominio de la frecuencia $H(\omega)$: Es la relación de una salida fasorial entre $Y(\omega)$ (una tensión o corriente de elemento) y una entrada fasorial $X(\omega)$ (tensión o corriente de la fuente) en función de la frecuencia.

Hipoacusia: Es la pérdida parcial de la capacidad auditiva. Esta pérdida puede ser desde leve o superficial hasta moderada, y se puede dar de manera unilateral o bilateral dependiendo de que sea en uno o ambos oídos.

Logopedia: Es la disciplina sanitaria que diagnostica, evalúa y rehabilita, los problemas, disfunciones, retrasos o trastornos que se presentan en la comunicación, el lenguaje, el habla, la voz y la deglución.

Otorrinolaringólogo: Es la especialidad médica que se encarga de la prevención, diagnóstico y tratamiento, tanto médico como quirúrgico, de las enfermedades del oído, nariz, faringe, laringe, senos paranasales, etc.

Polo: Una raíz de polinomio del denominador, es un valor para el cual la función es infinita.

Perilinfia: Es un líquido, semejante al suero, que rellena las rampas vestibular y timpánica del caracol, el espacio comprendido entre los conductos semicirculares óseos y membranosos y del utrículo y sáculo.

Resonancia: Es una condición en un circuito RLC en el cual las reactancias capacitivas e inductivas son de igual magnitud, por lo cual dan lugar a una impedancia resistiva.

Resonador: Un resonador es cualquier dispositivo o sistema que es capaz de entrar en resonancia o que tiene la capacidad de comportarse de manera resonante, lo cual quiere decir que oscila a unas determinadas frecuencias con una amplitud más grande que a las otras.

Sordera: Es la pérdida de la audición que altera la capacidad para la recepción, discriminación, asociación y comprensión de los sonidos tanto del medio ambiente como de la lengua oral.

Lista de Acrónimos

APD	Auditory Processing Disorder (Desorden de Procesamiento Auditivo).
ASIC	Application Specific Integrated Circuit (Circuito Integrado de Aplicación Específica).
BTE	Behind the Ear (Detrás del Oído).
CAD	Computer Aided Design (Diseño Asistido por Computadora).
CIC	Complete In the Canal (Completo en el Canal).
CONAPO	Consejo de Población y Vivienda.
CPLD	Complex Programmable Logic Device (Dispositivo Lógico Programable Complejo).
DFT	Discrete Fourier Transform (Transformada discreta de Fourier).
DSP	Digital Signal Processing (Procesamiento Digital de Señales).
EDA	Electronic Design Automation (Diseño Automático Electrónico).
EO	Emisiones Otoacústicas.
FDA ¹	Food and Drug Administration (Administración de Drogas y Alimentos).
FDA ²	Filters Design and Analysis (Análisis y Diseño de Filtros).
FFT	Fast Fourier Transform (Transformada Rápida de Fourier).
FIR	Finite Impulse Response (Respuesta al Impulso finita).
FPGA	Field Programmable Gate Array (Arreglo de Computas Programables por efecto de Campo).
IC	Implante Coclear.
IEEE	Institute of Electrical and Electronic Engineering (Instituto de Ingenieros Eléctricos y Electrónicos).
IIR	Infinite Impulse Response (Respuesta al Impulso Infinita).
INEGI	Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática.
INDESOL	Instituto Nacional de Desarrollo Social.
ITC	In the Canal (En el Canal).
ITE	In the Ear (En el Oído).
LSB	Least Significant Bit (Bit Menos Significativo).
MRI	Magnetic Resonance Imaging (Imágenes por Resonancia Magnética).
MSB	Most Significant Bit (Bit Mas Significativo).
NER	Nivel de Exposición al Ruido.
OMS	Organización Mundial de la Salud.
ORL	Otorrinolaringología.
PACP	Pérdida Auditiva Congénita Permanente.
PCB	Printed Circuit Board (Tarjeta de Circuito Impreso)
PEATC	Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral.
RIC	Receiver in the Canal (Receptor en el Canal).
RITE	Receiver in the Ear (Receptor en el Oído).
RNM	Resonancia Nuclear Magnética.
TAC	Tomografía Axial Computarizada.
TMPE	Tiempo Máximo Permisible de Exposición.
VHDL	VHSIC (Very High Speed Integrated Circuit) y HDL (Hardware Description Language) es decir, Lenguaje de Descripción de Hardware de Circuitos Integrados de muy Alta Velocidad.

Índice General

Índice General	i
Índice de Figuras	iii
Índice de Tablas	vi
Índice de Ecuaciones	vii
Resumen	viii
Abstract	viii
Objetivo General	ix
Objetivos Específicos	ix
Organización de la Tesis	ix
Justificación	x
CAPÍTULO I	1
I. ESTADO DEL ARTE	1
I.1 Generalidades	2
I.2 Dispositivos Auxiliares Auditivos	3
I.2.1 Antecedentes Históricos	3
I.2.2 Inicio de los Dispositivos o Auxiliares Cocleares	5
I.3 El Comienzo de los Implantes Cocleares	13
I.4 Antecedentes de la Terapia Auditiva Verbal	19
I.5 Terapia Auditiva Verbal	20
I.6 Principios de la Terapia Auditiva Verbal	22
I.7 Candidatura para el Implante Coclear	22
I.7.1 ¿Quién es Candidato?	22
I.7.2 ¿Quién no es Candidato?	23
I.8 Procedimientos de Selección	24
I.8.1 Adultos post-locutivos	25
I.8.2 Niños	27
I.8.3 Poblaciones Especiales	30
I.9 Planteamiento del Problema	30
I.10 Sumario	31
I.11 Referencias	32
CAPÍTULO II	34
II. TIPOS DE IMPLANTES COCLEARES Y BIOMECÁNICA DEL OÍDO	34
II.1 Generalidades	35

II.2 Estadísticas e Índices de Hipoacusia(Sordera)	36
II.2.1 Índices de Sordera a Nivel Mundial	36
II.2.2 Índices de Sordera en América	37
II.2.3 Índices de Sordera en México	38
II.3 Protocolos de Detección de Hipoacusia	39
II.4 Hipoacusia como Enfermedad	41
II.4.1 Clasificación y Escalas de la Hipoacusia	44
II.4.2 Causas de los Impedimentos Auditivos	47
II.5 Anatomía del Oído	50
II.5.1 Oído Externo	51
II.5.2 Oído Medio	52
II.5.3 Oído Interno	58
II.5.4 Órgano Coclear o de la Audición	59
II.6 El Sonido	64
II.6.1 Transmisión y Estructura del Sonido	65
II.7 Audición	67
II.7.1 Fisiología de la Audición del Oído	67
II.7.2 Importancia de la Audición e Higiene Auditiva	71
II.8 Audífonos	73
II.8.1 Dispositivos Auxiliares Auditivos	74
II.8.1.1 Elementos de un Dispositivo Auxiliar Auditivo	74
II.8.1.2 Tipos de Dispositivos Auxiliares Auditivos	75
II.8.2 Implantes Auditivos	78
II.8.2.1 Tipos de Implantes Auditivos	79
II.9 Implante Coclear	82
II.9.1 Componentes de un Implante Coclear	83
II.9.2 Tipos de Implantes Cocleares	84
II.10 Sumario	86
II.11 Referencias	86
CAPÍTULO III	90
III. FILTROS	90
III.1 Introducción	91
III.2 Función de Transferencia	91
III.2.1 Escala de Decibeles	93
III.2.2 Diagramas de Bode	94

III.3 Filtros Analógicos	95
III.3.1 Clasificación de los Filtros Analógicos	95
III.3.1.1 Filtros Pasivos	95
III.3.1.1.1 Clasificación de los Filtros Pasivos	95
III.3.1.2 Filtros Activos	101
III.3.1.2.1 Clasificación de los Filtros	101
III.4 Filtros Digitales	105
III.4.1 Clasificación de los Filtros Digitales	106
III.4.1.1 Filtros de Respuesta de Impulso Finito(FIR)	106
III.4.1.1.1 Métodos de Diseño de Filtros FIR	107
III.4.1.2 Filtros de Respuesta de Impulso Infinito(IIR)	111
III.5 Banco de Filtros Digitales	116
III.5.1 Banco de Filtros Espejo en Cuadratura(QMF) de Dos Canales	117
III.5.2 Codificación Subbanda de Señales de Voz	117
III.6 MATLAB [®] y Simulink [®]	119
III.6.1 Filtros Digitales en MATLAB [®] y DSP System Toolbox [™]	120
III.7 Sumario.	125
III.8 Referencias	126
CAPÍTULO IV	128
IV. DISEÑO DEL IMPLANTE COCLEAR Y ANÁLISIS	128
IV.1 Introducción	129
IV.2 Herramientas CAD para el Diseño de Hardware	130
IV.3 Métodos de Diseño en EDA	131
IV.3.1 Diseño Bottom-UP	132
IV.3.2 Diseño Top-Down	133
IV.3.3 Diseño Modular	134
IV.4 Introducción al lenguaje VHDL	134
IV.4.1 Lenguaje VHDL	135
IV.5 Diseño Mecánico del Implante Coclear	137
IV.5.1 Adaptador de CA/CC	137
IV.5.2 Base Cargadora	138
IV.5.3 Carcasa del Amplificador de Sonido	139
IV.6 Diseño de los Circuitos Electrónicos	141
IV.6.1 Circuito del Adaptador	141
IV.6.2 Circuito de la Base de Carga	143

IV.7 Comparación entre CPLD y FPGA	147
IV.7.1 Electrónica en la Cóclea	149
IV.7.2 Funcionamiento del Algoritmo	150
IV.8 Sumario	152
IV.9 Referencias	153
CAPÍTULO V	154
V. REHABILITACIÓN AUDITIVA Y LIMITACIONES DEL IMPLANTE COCLEAR.	154
V.1 Introducción.	155
V.2 Operación para el Implante Coclear	156
V.2.1 Medidas Preoperatorias	157
V.2.2 Medidas Intraoperatorias	158
V.2.2.1 Anestesia	158
V.2.2.2 Cirugía	159
V.2.3 Medidas Post-operatorias	162
V.3 Complicaciones y Limitaciones	163
V.4 Programación	165
V.5 Rehabilitación	167
V.6 Sumario	172
V.7 Referencias	173
CAPÍTULO VI	174
VI. ANÁLISIS DE RESULTADOS.	174
VI.1 Análisis de Resultados	175
VI.2 Resultados en MATLAB	175
VI.3 Resultados en MODELSIM y QuartusII	179
VI.4 Resultados en Simulink	182
VI.5 Sumario	182
Conclusiones	185
Trabajos Futuros	189
Anexos y Planos	191
Publicaciones	237

Índice de Figuras

CAPÍTULO I

Figura I.1: Hierbas y remedios utilizados por las culturas humanas	2
Figura I.2: Papiro de Edwin Smith	3
Figura I.3: Cuerno hueco utilizado como instrumento musical o para oír	4
Figura I.4: Cuerno de bronce o Sarvatana	4
Figura I.5: Tubos para hablar	5
Figura I.6: Fonífero	5
Figura I.7: Transmisor eléctrico de sonidos o teléfono	6
Figura I.8: Primer aparato auditivo eléctrico	7
Figura I.9: Acousticón para bolsillo	7
Figura I.10: Acousticón 30, con amplificador y baterías	8
Figura I.11: Acousticón A-55, modelo con amplificador de válvula	8
Figura I.12: Audífonos de bolsillo	9
Figura I.13: Audigafas	10
Figura I.14: Sonotone 79, uno de los primeros retroauriculares del mundo	10
Figura I.15: Telex 20 retroauricular	11
Figura I.16: Oticon 550T modelo con control de volumen, encendido y apagado	11
Figura I.17: Audioprótesis actuales	12
Figura I.18: Equipos de frecuencia modulada	13
Figura I.19: Electrodo de un implante coclear (I.C.)	16
Figura I.20: Hilo de cobre para la cóclea	16
Figura I.21: Electrodo de oro	17
Figura I.22: Anatomía y fisiología del oído del perro	17
Figura I.23: Anatomía y fisiología del oído del caballo	18
Figura I.24: Representación de un implante coclear de un Nucleus 22	18
Figura I.25: Enseñanza del lenguaje a través de la audición	19
Figura I.26: Terapia Auditiva Verbal	20
Figura I.27: Examen para candidato a I.C. (Audiólogo)	22
Figura I.28: Identificación de la intensidad de la hipoacusia	24
Figura I.29: Adulto post-locutivo	25

Figura I.30: Detección de la deficiencia auditiva en niños	28
CAPÍTULO II	
Figura II.1: Aprendizaje de melodías, vocales y sonidos ambientales	35
Figura II.2: Hipoacusia a nivel mundial	36
Figura II.3: Hipoacusia de nacimiento	38
Figura II.4: Infantil con sordera	39
Figura II.5: Método Emisiones Otoacústicas	40
Figura II.6: Método Potenciales Evocados Auditivos a Tallo Cerebral	41
Figura II.7: Niña con educación especial	43
Figura II.8: Perforación de tímpano con un isótopo	46
Figura II.9: Traumatismo encéfalo craneano	46
Figura II.10: Otitis externa	48
Figura II.11: a) Adolescente escuchando música, b) Ruidos fuertes en el mundo	49
Figura II.12: Anatomía del oído	50
Figura II.13: Divisiones que conforman al oído	51
Figura II.14: Oído externo	51
Figura II.15: Oído medio	53
Figura II.16: Paredes de la cavidad timpánica	53
Figura II.17: Martillo	55
Figura II.18: Yunque	55
Figura II.19: Estribo	56
Figura II.20: Membrana timpánica	57
Figura II.21: Oído interno	58
Figura II.22: Laberinto óseo y membranoso	58
Figura II.23: Zonas del laberinto óseo	59
Figura II.24: Corte transversal del conducto membranoso	60
Figura II.25: Membrana basilar	61
Figura II.27: Órgano de Corti	62
Figura II.28: Vestíbulo	63
Figura II.29: Canales semicirculares óseos y membranosos	64
Figura II.30: Propagación del sonido en los diferentes estados de la materia	64
Figura II.31: Ondas sonoras en el oído	65

Figura II.32: Características de una onda	65
Figura II.33: Sonido grave (baja frecuencia) y agudo (alta frecuencia)	66
Figura II.34: Audición del oído	67
Figura II.35: Propagación del sonido a través del oído	69
Figura II.36: Transmisión del sonido a través de la cóclea	70
Figura II.37: Audífono	73
Figura II.38: Dispositivos auxiliares auditivos	74
Figura II.39: Componentes de un audífono	75
Figura II.40: Audífono BTE	75
Figura II.41: Audífono Open-Fit	76
Figura II.42: Audífono R.I.C./R.I.T.E	76
Figura II.43: Audífono I.T.E o concha	77
Figura II.44: Audífono I.T.C. o intracanal	77
Figura II.45: Audifono C.I.C o intracanal interno	78
Figura II.46: Implante auditivo	78
Figura II.47: Implante osteointegrado	79
Figura II.48: a) Implante Carina GI4, b) Dispositivo implantado	80
Figura II.49: Implante tronco cerebral, se observa el electro en posición	81
Figura II.50: Implante coclear	82
Figura II.51: Implante coclear en una niña	83
Figura II.52: a) Partes del dispositivo, b) Funcionamiento del dispositivo	83
Figura II.53: Electrodo intracocleares (ADAM)	84
Figura II.54: Cavidad para el electrodo multicanal	85
CAPÍTULO III.	
Figura III.1: Representación con un diagrama a bloques de un sistema	91
Figura III.2: Filtro pasa-bajas	96
Figura III.3: Filtro pasa-altas	96
Figura III.4: Filtro pasa-banda	96
Figura III.5: Filtro rechaza-banda	97
Figura III.6: Circuito de un filtro pasa-baja	97
Figura III.7: Circuito de un filtro pasa-altas	98
Figura III.8: Circuito de un filtro pasa-banda	98

Figura III.9: Circuito de un filtro rechaza-banda	99
Figura III.10: Filtro activo pasa-bajas de primer orden	102
Figura III.11: Filtro activo pasa-altas de primer orden	102
Figura III.12: Filtro activo pasa-banda	103
Figura III.13: Filtro activo rechaza-banda	104
Figura III.14: Esquema de especificaciones de diseño de un filtro digital	106
Figura III.15: Banco de filtro digital, mostrando la sección de análisis y síntesis	116
Figura III.16: Banco de filtros espejo en cuadratura de 2 canales	117
Figura III.17: Diagrama a bloques de un codificador subbanda de voz	118
Figura III.18: Octavas de la señal de voz	118
Figura III.19: Síntesis de señales codificadas subbanda	119
Figura III.20: Diagrama de flujo de la comparación de filtros digitales	120
Figura III.21: Gráfica de la comparación de filtros digitales: a) Respuesta de magnitud y b) Respuesta de fase	121
Figura III.22: Herramienta FDA Tool de MATLAB	121
Figura III.23: Funcionamiento del algoritmo de audio (voz)	122
Figura III.24: Graficas de la señal de voz y espectro de la señal	122
Figura III.25: Respuesta de la señal en frecuencia	123
Figura III.26: Procesador del implante coclear	124
Figura III.27: Señal filtrada de los ocho canales	124
CAPÍTULO IV	
Figura IV.1: Diseño de hardware	129
Figura IV.2: Diseño Bottom-Up	132
Figura IV.3: Diseño Top-Down	133
Figura IV.4: Ensamble final del adaptador de ca/cc: a) sin renderizar, b) con renderizado y material	137
Figura IV.5: Ensamble final de la base cargadora circular: a) sin renderizar, b) con renderizado y material	138
Figura IV.6: Ensamble final de la base de carga rectangular: a) sin renderizar, b) con renderizado y material	138
Figura IV.7: Ensamble del dispositivo auditivo: a) sin renderizar y sin materiales, b) con renderizado y material de cada componente del dispositivo	139
Figura IV.8: Ensamble final del implante coclear: a) sin renderizar y sin materiales, b) con renderizado y materiales	140
Figura IV.9: Ubicación de las piezas del implante coclear	141

Figura IV.10: Diagrama esquemático del adaptador	142
Figura IV.11: Ruteo del pcb para el adaptador	142
Figura IV.12: Circuito 3D del adaptador: a) sin renderizar, b) con renderizado y materiales	143
Figura IV.13: Diagrama esquemático de la base de carga	145
Figura IV.14: Ruteo del pcb de la base de carga	146
Figura IV.15: Circuito 3D de la base de carga: a) sin renderizar, b) con renderizado y materiales	146
Figura IV.16: Arquitectura de un CPLD	148
Figura IV.17: Arquitectura de un FPGA	148
Figura IV.18: Limite de frecuencia de la cóclea	149
Figura IV.19: Funcionamiento de un I.C.	151
Figura IV.20: Tratamiento de una señal en un filtro	152
CAPÍTULO V.	
Figura V.1: Receptor y guía de electrodos	156
Figura V.2: Audiograma	158
Figura V.3: Incisión y colgajos	160
Figura V.4: Fresado y canal para el electrodo interno	161
Figura V.5: Inserción y fijación del electrodo	161
Figura V.6: Programación del implante coclear	166
Figura V.7: Rehabilitación de una niña implantada	167
Figura V.8: Diagrama de flujo donde se muestran las 5 etapas para la realización de una operación de implante coclear	172
CAPÍTULO VI.	
Figura VI.1: Creación de una señal de audio	175
Figura VI.2: Respuestas del filtro con la señal de audio	176
Figura VI.3: Señal de audio multicanal (original)	177
Figura VI.4: Señal de audio reducida: a) Canal R, b)Comparación entre el canal D y el canal R	177
Figura VI.5: Señal de voz	178
Figura VI.6: Respuestas del filtro con la señal de voz	179
Figura VI.7: Simulación del algoritmo en MODELSIM	179
Figura VI.8: Visualización del RTL	180
Figura VI.9: Visualización del Technology Map	180

Figura VI.10: Prototipo del circuito: a) sin renderizar, b) con renderizado y materiales	181
Figura VI.11: Visualización de los 8 canales para el implante coclear, con sus respectivos datos	182

Índice de Tablas

CAPÍTULO I

Tabla I.1: Cronología de los acontecimientos para el desarrollo de implantes cocleares	14
--	----

CAPÍTULO II

Tabla II.1: Niveles de ruido y sus consecuencias	71
Tabla II.2: Niveles de ruido y tiempo máximo permisible al ruido, dependiendo del nivel	73

CAPÍTULO III

Tabla III.1: Ganancias específicas y sus valores en decibeles	94
Tabla III.2: Características de los filtros ideales	100
Tabla III.3: Tipo de filtros de acuerdo a longitud y simetría, además de las ecuaciones de diseño	107
Tabla III.4: Características temporales y frecuenciales de las ventanas	109
Tabla III.5: Longitud, simetría y respuesta impulsiva de los 4 filtros	110
Tabla III.6: Transformaciones en frecuencia para filtros analógicos	111
Tabla III.7: Transformaciones en frecuencia para filtros digitales	111

CAPÍTULO 4

Tabla IV.1: Componentes del implante coclear	140
--	-----

Resumen

Esta investigación presenta el desarrollo de un prototipo utilizado para el tratamiento y la corrección de la pérdida de audición, ya sea parcial o completamente. Consta de varios componentes de un sistema de audición de alta calidad que resulta la obtención de un implante a medida, es decir, sólo se aplican a cada paciente las frecuencias auditivas adecuadas. Herramientas computacionales como CAD y EDA se han utilizado para el diseño, modelado, simulación y construcción de prototipos. Además, el microprocesador (FPGA) con encapsulado QFP se ha utilizado en la implementación de este prototipo.

Como resultado se obtiene un algoritmo que realiza el proceso de la audición para las personas con pérdida de audición en grado severo, así como la selección de los distintos materiales y componentes para la producción de prototipo de los mismos. Finalmente se muestra la simulación del algoritmo donde se puede ver el correcto funcionamiento y el aumento de la ganancia para cada canal programado en la FPGA.

Abstract

This research presents the development of a prototype used for the treatment and correction of hearing loss, either partially or completely. Consists of various components for a hearing system of high quality resulting obtaining a customized implant, that is, only apply for each patient the appropriate auditory frequencies. Computational tools like CAD and EDA have been used for design, modeling, simulation and prototype construction. Addition the microprocessor (FPGA) with QFP encapsulated have been used in the implementation of this prototype.

As a result an algorithm that performs the process of hearing for persons with hearing loss in severe degree, as well as the selection of the various materials and components for the production of prototype thereof is obtained. Finally it is shown the algorithm simulation where you can see the correct operation and increasing the gain for each channel programmed into the FPGA.

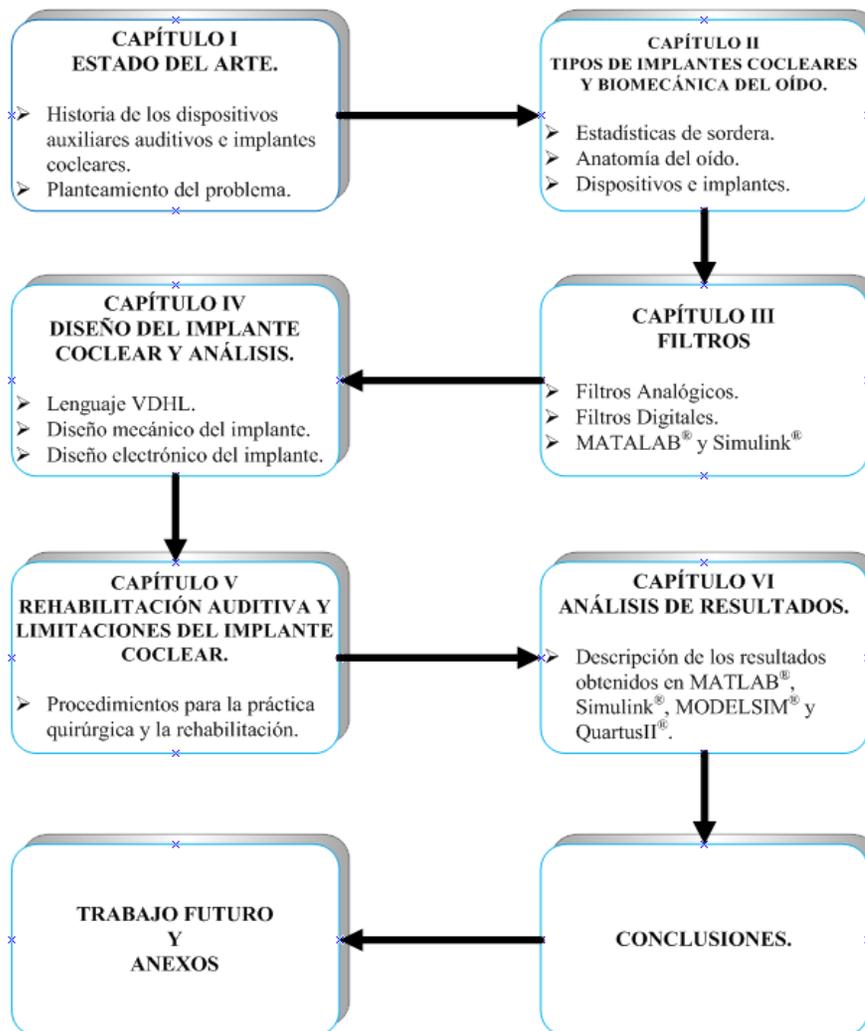
Objetivo General

Diseñar un implante coclear para las personas con hipoacusia neurosensorial profunda o deficiencia auditiva, con la finalidad de mejorar la comunicación del paciente con el entorno que le rodea y evitar el aislamiento social que por ende conlleva.

Objetivo Específicos

- Describir las indicaciones clínicas de los Implantes Cocleares en adultos y niños.
- Evaluar la seguridad y eficacia de los implantes cocleares, en base a la evidencia científica disponible.
- Simular las señales sonoras mediante filtros digitales (FIR).
- Realizar un modelo del Implante Coclear para comprender su funcionamiento.
- Verificar patrones de rehabilitación en discapacidades auditivas.

Organización de la Tesis



Justificación

La Organización Mundial de la Salud (OMS) informa que la discapacidad auditiva (pérdida auditiva mayor de 25dB) es cada vez mayor, en el 2005 oscilo en 560 millones de personas. Se estima que para 2015 habrá más de 700 millones y para 2025 cerca de 900 millones. Análisis realizados en Canadá, Estados Unidos y Europa informan que la audición se empieza a perder 20 años antes que en el pasado por lo que cada vez es más frecuente en gente joven.

El Censo General de Población y Vivienda realizado en el año 2000, por el Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI), reportan 281 mil 793 personas con algún tipo y grado de discapacidad auditiva. De las cuales 51.9% representa al grupo de adultos mayores y factores multicausales.

El 16.2% es de hipoacusia de nacimiento, el 25.5% es adquirida por enfermedad otológica diversa y 6.4% no está especificada la causa. Actualmente en México, se cuenta con unas 10700 asociaciones civiles según el registro del Instituto Nacional de Desarrollo Social (INDESOL), cifra que representa un gran avance, si la comparamos con las menos de 100 que existían en el año 1985.

El implante coclear es una técnica en constante evolución donde los nuevos modelos superan a los anteriores. Hoy en día, los avances científicos han permitido progresar en el campo de la deficiencia auditiva a través de la creación de nuevas técnicas que están favoreciendo la integración de las personas sordas en la sociedad. el Implante Coclear es una prótesis auditiva que ofrece audición a las personas sordas; las posibilidades que ofrece esta técnica no se podrán alcanzar si no se lleva a cabo el proceso de rehabilitación adecuado y supervisado por los especialistas que intervengan en el implante.

Los resultados del implante coclear, han sido determinantes para que esta alternativa de prótesis auditiva se expanda con tanta rapidez en todo el mundo. Esta solución aparece como una de las más eficaces, puesto que permite la audición funcional, cuando se aborda la intervención de pacientes con pérdidas auditivas importantes.

CAPÍTULO I

ESTADO DEL ARTE

En este capítulo se describe los antecedentes históricos de los dispositivos auxiliares auditivos, así como también los primeros experimentos para la realización de implantes cocleares; además se menciona los pasos a seguir para ser candidato a un implante



I.1.- Generalidades

Desde sus orígenes, el ser humano ha tratado de explicar la realidad y los acontecimientos trascendentales que tienen lugar, como la vida, la muerte o la enfermedad. Las primeras civilizaciones y culturas humanas basaron su práctica médica en dos pilares aparentemente opuestos; un empirismo primitivo y de carácter pragmático (aplicado al uso de hierbas o remedios obtenidos de la naturaleza) y una medicina mágico-religiosa, que recurrió a los dioses para intentar comprender lo inexplicable (Figura I.1) [I.1].

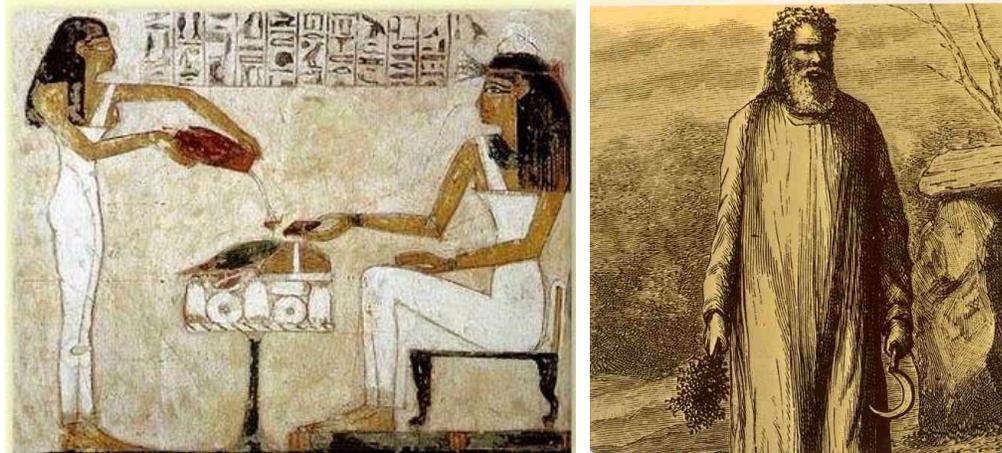


Figura I.1.- Hierbas y remedios utilizados por las culturas humanas

Con *Alcmeón de Crotona*, en el año 500 a. C., se dio inicio a una etapa basada en la *tekhné* (técnica). Se define como la convicción de que la enfermedad se originaba por una serie de fenómenos naturales susceptibles de ser modificados o revertidos. Ese fue el germen de la medicina moderna. Aunque a lo largo de los siguientes dos milenios surgirán otras muchas corrientes (mecanicismo, vitalismo, etc.) y se incorporarán modelos médicos procedentes de otras culturas con una larga tradición médica [I.2].

El ser humano ha tratado de explicar la realidad y los acontecimientos, más o menos trascendentales que en ella tienen lugar, como son el nacimiento, la muerte, la enfermedad, etc. [I.3]. Todas las facetas que afectan a la humanidad, han sido explicadas con mayor o menor acierto a lo largo de la historia del hombre a través de diferentes teorías conceptualizadas según cada época [I.4]. La información médica contenida en el *Papiro Médico de Edwin Smith* (Figura I.2), obra de *Imhotep* durante la *Dinastía III de Egipto*, es sin duda una de las primeras

referencias médicas existentes. En él se detallan curaciones, dolencias y el examen, el diagnóstico, el tratamiento y el pronóstico de numerosas enfermedades [I.5].



Figura I.2.- Papiro de Edwin Smith [I.5]

Las enfermedades infecciosas han influido de forma determinante en la evolución de la historia del hombre. Son actualmente la principal causa de morbilidad y mortalidad en el mundo a pesar del descubrimiento de cientos de agentes antimicrobianos cada vez más potentes y efectivos [I.6]. Todo lo referente a instrumentos utilizados para ampliar el sonido en épocas ancestrales puede resumirse en especulaciones o comentarios de aquellas épocas.

I.2.- Dispositivos Auxiliares Auditivos

I.2.1.- Antecedentes Históricos

Las pruebas y tratamientos para desórdenes de la audición pueden rastrearse hasta el Siglo I antes de Nuestra Era. Las prácticas de *Arquígenes*, un prominente médico griego, involucraban el examen y tratamiento de la sordera mediante el envío de vibraciones audibles e irritantes al oído, a través de una especie de embudo [I.7].

Los primeros datos hacen referencia a un cuerno seco y hueco (Figura I.3). Posible precursor de las cornetas. Se habla también del uso de plantas tropicales como amplificadores del sonido puestas en forma de embudo en las orejas (costumbre que aún hoy puede observarse en algunas tribus de la selva amazónica) [I.8 y I.9].



Figura I.3.- Cuerno hueco utilizado como instrumento musical o para oír

K. W. Berger [I.10], en una de sus publicaciones menciona que en las ruinas de la ciudad de *Pompeya* se han encontrado objetos de bronce con forma de embudo y una terminación espiral a fin de insertarlos en la oreja. Asimismo, se hace referencia a un instrumento llamado *Sarvatana* aparentemente utilizado por los españoles. El cual se encuentra su registro del año 1657 en el libro de medicina de *Wolfgang Hoefler*, titulado *Herculis Medici, Sive Locorum Medicorum*. Esta *Sarvatana* (Figura I.4) estaría fabricada de Plata o bronce y según el propio documento de *Hoefler* examinado por *Berger*, *es como un embudo cuya parte mayor se dirige hacia el que habla, mientras la parte menor se introduce en la oreja* [I.11].



Figura I.4.- Cuerno de bronce o *Sarvatana*

Como otro antecedente *Berger* menciona el nombramiento de *William Bull* [I.12] como *Trompetista Extraordinario* por el rey *Carlos II* de *Inglaterra* en 1666. Entre los oficios de *William* se encontraba el de fabricar cornetas auditivas para los sordos.

I.2.2.- Inicio de los Dispositivos o Auxiliares Cocleares

En el siglo XIX ya se fabricaban mangueras flexibles con una especie de embudo en un extremo y un tipo de botón perforado que cubría el oído. A estos instrumentos se los conocía como *tubos para hablar* (Figura I.5).

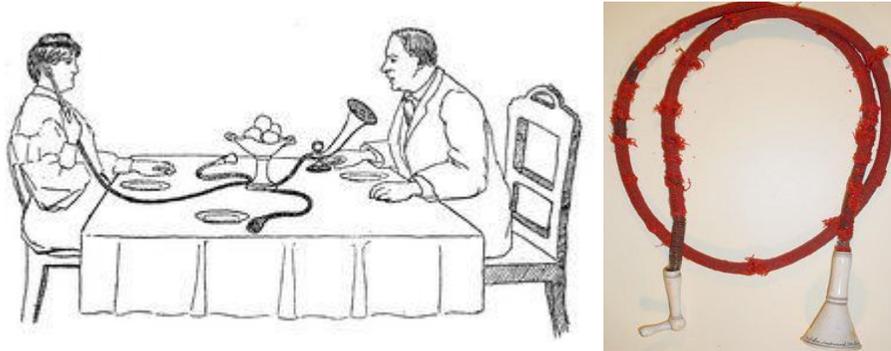


Figura I.5.- Tubos para hablar

Otro método usado, fue un bastón llamado *fonífero*, diseñado por el profesor *G. Paladino* en 1876 en *Nápoles, Italia*. El bastón funcionaba conduciendo vibraciones desde la laringe de quien hablaba hacia la persona con dificultad auditiva (Figura I.6) [I.13].

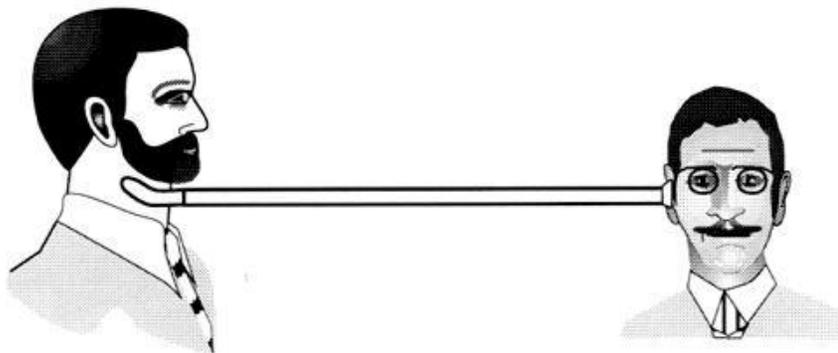


Figura I.6.- Fonífero

Para comentar de la transmisión exitosa del habla a partir de una corriente eléctrica hay que reconocer varios intentos infructuosos. A mediados del siglo XIX el científico norteamericano *C. G. Page* y el francés *C. Bourseul*, utilizaron el principio del telégrafo [I.14 y I.15] para transmitir sonidos a partir de la interrupción de una corriente eléctrica. Pero no pudieron transmitir los sonidos articulados del habla.

Alrededor del año 1860 el alemán *Johann Philip Reis* [I.15] construyó un transmisor más complejo que incluía un diafragma puesto en un extremo de una corneta. Utilizaba la corriente de una pila que, al variar de intensidad, controlaba una aguja magnetizada que cambiaba de longitud. Estos cambios de longitud permitían la vibración de una superficie generando así el sonido. Sin embargo, el sistema resultaba lento como para reproducir la voz humana (Figura I.7).

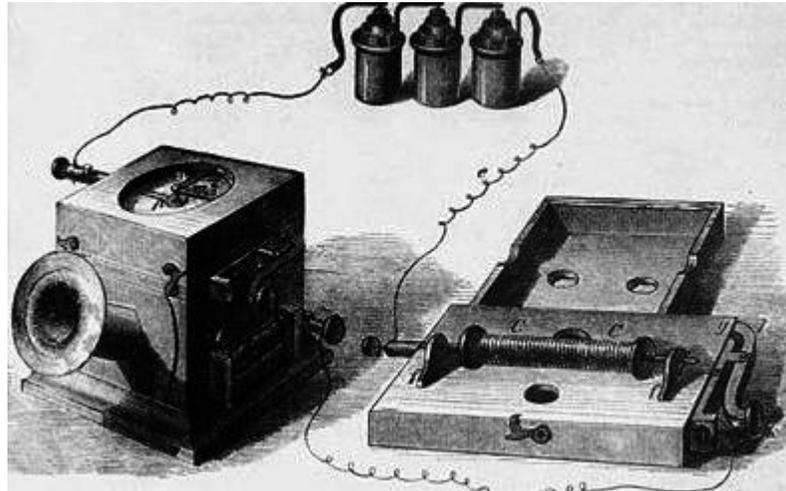


Figura I.7.- Transmisor eléctrico de sonidos o teléfono [I.16]

No fue hasta el año 1876 que *Alexander Graham Bell* [I.16] obtuvo una patente para el teléfono usando un micrófono electromagnético que lograba cambios de corriente similares a los acústicos. Se basaba entonces, en la variación de intensidad de la corriente eléctrica. Posteriormente, *T. Edison*, *E. Berliner* y *H. Hunnings* [I.17] inventarían otros tipos de transmisores para finalmente llegar al año 1892 con la primera patente de un aparato auditivo eléctrico en *Estados Unidos* (Figura I.8).

Durante el siglo XX la evolución de los audífonos tuvo ciertas connotaciones bien definidas, como la miniaturización de todos sus elementos, el aumento en la ampliación del sonido y el bajo consumo de energía. Los avances tuvieron que ver con los diferentes elementos utilizados para producir corrientes, conducirlos y alternarlos. Las primeras audioprótesis portátiles [I.18] que surgieron al final del siglo XIX tenían la forma y tamaño de una caja de zapatos. Para 1902 se comenzó a comercializar el *Acousticón* (Figura I.9) [I.19], un aparato que podía introducirse debajo de la ropa o en el bolsillo pero seguía siendo grande ya que constaba de tres partes; el

transmisor, el amplificador y el lugar que alojaba la pila. Así como para el año 1912 apareció el primer control de volumen para las prótesis [I.20].



Figura I.8.- Primer aparato auditivo eléctrico



Figura I.9.- Acousticón para bolsillo

Fue en la década de 1920, cuando aparecieron los primeros audiómetros que proporcionarían estudios mucho más precisos sobre la audición. Los Ingenieros de los laboratorios *Bell* decidieron tomar el nombre de su fundador para designar la unidad de medida del sonido *decibel*. Este término designaría a lo que hasta ese entonces se conocía como *unidad de sensación* [I.21].

Para el año 1934 las compañías inglesas *Amplivox* y *Multitone* produjeron los primeros aparatos comerciales que pesaban un poco más de un kilogramo y constaban del amplificador con baterías y el receptor o audífono. También se comercializó un aparato portátil que incluía un conector para el teléfono con aspecto similar al de una cámara de fotos de la época. Con el fin de disimular la clase de aparato que era bajo otro aspecto. La firma que lo produjo era *Telex* [I.22].

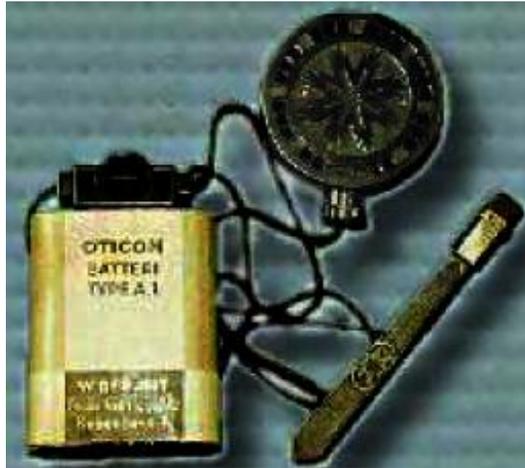


Figura I.10.- *Acousticón 30*, con amplificador y baterías

Para el año 1945 *Beltona* [I.23] logró una importante disminución del tamaño de los audífonos con su modelo *Monopac*. El cual incluía en un módulo las baterías y el amplificador (Figura I.10). A esto contribuyeron las investigaciones militares durante la segunda guerra mundial logrando válvulas de muy pequeño tamaño (Figura I.11). En 1947 aparecieron los llamados circuitos impresos que significaron una miniaturización en todos los circuitos eléctricos, eliminando las soldaduras y cableados que, hasta entonces, eran necesarios y requerían de un mayor espacio físico donde alojarse [I.24].



Figura I.11.- *Acousticón A-55*, modelo con amplificador de válvula

Alrededor de 1948, surgió en los laboratorios *Bell* una gran invención para las prótesis auditivas; el transistor. Aunque en ese momento pasó casi inadvertido, este dispositivo sería la base para los futuros audífonos analógicos y para los programables digitalmente. La utilización de los transistores en los audífonos se demoró unos años a fin de perfeccionar su funcionamiento. En la década de 1950 se utilizaron los transistores en conjunto con los antiguos bulbos, pero desde entonces, el transistor tardó muy poco en abarcar todo el mercado [I.25].

En 1953 el primer audífono de bolsillo (Figura I.12) [I.26] que utilizaba solamente transistores para amplificar el sonido. En 1952, año de la fundación de la *Mutualidad*, se cumplían sólo 6 años del desarrollo de un pequeño dispositivo considerado uno de los aportes tecnológicos más significativos para el progreso de la humanidad y el desarrollo en el campo de los audífonos: el primer transistor.



Figura I.12.- Audífonos de bolsillo

Los audífonos contaban con amplificadores basados en válvulas, los cuales presentaban grandes problemas debido a su tamaño, consumo de energía y fragilidad. El transistor, en cambio, inauguró la era de la electrónica de estado sólido, que domina el mundo hasta nuestros días. Fue en aquellos años donde se incorporó por primera vez un transistor a un audífono [I.25 y I.26]. El audífono fue el primero en utilizar transistores comercialmente, además de las computadoras. Un año después de la introducción del llamado transistor bipolar de juntura (BJT, 1953) [I.27], aparecieron los primeros audífonos completamente transistorizados, es decir, sin válvulas. En 1954 se introdujo el primer audífono que se colocaba *al nivel de la cabeza del usuario*. No se

trataba de un retroauricular, sino de lo que conocemos como *audigafa* (Figura I.13). Es decir, la introducción del audífono en las patillas de un par de anteojos [I.28].

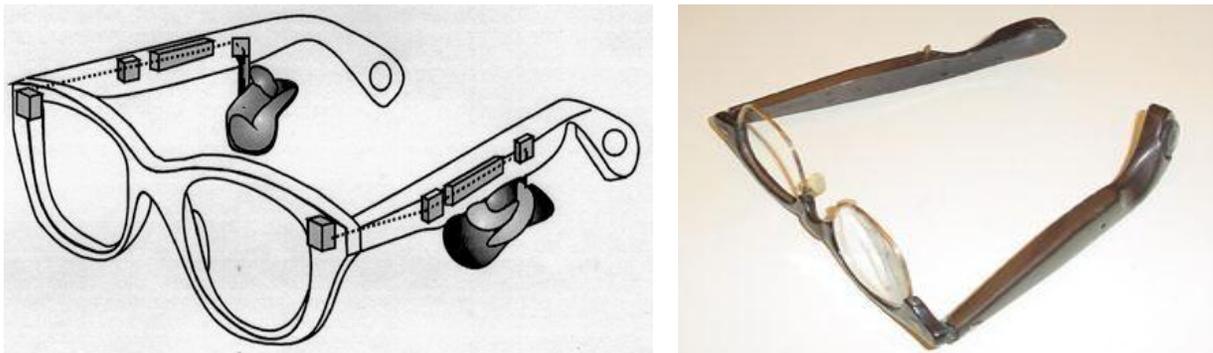


Figura I.13.- *Audigafas*

En un principio, este tipo de audioprótesis fue muy difundida pero con la reducción de tamaño de los componentes fueron ganando terreno los retroauriculares, vigentes hasta la actualidad. Sin embargo es necesario tener en cuenta que hasta ese momento sólo existían audífonos *de caja* (Figura I.14) [I.28].



Figura I.14.- *Sonotone 79*, uno de los primeros retroauriculares del mundo

Otra idea que comenzó a considerarse fue la de colocar, sobre un sustrato de material semiconductor (silicio), una gran cantidad de componentes que interactuaban formando circuitos más complejos. A este proceso se lo denomina integración, y el resultado son los circuitos integrados o chips. Durante muchos años los amplificadores de los audífonos fueron construidos

con transistores discretos, es decir, componentes individuales que eran soldados a una plaqueta de cerámica (Figura I.15) [I.27].



Figura I.15.- *Telex 20* retroauricular

Con la aparición de los circuitos integrados, logro alojarse un amplificador completo en una pequeña pastilla de silicio. En 1964 la compañía *Zenith*, junto a *Texas Instruments*, presentó la primera aplicación comercial de la historia para un circuito integrado, el amplificador de un audífono [I.28].

Entre 1952 y 1987 se registraron avances en el terreno de la miniaturización de los componentes, la confiabilidad de los mismos y el agregado de controles o funciones mejoraron la respuesta y el rendimiento del audífono en algunas situaciones. Pronto comenzó también a tenerse un mayor conocimiento sobre la forma en que escucha un oído normal y cómo se ve alterada esta funcionalidad al padecer una hipoacusia (Figura I.16) [I.29].



Figura I.16.- *Oticon 550T* modelo con control de volumen, encendido y apagado

Entre 1985 y 1990 se desarrollaron los primeros audífonos que incorporaban tecnología digital, éstos no eran audífonos realmente digitales sino que sólo utilizaban esa tecnología para aumentar sus posibilidades de calibración. Son los que conocemos como *audífonos analógicos programables digitalmente* o sencillamente, *programables*. En algunos casos podían almacenarse varias calibraciones. Estas calibraciones eran programas diferentes que el usuario podía seleccionar según la situación sonora en la que se encontrara, ya sea mediante un control remoto o por medio de una llave selectora [I.30].

En los años 90's fue el comienzo de la utilización de la amplificación no lineal. Es decir, audífonos cuya amplificación variaba de acuerdo a las características de la señal entrante. La tecnología también posibilitó la aparición de audífonos con tres o más bandas de frecuencia independientes, por lo cual, pudo tratarse en forma diferenciada a los sonidos graves, medios o agudos. Así mismo, la continua miniaturización encarada en la década de 1990 produjo los pequeños *CIC* (Completely In the Canal). Es decir, audífonos insertos completamente en el canal auditivo. También aparecieron los primeros peritimpánicos, audífonos prácticamente invisibles y alojados en la profundidad del conducto auditivo externo (Figura I.17) [I.30].



Figura I.17.- Audioprótesis actuales

En cuanto a los materiales utilizados para la toma de impresión y la fabricación de los moldes, se evolucionó en cuanto a los métodos incómodos y poco higiénicos que se basaban en la utilización de yeso empleados en los años 50. Le siguieron los materiales basados en dos sustancias polvo y líquido que se mezclaban. Dando como resultado una pasta de aplicación manual dentro del conducto. Las impresiones que se obtenían de esta manera eran de buena calidad, pero

excesivamente inestables, por lo que debían utilizarse rápidamente ya que no toleraban deformaciones transitorias. Con el surgimiento de los materiales basados en siliconas, de fácil mezcla y aplicación; el procedimiento mejoró notablemente y eficientemente [I.31].

Finalmente, el adelanto tecnológico más prometedor fue el *audífono digital*. Este tipo de tecnología se venía utilizando desde hace algunos años en distintas áreas de la industria. En 1984 se desarrollaron algunos audífonos experimentales con procesamiento digital; no fue hasta 1995 cuando tuvo lugar el lanzamiento de los primeros productos comerciales con características de procesamiento digital (Figura I.18) [I.31].



Figura I.18.- Equipos de frecuencia modulada (F.M.)

La diferencia fundamental entre un audífono digital y uno de tipo analógico, es que este nuevo audífono posee en su interior una pequeña computadora capaz de realizar millones de operaciones aritméticas por segundo. Todo el sonido que llega al audífono es convertido en series de números (en formato binario-bits) que son analizados y, de ser necesario, modificados [I.31]. Sin dudas, este avance abre un horizonte de posibilidades completamente nuevo para la corrección auditiva y, seguramente, vaya a proporcionar mayores y mejores soluciones a las personas hipoacúsicas. En los últimos años, grupos de investigación en todo el mundo se han abocado a mejorar aún más las posibilidades de estos sistemas para dotar al usuario de un sonido más natural y mucho más agradable [I.31].

I.3.- El Comienzo de los Implantes Cocleares

La comprensión de la anatomía del oído humano fue crucial para entender cómo tratar la pérdida de la audición. Con el surgimiento de varios anatomistas en los siglos XV y XVI, los tratamientos

para la sordera tomaron una nueva forma. Mientras se iba conociendo mejor cómo es la estructura y el funcionamiento del oído [I.32]. En la Tabla I.1 se puede observar la cronología de las investigaciones básicas que condujeron al desarrollo de implantes cocleares:

Tabla I.1.- Cronología de los acontecimientos para el desarrollo de implantes cocleares [I.32]

Año	Acontecimiento
550 A.C.	<i>Pitágoras</i> deduce que el sonido es una vibración del aire.
175 D.C.	<i>Galeno</i> descubrió que los nervios transmitían la sensación del sonido al cerebro.
1543	El anatomista <i>Andreas Vesalius</i> describe la estructura del oído medio.
1561	<i>Gabriello Fallopio</i> descubre la cóclea en forma de caracol del oído interno.
1700	<i>G. J. Duvérney</i> un anatomista francés, propuso que el oído utilizaba una serie de resonadores.
1800	En el año de 1800 <i>Volta</i> , colocó unas varillas de metal en sus dos oídos y las conectó a una fuente eléctrica. Aparentemente, antes de perder el conocimiento, escuchó un sonido parecido al burbujeo del agua.
1851	<i>Alfonso Corti</i> descubre el órgano dentro de la cóclea que es el centro real de la audición (denominado <i>órgano de Corti</i>).
1857	<i>Hermann Von Helmholtz</i> deduce que los sonidos de distintas frecuencias se detectan en distintas secciones del órgano de Corti.
1928	<i>George Von Békésy</i> comienza a utilizar modelo a gran escala de la cóclea para determinar con exactitud como los sonidos de distintas frecuencias estimulan el <i>órgano de Corti</i> .
1930	<i>G. E. Wever</i> y <i>C. W. Bray</i> descubren que los nervios auditivos descargan en sincronización con la frecuencia del sonido.
1957	<i>Eberhardt Zwicker</i> , <i>Smith Stanley Stevens</i> y <i>Gordon Flottorp</i> demuestran que el sistema auditivo funciona como si estuviese dividido en 24 canales críticos.
1957	<i>A.Djourno</i> y <i>C. Eyries</i> en Francia, <i>William F. House</i> en el <i>House Ear Institute</i> de los Ángeles, <i>F. Blair Simmons</i> en la <i>Universidad de Standford</i> y <i>Robin Michelson</i> en la <i>Universidad de California, San Francisco</i> , realizan implantes cocleares de un solo canal en voluntarios humanos.
1965	<i>Nelson Kiang</i> realiza avances importantes en el conocimiento de cómo se

	codifica el sonido en las fibras de los nervios auditivos.
1966	<i>Heinrich Spoendlin</i> descubre que hasta el 95% de las fibras de los nervios auditivos terminan en las células pilosas internas.
1970	Grupos dirigidos por <i>William House</i> en el <i>House Ear Institute (Instituto de la Casa del Oído)</i> de Los Ángeles; <i>Graeme Clark</i> en la <i>Universidad de Melbourne</i> en Australia; <i>F. Blair Simmons</i> y <i>Robert White</i> en la <i>Universidad de Stanford</i> ; <i>Donald Eddington</i> en la <i>Universidad de Utah</i> ; <i>Michael Merzenich</i> en la <i>Universidad de California, San Francisco</i> , comienzan a trabajar en implantes cocleares de varios electrodos.
1977	<i>David Kemp</i> descubre que la cóclea produce sonidos llamados <i>emisiones otoacústicas</i> , que conduce en última instancia a una manera de medir la pérdida de audición incluso en recién nacidos.
1977	<i>A. James Hudspeth</i> y sus colegas comienzan a realizar experimentos detallados para determinar cómo las células pilosas convierten el sonido en impulsos eléctricos.
1985	<i>William E. Brownell</i> descubre que las células pilosas externas vibran cuando se exponen a un campo eléctrico alterno. Este descubrimiento conduce a una explicación de la función de las células pilosas externas.
1987	<i>D. A. Cotanche</i> y <i>R. M. Cruz</i> descubren que las células pilosas dañadas de los pollos se pueden regenerar.
1991	<i>Blake Wilson</i> descubre una manera de limpiar las interferencias del habla en los implantes cocleares mediante el envío secuencial de señales hacia los electrodos en lugar de simultáneo.
1998	Más de 18.000 personas con problemas de audición de todo el mundo han recibido implantes cocleares.

A lo largo del siglo XIX y primera mitad del XX otros autores como *Politzer*, *Ritter*, *Gradenigo*, *Andreef*, *Gersuni*, *Volokhov*, *Jones*, *Stevens*, y *Lurie*, efectuaron experiencias algo más sofisticadas aplicando corriente alterna a electrodos ubicados en las proximidades del oído obteniendo así sensaciones auditivas en los pacientes (Figura I.19)[I.33].



Figura I.19.- Electrodo de un implante coclear (I.C.)

El primer implante coclear fue realizado por *A. Djurno* y *C. Eyries* en *Francia* en 1957. Ellos insertaron un único hilo de cobre dentro de la cóclea de un varón de 50 años totalmente sordo, logrando éste percibir el ritmo del lenguaje (Figura I.20) [I.33].

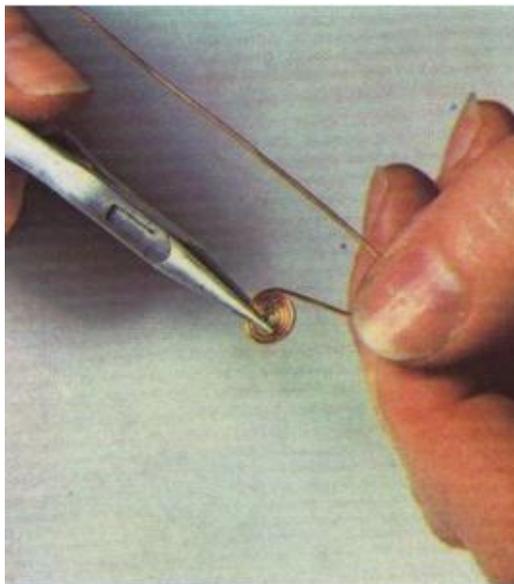


Figura I.20.- Hilo de cobre para la cóclea

En 1961, *W. House* realizó sus dos primeras implantaciones colocando un electrodo de Oro en la escala timpánica (Figura I.21). Posteriormente en 1968, llevó a cabo otros implantes, empleando esta vez un sistema de seis electrodos que había sido elaborado por su colaborador *J. Urban*. El éxito obtenido en estos casos constituyó un empuje decisivo para el desarrollo de los implantes cocleares [I.33].



Figura I.21.- Electrodo de Oro

Otros grupos en *San Francisco* (*Schindler, Merzenich y Michaelson*), *Francia* (*Chouard*), *Alemania* (*Banfai*) y *Austria* (*Burian*), iniciaron protocolos clínicos con implantes cocleares en la década de los 70. En *Australia*, *G. M. Clark*, de la *Universidad de Melbourne*, inició en 1967 una serie de trabajos de investigación sobre la fisiología de la estimulación eléctrica del nervio coclear en animales (Figura I.22 y I.23) [I.33].

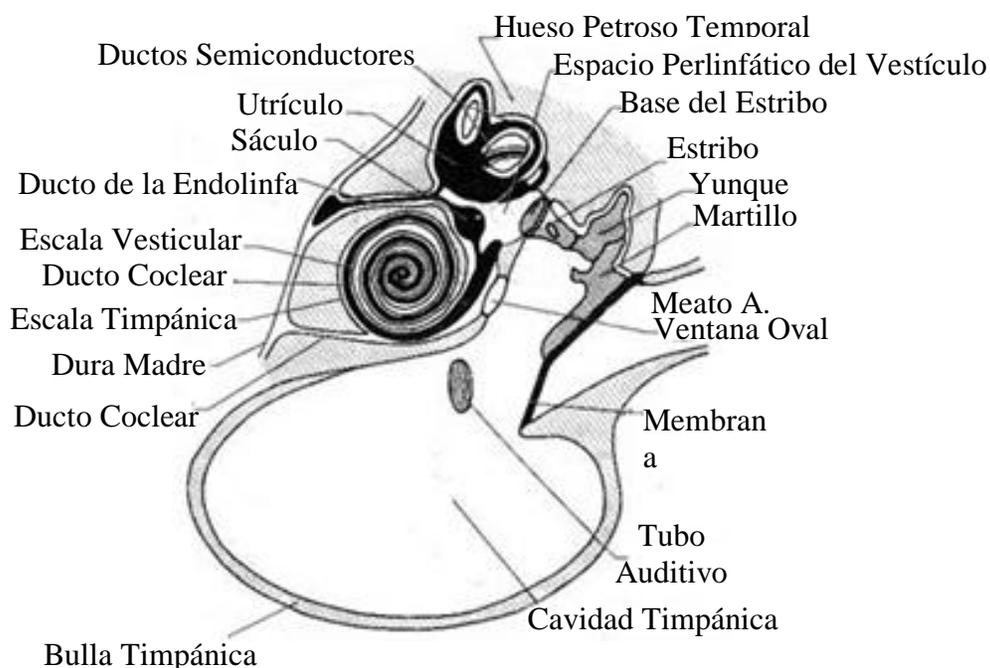


Figura I.22.- Anatomía y fisiología del oído del perro



Figura I.23.- Anatomía y fisiología del oído del caballo

En 1978 y 1979 practicó sus dos primeras implantaciones con un prototipo multicanal intracoclear, obteniendo resultados altamente esperanzadores. El implante coclear fue el resultado de muchos años de investigaciones en las que colaboraron individuos y grupos de varios países del mundo, como *Francia, Estados Unidos, Australia y Rusia* (Figura I.24) [I.33].

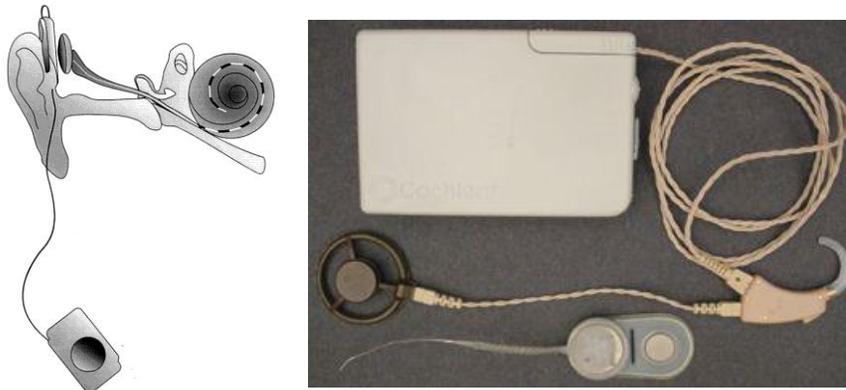


Figura I.24.- Representación de un implante coclear de un *Nucleus 22*

Actualmente, la mayoría de los esfuerzos en la investigación y desarrollo de nuevas tecnologías para aparatos auditivos se concentra en el área de los implantes y en ello participan diversos especialistas, trabajando en equipos multidisciplinarios. Los problemas auditivos afectan a una

de cada diez personas, pero la mayoría de quienes sufren alguna discapacidad auditiva pueden recibir ayuda para corregir su problema, si son atendidos a tiempo [I.34].

I.4.- Antecedentes de la Terapia Auditiva Verbal

La terapia auditivo verbal es un enfoque terapéutico para la educación de los niños sordos donde se enfatiza el desarrollo de las habilidades auditivas para desarrollar el lenguaje a través de la audición. Para ello, los niños son identificados, diagnosticados y equipados con la amplificación óptima lo más tempranamente posible. Se les enseña a los padres a crear un ambiente en donde su hijo aprenda a escuchar, a procesar el lenguaje verbal y a hablar [I.35].

El enfoque terapéutico que hoy se conoce como terapia auditivo verbal tiene sus orígenes en *Europa*, en el *Método Acústico de Urbantschitsch de Viena* de principios del siglo XX. En la década de los años 20 es llevado a los *Estados Unidos* por *Max Goldstein* (1939) quien define su *Método Acústico* como *la estimulación del mecanismo de la audición y los sentidos asociados mediante la educación a través del sonido* (Figura I.25). Después de la Segunda Guerra Mundial, con el advenimiento de los primeros audífonos portátiles, comienza a desarrollarse en diferentes grupos de trabajo un nuevo método para la enseñanza de los niños, hasta ese entonces considerados sordos, basado en la enseñanza estructurada de la atención hacia los sonidos y la adecuada respuesta hacia ellos.



Figura I.25.- Enseñanza del lenguaje a través de la audición

El método fue tomando distintos nombres de acuerdo a los grupos que lo utilizaban, teniendo en distintas partes del mundo un desarrollo simultáneo siendo sus principales pioneros *Huizing* en *Holanda* y *EEUU*. Así como *Doreen Pollack* en *EEUU* con el nombre de *Enfoque Acupédico*, *Whetnall* en *Londres* (1954), donde se lo denominó *enfoque auditivo*, *Ciwa Griffiths* en *California*, bajo el nombre de *Fundación H.E.A.R.*, *Marion Downs*, *Marion Ernst*, *Ellen Freeland* y colaboradores en *EEUU* con el nombre de *Acupedia*. *Froeschels* y *Helen Beebe* en *New York* y el *Wedenberg* en *Suecia* (1961) usando el nombre *Enfoque Unisensorial*. Subsecuentemente el *Perdoncini* en *Francia* y *Tsunoda* en *Japón* los describieron como *programas de entrenamiento auditivo unisensorial*. *Agnes* y *Daniel Ling* desarrollaron el método en *Canadá* [I.35].

I.5.- Terapia Auditiva Verbal

La *Terapia Auditivo Verbal (TAV)* una estrategia de intervención temprana para niños con deficiencias auditivas, centrada en la familia, que fomenta el uso de la audición para el aprendizaje del lenguaje verbal (Figura I.26). La enseñanza comienza tan pronto el niño es diagnosticado. A través de esta aproximación el niño hipoacúsico aprende a desarrollar la audición (a través de la amplificación de la audición residual o por la estimulación eléctrica vía implante coclear) como un sentido activo para que el *escuchar* se vuelva automático. Con habilidades de escucha activa la audición se vuelve una parte integral de lo que el niño hace en su vida diaria. Es un estilo de interacción, una *forma de vida* para ser practicada diariamente. El objetivo es que los padres aprendan los principios auditivo-verbales para que los apliquen con sus niños con deficiencias auditivas [I.35].



Figura I.26.- *Terapia Auditiva Verbal*

La audición es la modalidad sensorial primaria para desarrollar el lenguaje hablado y la competencia comunicativa. El lenguaje oral está basado principalmente en información acústica. A pesar de que los niños pueden aprender a hablar usando otros sentidos como la vista y el tacto, cierta información como la fluidez, la melodía y la entonación del habla natural, que sólo existe en las ondas sonoras [I.35]. Por eso la audición es la modalidad sensorial más eficiente y efectiva para el desarrollo inicial de las habilidades funcionales del lenguaje oral.

I.6.- Principios de la *Terapia Auditiva Verbal*

Los cuales se fundamentan a continuación [I.35]:

1. Detectar la deficiencia auditiva lo más tempranamente posible a través de programas de *screening*, idealmente neonatal y a lo largo de toda la infancia.
2. Ejercer la gestión médica y audiológica de forma enérgica e inmediata, incluyendo la selección, modificación y mantenimiento de los audífonos, implantes cocleares u otros dispositivos de ayuda auditiva apropiados.
3. Guiar, aconsejar y apoyar a los padres y cuidadores como los modelos primarios del lenguaje hablado a través de la audición y ayudarlos a comprender el impacto de la hipoacusia y la sordera (deficiencia auditiva) en la familia entera.
4. Ayudar a los niños a integrar la audición en el desarrollo de sus habilidades de comunicación y sociales.
5. Apoyar el desarrollo Auditivo-Verbal de los niños a través de la enseñanza individual.
6. Ayudar a los niños a monitorear su propia voz y las voces de los demás en función de aumentar la inteligibilidad de su lenguaje hablado.
7. Utilizar patrones del desarrollo de la audición, lenguaje, habla y cognición para estimular la comunicación natural.
8. Considerar y evaluar continuamente el desarrollo de los niños en las áreas mencionadas en el punto anterior y, a través de la intervención diagnóstica, modificar el programa cuando sea necesario.
9. Proporcionar servicios de apoyo para facilitar la inclusión educativa y social de los niños en clases de educación ordinaria.

I.7.- Candidatura para el Implante Coclear (I.C.)

Para determinar la candidatura para recibir un implante se considera una variedad de requerimientos, especialmente los relacionados con la edad mínima para hacer la operación. La edad mínima requerida para llevar a cabo el procedimiento continúa siendo reducida debido a los riesgos limitados de la cirugía y la mejora de los resultados para los niños implantados tempranamente. Esto asegurará que cada niño implantado sea un buen candidato, que cada familia posee expectativas realistas con relación a la operación y que haya componentes de entrenamiento y educativos en su lugar para ayudar al niño a actualizar los beneficios del implante [I.36].

El componente central para hacer buenas recomendaciones en relación a la candidatura para el implante es la obtención de información audiológica precisa; algunos exámenes audiológicos son más exactos y menos objetivos que otros. Es importante que el audiólogo en el equipo tenga experiencia con el ajuste y la facilitación del uso de audífonos, en realizar recomendaciones relacionadas con la implantación coclear, y en el ajuste del dispositivo del implante luego de la implantación de manera que cualquier decisión relacionada con el implante se realice con información completa (Figura I.27) [I.36].



Figura I.27.- Examen para candidato a I.C. (Audiólogo).

I.7.1.- ¿Quién es Candidato?

Cada centro hospitalario de implante coclear tiene sus requisitos únicos de candidatura, los requisitos generales para niños son los siguientes [I.36]:

- En 2002, la *Administración de Drogas y Alimentos (FDA)* establece que un niño debe tener al menos 12 meses de edad. Solamente se podrá operar antes de tiempo debido a una enfermedad auditiva severa, por ejemplo, si la meningitis es la causa de la pérdida auditiva, puede ser importante para el niño ser implantado lo antes posible, ya que esta enfermedad causa osificación (crecimiento de hueso) de la cóclea, haciendo difícil el insertar una serie de electrodos luego.
- La *Administración de Drogas y Alimentos (FDA)* establece que un niño debe tener una pérdida auditiva neurosensorial profunda bilateral (en ambos oídos). Sin embargo un número mayor de niños con pérdida auditiva severa están siendo considerados para recibir implantes.
- Un niño que, de acuerdo a lo reportado por los padres y a la información educativa, está teniendo dificultades para progresar en el desarrollo del habla, el lenguaje y la audición puede ser considerado como candidato.
- La ausencia de contraindicación médica a la inserción de los electrodos o el receptor es un factor en la candidatura. Así como, también los ambientes educativos y educacionales que sean sostén del implante coclear son factores en la candidatura.

I.7.2.- ¿Quién no es Candidato?

Las características de un niño que puede no ser un candidato para un implante coclear son [I.36]:

- Un niño a quien le falta el nervio octavo (nervio auditivo) que lleva el sonido desde la cóclea hasta el cerebro. Esto se determina por un *Scan CAT (rayos X)* y/o *Imágenes por Resonancia Magnética (MRI)* durante el proceso de establecimiento de la candidatura.
- Algunos centros pueden no implantar niños con retrasos emocionales, comportamentales o cognitivos severos si se percibe que estas características pueden prevenir la participación en los programas necesarios de educación / entrenamiento para actualizar los beneficios del implante.
- Algunos niños obtienen un acceso sustancial al sonido a través de la tecnología de audífonos digitales de última generación u otros dispositivos auditivos. Sin intervenciones quirúrgicas estos aparatos pueden resultar una elección igualmente efectiva para algunos.

- Algunos centros de implante coclear recomiendan fuertemente la participación en un programa auditivo oral. Pueden dudar en la consideración como candidatos a estudiantes y familias que utilizan lengua de señas como modo de comunicación. Es importante que todas las personas involucradas sean conscientes de los muchos factores involucrados en la elección de una aproximación educativa / método de comunicación para niños luego del implante coclear.

I.8.- Procedimientos de Selección

El paciente candidato debe ser estudiado ampliamente antes de que llegue a hacerse una indicación definitiva de implante coclear. No solamente es preciso conocer la intensidad de la hipoacusia, sino también descartar ciertas contraindicaciones y analizar una serie de factores de valor pronóstico que influyen, en mayor o menor medida, en los resultados posteriores a la implantación (Figura I.28). Por ello, es necesario practicar un proceso de selección, que tendrá diferentes peculiaridades según se trate de adultos o niños. Algunas de las pruebas empleadas en este proceso de selección también serán utilizadas durante el período posterior a la implantación para analizar los resultados alcanzados y así conocer la evolución del paciente [I.33].



Figura I.28.- Identificación de la intensidad de la hipoacusia.

Se han clasificado los procedimientos de selección atendiendo a tres grupos de población; Adultos post-locutivos, niños y poblaciones especiales (adolescentes, adultos prelocutivos, sordociegos, etc.).

I.8.1.- Adultos Post-Locutivos

La selección del candidato debe ser abordada por un equipo multidisciplinar que analice las siguientes áreas; Otorrinolaringológica, Audiológica-Audioprotésica, Foniátrica-Logopédica y Psicológica-Psiquiátrica (Figura I.29).



Figura I.29.- Adulto post-locutivo

- **Otorrinolaringológica.-** El otorrinolaringólogo, debe de realizar, una anamnesis, una exploración otorrinolaringológica básica, una *TAC* de alta resolución dirigida al estudio de ambos huesos temporales y/o una *RNM*, que además de valorar el laberinto y el nervio coclear, informe del estado del parénquima cerebral. Esta valoración podrá ser complementada con la realización de estudios genéticos de hipoacusia. La valoración de los datos obtenidos permitirá definir una serie de aspectos anatómicos, vitales para contraindicar o bien llevar a cabo el proceso quirúrgico de implantación coclear.
- **Audiológica-Audioprotésica.-** El audiólogo y el audioprotésista deben valorar que el paciente cumple los criterios audiométricos para la indicación de un implante coclear. Para ello se deberá efectuar una serie de exploraciones que incluyen estas pruebas:
 1. Audiometría tonal liminar con auriculares.
 2. Audiometría tonal liminar en campo libre con audífonos.
 3. Test promontorial, solo de obligada realización en casos de: osificación coclear total, malformación congénita ótica y antecedentes de cirugía sobre el VIII (octavo) par.
 4. Audiometría vocal con auriculares.
 5. Audiometría vocal en campo libre con audífonos.

6. Audiometría con potenciales evocados auditivos de tronco cerebral. Aunque se trate de explorar a candidatos adultos, es conveniente contar con los resultados de una exploración auditiva objetiva que complete el diagnóstico audiométrico y ayude a detectar posibles simulaciones.
- **Foniátrica-Logopédica.-** Tratándose de adultos post-locutivos, la evaluación a estas personas se persigue fundamentalmente dos objetivos:
 - Evaluar la recepción y la comprensión de la lengua hablada, con y sin lectura labial. Con el fin de determinar la línea de base y compararla con la evolución posterior del paciente.
 - Recoger datos para la programación del contenido de las sesiones de rehabilitación con el fin de adecuar los materiales al nivel socio-lingüístico del paciente.

Los instrumentos utilizados habitualmente son:

- Prueba de lectura labial.
 - Muestra de lenguaje espontáneo, de lectura y expresión escrita.
 - Una prueba de *closing* (como el *CLT*) puede resultar interesante para evaluar la capacidad de suplencia mental de los pacientes.
 - Si su voz y su articulación ya se encuentran deterioradas por la pérdida de audición, conviene registrar ese nivel vocal de forma objetiva (analizador vocal).
- **Psicológica-Psiquiátrica.-** La Psiquiatría y la Psicología en lo que se refiere al tratamiento mediante implante coclear debe ser doble. En primera fase, colaborando en la selección de los candidatos, mediante la detección de posibles alteraciones psicopatológicas que pudieran ser un obstáculo para la consecución de resultados en el tratamiento y en segunda fase, tras la intervención quirúrgica, y luego que el paciente este en periodo de rehabilitación, se deberá realizar un seguimiento de la adaptación del paciente a su nueva situación. A la hora de llevar a cabo la selección del paciente, no solamente es importante la detección de psicopatología que contraindique temporal

o definitivamente el tratamiento, y este es un extremo en el que prácticamente todos los autores consultados coinciden, la valoración del nivel de expectativas y del grado de motivación del paciente. Las pruebas que se sugiere realizar para la valoración psicopatológica son las siguientes:

- Entrevista psiquiátrica: Con ella se pretende investigar la existencia de algún trastorno severo que pudiera ser obstáculo para el resultado del implante.
- Exploración del nivel intelectual mediante el *Test de Inteligencia de Weschler (WAIS para adultos)*.
- Asimismo se estudiará la existencia de alteraciones de carácter neuropsicológico, especialmente en el área del lenguaje.
- Exploración de la personalidad. Aunque la existencia de un trastorno de personalidad no implica una contraindicación absoluta para el tratamiento, sí puede suponer un obstáculo para el desarrollo de la rehabilitación postquirúrgica y para la adaptación del paciente tras el implante. La mayoría de los autores utilizan el *Inventario Multifactorial de Personalidad de Minessota (MMPI)*.

El paciente estará perfectamente enterado tanto de las características del tratamiento como la situación en que quedará una vez implantado, con el fin de no crearle falsas expectativas que pudieran ser un impedimento para su adaptación posterior.

I.8.2.- Niños

El protocolo se aplicará a niños:

1. Entre 0 y 6 años de edad, con sordera congénita, prelocutiva o perilocutiva. Se considera sordera congénita cuando se instaura durante la gestación o dentro de los tres primeros meses de vida. Se considera sordera prelocutiva la sobrevenida antes de los dos años de edad. Se considera una sordera perilocutiva la adquirida entre los dos y los cinco primeros años de vida.
2. Niños mayores de 6 años, hasta la preadolescencia, en el caso de haber seguido educación de base oralista y haber utilizado audífonos de manera regular, con adquisiciones lingüísticas (Figura I.30).



Figura I.30.- Detección de la deficiencia auditiva en niños.

- **Audiológica-Audioprotésica.-** El audiólogo y el audioprotésista deben valorar que el niño cumple los criterios audiométricos señalados para la indicación de un implante coclear. Dada la dificultad que entraña un diagnóstico audiométrico en los niños, especialmente cuando tienen una edad inferior a los 5 años, es preciso incluir en las exploraciones las siguientes pruebas:

1. Audiometría tonal liminar conductual con auriculares.
2. Audiometría tonal liminar conductual en campo libre, sin y con audífonos.
3. Impedanciometría.
4. Otoemisiones acústicas.
5. Potenciales evocados auditivos de tronco cerebral.
6. Potenciales evocados de latencia media tras estimulación eléctrica promontorial, al menos obligada a realización en casos de: osificación coclear total, malformación congénita ótica (CAI estenóticos, Hipoplasia coclear y Cavidad común) y antecedentes de patología o cirugía sobre la vía auditiva.
7. Audiometría vocal adaptada a cada caso según edad y desarrollo cognitivo del niño, en campo libre, sin y con audífonos.

Estas pruebas deberán realizarse en no menos de tres ocasiones y en tantas otras como sea necesario hasta comprobar que los resultados obtenidos son congruentes; si el niño no ha sido adaptado adecuadamente, por lo general se impone su uso durante tres/seis meses, con un tratamiento logopédico, y una valoración posterior.

- **Foniátrica-Logopédica.-** La valoración de esta área va dirigida a obtener una información sobre la competencia lingüística del niño evaluando:
 - Capacidad de comprensión, reconocimiento y expresión de sonidos, palabras y frases.
 - Inteligibilidad de su habla actual.
 - La extensión del léxico y el dominio de las estructuras morfosintácticas.
 - La prevalencia del modo de comunicación audio-oral o gestual en su vida habitual.
 - Disposición para el aprendizaje y el trabajo.

Se pueden utilizar las siguientes pruebas:

1. Registró fonológico inducido.
2. Test de vocabulario *Peabody* o de *Carrow*.
3. *ITPA* (Test Illinois de aptitudes psicolingüísticas).
4. *PLON* (Prueba de lenguaje oral de *Navarra*).
5. Escalas de *Reynell*.
6. *GAEL-P*
7. Exploración funcional de la voz.

Siempre será preciso complementar los datos aportados por estas pruebas con una evaluación cualitativa de su comunicación espontánea a cargo de un examinador experimentado, especializado en personas con sordera.

- **Psicológica-Psiquiátrica.-** Se tendrán en cuenta las especificaciones descritas anteriormente en el apartado de adultos post-locutivos; es aconsejable hacer un seguimiento desde el punto de vista psiquiátrico y psicológico, tal y como se apunta al comienzo, con respecto a la adaptación al implante en los aspectos familiar, social y escolar, vigilando la posible aparición de desajustes psicológicos o emocionales.

I.8.3.- Poblaciones Especiales

El implante coclear siempre exige una indicación individualizada. El caso de los hipoacúsicos adolescentes-adultos prelocutivos, considerando la información obtenida a través de las mismas pruebas de selección empleadas en los niños, la indicación de implante coclear se ha de señalar a los sujetos altamente motivados hacia el mismo y con un buen desarrollo del lenguaje oral, que viven en un entorno comunicativo básicamente oralista, los resultados satisfactorios alcanzados en ellos justifican la indicación de implantación coclear en este reducido grupo de población. Los pacientes sordo-ciegos, pueden ser unos excelentes candidatos. En estos casos, el programa ha de especializarse desarrollando contenidos especiales para las fases de selección y rehabilitación, siendo preciso incluir en el programa a profesionales que atiendan el déficit visual y apoyen al candidato desde un punto de vista psicológico. Estos y otros casos especiales siempre han de ser abordados por equipos con amplia experiencia en post-locutivos y niños, considerando pormenorizadamente todos aquellos aspectos que pueda plantear cada candidato en cualquiera de las tres etapas de un programa de implantes cocleares.

I.9.- Planteamiento del Problema

A partir de lo descrito anteriormente se pretende realizar un prototipo de un implante coclear para las personas que hayan perdido la audición, ya sea por algún accidente, enfermedad o de nacimiento; ya que la comunicación del paciente con el entorno que lo rodea es importante y evitar así el aislamiento o la discriminación del mismo.

En el presente trabajo se desarrolla una metodología para el diseño de un implante coclear o dispositivo auxiliar auditivo como medio alternativo para el tratamiento de la hipoacusia, alguna enfermedad auditiva o pérdida de la audición desde nacimiento.

El problema principal es saber los rangos de audición de la cóclea, así como también el voltaje permitido tanto para los sonidos graves y agudos; también es necesario visualizar el componente programable que se utilizará para el prototipo de este dispositivo y por ende también el tipo de programación que se utilizará, ya que en el mercado existen demasiados componentes programables y lenguajes de programación.

I.10.- Sumario

El presente capítulo describe los inicios de los primeros dispositivos auxiliares, así como también los primeros implantes cocleares que se trataron de realizar. Se hace mención de los orígenes de los instrumentos o dispositivos que se utilizaban para la corrección de la mala audición de las personas así como también su progreso con el paso del tiempo. También se presentan las primeras técnicas o experimentos que se realizaron para el tratamiento de la sordera o la deficiencia auditiva, revelando así las primeras intervenciones quirúrgicas publicadas. Posteriormente, se expone los adelantos tecnológicos para la comunicación, con estos adelantos se obtuvo la creación de dispositivos más pequeños y también más eficientes de acuerdo a la época. El desarrollo de nuevas tecnologías, así como de materiales ha llevado al estudio de componentes electrónicos así como mecánicos para que sean compatibles con el cuerpo humano, es decir, que sean biocompatibles, evitando las fallas en los circuitos y rechazo del implante del mismo cuerpo.

I.11.- Referencias

- I.1.- Jaramillo-Antillón, J., *Historia y Filosofía de la Medicina*, 1ª ed., Ed. Universidad de Costa Rica, pp 15-18, 2005.
- I.2.- Lindberg, D. C., *Los Inicios de la Ciencia Occidental*, Ed. Paidós, pp 36-44, 2002.
- I.3.- Lugones-Botell, M., Ramírez-Bermúdez, M., *La Medicina en la Antigüedad: Esculapio y la Cultura*, Ed. Revista Cubana Médica General Integral, pp 439-444, 2010.
- I.4.- Landivar-Heredia, J., Landivar-Encalada, M. E. y Prieto-Cárdenas, Z. M., *Historia de la Medicina*, Ed. Universidad de Cuenca, pp 6-14, 2004.
- I.5.- López-Espinosa, J. A., *El Papiro Médico de Edwin Smith*, La Habana Cuba, Ed. Ciencias Médicas, pp 1-3, 2002.
- I.6.- Cue-Brugueras, M. y Morejón-García, M., *Antibacterianos de Acción Sistémica*, Revista Cubana Médica General Integral, Vol. 14, No. 4, pp 61-347, 1998.
- I.7.- Diez-del-Corral-Corredoira, P., *Galeno Síntesis de su Propia Obra Sobre Pulsos*, Madrid, Universidad de Santiago de Compostela, Ed. Ediciones Clásicas, pp 336-338, 2005.
- I.8.- Mardones, V., *La Música en la Prehistoria*, Ed. Universidad de Burgos, 2012.
- I.9. - Mithen, S., *The Singing Neanderthals: The Origins of Music, Language, Mind and Body*, Ed. Weindenfeld & Nicolson Ltd, pp 19-34, 2006.

- I.10.- O'Neill, J., *The Development of Speech-Language Pathology and Audiology in the United States*, Ed. Person Education, Boston, MA, 1987.
- I.11.- Garritz-Ruiz, A., *La Enseñanza Experimental y la Clasificación de los Elementos en los Libros de Texto Franceses y Alemanes de la Primera Mitad del Siglo XIX*, Ed. Educación química, México, pp 295-297, 2009.
- I.12. - Halfpenny, E., *Early British Trumpet Mouthpieces*, Ed. The Galpin Society Journal, Vol. 20, pp. 76-88, 1967.
- I.13.- Cristiani, H., *Historia de los Audífonos*, Ed. Mutualidad Argentina de Hipoacúsicos, 2012.
- I.14.- Estepa, R., *Evolución Historia de las Telecomunicaciones*, Notas de ARSS, pp 3-5, 2004.
- I.15.- Salcedo, F., *Evolución de la Transmisión en la Historia de las Telecomunicaciones*, pp 2-8, 2005.
- I.16.- Pérez-Sanjuán, O. y Vilar-Ten, J. L., *La Evolución de los Servicios de Telecomunicación: Telefonía*, España, pp 56, 2004.
- I.17.- Huidobro, J. M., *El Teléfono. De los Orígenes a la Actualidad*, pp1-3.
- I.18. – W.-Robbel, E., *Hearing Aids*, <http://www.ericwrobbel.com/collections/hearing-aids.htm> (consultado en febrero 2013).
- I.19. - Holderman, L., *Top 10 Worthopedia Searches for the Year 2010*, <http://www.worthpoint.com/blog-entry/top-10-worthopedia-searches-year-2010> (consultado en febrero 2013).
- I.20.- Hernández-Sánchez, H., *Dispositivos Auditivos Implantables*, 2012.
- I.21. - Pérez, F.P., *Decibel*, Curso de Capacitación en Medidas Electrónicas, pp 1, 1999.
- I.22. - Oregon.gov, *Essential Highlights in the History of Hearing Instruments*, <http://www.oregon.gov/dhs/odhhs/pages/tadoc/techha15.aspx>, (consultado en febrero 2013).
- I.23. - <http://www.hearology.com/BeltoneHearingAids.html>, (consultado en febrero 2013).
- I.24. - Mitzner and Kraig, *Complete PCB design using OrCAD Capture and PCB editor*, Ed. Elsevier, 2009.
- I.25.- <http://myprofetecnologia.wordpress.com/2011/02/06/historia-y-evolucion-de-las-comunicaciones/>, (consultado en febrero 2013).
- I.26.- Cenjor-Español, C., Zorita-Díaz, M. M. y Martin-Sastre, M. T., *La deficiencia auditiva*, 2006.
- I.27.- Transistores, <http://iesvillalbahervastecnologia.files.wordpress.com/2008/04/transistores.pdf> (consultado en febrero 2013).

- I.28.- Orellana P., V. y Torres U., P., *Audífonos: Características, Selección y Adaptación*, Vol.14, No.1, Ed. Audia Centro de Audiología, pp 1-2, 2003.
- I.29.- Solanellas-Soler, J., *Hipoacusia: Identificación e Intervención*, Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario de Valme, pp 283-285, 2005.
- I.30.- Smith-Randall, D., Alpiner-Jerome, G. and Mulvey, M., *La Decisión Sobre los Audífonos Respuestas a sus Múltiples Preguntas*, España, Ed. Atención a la Deficiencia Auditiva (CLAVE), No. 12, pp 29-34, 2007.
- I.31.- Benito-López, M., *Implantes Cocleares, Valoración Clínica*, Ed. Universidad Central de Barcelona Facultad de Medicina, España, pp 11-29.
- I.32.- Finn, R., James-Hudspeth, A., Zwislocki, J., Young, E. and Merzenich, M., *Sonido desde el Silencio: El Desarrollo de los Implantes Cocleares*, Ed. National Academy of Sciences, Estados Unidos, 2001.
- I.33.- Comisión de expertos Comité Español de Audiofonología (CEAF), *Implantes Cocleares*, Ed. Real Patronato sobre Discapacidad, Madrid, España, pp 7-15, 2005.
- I.34.- González-Báez, C., *Historia de Aparatos para Sordos*, México, 2008.
- I.35.- Maggio De Maggi, M., *Terapia Auditivo Verbal. Enseñar a Escuchar para Aprender a Hablar*, pp 1-3, 2003.
- I.36.- Clerc Center Multicultural Student Services, *Implantes Cocleares: Recorriendo un Bosque de Información; Un Árbol por vez*, Ed. Laurent Clerc National Deaf Education Center, Washington, D.C., pp 10-12, 2003.

CAPÍTULO II

TIPOS DE IMPLANTES COCLEARES Y BIOMECÁNICA DEL OÍDO

En este capítulo se explica la biomecánica del oído; así como también todos los diversos dispositivos auxiliares auditivos que existen para poder escuchar y como están compuestos estos dispositivos.



II.1.- Generalidades

Desde antes del nacimiento, el ser humano inicia su contacto con el medio a través de sus sentidos, entre ellos, la capacidad auditiva. Esta capacidad juega un papel fundamental ya que los primeros lazos afectivos se fortalecen gracias a la información recibida por esa vía de comunicación. Así por ejemplo, la particularidad de las voces de aquellas personas significativas durante la infancia, se registran en la memoria para favorecer el sentido de pertenencia a una familia y a la sociedad.

La capacidad única en la naturaleza de desarrollar el lenguaje oral como medio de socialización, se inicia tempranamente con el reconocimiento de melodías, vocales y sonidos ambientales necesarios para contextualizar las vivencias, para luego alcanzar la comprensión y producción de palabras, frases y enunciados de mayor extensión y complejidad estructural. En este sentido, son las personas significativas (Figura II.1), quienes en la primera infancia, guían y regulan el desarrollo lingüístico oral del niño o niña proporcionándole, a través de la audición, modelos para ser imitados y modificados según sus necesidades.



Figura II.1.- Aprendizaje de melodías, vocales y sonidos ambientales

El desarrollo de la capacidad auditiva se encuentra estrechamente ligada al desarrollo del pensamiento y a los aprendizajes. La audición, y el sistema formal de comunicación adquirido a través de ella, le permitirán relacionarse socialmente y participar en las actividades propias de la etapa adulta. El acceso, sin limitaciones, a los servicios, a la información y a las labores remuneradas y no remuneradas otorga seguridad a la persona y la base para llevar una buena calidad de vida [II.1].

II.2.- Estadísticas e Índices de Hipoacusia (Sordera).

II.2.1.- Índices de Sordera a Nivel Mundial.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) informa que la discapacidad auditiva (pérdida auditiva mayor de 25dB) es cada vez mayor, en el 2005 osciló en 560 millones de personas. Se estima que para 2015 habrá más de 700 millones y para 2025 cerca de 900 millones. Análisis realizados en Canadá, Estados Unidos y Europa informan que la audición se empieza a perder 20 años antes que en el pasado por lo que cada vez es más frecuente en gente joven (Figura II.2) [II.2, II.3]



Figura II.2.- Hipoacusia a nivel mundial

La OMS estima que la mitad de los casos de hipoacusia son evitables. Una cuarta parte de las deficiencias auditivas se originan en la infancia. Se trata de problemas que tienen importantes efectos en la capacidad de comunicación, la educación las perspectivas de empleo, las relaciones sociales y propician la estigmatización [II.4]

Además un tercio de la población mundial y el 75% de los habitantes de ciudades industrializadas padecen algún tipo y grado de pérdida auditiva, por exposición a sonidos de alta intensidad.

En África hay alrededor de 8 millones de personas con sordera. Por cada 1000 nacidos, 4 presentan sordera profunda y por cada 1000 personas 20 presentan algún grado de alteración auditiva.

En Europa se detectan de 0.74% a 4.3% personas con alteraciones auditivas por cada 1000 habitantes, es decir, cerca de 71 millones de adultos de 18 a 80 años tienen pérdida auditiva [II.2, II.3].

En el continente Asiático hay aproximadamente 25 millones de personas con algún tipo de sordera. En el Mediterráneo hay un estimado de 8 millones de personas con un déficit auditivo.

En Australia se estiman 7.5 millones con discapacidad auditiva [II.2, II.3].

En el Pacífico Occidental hay alrededor de 32 millones de personas con sordera. En el año 2000, según la Organización de Naciones Unidas (ONU), la sordera ocupaba el 15 lugar entre los padecimientos más frecuentes [II.6].

La doctora Shelly Chadha, responsable del Departamento de Prevención de la Ceguera y la Sordera de la OMS, sostuvo que la producción actual de audífonos satisface menos del 10% de la necesidad mundial; además la OMS afirma que a medida que envejece la población mundial, más personas que sufren de sordera, y que una de cada tres mayores de 65 años vive con pérdida auditiva. Las áreas más afectadas son el sur de Asia, el Pacífico asiático y el África Subsahariana [II.7].

II.2.2.- Índices de Sordera en América.

Se sabe que existe alrededor de 20 millones de personas con algún grado de discapacidad auditiva en América Latina. Se estima que el 17% presentan hipoacusia severa profunda, entre trabajadores que se exponen durante una jornada de 8 horas por día, por 6 días a la semana, por aproximadamente 10 años.

En E.U. de Norteamérica la incidencia de hipoacusia en diferentes grados es de 1-4 por 1000 nacidos; la prevalencia de discapacidad auditiva es de 31.5 millones y 7.4% son menores de 40 años. La hipoacusia inducida por exposición a ambiente ruidoso es una de las enfermedades ocupacionales más frecuentes. Se cree que la exposición a ruido ocupacional mayor a los 90 dB afecta entre 2.9 a 3.4 millones de trabajadores; y la exposición entre 85-90 dB alrededor de 5.2-8.9 millones de trabajadores [II.2]. En Brasil hay aproximadamente 25,000 sordos y el 40% de la

población general presenta alguna alteración auditiva en diversos grados. En Chile el aproximado es de 1 a 3 nacidos con hipoacusia severa profunda por cada 1000, por otro lado, cifras similares se encuentran en Colombia, Venezuela, Costa Rica y Cuba [II.6].

II.2.3.- Índices de Sordera en México.

El Censo General de Población y Vivienda realizado en el año 2000, por el Instituto Nacional de Estadística, Geografía e Informática (INEGI), reportan 281 mil 793 personas con algún tipo y grado de discapacidad auditiva. De las cuales 51.9% representa al grupo de adultos mayores y factores multicausales.

El 16.2% es de hipoacusia de nacimiento, el 25.5% es adquirida por enfermedad otológica diversa y 6.4% no está especificada la causa. Actualmente en México, se cuenta con unas 10700 asociaciones civiles según el registro del Instituto Nacional de Desarrollo Social(INDESOL), cifra que representa un gran avance, si la comparamos con las menos de 100 que existían en el año 1985(Figura II.3)[II.6, II.8].



Figura II.3.- Hipoacusia de nacimiento

El Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud de México público en abril del 2009 que la hipoacusia es la anomalía congénita más común en el recién nacido y ocurre en 3 de cada 1000 nacidos vivos y 20% de estos casos tienen pérdida profunda de la audición [II.5]. Las investigaciones muestran que mientras más temprano se realiza el diagnóstico y se inicia la atención médica e intervención psicopedagógica, mejores resultados pueden esperarse [II.2, II.3].

En contraparte a la población infantil en México como en el mundo, hay incremento de la población de adultos mayores, actualmente se ubica en 10 millones según datos del Consejo de

Población y Vivienda (CONAPO). Lo cual trae consigo la mayor demanda de servicios de salud, en las diferentes áreas (Figura II.4).



Figura II.4.- Infantil con sordera

Existen 3 grandes grupos de la población general que por características propias de cada uno, están incidiendo en patología auditiva de diversos grados.

Además alrededor del 16.5% de la población padece algún tipo de hipoacusia, sordera profunda o se apoya en el uso de un auxiliar auditivo, por lo que el Sistema Closed Caption[®], beneficiaría a más de 7 millones de mexicanos, según el Censo Nacional de Población y Vivienda. Cuando se estandarice su uso [II.6]. En el Anexo 1 se encuentra información más detallada sobre los índices de sordera en México.

II.3.- Protocolos de Detección de Hipoacusia.

El deterioro de la audición, bilateral y permanente durante la infancia incluye además deterioro permanente en las habilidades lingüísticas y retraso en el desarrollo social. La discapacidad auditiva es especialmente evidente para los niños con deterioro severo y profundo de audición.

Los costos de atención de un niño con hipoacusia son 3 veces superiores al de un niño normal [II.9]. Aproximadamente el 25% de los casos son de origen genético, otro 25% está asociado a factores de riesgo no genético, y el restante 50% no es determinada [II.5, II.10].

Los niños con pérdida de la audición tienen grandes dificultades para la comunicación verbal y no verbal, problemas de comportamiento, bienestar psicosocial reducido y menor nivel educativo, en comparación con los niños con audición normal. Niños con pérdida de la audición puede tener dificultad para aprender la gramática, el orden de las palabras, expresiones idiomáticas y otras formas de comunicación verbal. El retraso de lenguaje y del habla, bajo logros educativos,

problemas de comportamiento mayor y pobres habilidades de adaptación; están todos asociados con la pérdida de la audición en niños [II.11].

En México, en 2010 se piensa que hay 6000 nacimientos por año de niños con algún grado de sordera. De ahí la necesidad de que se generalice el tamiz auditivo neonatal, para la temprana detección de la hipoacusia.

El tamiz auditivo es el paso inicial en el protocolo de la detección oportuna de hipoacusia, permitiendo realizar el diagnóstico e intervención temprana a través de la colocación del implante coclear para iniciar la rehabilitación adecuada, evitando el deterioro de las habilidades lingüísticas y el retraso en el desarrollo social. El tamizaje auditivo neonatal es de fácil manejo, sencillo, rápido, de suficiente eficacia y de bajo costo en relación al tamizaje metabólico, que es 10 veces más costoso [II.6].

Los métodos disponibles para llevar a cabo el tamiz auditivo son las Emisiones Otoacústicas (E.O.) y los Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (P.E.A.T.C.). Debido a que en los tres primeros años los datos conductuales no son confiables por falta de cooperación del niño. Las E.O. son sonidos generados en el oído interno por las células ciliadas externas que pueden ser captados por medio de un micrófono en el conducto auditivo externo, es un excelente recurso para identificar una pérdida auditiva, pero no para definir o cuantificar su grado (Figura II.5). Están presentes en audición normal y ausentes; cuando hay deterioro auditivo de 35 a 45db, tienen sensibilidad del 100% y especificidad del 82% con un índice de error de 5 a 20% [II.12].



Figura II.5.- Método Emisiones Otoacústicas

Los P.E.A.T.C. se obtienen por medio de electrodos de superficie que registran la actividad neural generada en la cóclea, nervio auditivo y tallo cerebral en respuesta a un estímulo acústico enviado a través de un audífono (Figura II.6) [II.2, II.13].



Figura II.6.- Método Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral

Sin embargo, la mitad de los niños con déficit auditivo no tienen factores de riesgo por lo que ha sido propuesto realizar un tamiz universal en lugar de un tamiz rígido para detectar a los niños con pérdida auditiva congénita permanente (P.A.C.P.). Hay pruebas convincentes de que la detección temprana de alteraciones en la audición del recién nacido conduce al tratamiento oportuno de estos niños [II.2, II.11].

El 40% de los niños con sordera severa profunda son candidatos a un implante coclear; menos del 3% de los niños con deficiencia auditiva reciben atención médica. Los casos de sordera conductiva o mixta pueden beneficiarse de un tratamiento quirúrgico, adecuando el tipo de cirugía a cada caso en particular.

En el caso de niños con sordera, se busca la pronta rehabilitación auditiva y la verbalización, es decir, incorporarlo rápidamente al lenguaje oral; esto a través del uso de la palabra, auxiliares auditivos, implantes cocleares, gesticulaciones exageradas, apoyos visuales, fotos, imágenes, diapositivas, etc. [II.6].

II.4.- Hipoacusia como Enfermedad.

Resulta difícil obtener una definición concreta y rigurosa del concepto de hipoacusia, la noción que habitualmente se maneja es la de “un déficit funcional que ocurre cuando un sujeto pierde

capacidad auditiva, en mayor o menor grado”. El concepto de capacidad auditiva o agudeza auditiva viene referido siempre a una característica cuantitativa: el umbral auditivo: “el estímulo sonoro más débil (de menor intensidad) que es capaz de percibir un determinado oído” [II.14].

No obstante, esta conceptualización clásica o habitual resulta insuficiente para comprender la complejidad del déficit sensorial que provoca la hipoacusia, por dos razones: en muchas hipoacusias, no sólo se producen las dificultades debidas a una alteración del umbral auditivo (como en las hipoacusias transmisivas), sino que además ocurren fenómenos cualitativos (reclutamiento, distorsión...) que empeoran la funcionalidad auditiva, por otro lado, en algunas hipoacusias, sólo existe alteraciones cualitativas no cuantitativas (neuropatía auditiva, hipoacusia central...)[II.15].

Desde el punto de vista de la O.R.L. (Otorrinolaringología), “La hipoacusia es un síntoma que puede deberse a muchas afecciones. Las implicaciones de este hecho es que muchas veces este síntoma es el único trastorno de trascendencia desde el punto de vista pronóstico (funcional y vital) y terapéutico” [II.15].

La O.M.S. define sordera como “Aquella deficiencia auditiva tan severa que se puede beneficiar mediante la adaptación protésica” [II.16].

Wilson amplía la definición a los condicionamientos sociales: “Las personas que no pueden obtener ayuda auditiva debido a sus características económicas y sociales [II.17].

Northern define “Niños con déficit auditivo” como “Aquellos con pérdidas auditivas de tal grado que les produce una discapacidad por la cual necesitan algún tipo de educación especial”, incluyendo aquí no sólo las pérdidas severas o profundas, ya que las pérdidas moderadas también van a necesitar apoyos educativos adicionales [II.18].



Figura II.7.- Niña con educación especial

The Conference of Executives of American Schools for the Deaf define “El sordo” como “La pérdida de 70 dB o más en el mejor oído”, y alumnos “Duros de oído” como aquellos con “Una pérdida de 35-69 dB HL en el mejor oído”. *Northern* interpreta que esta definición de sordo describe una pérdida auditiva tan importante que el niño tendrá dificultad para el procesamiento de la información lingüística a través de la audición, con o sin amplificación” [II.18].

Otra forma de definir el concepto de hipoacusia, es desde el campo de la valoración médica de incapacidades, que en la práctica es tarea sobre todo de la Medicina Legal y de la Medicina del Trabajo. También aquí se hacen referencias principalmente a las características cuantitativas, quedando otros rasgos e implicaciones sin precisar: *Deterioro auditivo permanente: Es la disminución de la sensibilidad auditiva que queda fuera del rango normal. Deterioro auditivo permanente binaural: Es la pérdida auditiva bilateral que interfiere en la capacidad del individuo para llevar a cabo las actividades de la vida diaria* [II.19].

Se puede definir la sordera como la pérdida de la audición que altera la capacidad para la recepción, asociación y comprensión de los sonidos tanto del medio ambiente como de la lengua oral; y la hipoacusia como la pérdida parcial de la capacidad auditiva. Esta pérdida puede ser desde leve o superficial hasta moderada, y se puede dar de manera unilateral o bilateral dependiendo de que sea en uno o ambos oídos; esta pérdida puede ser de más de 40 decibelios en adelante. Las personas con hipoacusia habitualmente utilizan el canal auditivo y el lenguaje oral para comunicarse [II.20].

II.4.1.- Clasificación y Escalas de la Hipoacusia.

Los impedimentos auditivos ocurren cuando hay un problema o un daño en una o más partes del oído; para estudiar la pérdida de audición es necesario caracterizarla, se puede clasificar las hipoacusias en 4 tipos, las cuales se explican a continuación [II.20]:

Clasificación según las características:

- **Clasificación Cuantitativa:** Depende de la cantidad de pérdida de audición.
- **Clasificación Topográfica:** Respecto al lugar donde asienta la lesión que produce el déficit.
- **Clasificación Etiológica:** De acuerdo con la etiología de la hipoacusia.
- **Clasificación Locutiva:** En relación con el lenguaje. Aunque ésta no es correcta, ya que la capacidad del habla puede ser desarrollada, la capacidad locutiva (capacidad del habla) depende de dos cosas: la estimulación de aprendizaje y el nivel de desarrollo de las cuerdas vocales (una persona con pérdida profunda de oído, no significa que no se desarrollen físicamente las cuerdas vocales).

Clasificación Cuantitativa:

La clasificación más didáctica para efectos prácticos sea quizás la clasificación cuantitativa, que establece los siguientes niveles [II.20]:

- **Normoaudición:** El umbral de audición tonal no sobrepasa los 20 dB en la gama de frecuencias conversacionales.
- **Hipoacusia Leve:** Pérdida no superior a 40 dB para las frecuencias centrales. Dejan de ser audibles los sonidos suaves como por ejemplo sonidos ambientales (el caer de las hojas de un árbol en otoño o el sonido de unas bolsas de plástico). Puede comenzar a notarse una disminución del entendimiento de la palabra sobre todo en ambientes ruidoso.
- **Hipoacusia Moderada:** Pérdida comprendida entre 40 dB y 70 dB. Los sonidos suaves y medios dejan de ser audibles. Entre los sonidos de media intensidad se puede destacar la voz, por lo que la capacidad de entendimiento de la misma se ve comprometida en la mayoría de los casos. Si necesita escuchar la televisión a un volumen alto y aun así no se

entiende muy bien las palabras, en ambientes de ruido le ocurrirá lo mismo, al igual que será complicado mantener conversaciones telefónicas. Llegados a este punto la adaptación de una prótesis auditiva es urgente.

- **Hipoacusia Grave:** Pérdida comprendida entre 70 dB y 90 dB. En este caso la mayoría de los sonidos no son percibidos por lo que incluso a volumen alto, la persona no será capaz de entender debido a la disminución de entendimiento de la palabra.
- **Hipoacusia Profunda o Cofosis:** Pérdida superior a 90 dB. En este caso se debe especificar que el término cofosis se refiere cuando no hay respuesta del paciente ante la presentación de estímulos, ya que a día de hoy los equipos clínicos de audiolgía en su gran mayoría son capaces de alcanzar intensidades de 120-130dB para obtener el umbral (cuando comienza a oír el paciente). Los audífonos potentes son capaces de corregir a niveles muy eficientes para pérdidas de estos altos niveles, aplicando salidas máximas superiores a 120 dB llegando obtener adaptaciones satisfactorias en pérdidas auditivas superiores a 100dB.

Clasificación Topográfica:

Se clasifica de acuerdo a la parte dañada del oído [II.21, II.22]:

- **Pérdida de Audición Conductiva o Transmisiva:** Se presenta a causa de un problema en el oído externo o medio, incluido el canal auditivo, el tímpano o los huesecillos. Una obstrucción u otro problema estructural interfieren con la forma en que el sonido se transmite a través del oído, lo que hace que los niveles de sonido parezcan más bajos. En muchos casos, la pérdida de audición conductiva se puede corregir con medicamentos o cirugía. Un ejemplo común es la infección crónica del oído medio, acumulación de cerumen, líquido en el oído medio (infección del oído u otitis media) o por la perforación del tímpano(Figura II.8).

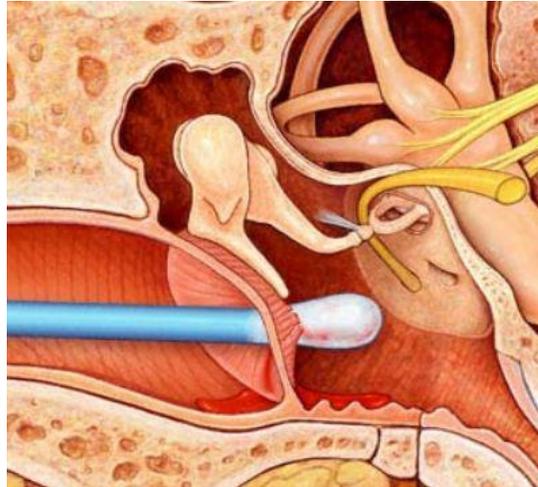


Figura II.8.- Perforación del tímpano con un isotopo

- **Pérdida de Audición Neurosensorial:** Ocurre a causa del daño en el oído interno (la cóclea) o el nervio auditivo. El tipo más frecuente es provocado por el mal funcionamiento de las células ciliadas externas, enfermedades, lesiones, infecciones, por un traumatismo encéfalo craneano, medicamentos tóxicos o por una condición hereditaria. La persona tiene dificultad para oír claramente, entender el discurso e interpretar diversos sonidos. Éste tipo de pérdida de audición es permanente. Se puede tratar con audífonos (Figura II.9).



Figura II.9.- Traumatismo encéfalo craneano

- **Pérdida de Audición Mixta:** Ocurre cuando una persona tiene problemas auditivos de índole conductiva y neurosensorial.

- **Pérdida de Audición Central:** Ocurre cuando la cóclea funciona correctamente, pero no hacia otras partes del cerebro. Es un tipo menos frecuente de pérdida de audición y es más difícil de tratar.
- **Trastornos de Procesamiento Auditivo (A.P.D.):** No se trata exactamente de un tipo de pérdida de audición, porque una persona con APD a menudo escucha bien en un entorno silencioso. Sin embargo, la mayoría de las personas con estos trastornos tienen dificultades para oír en entornos ruidosos. En la mayoría de los casos, los APD se pueden tratar con una terapia adecuada.

II.4.2.- Causas de los Impedimentos Auditivos.

Los impedimentos auditivos conductivos o transmisivos son consecuencia de problemas o daños en el oído medio. Las causas incluyen [II.23]:

- Tapón de cerumen. Produce hipoacusia y sensación de taponamiento de oído. Se realiza su extracción mediante lavado con jeringa.
- Exostosis. Consiste en el estrechamiento óseo del conducto auditivo externo.
- Otitis Externa Aguda. Se produce por una infección bacteriana frecuente en verano, favorecida por el calor y por la humedad del baño, la cual se manifiesta con otalgia e hipoacusia (Figura II.10).
- Otitis Media Secretora o Seromucosa. Es más frecuente en niños y la causa más importante es la disfunción tubárica.
- Otitis Media Crónica (O.M.C). Es una inflamación crónica de la mucosa del oído medio que se mantiene en el tiempo.
- Otosclerosis. Es una fijación de la platina del hueso estribo.
- Secuelas de la Otitis Media Crónica. Se produce una supuración del oído medio.



Figura II.10.- Otitis externa

Las personas también desarrollan pérdida de audición conductiva cuando hay partes fundamentales del oído (el tímpano, el canal auditivo o los huesecillos) que están dañadas. Por ejemplo, un desgarramiento o una perforación en el tímpano pueden dificultar su capacidad para vibrar de manera adecuada. Las causas de estos daños pueden incluir la introducción de un objeto, como un hisopo, muy profundamente dentro del oído; una explosión repentina u otro sonido fuerte; un cambio repentino en la presión del aire; una lesión en la cabeza o infecciones reiteradas en los oídos [II.22].

Los impedimentos auditivos neurosensoriales son consecuencia de problemas o daños en el oído interno o el nervio auditivo. Las causas incluyen [II.22, II.23]:

- Trastornos genéticos. Algunos trastornos genéticos (hereditarios) dificultan el desarrollo adecuado del oído interno o del nervio auditivo.
- Lesiones en los oídos o la cabeza. Hay lesiones, como una fractura de cráneo, que pueden causar pérdida de audición.
- Complicaciones durante el embarazo o el parto. Algunos bebés nacen con impedimentos auditivos debido a infecciones o enfermedades que sufrió la madre durante el embarazo, que pueden dificultar el desarrollo del oído interno. Los bebés prematuros también corren un riesgo más alto de tener impedimentos auditivos.

- Infecciones o enfermedades. Ciertas enfermedades, como las infecciones reiteradas en los oídos, las paperas, el sarampión, la varicela y los tumores cerebrales pueden dañar las estructuras del oído interno.
- Medicamentos. Ciertos medicamentos, como algunos antibióticos y fármacos de quimioterapia pueden causar pérdida de audición.
- Ruidos fuertes. Un ruido fuerte repentino o la exposición a niveles elevados de sonido (como la música a alto volumen) a lo largo del tiempo pueden causar daños permanentes a las diminutas células ciliadas de la cóclea, que luego no pueden transmitir los sonidos con la misma eficacia que antes (Figura II.11).
- Envejecimiento del paciente. Ocasiona un proceso degenerativo de las estructuras auditivas del oído.
- Tumores.
- Problemas circulatorios de la sangre o hipertensión arterial.
- Apoplejía.



a)



b)

Figura II.11.- a) Adolescente escuchando música, b) Ruidos fuertes en el mundo

Las células ciliadas externas suelen ser las que primero se ven afectadas, porque son muy sensibles a los sonidos fuertes; ya que estas células nos ayudan a escuchar los sonidos suaves. Si la exposición a los sonidos fuertes se prolonga por largos períodos de tiempo, las células ciliadas internas e incluso el nervio auditivo pueden sufrir daños [II.22].

II.5.- Anatomía del Oído.

El oído es uno de los sistemas que permiten la relación del ser humano con el medio ambiente. Es tal su importancia en los primeros años de la vida, cuando la plasticidad neural está en pleno desarrollo, si no existe una suficiente entrada de información no se desarrollará el lenguaje oral, o bien se desarrollará de manera poco funcional para ser utilizado como herramienta de comunicación y conocimiento de la persona. Además, en el oído se encuentran los receptores del sistema vestibular, principal responsable, aunque no único, del mantenimiento del equilibrio dinámico y de la posición cefálica.

El oído comienza su desarrollo alrededor de la semana 21, desde la génesis del embrión. Cuando nacemos tenemos ya un sistema anatómicamente desarrollado como órgano receptor, siendo los dos primeros años de vida fundamentales para el desarrollo de la capacidad de adquisición y procesamiento de la información por parte del sistema nervioso central (Figura II.12) [II.24].

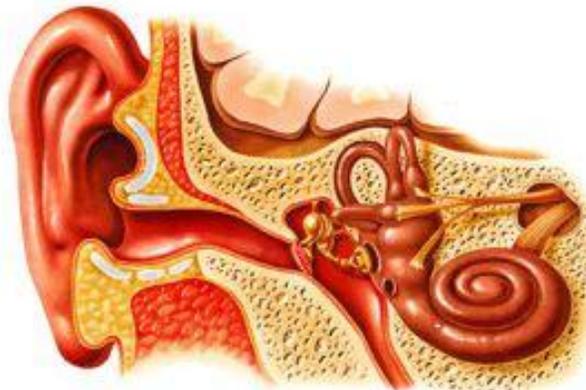


Figura II.12.- Anatomía del oído

Los oídos funcionan conjuntamente para captar y procesar múltiples sonidos a la vez. También informan sobre la procedencia de los sonidos y lo lejos que están sus fuentes. El oído es un órgano muy delicado que requiere cuidado y protección. Los sonidos demasiado fuertes pueden lesionarlo y provocar pérdidas auditivas. Y las perforaciones de oreja realizadas sin seguir medidas de higiene y seguridad pueden provocar dolorosas infecciones [II.25].

La capacidad auditiva depende de la combinación de varios factores. El primero es una estructura (el oído) que recoja el sonido y posea las condiciones necesarias para transmitirlo desde el mundo exterior al nervio auditivo, el cual, a su vez, lo transmitirá al cerebro.

El segundo es un nervio auditivo sano, que conecte el cerebro y el oído con pleno rendimiento. El tercero es un cerebro activo, con el área que recibe e interpreta los mensajes relacionados con el sonido intacto y en buen funcionamiento [II.26]. Anatómicamente el oído se puede dividir en 3 sectores (Figura II.13):

- Oído Externo.
- Oído Medio.
- Oído Interno.

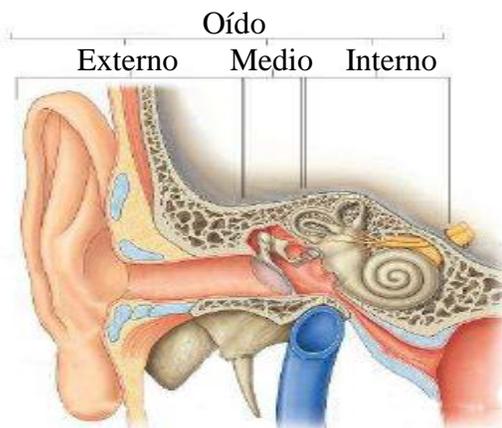


Figura II.13.- Divisiones que conforman al oído

Todos ellos con orígenes embrionarios, cometidos y fisiologías diferentes.

II.5.1.- Oído Externo.

Está formado por el conducto auditivo externo y el pabellón auricular (oreja). Para terminar en el tímpano (Figura II.14) [II.26].

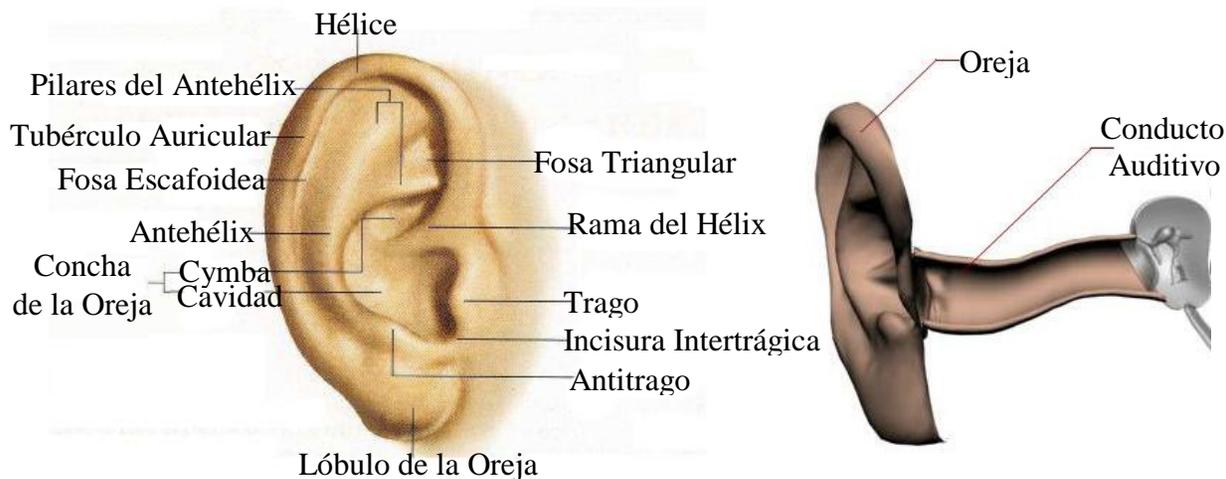


Figura II.14.- Oído externo

Pabellón Auricular:

- Es un pliegue prominente de piel sostenido por cartílago.
- El cartílago actúa como reflector para captar eficazmente el sonido y enfocarlo hacia el conducto auditivo externo (se asemeja al mecanismo utilizado por las antenas parabólicas).
- La superficie arrugada de la oreja permite recoger mejor los sonidos de distintas frecuencias.
- Presenta varias depresiones, la concha es la más profunda.
- Posee una zona que no contiene cartílago en su interior, que se denomina Lóbulo.

Conducto Auditivo Externo:

- Se extiende desde la porción más profunda de la concha hasta la membrana timpánica, siguiendo un trayecto en forma de “S”.
- Tiene una longitud de aproximadamente 3 cms. y un diámetro de 0.6 cms. aproximadamente.
- Presenta dos porciones: una cartilaginosa y otra ósea.
- Porción Cartilaginosa: se ubica en el tercio lateral del conducto, y esta revestida por piel que presenta glándulas ceruminosas y sebáceas.
- Porción Ósea: corresponde a los 2/3 mediales del conducto, y se encuentra revestida por una fina capa de piel, que se continúa con la capa externa de la membrana timpánica.

II.5.2.- Oído Medio.

Es una cámara de aire ubicada entre el oído externo y el oído interno, dentro de la porción petrosa del hueso temporal. Se separa del oído externo por medio de la membrana timpánica.

El oído medio contiene a la cavidad timpánica, que es un espacio ligeramente oblicuo formado por seis paredes, todas tapizadas por una mucosa que presenta epitelio que puede homologarse con el epitelio respiratorio (por presentar cilios y células caliciformes).

Debido a este recubrimiento se puede considerar al oído medio como una especie de seno paranasal (Figura II.15) [II.29].

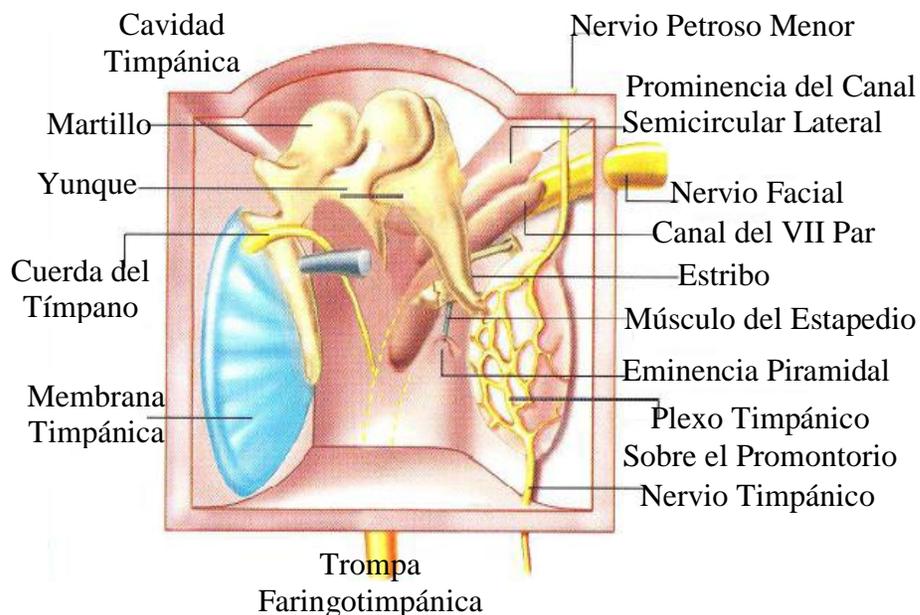


Figura II.15.- Oído medio

La cavidad timpánica presenta en su interior:

- Los Huesecillos del oído.
- Los músculos del estapedio y tensor del tímpano.
- El nervio de la cuerda del tímpano, que es un ramo del VII par.
- El plexo nervioso timpánico.

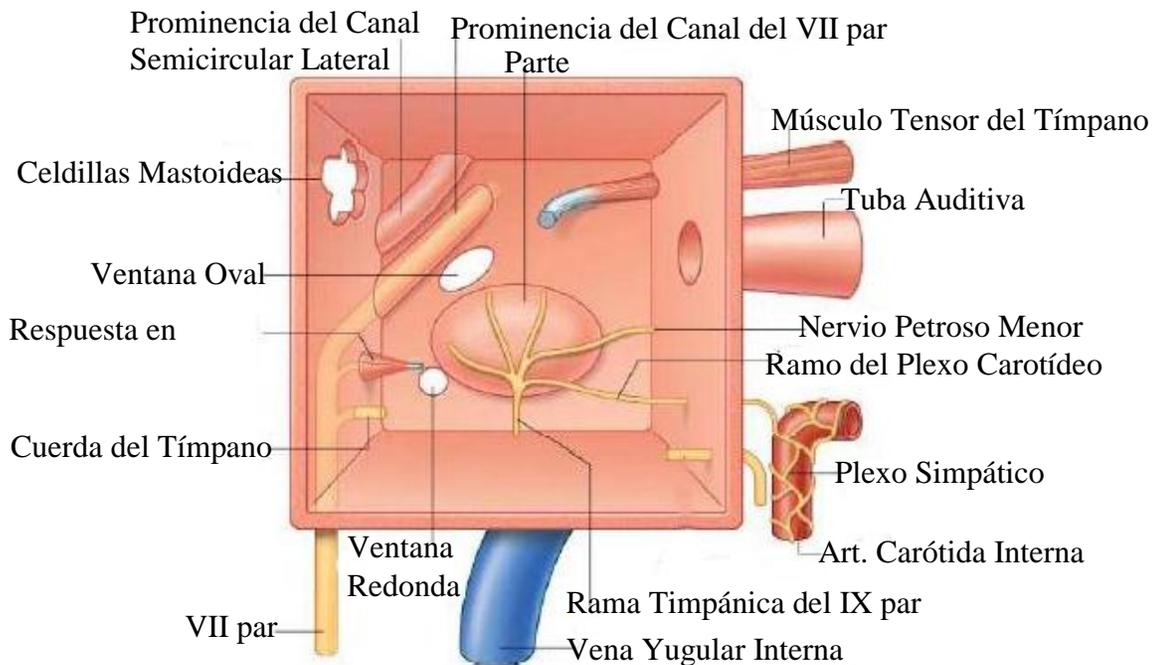


Figura II.16.- Paredes de la cavidad timpánica

Las paredes de la cavidad timpánica son (Figura II.16) [II.29]:

- **Pared Lateral o Membranosa:** En gran parte está formada por la membrana timpánica.
- **Pared Medial o Laberíntica:** Limita con el oído interno, en esta pared se observa el promontorio, que es la proyección de la base del conducto espiral de la cóclea.
- **Pared Inferior o Yugular:** Forma el piso de la cavidad timpánica, delimita con el bulbo superior de la vena yugular interna.
- **Pared Superior o Tegmentaria:** Corresponde al techo de la cavidad timpánica. Lo forma una fina lámina de hueso que separa la cavidad timpánica de la duramadre en el suelo de la fosa craneal media.
- **Pared Posterior o Mastoidea:** Presenta un orificio en su porción superior, que corresponde a la entrada al antro mastoideo. El antro mastoideo es una cavidad de la apófisis mastoidea, que en su interior presenta las celdillas mastoideas.
- **Pared Anterior o Carotídea:** En esta pared se encuentra la entrada a la tuba auditiva, que conecta el oído medio con la faringe, manteniendo una aireación adecuada, que iguala la presión del oído medio con el entorno, permitiendo que la membrana timpánica se mueva y pueda transmitir el sonido sin problemas (sin esta conexión no se podría dar la normal movilidad de la membrana timpánica, lo que provocaría una hipoacusia). Esta pared, además, limita con el conducto carotídeo y el conducto para el músculo tensor del tímpano.

Huesecillos:

- En el interior del oído medio se encuentra la cadena de huesecillos que conectan internamente la membrana timpánica con la ventana oval (que se ubica en la pared medial de la cavidad y conecta con el laberinto óseo).
- Son los primeros en osificar durante el desarrollo. Al momento de nacer se encuentran casi maduros.
- Se encuentran revestidos por la misma mucosa que reviste el resto del oído medio. Y a diferencia de otros huesos del organismo, no presentan una cubierta perióstica directa.
- Los huesecillos de lateral a medial son: Martillo (Malleus), Yunque (Incus) y Estribo (Estapedio).

Martillo: El manubrio y el proceso anterior del martillo están fijados al tímpano, su otro extremo, la cabeza del martillo, se conecta mediante un ligamento con el yunque. La cabeza se ubica en el receso epitimpánico. El nervio de la cuerda del tímpano atraviesa sobre la cara medial del cuello del martillo (Figura II.17) [II.30].

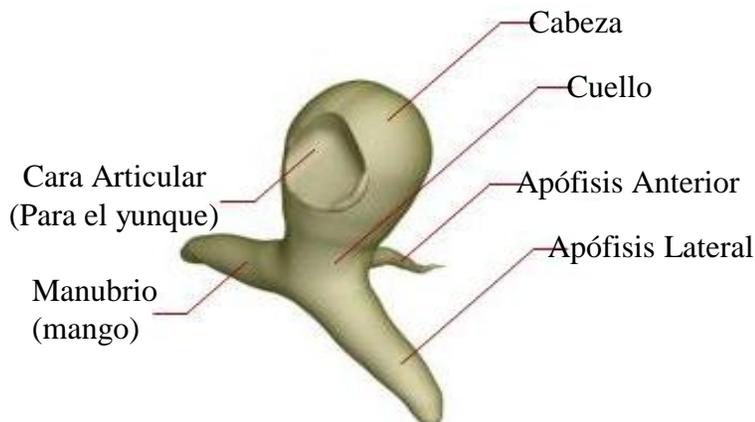


Figura II.17.- Martillo

Yunque: Su cuerpo, ubicado en el receso epitimpánico, se articula con la cabeza del martillo, y su rama larga con el estribo. La rama larga se ubica en forma paralela al manubrio del martillo. Su rama corta se conecta con la pared posterior de la cavidad timpánica, a través de un ligamento (Figura II.18) [II.30].

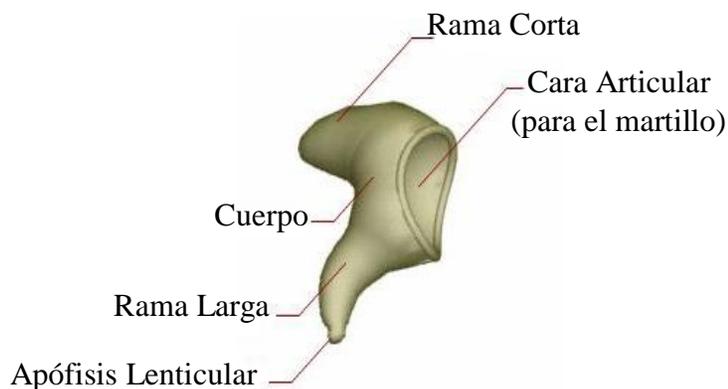


Figura II.18.- Yunque

Estribo: Su base se inserta en una apertura de la ventana oval, que conecta con el laberinto óseo (que protege la cóclea). La cabeza del estribo se articula con la rama larga del yunque. Entre las funciones de los huesecillos es transmitir y amplificar el sonido (Figura II.19) [II.30].

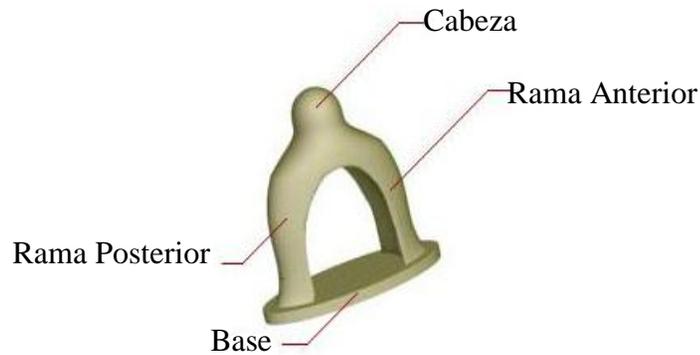


Figura II.19.- Estribo

Músculos del oído medio:

La movilidad pendular de los huesecillos producida por el sonido se ve influenciada por la presencia de los músculos del estapedio y tensor de tímpano [II.28].

Músculo Estapedio o Estribo:

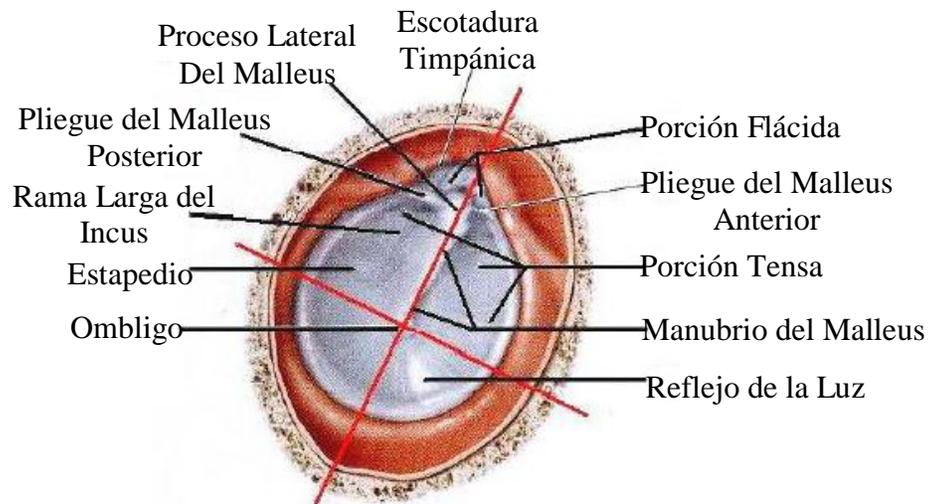
- Se inserta en el estribo, es inervado por una rama del nervio facial, y su contracción provoca la rigidez en la cadena de huesecillos, lo que disminuye la transmisión sonora hacia el oído interno (ayuda a proteger ante sonidos agudos o “altos”).
- Es el músculo estriado más pequeño del cuerpo.
- Se ubica dentro de la eminencia piramidal, que es una prominencia hueca y cónica de la pared posterior.
- Su tendón se inserta en el cuello del estribo.

Músculo Tensor del Tímpano:

- Es inervado por el nervio mandibular, que es una rama del trigémino. Al contraerse tensa la membrana timpánica, por lo que disminuye la transmisión sonora. Junto al músculo estapedio se contraen de forma refleja ante estímulos sonoros altos.
- Nace en la parte superior de la porción cartilaginosa de la tuba auditiva, el ala mayor del esfenoides y la porción petrosa del hueso temporal.
- Su tendón se inserta en el manubrio del martillo.

Membrana Timpánica (Figura II.20):

- Es una membrana semitransparente delgada, que en condiciones normales presenta un color gris perla y es ovalada.
- Se sitúa en el extremo medial del conducto auditivo externo y mide alrededor de 1 cm. de diámetro.
- Está cubierta externamente por una fina capa de piel e internamente por mucosa.
- Presenta dos porciones: una flácida y una tensa.
- La porción flácida se ubica sobre el proceso lateral del martillo, y se caracteriza por ser más delgada que la porción tensa. Además crea la pared lateral del receso superior de la cavidad timpánica. La porción tensa presenta fibras radiales y circulares, que no se encuentran en la porción flácida.

**Figura II.20.-** Membrana timpánica**II.5.3.- Oído Interno.**

Contiene el órgano vestíbulo coclear, que es el encargado de captar el sonido y mantener el equilibrio.

El órgano vestíbulo coclear consiste en un sistema de laberintos membranosos, con endolinfa en su interior, y perilinfa alrededor, lo que permite que quede suspendido dentro del laberinto óseo, al que está laxamente unido por fibras de tejido conectivo. El laberinto óseo es la zona de la porción petrosa del hueso temporal en la que se encuentra el sistema de laberintos membranosos (Figura II.21) [II.26].

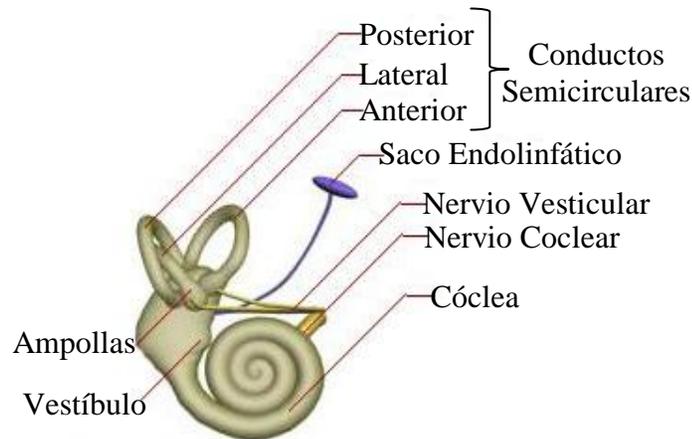


Figura II.21.- Oído interno

El espacio hueco, entre el laberinto óseo y el membranoso conforma el espacio perilinfático, que está relleno de perilinfa, cuya composición corresponde a un ultrafiltrado de la sangre. El espacio perilinfático, además está unido al espacio subaracnoideo por el acueducto coclear, que finaliza en la cara posterior de la porción petrosa del temporal, por debajo del orificio auditivo interno.

Dentro del laberinto membranoso se encuentra el espacio endolinfático, relleno de endolinfa, cuya composición iónica corresponde a la del interior celular. El espacio endolinfático del órgano auditivo y del equilibrio se comunican entre sí por el Conducto de Reuniens, y por el acueducto vestibular con el sáculo endolinfático (bolsa epidural en donde se reabsorbe la endolinfa, ubicada junto a la cara posterior de la porción petrosa). La importancia de la endolinfa y la perilinfa es que son líquidos que transportan ondas a los órganos terminales, a los órganos de la audición y el equilibrio (Figura II.22) [II.26].

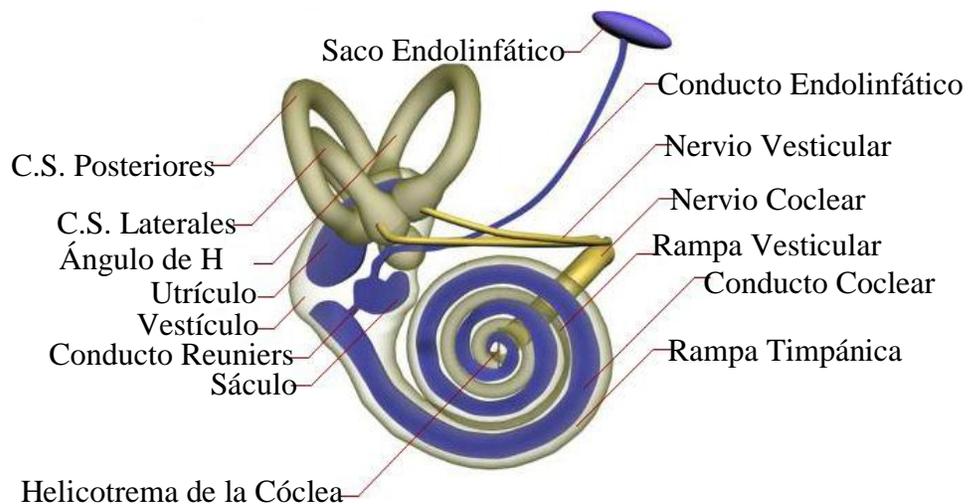


Figura II.22.- Laberinto óseo y membranoso

Porciones Del Laberinto Óseo:

El laberinto óseo que forma parte del oído interno, está conformado por 3 zonas (Figura II.23):

- **Cóclea:** En su interior presenta el Conducto coclear (o conducto membranoso espiral), que a su vez contiene los receptores de la audición (órgano de Corti). Por lo tanto forma parte del órgano coclear.
- **Vestíbulo:** Contiene en su interior elementos del sistema vestibular, el Utrículo y Sáculo.
- **Canales Semicirculares Óseos:** Se ubican posterosuperior al vestíbulo. En su interior contiene los 3 conductos membranosos semicirculares (anterior, posterior y lateral), los que en sus ampollas presentan los receptores del equilibrio. Por lo tanto forma parte del órgano vestibular junto al vestíbulo.

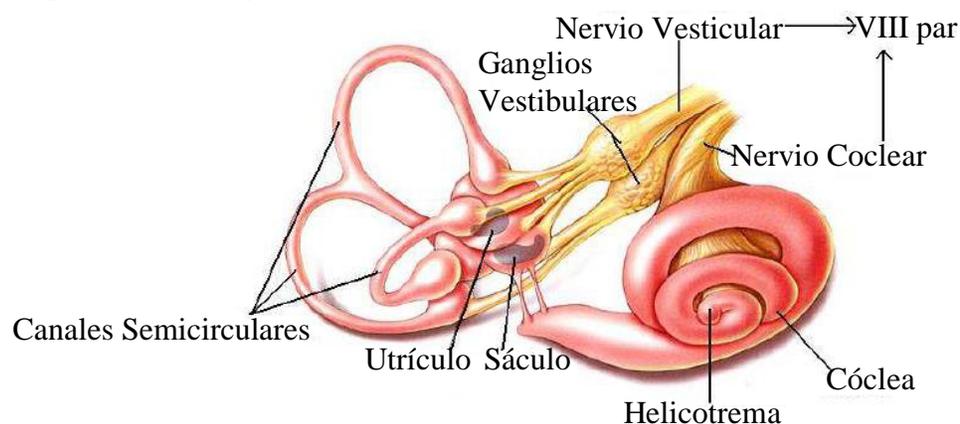


Figura II.23.- Zonas del laberinto óseo

II.5.4.- Órgano Coclear o de la Audición.

Corresponde a un conducto membranoso cubierto por una fina capa de hueso laminar, en el hueso temporal. El conducto membranoso presenta una forma de caracol (de ahí su nombre), que consiste en algo de 3 vueltas, de diámetro progresivamente menor, situadas dentro de una estructura cónica similar a la concha de un caracol. El interior del conducto membranoso no posee una sola cavidad, en un corte transversal, se observa que está formado por 3 cavidades:

- **Escala Vestibular:** Se comunica con la ventana oval, que es presionada por el estapedio en respuesta al sonido.
- **Escala Media o Conducto Coclear:** Se ubica entre los otros 2 compartimentos. Se encuentra separada de la Escala Vestibular por una fina membrana denominada Membrana Vestibular (Membrana de Reissner) [II.30].

- Escala Timpánica: Su base se ubica en la ventana redonda, cubierta por una membrana fina y flexible. Se comunica con la Escala Vestibular solo en el helicotrema, que es una interrupción del conducto coclear situada en el vértice de la cóclea. Se encuentra separada de la Escala Media por la Membrana Basilar [II.30].

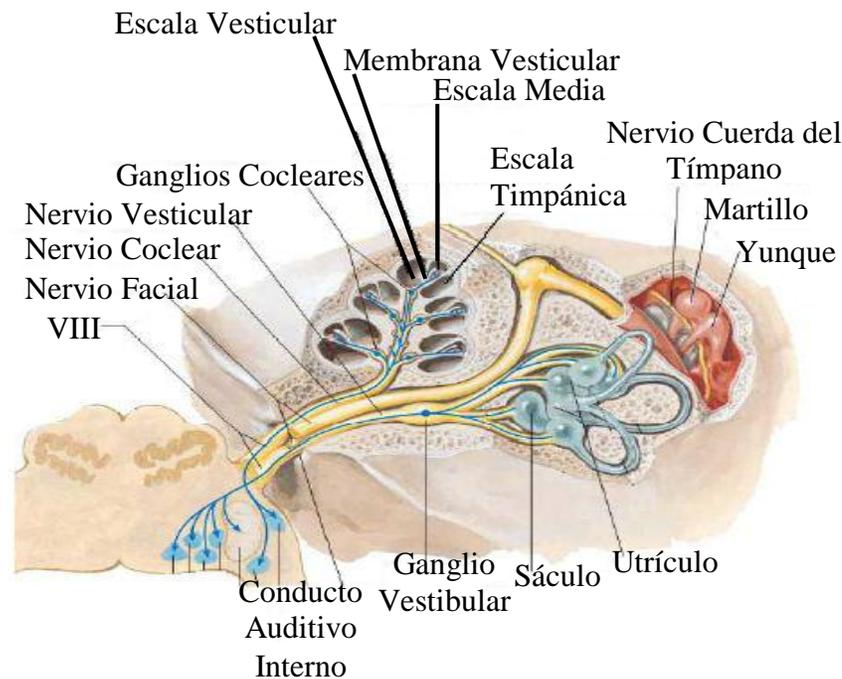


Figura II.24.- Corte transversal del conducto membranoso

Membrana Basilar:

La Membrana Basilar es una estructura compleja, donde se produce la transformación auditiva. Los 3 componentes llenos de líquidos en su interior, ocupan toda la longitud de la cóclea (33 mm.). Sus propiedades mecánicas no son uniformes, cambian de manera continua a lo largo de ella [II.30]. En su extremo apical:

- Es relativamente fina y flácida. A diferencia de la membrana de la base que es más gruesa y más tensa.
- Su grosor es mayor en el vértice. Acorde los compartimentos se van haciendo mayores a la base, el grosor va disminuyendo.
- Su amplitud es 5 veces mayor que en la membrana basilar de la base de la cóclea.
- Responde mejor a las frecuencias audibles más bajas, de menos de 20 Hz

La membrana Basilar presenta un mapa tonotópico, es decir existe una relación entre la frecuencia y la posición característica sobre la membrana basilar. Pero la ubicación de las frecuencias, no es lineal. La membrana basilar es dividida en 3 porciones, cada una con un rango de frecuencia: Porción apical (20 a 200 Hz), Porción Media (200 Hz a 2kHz) y la Porción Basilar (2kHz a 20kHz). Por lo tanto los sonidos de bajas frecuencias hacen que la membrana basilar se mueva cerca del vértice. Las células ciliadas son sensibles en porciones determinadas, son sensibles también a una gama limitada de frecuencias, tanto superiores como inferiores a su frecuencia característica (Figura II.25) [II.29].

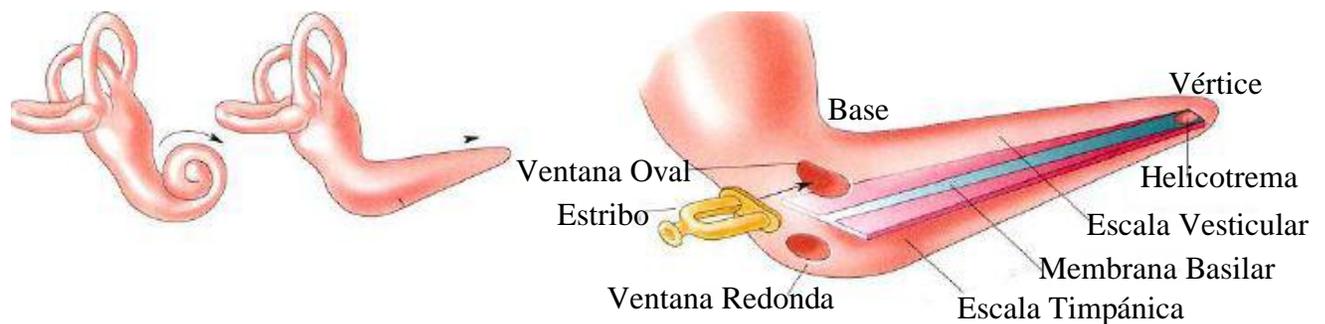


Figura II.25.- Membrana basilar

Órgano de Corti:

Es el órgano receptor del oído interno. Es una banda epitelial situada sobre la membrana basilar de la cóclea, a lo largo de los 33 mm de su trayecto espiral [II.29].

Está compuesto por 16.000 células ciliadas, más células de sostén (células falángicas y pilares). Las células ciliadas están dispuestas en 4 filas, una fila simple de Células Ciliadas Internas y 3 filas de Células Ciliadas Externas [II.29].

Los cilios de estas células sobresalen hacia la endolinfa de la escala media y son sensibles a los estímulos mecánicos.

Los cilios de las células externas:

- Los más largos, están unidos a la superficie inferior de la membrana tectoria. La membrana tectoria es un techo gelatinoso que se extiende a lo largo de toda la membrana basilar.
- Se organizan como una empalizada en forma de V (a diferencia de los cilios de las Células internas que presentan una organización lineal).

- Las células ciliadas emiten fibras nerviosas aferentes que transportan la información auditiva al cerebro a través del VIII par.

El desplazamiento mecánico de los cilios es el estímulo adecuado para excitar a cada célula de la cóclea, ya que provoca que se traduzca el desplazamiento en un potencial de acción.

El desplazamiento que mueve hacia arriba la membrana basilar, causa despolarización de las células, mientras que el movimiento hacia abajo provoca la hiperpolarización.

Las células Falángicas y células Pilares, separan y sostienen a las células ciliadas. Las células Falángicas se encuentran en la base de las células ciliadas externas. Las células Pilares se ubican entre las células ciliadas externas e internas [II.29].

La lesión o el deterioro de las células ciliadas son las responsables de la mayoría de las hipoacusias.

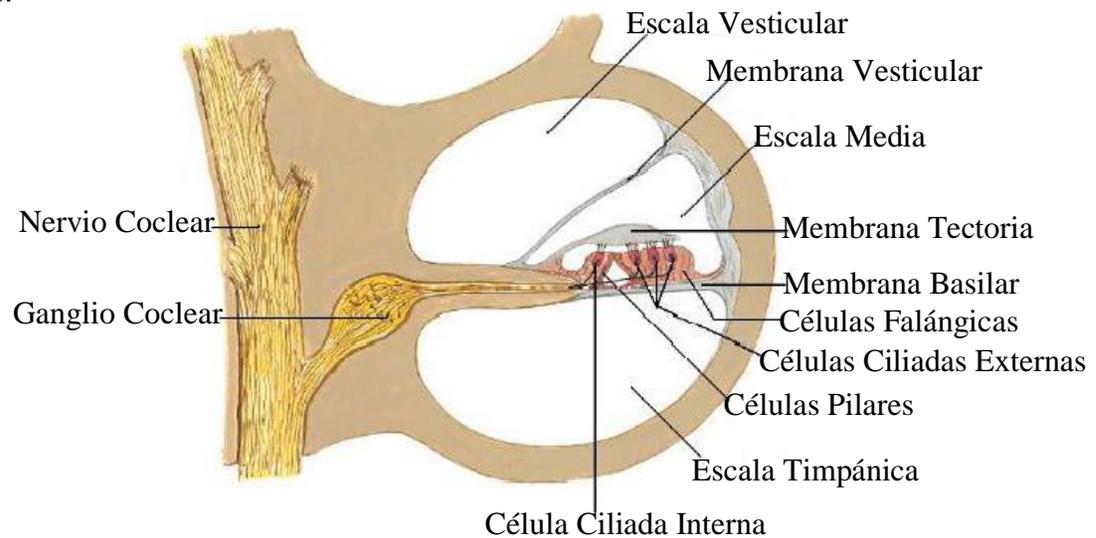


Figura II.26.- Órgano de Corti

Órgano Vestibular o del Equilibrio:

Está formado por el utrículo, sáculo y los canales semicirculares. Cada conducto semicircular presenta individualmente un envoltorio óseo, mientras que el utrículo y el sáculo están conjuntamente en una cápsula ósea llamada, el vestíbulo [II.26].

Vestíbulo:

El vestíbulo es una pequeña cámara ovalada que contiene en su interior el utrículo y el sáculo (Figura II.27) [II.26].

Se caracteriza por:

- Presentar en su pared lateral la ventana oval que se conecta con la base del estapedio.
- Conectarse con la cóclea por anterior, con los conductos semicirculares por posterior y con la fosa craneal posterior a través del acueducto del vestíbulo.
- El Utrículo se comunica con el Sáculo a través del Conducto Utrículo-Sacular, del que emerge el Saco Endolinfático.
- El Sáculo se continúa con el conducto coclear a través del Conducto Reuniens.

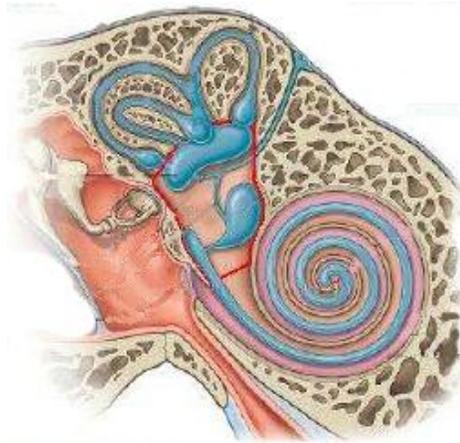


Figura II.28.- Vestíbulo

Canales Semicirculares Óseos y Membranosos:

Los conductos Semicirculares óseos, protegen a los conductos semicirculares membranosos. Se sitúan posterosuperiores al vestíbulo, donde desembocan (Figura II.29).

Los Conductos se disponen de manera perpendicular, ocupando los 3 planos del espacio.

Cada conducto corresponde dos tercios de un círculo, y mide casi 1,5 mm de diámetro, excepto en un extremo donde se observa un ensanchamiento, la ampolla [II.26].

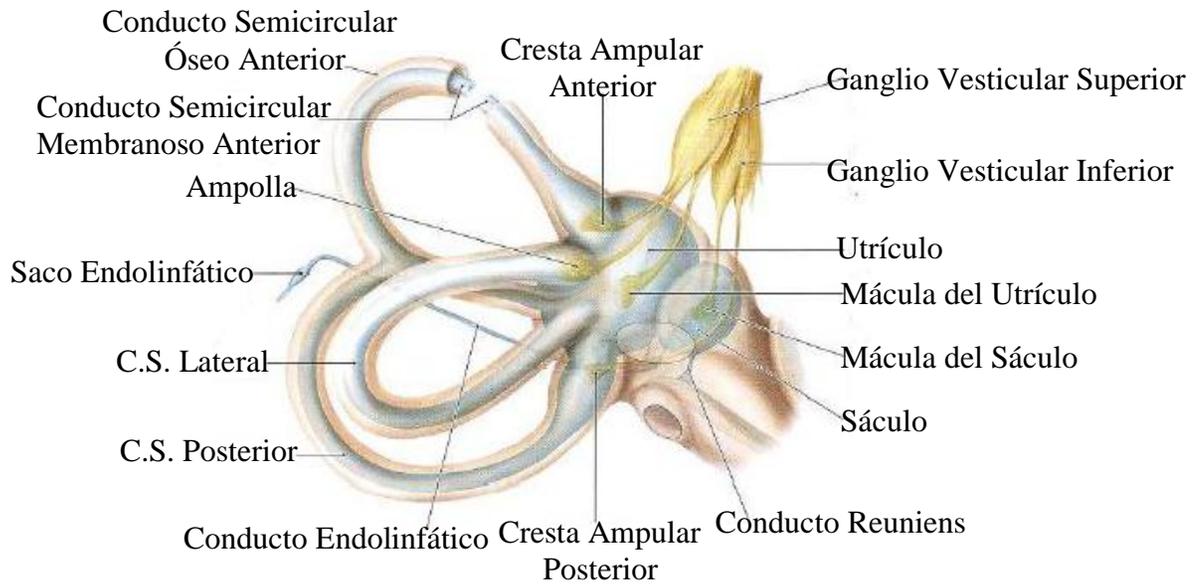


Figura II.29.- Canales semicirculares óseos y membranosos

II.6.- El Sonido

El sonido, en física, es cualquier fenómeno que involucre la propagación en forma de ondas elásticas (sean audibles o no), generalmente a través de un fluido (u otro medio elástico) que esté generando el movimiento vibratorio de un cuerpo [II.31].

El sonido humanamente audible consiste en ondas sonoras que producen oscilaciones de la presión del aire, que son convertidas en ondas mecánicas en el oído humano y percibidas por el cerebro. La propagación del sonido es similar en los fluidos, donde el sonido toma la forma de fluctuaciones de presión. En los cuerpos sólidos la propagación del sonido involucra variaciones del estado tensional del medio (Figura II.30) [II.32].

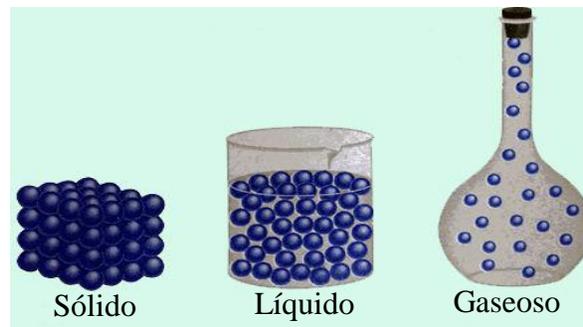


Figura II.30.- Propagación del sonido en los diferentes estados de la materia

Otra definición establecida por la Asociación Mexicana para el Diagnóstico y Tratamiento de la Sordera, A.C es: “La sensación que se genera cuando las vibraciones longitudinales de las moléculas en el medio externo actúan, en fase alternada de rarefacción y condensación sobre la membrana timpánica, motivando su estímulo y vibración, la cual a su vez activa a la cadena de huesecillos y estimula los líquidos del oído interno, para transmitir la señal hasta la corteza cerebral, en donde se reconoce el sonido que se está escuchando”(Figura II.31)[II.6].

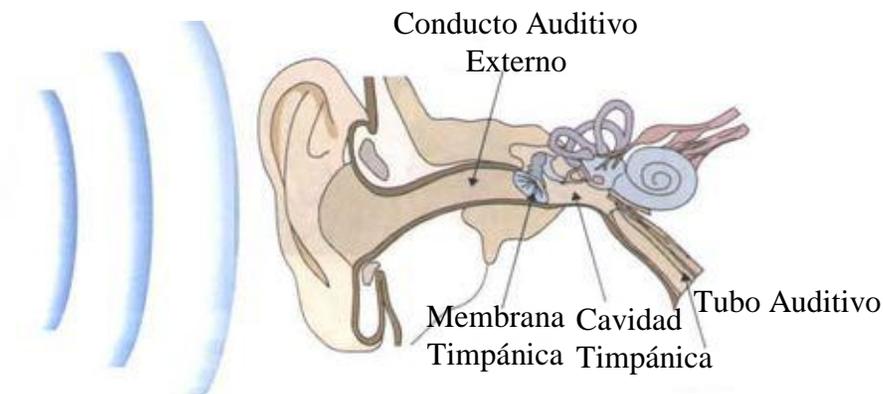


Figura II.31.- Ondas sonoras en el oído

II.6.1.- Transmisión y Estructura del Sonido.

El sonido se transmite por medio de un sistema de ondas que gráficamente presentan una cresta y un valle, la distancia entre la cresta y valle se denomina longitud de onda (Figura II.32). El sonido puede propagarse por medio del aire a una velocidad de 344 metros por segundo en una temperatura de 20° C, a través del agua a una velocidad de 1493.2 metros por segundo a una temperatura de 30° C y en el acero se propaga a 5000 metros por segundo, es decir 4 veces mayor que en el agua y 16 veces mayor que en el aire [II.6, II.31].

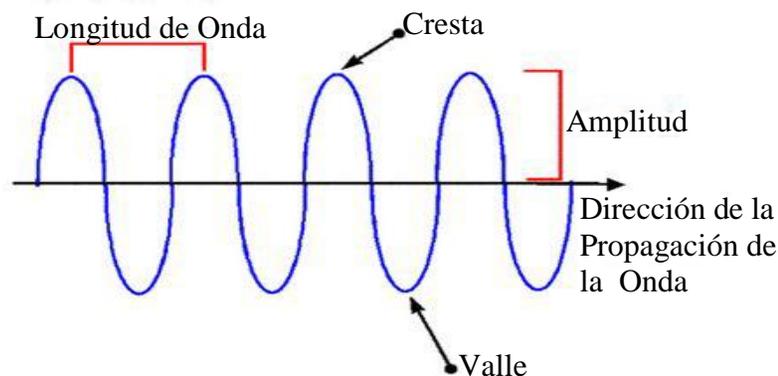


Figura II.32.- Características de una onda

La intensidad del sonido está dada por la amplitud de la onda sonora y el tono (grave o agudo) está condicionado por la frecuencia o número de ondas (ciclos por segundo) se mide en Hertz (Hz) (Figura II.33). El sonido se mide en decibeles (dB), es decir, mide la intensidad de la señal sonora; mientras mayor sea la amplitud, mayor es la intensidad del sonido. Mientras mayor sea la frecuencia mayor es el tono [II.6, II.31].

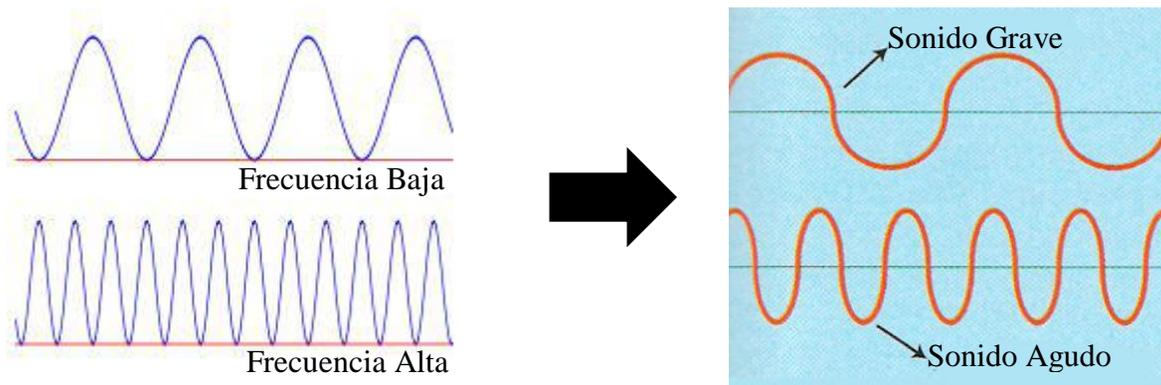


Figura II.33.- Sonido grave (baja frecuencia) y agudo (alta frecuencia)

Las ondas sonoras que tienen patrón repetitivo se perciben como sonidos agradables o musicales, mientras que las vibraciones sin periodicidad o sin repetición son traducidas como ruido.

Una onda con frecuencia primaria que determina el tono del sonido con algunas vibraciones armónicas o sobre tonos, le dan al sonido su calidad característica o timbre. Las variaciones en el timbre nos permiten reconocer las diferentes voces e incluso los diferentes instrumentos en una pieza musical. La velocidad de propagación de las ondas electromagnéticas es casi de un millón de veces mayor que la del sonido en el aire [II.31, II.32].

La intensidad mínima que percibe el oído humano es de 0 dB. El promedio de una conversación es de 45-50 dB y el de un susurro es de aproximadamente 30 dB.

Se llama impedancia a la resistencia u oposición que depende de la frecuencia para transmitir el sonido, en cierto medio. Debido a los valores de resistencia acústica (impedancia) que están condicionados por la elasticidad y la densidad, y que son muy diferentes para el aire y para el agua, condicionando incompatibilidad y de esta manera la mayor parte de la energía sonora se refleja [II.31, II.32].

Lo que explica que dentro del agua (líquidos del oído interno) solo entra el 1% del sonido del aire (del oído externo) y el restante se refleja por acción mecánica del oído medio.

En el oído medio se facilita la transmisión de las ondas sonoras (desde el aire hasta el oído interno), que transforma la impedancia del aire (oído externo) al disminuirla y aumenta la impedancia del agua (oído interno). Si las ondas sonoras pasaran directo de un medio aéreo a uno líquido, se perdería gran parte de la transmisión del sonido aproximadamente 30 dB, debido a los valores de resistencia acústica (impedancia) [II.6, II.32].

II.7.- Audición.

Es la recepción, transmisión y conversión de las ondas sonoras del medio externo en potenciales de acción en los nervios auditivos. A nivel de la membrana timpánica son transformadas en movimiento vibratorio de esta, que a su vez desencadena movimientos de los huesecillos del oído medio y la base del estribo que generan movimiento de ondas en el líquido del oído interno, la acción de estas ondas en el órgano de Corti, generan potenciales de acción en las fibras nerviosas, hasta que la corteza cerebral las reconoce y traduce en los diferentes sonidos (Figura II.34) [II.6].

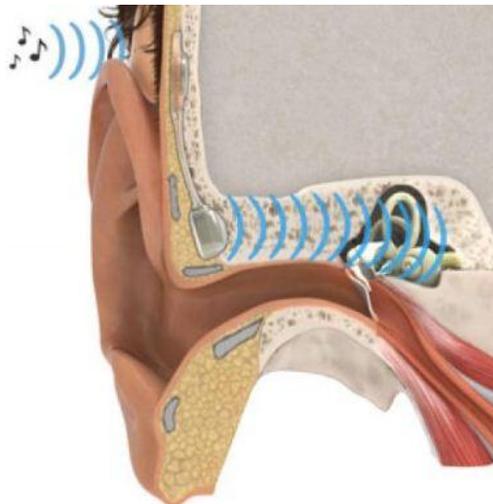


Figura II.34.- Audición del oído

II.7.1.- Fisiología de la Audición del Oído.

El oído externo se integra del pabellón auricular u oreja, conducto auditivo externo y membrana timpánica, a este nivel la propagación del sonido es por vía aérea. La oreja o pabellón auricular debido a su forma de “cono” ayuda a la localización y recepción del sonido, sus diferentes repliegues aportan información acerca del tipo de sonido que se escucha. El conducto auditivo externo por su configuración aumenta la transmisión y resonancia del sonido [II.6].

Al conectarse o “chocar” el sonido sobre la membrana timpánica, esta se moviliza y vibra de diferentes maneras en sus diversos segmentos (porción central, intermedia y periférica) y dependiendo de la distintas frecuencias del sonido (tonos agudos o graves), activando a los huesillos del oído medio; actúa como un resonador [II.6, II.25].

El oído medio se integra de un espacio llamado “cavidad del oído medio” la cual aloja a los huesillos del oído, es decir al martillo, yunque, estribo, trompa de Eustaquio, ventana oval, pequeños músculos (músculo del martillo y del estribo) y ligamentos que sostienen a los huesillos, de ahí su fragilidad. A este nivel la transmisión del sonido se realiza por vía mecánica, por un sistema de palancas, cuando la membrana timpánica vibra y activa a la cadena oscicular, el martillo gira sobre su propio eje y moviliza al yunque el cual a su vez activa el movimiento de giro de la platina del estribo, que contacta con la ventana oval, de esta manera acciona al oído interno, desencadenándose el movimiento de los líquidos de la cóclea [II.6, II.25].

La cavidad del oído medio consiste en la caja timpánica, antrotimpánico y celdillas mastoideas así como la trompa de Eustaquio. La cavidad timpánica se comunica con el antrotimpánico y las celdillas mastoideas por medio del aditus timpánico (atrás y arriba) y con la trompa de Eustaquio (por delante y abajo). Estos espacios se consideran una misma entidad del sistema conductor del sonido. Esta cavidad aérea cerrada actúa físicamente como un cuerpo amortiguador [II.6, II.25].

Los músculos del estribo y del martillo (tensor del tímpano), ejercen fuerzas antagónicas, es decir, en direcciones opuestas, pero con sinergia funcional (en línea perpendicular a su eje). La contracción acústica se refleja en estos músculos intratimpánicos, la cual se genera en ambos lados por medio de estimulación unilateral. El primero al contraerse separa la base del estribo de la ventana oval y el segundo tira del manubrio del martillo hacia adentro y disminuye las vibraciones de la membrana timpánica [II.25].

Se sabe que el arco reflejo consiste en una rama aferente que inicia en las células en cepillo de la cóclea y llega al núcleo motor del facial, contrayendo al músculo del estribo (reflejo estapedial), del trigémino (reflejo tensor del tímpano) por conducto del núcleo coclear ventral del complejo olivar superior y de los fascículos longitudinales mediales y en una rama eferente de origen en

núcleos motores que bajan hasta los músculos intratimpánicos [II.6, II.25]. Las diferentes funciones que tienen son:

1. Contracción acústica de efecto protector de la intensidad, disminuyendo la transmisión sonora, protegen a los receptores auditivos, es decir, al oído interno del ruido excesivo. Sin embargo el tiempo de reacción del reflejo es de 40-160 ms. Por lo que no protege de un estímulo, breve e intenso (una detonación o disparo de un arma de fuego).
2. Selección de frecuencias (altas), el musculo aumenta su contracción y selectivamente incrementa su sensibilidad auditiva.
3. Prevención de armónicas aurales, enmascara frecuencias, disminuye y elimina las armónicas, con lo que mejora la agudeza auditiva, mientras más agudas sean las notas.
4. Sostienen y estabilizan la cadena de huesillos.

La trompa de Eustaquio, tiene tres principales funciones que son de igualar la presión entre el oído medio y el exterior, proteger al oído de los cambios de presión (barométrica) grandes y rápidos, sirve de drenaje al oído medio arrastrando hacia la nasofaringe el moco. Tres pequeños músculos activan su mecanismo de apertura al contraerse, de los cuales el principal es el periestafilino externo, aunque también participan el periestafilino interno y salpingofaríngeo. Por ello las acciones de deglución, bostezo, estornudo y grito sonoro, aumentan la presión en la rinofaringe y abren momentáneamente la trompa de Eustaquio (Figura II.35) [II.25, II.29].

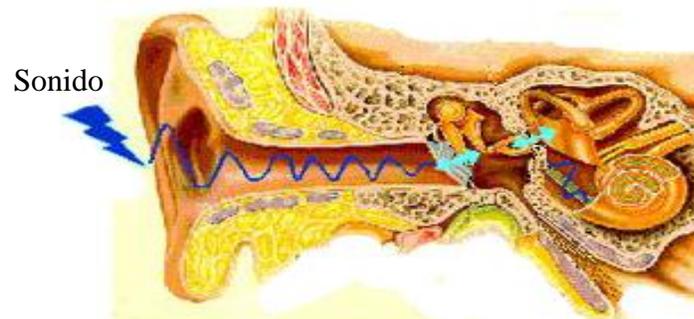


Figura II.35.- Propagación del sonido a través del oído

La diferencia entre el tamaño de la membrana timpánica y el de la membrana de la ventana oval, hace que aumente la energía del sonido. La relación de superficie entre ellas es de 20:1.

El oído interno se compone de una porción que se encarga de la audición, la cóclea (una porción que conserva y modula el equilibrio), la porción Vestibular, el utrículo, sáculo y los conductores semicirculares (lateral, superior y posterior). A este nivel el sonido se propaga por vía hidroeléctrica, cuando se transmite el estímulo de las células ciliadas del oído interno hasta la corteza cerebral, pasando por diferentes relevos [II.29].

La cóclea o caracol, por la forma que conserva es un “tubo” enrollado en 2 vueltas y $\frac{3}{4}$, con una longitud de 35mm; la cual se compone de espacios internos o escalas divididas por dos membranas, la membrana basilar y la membrana de Reissner, la escala Vestibular (superior), la escala timpánica (inferior), ambas contienen un líquido llamado perilinfa y se comunican entre sí por una apertura ubicada en el vértice de la cóclea llamado helicotrema (Figura II.36).

La escala media o coclear no se comunica con las otras dos escalas y contiene en su interior un líquido llamado endolinfa [II.25, II.29].

La cóclea realiza dos funciones esenciales:

- Transforma la energía sonora en un potencial bioeléctrico que estimula las terminaciones del nervio auditivo.
- Codifica las señales acústicas para que el cerebro procese la información contenida en el estímulo sonoro escuchado (convierte el estímulo acústico en actividad neural).



Figura II.36.- Transmisión del sonido a través de la cóclea

El órgano de Corti se localiza en la membrana basilar, en esta estructura están contenidas las células ciliadas, las células receptoras. Este órgano se extiende por toda la cóclea, desde la parte basal hasta el vértice, por consiguiente tiene forma de espiral. Contiene las células ciliadas, las cuales se disponen en 4 hileras, 3 de células ciliares externas, que suman un aproximado de

20000 y 1 hilera de células ciliares internas, que suman aproximadamente 3500. Las células ciliadas internas, actúan como sensor de velocidad y las células ciliadas externas como sensor de desplazamiento [II.29].

II.7.2.- Importancia de la Audición e Higiene Auditiva.

A ella se debe el lenguaje, cuando uno es bebé, se aprende a hablar repitiendo todo aquello que escuchamos en nuestro entorno, desde palabras sencillas (mamá, papá, etc.) hasta las más complejas; esto nos ha permitido comunicarnos plenamente con otras personas. Desafortunadamente hay sorderas de nacimiento debido a alteraciones genéticas o congénitas infecciosas y no infecciosas [II.6].

Otras adquiridas en el transcurso temprano de la vida como por ejemplo las que se asocian a la prematuridad, a la hiperbilirrubinemia, infecciones, uso de ciertos medicamentos, etc., por lo cual el lenguaje y el aprendizaje se han interrumpido lo que limita, restringe o anula la vida en comunidad y por consecuencia la calidad de vida total del individuo, incluyendo la disminución de posibilidades y oportunidades escolares, laborales, etc.

La Organización Mundial de la Salud (OMS) aconseja no exponerse a más de 65 dB, ya que la exposición a niveles mayores produce alteraciones físicas (alteraciones de la frecuencia cardíaca, aumento de la presión arterial, eleva la producción de adrenalina, aumenta las secreciones gástricas) y alteraciones psíquicas (estrés, alteraciones en la concentración, disminución del rendimiento intelectual, baja tolerancia y conducta agresiva). En la siguiente Tabla II.1 se muestra el nivel de exposición de ruido y la consecuencia que se produce al estar expuestos a ese rango [II.4].

Tabla II.1.- Niveles de ruido y sus consecuencias.

Nivel de Exposición de Ruido.	Consecuencias.
A 30 dB.	Produce alteración en la comunicación verbal y dificultad para conciliar el sueño.
A 40 dB.	Interrumpe el Sueño.
A 45 dB.	Produce malestar diurno moderado.
A 50 dB.	Produce malestar diurno intenso.
A 55 dB.	Produce comunicación verbal extremadamente difícil.

A 65 dB.	Produce disminución de la audición a largo plazo.
De 90 a 110 dB.	Ocasiona pérdida de la audición (sordera) a corto plazo.

A continuación se presentan los pasos a seguir cuando una persona o uno mismo no escuchan bien:

1- Si no escucha bien:

- Acudir a la brevedad a consulta con el médico otorrinolaringólogo, quien después de realizar un examen escrupuloso, enviara a realizar una audiometría, para establecer un diagnóstico preciso del daño auditivo y establecer el tratamiento a seguir.
- Durante una conversación elija un sitio tranquilo, de poco ruido ambiental, colóquese de frente a su interlocutor o del lado de su mejor oído, para favorecer la comunicación.
- Ponga atención a la información que le dicen, mire a su interlocutor y apóyese en los movimientos de labios y la expresión general de la cara y cuerpo.
- Lleve consigo una libreta para que en caso necesario, a pesar de haberle repetido la información y no se haya entendido; pida que le anoten.
- Si es candidato al implante coclear o al uso de algún dispositivo auxiliar auditivo, canalice todos sus esfuerzos por obtener el dispositivo o procedimiento que hará de restablecer su audición e incorporarlo a la vida en la sociedad.

2- Si convive con alguna persona que no escucha bien:

- Lleve a su familiar a una revisión médica por el otorrinolaringólogo y de ser posible que se le realice un estudio audiométrico completo para establecer el diagnóstico y pueda recibir el tratamiento idóneo.
- Hable despacio, claro, pausado y aún tono en que su interlocutor lo pueda escuchar.
- Evite conversar en lugares ruidoso o al aire libre, ya que el ruido ambiental interfiere con la captación del sonido inclusive si la persona usa un auxiliar auditivo.
- Si el interlocutor se muestra confuso con la información, proceda a aclararla con palabras y frases sencillas, si es necesario escribálas.
- Use gesticulaciones y enfatice con las manos la información.

- Durante la conversación evite fumar, comer y hablar a la vez, mascar chicle, ya que todo esto distorsiona la dicción y dificulta al otro escuchar, además de que interfiere la lectura labial.
- Sea paciente, tolerante, condescendiente y comprensivo con el otro.

Según la Norma Oficial Mexicana (NOM-011-STPS-2001) sobre condiciones de seguridad e higiene en los centros de trabajo (en una jornada laboral de 8 horas) no deben exponerse a ruidos mayores de 90 dB en el centro laboral; en la Tabla II.2 se observa el rango de ruido a estar expuestos, así como el tiempo permisible que se debe estar.

Tabla II.2.- Nivel de ruido y tiempo máximo permisible al ruido, dependiendo del nivel.

Nivel de exposición al ruido(NER)	Tiempo máximo permisible de exposición(TMPE)
90dB	8 Horas
93 dB	4 Horas
96 dB	2 Horas
99 dB	1 Hora
102 dB	30 Minutos
105 dB	15 Minutos

II.8.- Audífonos.

El **audífono** es un circuito electrónico diseñado para amplificar la señal acústica de forma que los sonidos sean audibles para el usuario. Estos aparatos están electrónicamente formados por varios componentes encargados de la recepción, procesamiento y emisión de la señal acústica al interior del oído (Figura II.37) [II.20].



Figura II.37.- Audífono

Son aparatos electrónicamente muy complejos que ayudan a percibir los sonidos del entorno y del habla, amplificando selectivamente cada una de las frecuencias, sin superar determinadas intensidades para evitar malestar (umbral del dolor) en las personas que padecen pérdidas auditivas [II.24].

Para la rehabilitación de la pérdida auditiva se utilizan dos métodos, los cuales son:

- Los Dispositivos Auxiliares Auditivos.
- Los Implantes Auditivos.

II.8.1.- Dispositivos Auxiliares Auditivos.

Básicamente, el sonido es captado por un micrófono que convierte las ondas sonoras en señales eléctricas, estas pasan a un amplificador, donde la señal puede transformarse y amplificarse adaptándose a las necesidades de cada persona, y de aquí al auricular, que vuelve a convertir las señales eléctricas en sonido (Figura II.38) [II.24].



Figura II.38.- Dispositivos auxiliares auditivos

II.8.1.1.- Elementos de un Dispositivo Auxiliar Auditivo.

- **Micrófono(s):** Encargados de captar el sonido del exterior, para su posterior procesamiento, en este punto la energía acústica se transforma en energía eléctrica para continuar a lo largo de todo el circuito donde esta señal será procesada. Pueden contar con uno o más micrófonos dependiendo del modelo de audífono.
- **Amplificador:** Circuito electrónico capaz de amplificar la señal acústica recibida a través de los micrófonos, en él está alojado el chip del audífono.
- **Microprocesador:** Es el encargado del procesamiento de la señal, donde además en los audífonos digitales se incorporan todas las prestaciones tecnológicas.

- **Auricular:** Transforma la energía eléctrica en energía acústica para su posterior emisión al interior del oído (Figura II.39) [II.20].

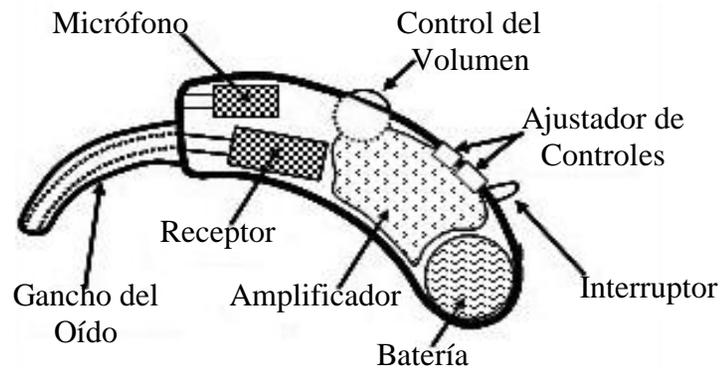


Figura II.39.- Componentes de un audífono

II.8.1.2.- Tipos de Dispositivos Auxiliares Auditivos.

Existen diferentes **tipos de audífono** que se diferencian principalmente en el modo de colocación, potencia, y adecuación al perfil audiométrico del paciente. Se clasifican en 2 tipos: Retroauriculares e Intraauriculares. A continuación se explican cada uno de ellos [II.20, II.24]:

1- Retroauriculares (Externos):

Son los audífonos que están colocados detrás del pabellón auditivo, entre los cuales se encuentran:

Audífonos B.T.E (Behind The Ear): Son los audífonos que ofrecen una mayor potencia, destinados a personas con pérdidas moderadas-severas. A su vez, estos audífonos poseen una mayor cantidad de prestaciones tecnológicas debido a la mayor disponibilidad de espacio. Al ir detrás de la oreja, se necesita un tubo de un tamaño similar a una pajita para conducir el sonido hasta el interior del oído, y dependiendo del grado de pérdida, se necesitará un molde a medida para conducir y sellar el conducto auditivo (Figura II.40).



Figura II.40.- Audífono BTE

Audífonos Open-Fit: Audífonos que van detrás de la oreja, pero la diferencia principal con los B.T.E. convencionales destinado a usuarios con pérdidas leves-moderadas y también que estos están destinados a personas que tengan los graves conservados. Estos audífonos son generalmente de tamaño pequeño, y con un tubo fino como un palillo dental hasta el interior del canal auditivo, no es necesario molde a medida a no ser que exista pérdida en frecuencias graves (Figura II.41).



Figura II.41.- Audífono Open-Fit

R.I.C (Receiver In The Canal)/R.I.T.E(Receiver In The Ear): Similar a los B.T.E., destinados a personas con pérdidas moderadas-severas, la principal diferencia que los caracteriza es la colocación del auricular en el canal auditivo, lo que permite obtener una mayor ganancia para frecuencias agudas mejorando la imposibilidad de causar retroalimentación o pitidos. Además permiten un tamaño mínimo del audífono por no estar alojado en la carcasa, detrás de la oreja el auricular (Figura II.42).



Figura II.42.- Audífono R.I.C./R.I.T.E.

2- Intraauriculares (Internos):

Son audífonos que se colocan dentro del canal auditivo externo, entre los cuales se encuentran:

Concha o I.T.E. (In The Ear): Van alojados dentro del oído, ocupan toda la concha y parte del canal auditivo. Poseen una potencia mayor que los ITC convencionales, pero cada vez están más en desuso por la aparición de audífonos retroauriculares, RIC e intracanales con mayor potencia y más discreción (Figura II.43).



Figura II.43.- Audífono I.T.E. o concha

Intracanal o I.T.C. (In The Canal): Estos audífonos son aquellos que van alojados dentro del canal auditivo, en la mayoría de los casos poseen una potencia inferior a los audífonos retroauriculares, ya que al ser a medida, el conducto auditivo de una persona no dispone de un espacio muy amplio. Últimamente podemos ver audífonos intraauriculares que cubren pérdidas severas, pero para poder adaptarlos es necesario poseer un canal auditivo lo suficientemente ancho para dar cavidad al auricular al igual que ocurre con los siguientes modelos (Figura II.44).



Figura II.44.- Audífono I.T.C. o intracanal

Intracanal Interno o C.I.C. (Complete In Canal): Son los modelos alojados completamente en el canal auditivo, de menor tamaño que los I.T.C. Normalmente son válidos para pérdidas leves

aunque actualmente podemos ver modelos C.I.C. de más potencia que llegan a cubrir pérdidas de mayor grado. Esta adaptación de estos modelos puede tener limitaciones en usuarios con conductos demasiado estrechos (Figura II.45).



Figura II.45.- Audífono C.I.C. o intracanal interno

II.8.2.- Implantes Auditivos.

Los implantes auditivos son sistemas que se implantan en el interior del oído de la persona. Están compuestos por una parte externa y otra interna. La parte externa se encarga de la recepción de los sonidos mediante el micrófono y el procesamiento de esta señal llevado a cabo por el procesador.

Posteriormente mediante inducción o vibración transmiten la información al interior del oído donde el transductor se encargará de transformar la información recibida en impulsos nerviosos (Figura II.46) [II.20].



Figura II.46.- Implante auditivo

II.8.2.1.- Tipos de Implantes Auditivos.

Lo anterior es una explicación muy general del funcionamiento de los sistemas auditivos implantables, pero dependiendo del tipo, surgirán diferencias considerables, como en el caso de los implantes cocleares que provocan una estimulación eléctrica directa o los sistemas osteointegrados que lo hacen mediante vibraciones [II.20].

Implante Osteointegrado: Los sistemas osteointegrados son audífonos implantados directamente en el hueso temporal del paciente, localizado en la lateral del cráneo justo por detrás de la oreja. Este tipo de adaptación se lleva a cabo en pacientes que por sus necesidades fisioanatómicas, no pueden recibir las ondas sonoras por la vía aérea que puede ser producido por diversas patologías o malformaciones en el canal auditivo, oreja, otitis crónicas con supuración, etc.; que impiden el paso del sonido al oído medio. Indicado para hipoacusias de transmisión que pueden ser adaptadas con este sistema cuando la pérdida alcanza niveles leves o moderados. Se puede colocar en pacientes con un oído cófotico donde no existe audición [II.20].

La intervención quirúrgica es simple y se efectúa colocando en el hueso temporal o mastoides el implante. En los adultos normalmente se efectúa con anestesia total y una duración de media hora. Después de la colocación del implante se debe esperar a que se produzca la osteointegración o unión del titanio que es el material que se utiliza con el hueso, unos 3 meses. Pasado este período se conecta el transmisor para que la persona pueda empezar a oír de nuevo (Figura II.47) [II.20].



Figura II.47.- Implante osteointegrado

Implante Carina GI4: Es un sistema implantable por detrás de la oreja y por debajo de la piel lo que permite tener el canal auditivo del paciente completamente libre. El implante Carina rodea el

oído medio, la membrana timpánica y parte de la cadena de huesecillos, de forma que entra en contacto directo con las partes anatómicas del oído medio y así estimula de forma más directa.

Este implante tan solo está destinado para personas adultas con pérdida auditiva de moderada a severa. Destinada sobre todo a usuarios que hayan utilizado audífono y tengan ya cierta experiencia previa o para aquellas personas que por problemas anatómicos no puedan beneficiarse de un audífono tradicional con sonido amplificado por vía aérea.

El funcionamiento es muy similar al de otros dispositivos implantables., compuesto por un micrófono, procesador, bobina y transductor alojado en el oído medio. El micrófono recoge la señal y la procesa, a partir de ahí entra en funcionamiento el transductor que mediante una punta con movimientos estimula los huesecillos como si las vibraciones sonoras procediesen directamente del tímpano y de aquí al oído medio, el recorrido del sonido es totalmente natural, huesecillos, cóclea y nervio auditivo[II.20].

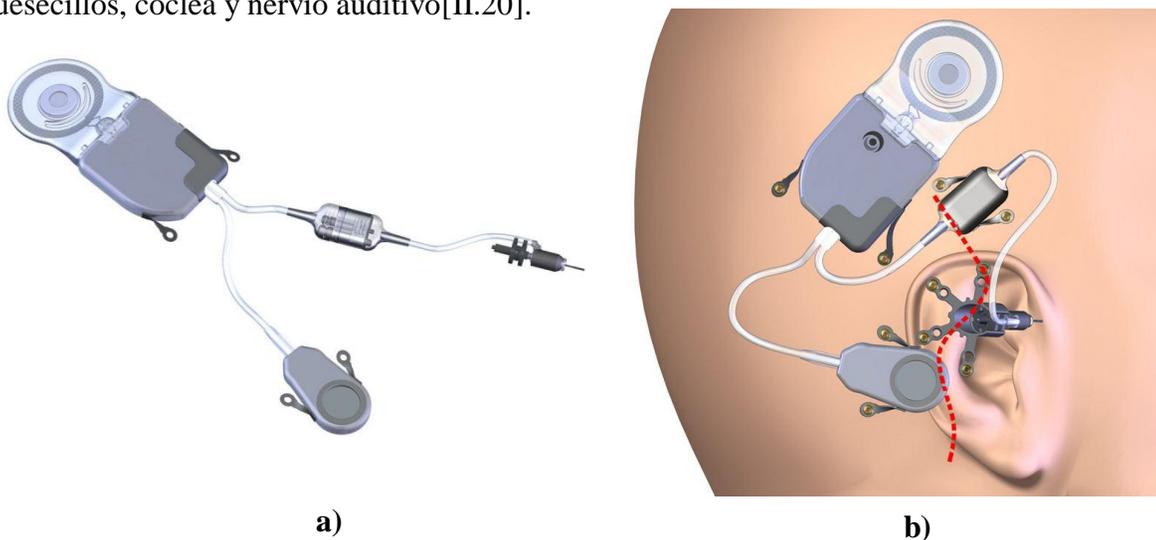


Figura II.48.- a) Implante Carina GI4, b) Dispositivo implantado

Implante Tronco Cerebral: Este tipo de implante está destinado a personas con el nervio auditivo dañado, que es el encargado de llevar la información de la cóclea hasta el tronco cerebral y encéfalo para su correcta decodificación.

Los implantes troncoencefálicos están formados por los elementos internos: electrodos, receptor, transductor y bobina; y las partes externas compuestas por micrófono y el procesador del sonido para codificar la información sonora y enviarla al receptor interno para la posterior estimulación.

Los implantes auditivos de tronco cerebral desempeña la función de estimulación directamente en el núcleo coclear, lugar donde terminan las fibras nerviosas que salen de la cóclea y que pueden estar deterioradas por algún tipo de patología (enfermedad) en las fibras nerviosas, tal como la neurofibromatosis o algún tumor auditivo.

Para la implantación de este sistema es necesaria una operación quirúrgica. Se realiza normalmente en uno de los dos lados incluso aprovechando en muchas ocasiones la misma operación en la que puede ser extirpado un tumor auditivo. Los electrodos se colocan alrededor del núcleo coclear para conseguir una correcta estimulación y tras pasado aproximadamente un mes, se podrá llevar a cabo la activación del implante de tronco cerebral [II.20].



Figura II.49.- Implante tronco cerebral, se observa el electrodo en posición

Implante Coclear: Es un dispositivo implantable en la cóclea cumpliendo la misma función que un audífono convencional. La principal diferencia entre el implante y un audífono son las partes que lo componen, la colocación de las mismas y al grupo determinado de personas al que se destina, personas con sorderas profundas (cofosis) [II.20].

El implante se asemeja a un audífono en la parte de procesamiento de la señal, pero en vez de utilizar un altavoz para emitir las ondas de sonido amplificadas, se compone de un "haz" de electrodos que van implantados directamente en la cóclea, de forma que cumplen la función de las células ciliadas ya que estimula directamente el nervio auditivo (Figura II.50). Este novedoso sistema permite que personas completamente sordas recuperen la audición, al igual que los recién nacidos con sordera prelocutiva y que por lo tanto no han aprendido a hablar. Por esta razón, cuanto antes se realice la adaptación en un niño o bebé hipoacúsico mejor será la rehabilitación y la adquisición del lenguaje oral para una incorporación a una vida normal [II.20].



Figura II.50.- Implante coclear

II.9.- Implante Coclear.

Algunas definiciones de lo que es un Implante Coclear son:

- 1-Es un sistema que transforma los sonidos y ruidos del medio ambiente en energía eléctrica capaz de actuar sobre las aferencias del nervio coclear desencadenando una sensación auditiva en el individuo; también se puede definir como una técnica quirúrgica que permite que un paciente con hipoacusia neurosensorial profunda pueda oír; esta técnica consiste en la introducción de un electrodo en el interior de la cóclea conectado a un procesador de sonidos externo que recibe los estímulos del exterior y los transforma en energía capaz de desencadenar una sensación auditiva[II.33].
- 2-Es un dispositivo auditivo que proporciona una sensación de sonido a quienes padecen de una sordera grave y profunda o total (ya sea por causa genética, malformativa o adquirida) lo que se comprueba por la existencia de un promedio de pérdida auditiva en la audiometría tonal superior a 90 dB en las frecuencias del lenguaje de (300 a 3000 Hz) [II.34].
- 3-El implante coclear (I.C.) es un dispositivo electrónico capaz de captar las ondas acústicas del medio y transformarlas en señales eléctricas, las que estimulan al nervio auditivo y mediante él, son transportadas hasta los centros auditivos superiores. De esta forma, el Implante Coclear reemplaza la función de células ciliadas dañadas y permite, al individuo con Hipoacusia Sensorineural Profunda, recibir información sonora [II.1].
- 4-Es un dispositivo electrónico pequeño y complejo que puede ayudar a proporcionar sentido de la audición de sonidos a una persona que sea profundamente sorda o que tenga graves dificultades auditivas. El implante consiste en una parte externa que se sitúa detrás

de la oreja, y una segunda parte que se coloca quirúrgicamente debajo de la piel (Figura II.51) [II.35].



Figura II.51.- Implante coclear en una niña

II.9.1.- Componentes de un Implante Coclear.

Un implante coclear tiene las siguientes partes (Figura II.52) [II.35]:

- **Micrófono:** Capta los sonidos del ambiente.
- **Procesador del Habla o Voz:** Selecciona y organiza los sonidos captados por el micrófono.
- **Transmisor:** Recibe las señales del procesador del habla.
- **Receptor/Estimulador:** Convierte las señales en impulsos eléctricos.
- **Conjunto de Electrodo:** Es un grupo de electrodos que recogen los impulsos del estimulador y los envía a las distintas regiones del nervio auditivo.

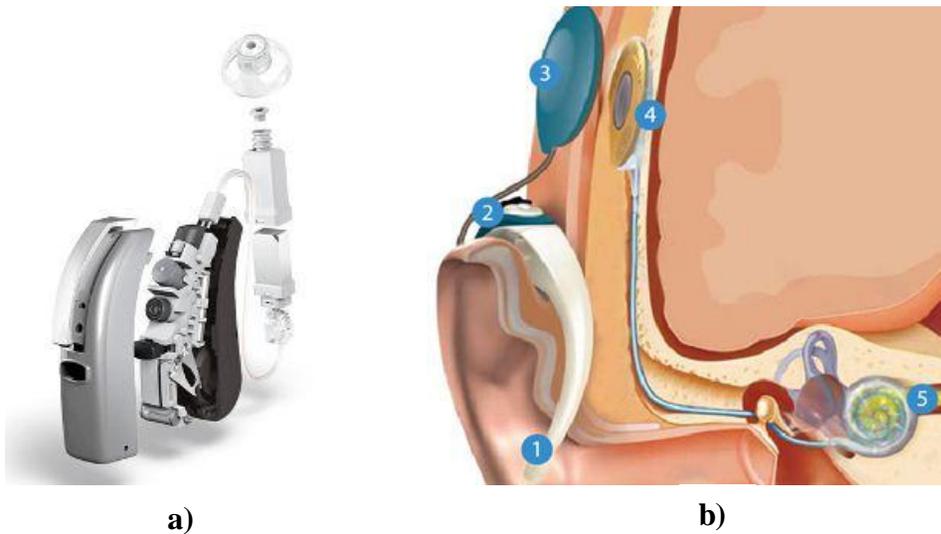


Figura II.52.- a) Partes del dispositivo, b) Funcionamiento del dispositivo

II.9.2.- Tipos de Implantes Cocleares.

Existen diferentes tipos de implantes cocleares, que se clasifican en función de tres criterios [II.36, II.37]:

1. Ubicación de los electrodos:

- **Intracocleares:** Situados dentro de la escala timpánica. Se eligió la escala timpánica, por su fácil acceso y estar próxima a la lámina ósea espiral que contiene las dendritas del VIII par.
- **Extracocleares:** Generalmente situados sobre la membrana de la ventana redonda, la espira basal del caracol o en múltiples puntos a lo largo de las espiras cocleares. La colocación extracoclear de los electrodos es menos invasiva, pero requiere una corriente mucho mayor para producir estimulación del nervio y este aumento de corriente a su vez da otalgias, vértigos y contracturas faciales (Figura II.53).

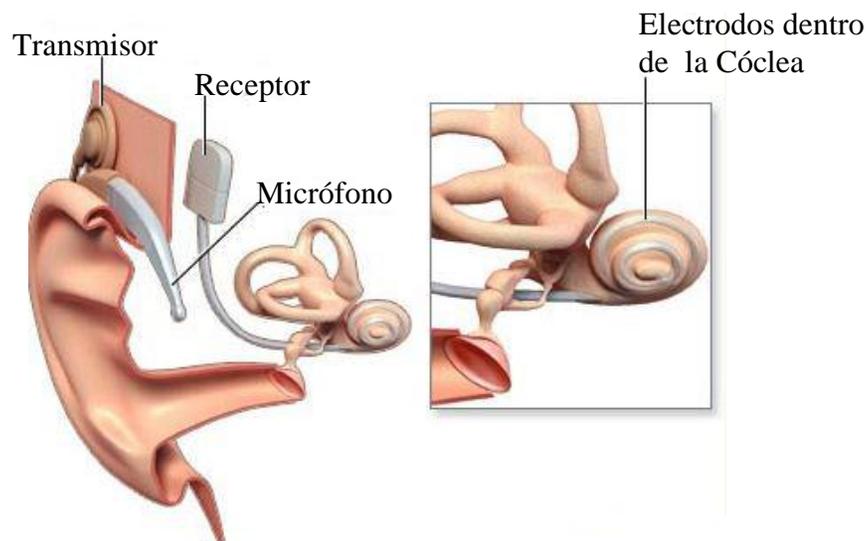


Figura II.53.- Electrodo intracoclear (ADAM)

2. Número de canales:

- **Monocanales:** Aunque dan menos información, aún se emplean por diversas razones: facilidad de fabricación, menor costo y facilidad de colocación. La colocación quirúrgica parece menos traumática si son de menor diámetro, menos rígidos, o se introducen en un tramo más corto de la rama timpánica, aunque generalmente son más rígidos los monocanales. Se tiene una mayor superficie de contacto y un área mayor, aminorando la

densidad de carga en el electrodo. Los monocanales extracocleares son menos invasivos. Se colocan en la ventana redonda o empleando bajas frecuencias, en el promontorio.

- **Multicanales:** Los multicanales, tienen la ventaja de poder dar algún tipo de código tonotópico y poder estimular en el sitio más adecuado. Si elegimos solo uno de los múltiples electrodos, empleamos el más idóneo. Estos electrodos pretenden dar una estimulación tonotópica, siguiendo la "Teoría del Lugar". Los extracocleares de multicanales, necesitan eliminar parte del hueso para lograr un espacio razonable, donde colocar los electrodos; lo normal es que sean intracocleares, colocados en la rampa timpánica. Los más sencillos constan de una serie de electrodos esféricos de Platino-Iridio dispuestos en sentido longitudinal en la rampa timpánica situándolos sobre un transportador de caucho siliconado (Figura II.54).



Figura II.54.- Cavidad para el electrodo multicanal

3. Por su configuración:

- **Monopolares:** Estimulan una mayor porción del nervio con menos corriente que la que se necesita con los bipolares. Generalmente tienen el electrodo tierra fuera de la cóclea, y pretenden estimular al máximo el nervio.
- **Bipolares:** Suelen ser menores que los monopolares y están equidistantes del nervio. Los bipolares estimulan porciones más discretas y locales del nervio que los múltiples monopolares y controlan mejor la dispersión de la corriente, además producen corrientes eléctricas en porciones limitadas de la cóclea.

En ambos se requieren al menos dos electrodos, el activo (más cerca al nervio) y el indiferente. La corriente de estimulación depende del voltaje y la resistencia entre ellos. Cuando se emplean más de dos electrodos, el patrón de campos entre ellos es aún más complejo. Teóricamente los multipolares, producirían la interacción de múltiples señales cuando estimulan a la vez, aunque no parece que se interfieran tanto. Todos estos sistemas tienen ventajas e inconvenientes, pero ha quedado demostrado que la estimulación multicanal intracoclear produce una mayor capacidad de comprensión de la palabra hablada que la estimulación monocanal o extracoclear [II.36, II.37].

II.10.- Sumario.

El presente capítulo se describe las estadísticas de sordera o hipoacusia a nivel mundial hasta llegar a México; así como las causas que provocan la sordera en bebés, adolescentes y adultos de edad avanzada. También, se presentan los protocolos que se siguen para la detección de la hipoacusia, los tipos de hipoacusia que existen y como se clasifican.

Se muestra la anatomía y fisiología del oído humano, además el funcionamiento del oído con los dispositivos o implantes auditivos; esto ayuda a comprender mejor el funcionamiento de los dispositivos tanto analógicos como digitales; y así observar las características de cada uno de ellos y saber elegir cual es el más adecuado u óptimo, dependiendo del grado de la hipoacusia.

El desarrollo de nuevas tecnologías, así como de materiales ha llevado al estudio de componentes electrónicos y mecánicos, para el diseño de modernos dispositivos auxiliares auditivos y nuevas técnicas quirúrgicas para implantes auditivos; obteniendo por consecuencia varios métodos para poder corregir los defectos de audición de las personas y colocando al alcance de todo el mundo estos medios; además de seguir normas o reglas para evitar la pérdida de audición tanto a largo plazo como a corto plazo.

II.11.- Referencias

II.1.- Ministerio de Salud de Santiago, *Implante Coclear: Rehabilitación de Personas en Situación de Discapacidad por Hipoacusia Sensorineural Severa a Profunda Bilateral*, Ed. Guías Clínicas Minsal, Chile, pp 9, 2008.

II.2.- Secretaria de Salud, *Hipoacusia Neurosensorial Bilateral e Implante Coclear*, 1ª ed., Ed. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud (CENETEC), México, pp 7-8, 2010.

- II.3.- Chávez, M., Álvarez, Y., De la Rosa, A., Virgen, M., Castro, S., *Déficit Auditivo en Pacientes Atendidos en Otorrinolaringología del IMSS*, Ed. Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social, Guadalajara-México, pp 315-322, 2008.
- II.4.- Organización Mundial de la Salud, *Cuidado Primario del Oído y la Audición*, Ed. OMS, pp 15-20, 2009.
- II.5.- Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud, *Implantes Cocleares*, 1ª ed., Ed. Gaceta CENETEC, México, http://www.cenetec.gob.mx/interior/gaceta2_1_1/sumario.html, 2009 (consultado en mayo 2013).
- II.6.- Asociación Mexicana para el Diagnóstico y Tratamiento de la Sordera, A.C, <http://www.dtxx-sordera.org/>, (consultado en mayo 2013).
- II.7.- Organización de las Naciones Unidas, <http://www.un.org/es/index.shtml> , (consultado en mayo 2013).
- II.8.- Instituto Nacional de Estadística Geografía e Informática, <http://www3.inegi.org.mx/sistemas/TabuladosBasicos/Default.aspx?c=27302&s=est>, (consultado en mayo 2013).
- II.9.- Schroeder, L., Petrou, S., Kennedy, C., McCann, D., Law, C., Watkin, P.M., Worsfold, S. and Yuen, H.M., *The Economic Costs of Congenital Bilateral Permanent Childhood Hearing Impairment*, Ed. Pediatrics, pp 101-112, 2006.
- II.10.- Dunmade, A. O., Dunmade, A. D., Taiwo, O. A., Tomori, A. R. and Komolafe, T. M., *A Software System for Diagnosis and Classification of Deafness*, Ed. European Journal of Scientific, pp 597-605, 2009.
- II.11. - Agency for Healthcare Research and Quality, <http://www.ahrq.gov/> , (consultado en mayo 2013).
- II.12. - Martínez, C. G. y Valdez, G. M., *Detección Oportuna de la Hipoacusia en el Niño*, Ed. Pediatría, México, pp 176-180, 2003.
- II.13. - American Academy of Pediatrics, *Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs*, Ed. Pediatría, pp 898-921, 2007.
- II.14. - Gil-Carcedo, L. M. y Gil-Carcedo, E., *Acústica y Audiología Básicas*, Barcelona-España, Ed. Laboratorios Menarini, pp 5-7,1995.
- II.15. - Santos-Santos, S., *Hipoacusia Neurosensorial Infantil: Estudio Retrospectivo de Factores de Riesgo y Etiología*, Tesis Doctoral, Universidad Complutense de Madrid, pp 2-3, 2004.

- II.16. - Arellano-Rodríguez, B., *Caracterización de Sorderas Neurosensoriales*, Tesis Doctoral, Universidad Autónoma de Madrid, pp 6-8, 2000.
- II.17. - Wilson, J., *Deafness in Developing Countries*, Estados Unidos, Ed. Otolaryngology, pp 2-9, 1985.
- II.18- Northern, J. L. y Downs, M. P., *Medical Aspects of Hearing Loss*, Ed. Lippincott Williams & Wilkins, pp. 50-60, 2002.
- II.19. - American Medical Association, *Ear: Nose Throat and Related Structures*, Ed. Guides the Evaluation of Permanent Impairment, pp 223, 1993.
- II.20. - Centro Auditivo Gaes y Anxel Casal, <http://www.infoaudifonos.net/perdida-auditiva>, (consultado en mayo 2013).
- II.21. - World Health Organization, <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/es/index.html>, (consultado en mayo 2013).
- II.22. - Morlet, T., *Impedimentos Auditivos*, pp 1-7, 2012.
- II.23. - Clínica Carrero, http://www.clinicajuancarrero.net/index.php?option=com_content&task=view&id=7 , (consultado en mayo 2013)
- II.24. - Cenjor-Español, C., Zorita-Díaz, M. M. y Martin-Sastre, M. T., *La deficiencia Auditiva*, 1ª ed., Ed. Estudios, España, pp 47-82, 2004.
- II.25. - Dowshen, S., *El Oído*, pp 1-5, 2011.
- II.26. - Drake, R., Wayne-Vogl, A. y Mitchell, A. W., *Gray: Anatomía para Estudiantes*, Ed. Elsevier, España, pp 250-270, 2011.
- II.27. - Putz, R. y Pabst, R., *Sabotta: Atlas de Anatomía Humana*, Tomo 1, 26ª ed., Ed. Medica Panamericana, pp 379-400, 2006.
- II.28. - Schunke, M., Schulte, E. y Schumacher, U., *Prometheus: Texto y Atlas de Anatomía*, Ed. Medica Panamericana, España, pp 270-320, 2006.
- II.29. - Rodríguez, S., *Anatomía de los Órganos del Lenguaje, Visión y Audición*, 2ª ed., Ed. Medica Panamericana, España, pp 197-.214, 2003.
- II.30. - Netter, F., *Atlas de Anatomía Humana*, 5ª ed., Ed. Elsevier, España, pp 92-120, 2011.
- II.31. - Hewitt, G. P., *Física Conceptual*, 9ª ed., Ed, Pearson Education, México, pp 381-383, 2004.
- II.32. - Schiffman, H., *La Percepción Sensorial*, 4ª ed., Ed. Limusa, pp 72, 2001.
- II.33. - Rubio, A. y Monfort, A., *Implante Coclear*, España, Ed. Universidad de Valencia, pp 9, 2005.

- II.34. - John Tracy Clinic, <http://www.jtc.org/> , (consultado en mayo 2013).
- II.35. - National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDCD), *Implantes Cocleares*, Estados Unidos, Hoja de Información, pp 1, 2007.
- II.36. - Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (AETS) Instituto de Salud Carlos III, *Implantes Cocleares: Actualización y Revisión de Estudios Coste-Utilidad*, España, pp 13-15, 2003.
- II.37. - López, M. B., *Implantes Cocleares, Valoración Clínica*, Tesis Doctoral, Universidad Central de Barcelona-España, pp 13-26, 1990.

CAPÍTULO III

FILTROS

En este capítulo se menciona los tipos de filtros analógicos y digitales que existen, así como también los procesos que se tienen que llevar a cabo para el desarrollo de un filtro y la implementación de estos con ayuda de programas de cómputo.



III.1.- Introducción

El análisis de circuitos con alimentación senoidal, se pueden determinar tensiones y corrientes en un circuito con una fuente de frecuencia constante. Si la amplitud de la fuente senoidal permanece constante y se varía la frecuencia, se obtiene la respuesta de frecuencia del circuito. Esta puede considerarse como una descripción completa del comportamiento del estado estable senoidal de un circuito como una función de la frecuencia [III.1].

Las respuestas en frecuencia de circuitos en estado estable senoidal son de importancia en muchas aplicaciones, en especial en los sistemas de comunicaciones y control. Una aplicación específica se encuentra en los filtros eléctricos que bloquean o eliminan señales con frecuencias no deseadas y dejan pasar las señales con las frecuencias deseadas [III.1].

El concepto de filtros ha sido parte integral de la evolución de las ingenierías desde sus inicios. Varios logros tecnológicos no habrían sido posibles sin los filtros eléctricos. Debido al predominante papel de los filtros, se han realizado muchos esfuerzos en relación con la teoría, el diseño y la construcción de filtros; muchos artículos y libros se han escrito acerca de ellos [III.1].

Cualquier sistema digital actúa sobre una señal de entrada proporcionando una salida que ha visto modificada sus propiedades en alguna medida, eliminando o amplificando componentes frecuenciales presentes en la señal de entrada, es decir, el sistema actúa como un filtro [III.5].

III.2.- Función de Transferencia

La función de transferencia $H(\omega)$ también llamada función de red es una herramienta analítica útil para determinar la respuesta en frecuencia de un circuito. De hecho, la respuesta en frecuencia de un circuito es la gráfica de la función de transferencia de este mismo, en función de ω y que varía desde $\omega=0$ hasta $\omega=\infty$. Una función de transferencia es la relación entre una función forzada y una función de excitación (o entre una salida y una entrada) dependiente de la frecuencia. En la Figura III.1 se muestra el diagrama a bloques de un sistema [III.1, III.8].

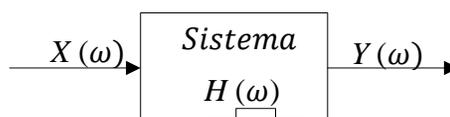


Figura III.1.- Representación con un diagrama a bloques de un sistema

Por lo tanto la ecuación sería:

$$H(\omega) = \frac{Y(\omega)}{X(\omega)} \quad \text{III.1}$$

Puesto que la entrada y la salida pueden ser una tensión o una corriente en cualquier parte del circuito, existen cuatro posibles funciones de transferencia, las cuales son:

$$H(\omega) = \text{Ganancia de Voltaje} = \frac{V_o(\omega)}{V_i(\omega)} \quad \text{III.2}$$

$$H(\omega) = \text{Ganancia de Corriente} = \frac{I_o(\omega)}{I_i(\omega)} \quad \text{III.3}$$

$$H(\omega) = \text{Transferencia de Impedancia} = \frac{V_o(\omega)}{I_i(\omega)} \quad \text{III.4}$$

$$H(\omega) = \text{Transferencia de Admitancia} = \frac{I_o(\omega)}{V_i(\omega)} \quad \text{III.5}$$

Donde los subíndices i y o indican los valores de entrada y salida respectivamente. Para obtener la función de transferencia utilizando la ecuación de ganancia de voltaje, se obtiene primero el equivalente en el dominio de la frecuencia del circuito sustituyendo los resistores, inductores o bobinas y capacitores por sus impedancias R , $j\omega L$ y $1/j\omega C$. Luego se usa cualquier técnica de circuitos para obtener la cantidad apropiada en la ecuación.

Se obtiene la respuesta en frecuencia del circuito, se gráfica en magnitud y la fase de la función de transferencia conforme varía la frecuencia. La función de transferencia puede expresarse en términos de sus polinomios numerador $N(\omega)$ y el denominador $D(\omega)$, es decir:

$$H(\omega) = \frac{N(\omega)}{D(\omega)} \quad \text{III.6}$$

Donde $N(\omega)$ y $D(\omega)$ no son necesariamente las funciones de entrada y salida, respectivamente. La representación de $H(\omega)$ en la ecuación anterior supone que los factores comunes del numerador y el denominador en $H(\omega)$ se han cancelado, reduciendo el cociente a los mínimos términos. Las raíces de $N(\omega)=0$ se llaman los ceros de $H(\omega)$ y suelen representarse como $j\omega = z_1, z_2, \dots$. De manera similar, las raíces de $D(\omega)=0$ son los polos de $H(\omega)$ y se representan como $j\omega = p_1, p_2, \dots$.

Para evitar el uso de algebra compleja es conveniente sustituir $j\omega$ temporalmente por s cuando se trabaja con $H(\omega)$ y reemplazar s por $j\omega$ al final [III.1, III.2, III.8].

III.2.1.- Escala de Decibeles.

No es siempre fácil obtener de manera rápida una gráfica de la magnitud y la fase de la función de transferencia; una forma más sistemática de obtener la respuesta de frecuencia consiste en utilizar los diagramas de Bode. Para realizar los diagramas se debe considerar dos aspectos importantes: el uso de algoritmos y decibeles al expresar la ganancia [III.1, III.2].

Puesto que los diagramas de bode se basan en logaritmos es importante tener en cuenta las siguientes propiedades de estos:

$$1- \log P_1 P_2 = \log P_1 + \log P_2 \quad \text{III.7}$$

$$2- \log P_1 / P_2 = \log P_1 - \log P_2 \quad \text{III.8}$$

$$3- \log P^n = n \log P \quad \text{III.9}$$

$$4- \log 1 = 0 \quad \text{III.10}$$

En los sistemas de comunicación la ganancia se mide en bels. El bel se usa para medir la relación entre dos niveles de potencia o la ganancia de potencia G ; es decir:

$$G = \text{Número de bels} = \log_{10} \frac{P_2}{P_1} \quad \text{III.11}$$

El decibel (dB) proporciona una unidad menor en magnitud, el cual corresponde a 1/10 de un bel y está dado por:

$$G_{\text{dB}} = 10 \log_{10} \frac{P_2}{P_1}$$

De manera alterna, la ganancia G puede expresarse en términos de la relación entre tensiones o de las corrientes es decir:

$$G_{\text{dB}} = 20 \log_{10} \frac{V_2}{V_1} \quad \text{III.12}$$

$$G_{\text{dB}} = 10 \log_{10} \frac{I_2}{I_1} \quad \text{III.13}$$

Es importante observar tres aspectos importantes de las ecuaciones III.11, III.12, III.13:

- Que $10\log_{10}$ se usa para la potencia, en tanto que $20\log_{10}$ se emplea para la tensión o la corriente, debido a la relación al cuadrado entre ellas ($P=V^2/R =I^2R$).
- El valor en dB es una medición logarítmica de la relación entre dos variables del mismo tipo. Por lo tanto, se aplica al expresar la función de transferencia H en las ecuaciones III.2 y III.3, que son cantidades adimensionales, pero no así en las ecuaciones III.4 y III.5.
- Solo se usan magnitudes de la tensión y la corriente en las ecuaciones III.12 y III.13. Los signos y los ángulos se manejarán de forma independiente.

III.2.2.- Diagramas de Bode

Hay una forma más sistemática de localizar los rasgos importantes de las gráficas o diagramas de magnitud y de fase de la función de transferencia. Se ha vuelto práctica estándar la función de transferencia sobre un par de gráficas semilogarítmicas: la magnitud en decibelios se grafica contra el logaritmo de la frecuencia; en un diagrama a parte, se grafica la fase en grados contra el logaritmo de la frecuencia. A estas gráficas semilogarítmicas de la función de transferencia son conocidas como diagramas de Bode [III.1].

La parte real de $\ln H$ es una función de la magnitud, mientras que la parte imaginaria es la fase. En un diagrama de magnitud de Bode, la ganancia se grafica en decibelios (dB), en función de la frecuencia. En la Tabla III.1 se observa algunas ganancias y sus valores en decibelios:

Tabla III.1.- Ganancias específicas y sus valores en decibelios

Magnitud H	$20 \log_{10} H$ (dB)
0.001	-60
0.01	-40
0.1	-20
0.5	-6
$1/\sqrt{2}$	-3
1	0
$\sqrt{2}$	3
2	6
10	20

20	26
100	40
1000	60

En un diagrama de fase de Bode, se gráfica en grados en función de la frecuencia. Se pueden incluir siete factores diferentes que pueden aparecer en diversas combinaciones en una función de transferencia, estos son [III.1, III.5, III.6]:

- 1-Una ganancia K.
- 2-Un polo o cero en el origen.
- 3- Un polo simple o cero.
- 4- Un polo cuadrático o cero.

III.3.- Filtros Analógicos

Los filtros analógicos clásicos fueron implementados con componentes RLC y amplificadores operacionales. Estos filtros analógicos fueron modelados matemáticamente mediante ecuaciones diferenciales ordinarias de transformadas de Laplace; fueron analizados en el dominio del tiempo o s (también conocida como Laplace). A continuación se explica la clasificación de estos filtros así como la clasificación entre estos filtros [III.1, III.12].

III.3.1- Clasificación de los Filtros Analógicos

Entre la clasificación de estos filtros se encuentran 2 tipos y cada uno de ellos también se clasifican de acuerdo al tipo de filtro u el orden de acuerdo a su función de transferencia, estos son los filtros pasivos y activos; más adelante se habla de sus características principales de cada uno [III.1, III.12].

III.3.1.1.-Filtros Pasivos

Un filtro es pasivo si consiste solo de elementos pasivos R, L y C. Se afirma que es un filtro activo si lo componen elementos activos (tales como transistores y amplificadores operacionales) además de los elementos pasivos R, L y C [III.1, III.12].

III.3.1.1.1.- Clasificación de los Filtros Pasivos

Los filtros pasivos se clasifican de la siguiente forma:

1. **Filtro Pasa-Bajas:** Deja pasar las frecuencias bajas y detiene las frecuencias elevadas, como se muestra en la Figura III.2.

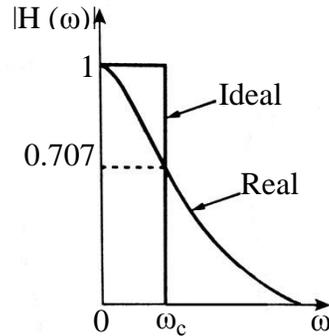


Figura III.2.- Filtro pasa-bajas

2. **Filtro Pasa-Altas:** Deja pasar altas frecuencias y rechaza las frecuencias bajas, como se muestra en la Figura III.3.

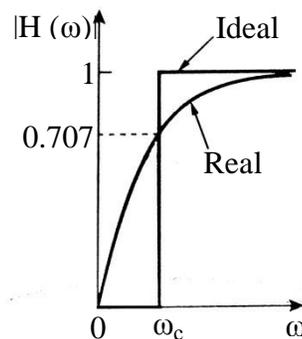


Figura III.3.- Filtro pasa-altas

3. **Filtro Pasa-Banda:** Deja pasar frecuencias dentro de una banda de frecuencia y bloquea o atenúa las frecuencias fuera de la banda, como se muestra en la Figura III.4.

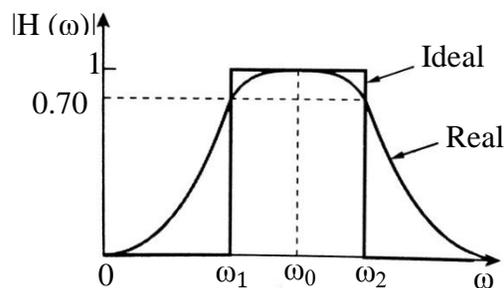


Figura III.4.- Filtro pasa-banda

4. **Filtro Rechaza-Banda:** Deja pasar frecuencias fuera de una banda de frecuencia y bloquea o atenúa frecuencias dentro de la banda como se muestra en la Figura III.5.

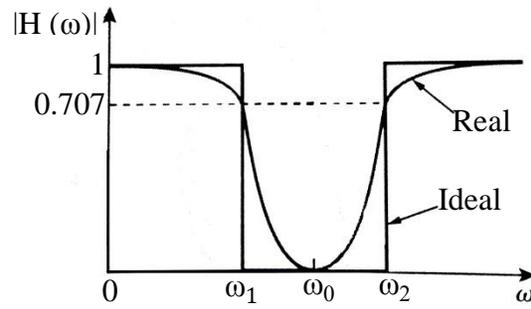


Figura III.5.- Filtro rechaza-banda

1.- Filtro Pasa-Bajas

Un filtro pasa-baja común se forma cuando la salida de un circuito RC se toma del capacitor como se muestra en la Figura III.6 [III.1]:

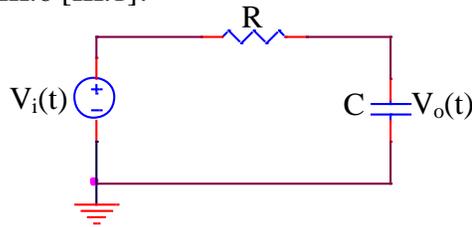


Figura III.6.- Circuito de un filtro pasa-baja

La función de transferencia es:

$$H(\omega) = \frac{1}{1 + j\omega RC} \quad \text{III.14}$$

La frecuencia de media potencia, que es equivalente a la frecuencia de esquina en los diagramas de Bode, pero que en el contexto de los filtros por lo general se conoce como la frecuencia de corte ω_c , se obtiene igualando la magnitud de $H(\omega)$ a $1 / \sqrt{2}$, por lo tanto:

$$H(\omega_c) = \frac{1}{\sqrt{1 + \omega_c^2 R^2 C^2}} = \frac{1}{\sqrt{2}} \quad \text{III.15}$$

Es decir:

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \quad \text{III.16}$$

La frecuencia de corte también se denomina frecuencia de atenuación. Un filtro pasa-bajas se diseña para dejar pasar únicamente las frecuencias de cd superiores a la frecuencia de corte ω_c .

Un filtro pasa-bajas también puede formarse cuando la salida de un circuito RL se toma de la resistencia.

2.- Filtro Pasa-Altas

Un filtro pasa-altas se forma cuando la salida de un circuito RC se toma de la resistencia como se muestra en la Figura III.7 [III.1]:

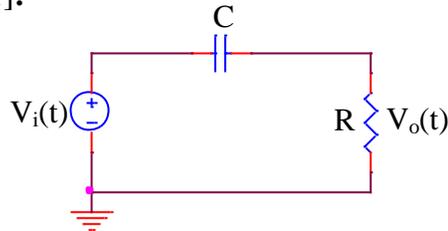


Figura III.7.- Circuito de un filtro pasa-altas

La función de transferencia es:

$$H(\omega) = \frac{j\omega RC}{1 + j\omega RC} \quad \text{III.17}$$

La frecuencia de esquina o de corte es:

$$\omega_c = \frac{1}{RC} \quad \text{III.18}$$

Un filtro pasa-altas se diseña para dejar pasar las frecuencias superiores a su frecuencia de corte ω_c . También es posible formar un filtro pasa-altas cuando la salida de un circuito RL se toma desde la bobina.

3.- Filtro Pasa-Banda

El circuito resonante en serie RLC proporciona un filtro pasa-banda cuando la salida se toma de la resistencia como se muestra en la Figura III.8 [III.1]:

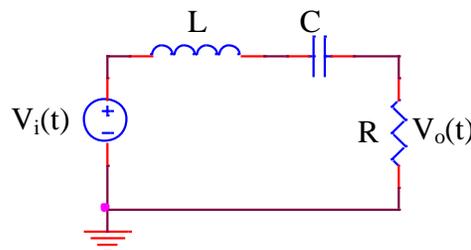


Figura III.8.- Circuito de un filtro pasa-banda

Su función de transferencia es:

$$H(\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{R}{R + j(\omega L - 1/\omega C)} \quad \text{III.19}$$

El filtro pasa-banda deja pasar una banda de frecuencias ($\omega_1 < \omega < \omega_2$) centrada en ω_0 , correspondientes a la frecuencia central, la cual está dada por:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad \text{III.20}$$

Un filtro pasa-bandas se diseña para dejar pasar todas las frecuencias dentro de una banda de frecuencias. Las frecuencias de media potencia, el ancho de banda y el factor de calidad se determinan con las siguientes ecuaciones respectivamente:

$$\omega_0 = \sqrt{\omega_1 \omega_2} \quad \text{III.21}$$

$$B = \omega_2 - \omega_1 \quad \text{III.22}$$

$$Q = \frac{\omega_0}{B} \quad \text{III.23}$$

Un filtro pasa-banda también puede formarse disponiendo en cascada el filtro pasa-bajas con el filtro pasa-altas. Sin embargo, el resultado podría no ser el mismo que solamente sumar la salida del filtro pasa-bajas a la entrada del filtro pasa-altas, debido a que un circuito carga al otro, alterando así la función de transferencia deseada.

4.- Filtro Rechaza-Banda.

Un filtro que evita el paso de una banda de frecuencias entre dos valores designados (ω_1 y ω_2) se conoce variablemente como filtro rechaza-banda, elimina banda, para-banda o de muesca. Un filtro rechaza-banda se forma cuando la salida del circuito resonante en serie RLC se toma de la combinación en serie LC como se muestra en la Figura III.9 [III.1]:

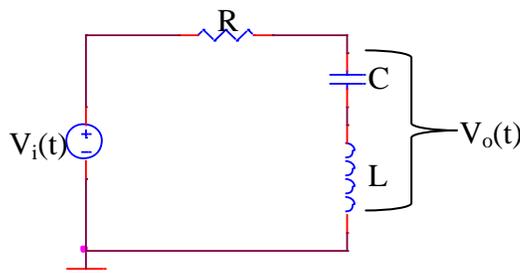


Figura III.9.- Circuito de un filtro rechaza-banda

La función de transferencia es:

$$H(\omega) = \frac{V_o}{V_i} = \frac{j(\omega L - 1/\omega C)}{R + j(\omega L - 1/\omega C)} \quad \text{III.24}$$

La frecuencia central está dada por:

$$\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{LC}} \quad \text{III.25}$$

Las frecuencias de media potencia, el ancho de banda y el factor de calidad se calculan utilizando las formulas III.21, III.22 y III.23 respectivamente.

Aquí ω_0 recibe el nombre de frecuencia de rechazo, en tanto que el ancho de banda correspondiente ($B = \omega_2 - \omega_1$) se conoce como el ancho de banda de rechazo. Por lo tanto un filtro rechaza-banda se diseña para detener o eliminar todas las frecuencias dentro de una banda de frecuencias [III.1].

Al sumar las funciones de transferencia de los filtros pasa-banda y rechaza-banda, se obtiene la unidad a cualquier frecuencia para los mismos valores de R, L y C. Lo anterior se debe al hecho de que la característica de uno es el inverso del otro. En la Tabla III.2 se puede observar un resumen de las características de los filtros antes mencionados; estas características solo resultan válidas para filtros de primer orden y segundo orden [III.1, III.12].

Tabla III.2.- Características de los filtros ideales

Tipo de Filtro	H(0)	H(∞)	H(ω_c) o H(ω_0)
Pasa-Bajas	1	0	$1/\sqrt{2}$
Pasa-Altas	0	1	$1/\sqrt{2}$
Pasa-Banda	0	0	1
Rechaza-Banda	1	1	0

Con las ecuaciones (funciones de transferencia), la ganancia máxima de un filtro pasivo es la unidad. Para generar una ganancia mayor que la unidad, es necesario usar un filtro activo.

Los filtros pasivos tienen tres limitantes [III.1]:

- No pueden generar una ganancia mayor a 1, no es posible que los elementos pasivos agreguen energía a la red.
- Es probable que requieran bobinas voluminosas y caras.
- Se comportan de manera deficiente a frecuencias por debajo del intervalo de audiofrecuencias ($300\text{Hz} < f < 3000\text{Hz}$). A pesar de eso los filtros pasivos son útiles en altas frecuencias.

III.3.1.2.- Filtros Activos

Los filtros activos están compuestos por combinaciones de resistencias, capacitores y amplificadores operacionales. Ofrecen algunas ventajas con respecto a los filtros RLC pasivos, las cuales son [III.1, III.8]:

- Son más pequeños y menos costosos, puesto que no requieren bobinas (inductancias).
- Proporcionan ganancia de amplificación además de brindar la misma respuesta en frecuencia que los filtros RLC.
- Los filtros activos pueden combinarse con amplificadores de aislamiento (seguidores de tensión), para aislar cada etapa del filtro de los efectos de impedancia de la fuente y de la carga. Este aislamiento permite diseñar las etapas de manera independiente, y luego interconectarlas en cascada para poner en práctica la función de transferencia deseada.

Sin embargo los filtros activos son menos confiables y menos estables. El límite práctico de la mayor parte de los filtros activos se encuentra alrededor de 100KHz; la mayoría de los filtros activos operan muy por debajo de esta frecuencia.

III.3.1.2.1.- Clasificación de los Filtros

Los filtros suelen clasificarse de acuerdo a su orden(o por su número de polos) o por su tipo de diseño, a continuación se menciona la clasificación de los filtros activos [III.1, III.8]:

1.- Filtro Pasa-Bajas de primer orden.

Los componentes determinan si el filtro es pasa-bajas o pasa-altas, aunque una de las componentes debe ser reactiva; en la Figura III.10 se observa un filtro pasa-bajas activo común [III.1]:

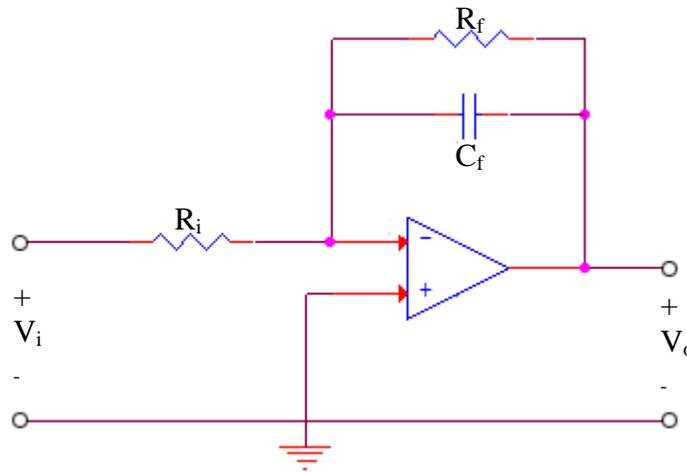


Figura III.10.- Filtro activo pasa-bajas de primer orden

La función de transferencia de este filtro es:

$$H(\omega) = -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1 + j\omega C_f R_f} \quad \text{III.26}$$

Hay una ganancia de frecuencia baja en $-R_f/R_i$. La frecuencia de corte es:

$$\omega_c = \frac{1}{R_f C_f} \quad \text{III.27}$$

En la ecuación se puede observar que no depende de R_i , es decir, que varias entradas con diferente R_i podrían sumarse si se requiriera, y que la frecuencia de esquina o corte permanecería igual para cada entrada.

2.- Filtro Pasa-Altas de primer orden

En la Figura III.11 se observa un filtro pasa-altas activo común [III.1]:

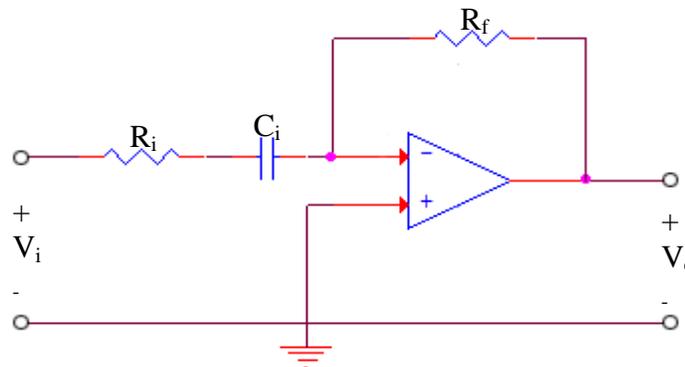


Figura III.11.- Filtro activo pasa-altas de primer orden

La función de transferencia es:

$$H(\omega) = -\frac{j\omega C_1 R_f}{1 + j\omega C_1 R_i} \quad \text{III.28}$$

En frecuencias muy elevadas la ganancia tiende a $-R_f/R_i$. La frecuencia de corte es:

$$\omega_c = \frac{1}{R_i C_1} \quad \text{III.29}$$

3.- Filtro Pasa-Banda

Los circuitos anteriores pueden combinarse para formar un filtro pasa-banda que tendrá una ganancia K sobre el intervalo requerido de frecuencias, como se muestra en la Figura III.12.

Al poner en cascada un filtro pasa-bajas de ganancia unitaria, un filtro pasa-altas de ganancia unitaria y un inversor con ganancia es factible para construir un filtro pasa-banda [III.1].

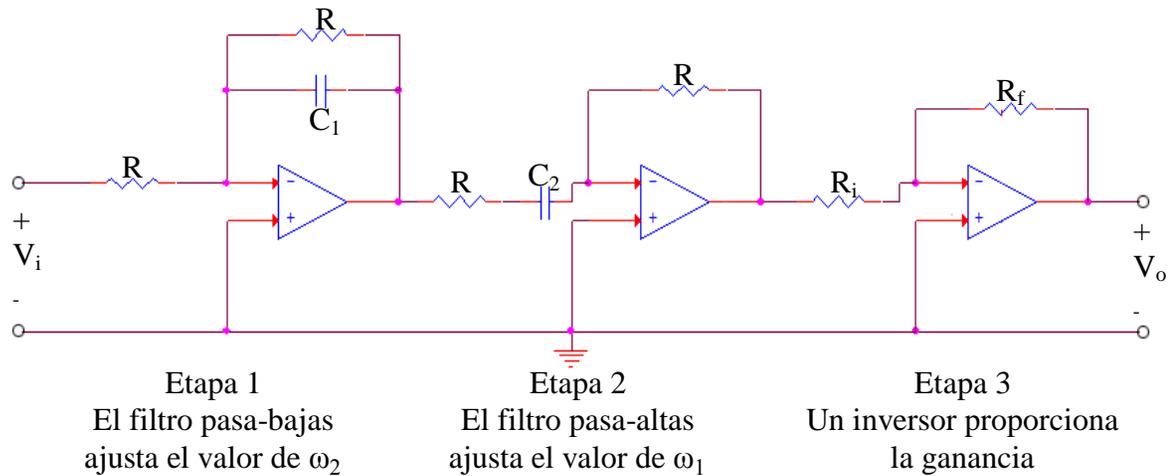


Figura III.12.- Filtro activo pasa-banda

La función de transferencia se obtiene multiplicando las ecuaciones del filtro pasa-bajas y del filtro pasa-altas por la ganancia del inversor, es decir:

$$\begin{aligned} H(\omega) &= \frac{V_o}{V_i} = \left(-\frac{1}{1+j\omega C_1 R}\right) \left(-\frac{j\omega C_2 R}{1+j\omega C_2 R}\right) \left(-\frac{R_f}{R_i}\right) \\ &= -\frac{R_f}{R_i} \frac{1}{1+j\omega C_1 R} \frac{j\omega C_2 R}{1+j\omega C_2 R} \quad \text{III.30} \end{aligned}$$

La sección pasa-bajas establece la frecuencia de esquina o corte superior como:

$$\omega_2 = \frac{1}{RC_1} \quad \text{III.31}$$

La sección pasa-alto fija la frecuencia de corte inferior como:

$$\omega_1 = \frac{1}{RC_2} \quad \text{III.32}$$

La frecuencia central, el ancho de banda y el factor de calidad se encuentran con las siguientes formulas respectivamente:

La frecuencia central, el ancho de banda y el factor de calidad se determinan con las ecuaciones III.21, III.22 y III.23 respectivamente. Para determinar la ganancia pasa-banda K, se escribe la función de transferencia en la forma estándar de la ecuación, y se obtiene la ganancia dentro de la banda (K):

$$K = \frac{R_f}{R_i} \frac{\omega_2}{\omega_1 + \omega_2} \quad \text{III.33}$$

4.- Filtro Rechaza-Banda o de muesca

El filtro rechaza-banda se puede construir mediante la combinación en paralelo de un filtro pasa-bajas, un filtro pasa-altas y un amplificador sumador como se observa en la Figura III.13. El circuito se diseña de manera tal que la frecuencia de corte inferior (ω_1) se fija a través del filtro pasa-bajas, mientras que la frecuencia de corte superior (ω_2), se fija a través del filtro pasa-altas. El rango de frecuencias entre ω_1 y ω_2 es el ancho de banda del filtro [III.1].

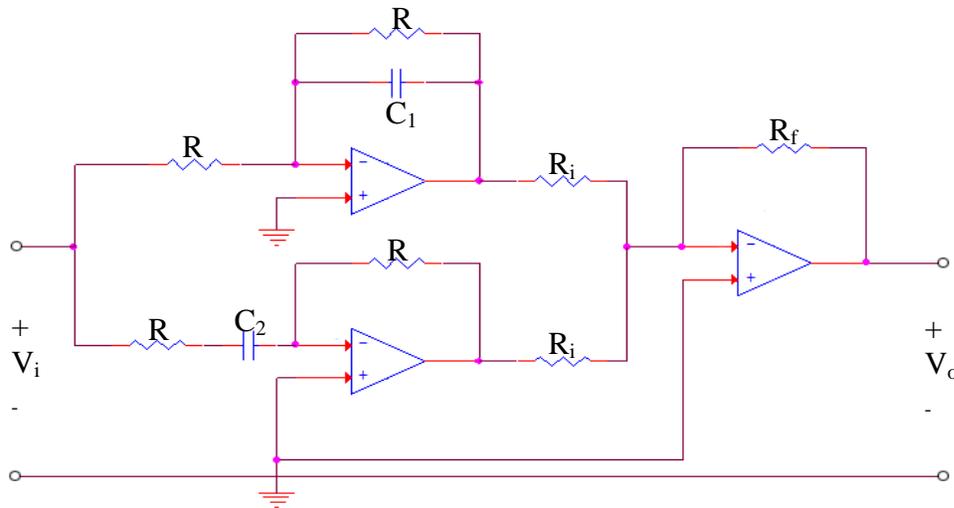


Figura III.13.- Filtro activo rechaza-banda

La función de transferencia es:

$$H(\omega) = \frac{V_o}{V_i} = -\frac{R_f}{R_i} \left(-\frac{1}{1+j\omega C_1 R} - \frac{j\omega C_2 R}{1+j\omega C_2 R} \right) \quad \text{III.34}$$

La sección pasa-baja establece la frecuencia de esquina o corte superior como la ecuación III.31 y la sección pasa-altas fija la frecuencia de corte inferior como la ecuación III.32. La frecuencia central, el ancho de banda y el factor de calidad se determinan con las ecuaciones III.21, III.22 y III.23 respectivamente. Para determinar la ganancia K del filtro, es necesario escribir la función de transferencia en términos de las frecuencias de corte superior o inferior. La comparación de la ecuación de transferencia y de la ecuación en frecuencia indica que las 2 pasabandas ($\omega \rightarrow 0$ y $\omega \rightarrow \infty$), por ende la ganancia será:

$$K = \frac{R_f}{R_i} \quad \text{III.35}$$

Y la ganancia en la frecuencia central, encontrando la magnitud de la función de transferencia es:

$$\begin{aligned} H(\omega_0) &= \left| \frac{R_f (1+j2\omega_0/\omega_1 + (j\omega_0)^2/\omega_1\omega_2)}{R_i (1+j\omega_0/\omega_2) (1+j\omega_0/\omega_1)} \right| \\ &= \frac{R_f}{R_i} \frac{2\omega_1}{\omega_1 + \omega_2} \quad \text{III.36} \end{aligned}$$

III.4. - Filtros Digitales

Los filtros digitales se utilizan típicamente para modificar o alterar los atributos de una señal en el dominio del tiempo o de frecuencia. El filtro digital más común es el filtro lineal invariante en el tiempo (LTI). Un LTI interactúa con su señal de entrada a través de un proceso llamado convolución lineal, denotado por $y = f * x$ donde f es la respuesta al impulso del filtro, x es la señal de entrada, e y es la salida convolucionada. El proceso de convolución lineal se define formalmente por [III.2, III.6]:

$$y[n] = x[n] * f[n] = \sum_k x[k] f[n-k] = \sum_k f[k] x[n-k] \quad \text{III.37}$$

Las especificaciones del diseño de un filtro digital se pueden apreciar en la Figura III.14:

- Banda de paso: $0 \leq |\omega| \leq \omega_p$
- Banda Atenuada: $\omega_s \leq |\omega| \leq \pi$
- Banda de Transición: $\omega_p \leq |\omega| \leq \omega_s$

- Rizado en banda pasante: $1-\delta_1 \leq |H(\omega)| \leq 1+\delta_1$
- Rizado en banda no pasante: $|H(\omega)| \leq \delta_2$

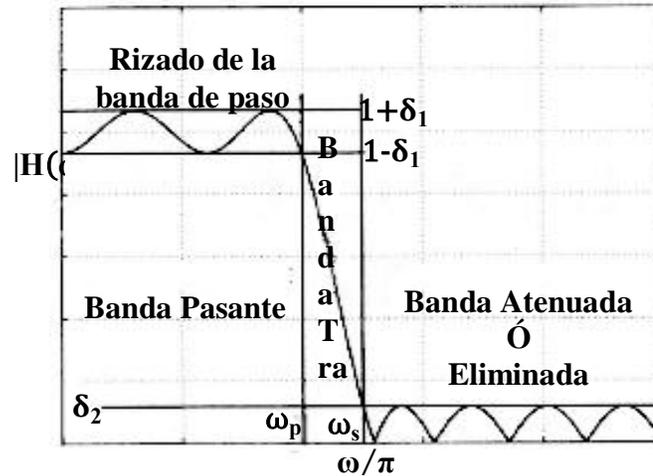


Figura III.14.-Esquema de especificaciones de diseño de un filtro digital

Estos parámetros pueden expresarse en decibelios, de acuerdo con:

$$|H(\omega)|(\text{dB})=20\log_{10}|H(\omega)| \quad \text{III.38}$$

Y análogamente, se pueden expresar los rizados también en dB:

- Rizado en banda pasante en dB: $r_p(\text{dB})=20\log_{10}\frac{|1+\delta_1|}{|1-\delta_1|}$
- Rizado en banda atenuada en dB: $r_s(\text{dB})=20\log_{10}|\delta_2|$

III.4.1.- Clasificación de los Filtros Digitales

Los filtros digitales LTI se clasifican generalmente como respuesta de impulso finito (FIR), o respuesta de impulso infinito (IIR). Como el nombre implica, un filtro FIR consiste en un número finito de valores de muestras, la reducción de la suma de convolución de arriba para una suma finita por muestra de la salida instantánea. Un filtro IIR, sin embargo, requiere que se realiza una suma infinita [III.2, III.5].

III.4.1.1.- Filtros de Respuesta de Impulso Finito (FIR)

Las características principales de este tipo de filtros son:

- Funciones de transferencia: $H(z)=\sum_{k=0}^{M-1} h(k)z^{-k}$

- Fase Lineal: estos filtros se pueden diseñar para que su respuesta en fase sea lineal ($\theta(\omega) = \omega D$), por tanto, su retardo de grupo es constante. Si $H(\omega) = A(\omega)e^{j\theta(\omega)}$:

$$\tau(\omega) = -\frac{\theta(\omega)}{d\omega} = \text{constante}$$

Esto quiere decir que, al hacer pasar una señal por un filtro FIR de estas características, el retardo es el mismo para todos los armónicos que componen la señal y esta no se distorsiona. La linealidad de fase se obtiene si existe la simetría en los coeficientes del filtro: $h(n) = h(M-n)$. Dado el número de coeficientes del filtro puede ser par o impar, y que los coeficientes pueden ser simétricos o antisimétricos, se originan 4 tipos de filtro FIR de fase lineal, estos se pueden observar en la Tabla III.3 [III.5, III.15]:

Tabla III.3.- Tipos de filtros de acuerdo a longitud y simetría, además de las ecuaciones de diseño

Tipos de filtros	
<p>Tipo I: Número de coeficientes impar (M) y simetría par.</p>	$h(n) = h(M - 1 - n), 0 \leq n \leq M - 1$ $H(\omega) = \left[\sum_{n=0}^{\frac{M-1}{2}} a(n) \cos(\omega n) \right] e^{-\frac{j\omega(M-1)}{2}}$ $a(0) = h((M - 1)/2)$ $a(n) = 2h\left(\frac{M-1}{2} - n\right), 1 \leq n \leq \frac{M-3}{2}$
<p>Tipo II: Número de coeficientes par (M) y simetría par.</p> <p>Este tipo de filtro no es adecuado para diseñar filtros pasa-alta ni elimina-banda.</p>	$h(n) = h(M - 1 - n), 0 \leq n \leq M - 1$ $H(\omega) = \left[\sum_{n=1}^{\frac{M}{2}} b(n) \cos\left(\omega\left(n - \frac{1}{2}\right)\right) \right] e^{-\frac{j\omega(M-1)}{2}}$ $b(n) = 2h\left(\frac{M}{2} - n\right), 1 \leq n \leq \frac{M}{2}$ $ H(\omega) _{\omega=\pi} = 0$
<p>Tipo III: Número de coeficientes impar (M) y simetría impar.</p> <p>No es adecuado para el diseño de filtros pasa-baja ni pasa-alta. Se utilizan para diseñar transformadores de Hilbert y diferenciadores.</p>	$h(n) = -h(M - 1 - n), 0 \leq n \leq M - 1$ $H(\omega) = \left[\sum_{n=1}^{\frac{M-1}{2}} c(n) \sen(\omega n) \right] e^{j\left[\frac{\pi}{2} - \frac{M-1}{2}\right]\omega}$ $c(n) = 2h\left(\frac{M-1}{2} - n\right), 1 \leq n \leq \frac{M-1}{2}$ $ H(\omega) _{\omega=\pi} = 0$ $ H(\omega) _{\omega=0} = 0$
<p>Tipo IV: Número de coeficientes impar (M) y</p>	$h(n) = -h(M - 1 - n), 0 \leq n \leq M - 1$

<p>simetría impar.</p> <p>Se utilizan para diseñar transformadores de Hilbert y diferenciadores.</p>	$H(\omega) = \left[\sum_{n=1}^{\frac{M}{2}} d(n) \operatorname{sen} \left(\omega \left(n - \frac{1}{2} \right) \right) \right] e^{j \left[\frac{\pi}{2} - \frac{M-1}{2} \omega \right]}$ $d(n) = 2h \left(\frac{M}{2} - n \right), \quad 1 \leq n \leq \frac{M}{2}$ $ H(\omega) _{\omega=0} = 0$
--	---

- Ceros en filtros FIR de fase lineal: Si se considera ceros complejos conjugados siempre aparecerán grupos de ceros en:

$$\left\{ z_k, z_k^*, \frac{1}{z_k}, \frac{1}{z_k^*} \right\}$$

III.4.1.1.1.- Métodos de Diseño de Filtros FIR

Existen 3 grandes bloques de métodos de diseño de filtros FIR con fase lineal:

- 1) Método de las Ventanas.
- 2) Muestreo en Frecuencia.
- 3) Rizado Constante.

A continuación se describe más a detalle cada uno de los métodos [III.2, III.5, III.15].

1.- Método de las Ventanas

Se basa en truncar la respuesta impusional infinita de un filtro ideal. El procedimiento a seguir es el siguiente:

- Obtener la respuesta impusional del filtro ideal que se desea diseñar.
- Enventanar (truncar) dicha respuesta impusional: $h(n)^* = h(n)w(n)$, donde $w(n)$ es la respuesta impusional de la ventana.
- Desplazar la respuesta impusional enventanada un número adecuado de muestras para hacerla causal.

Aparte de la ventana rectangular existen otras que permiten mejorar las prestaciones del filtro, ya que la ventana rectangular presenta discontinuidad abrupta en el dominio frecuencial, da lugar a oscilaciones (Efecto de Gibbs). Los parámetros a tener en cuenta son la atenuación del primer lóbulo secundario y la anchura del lóbulo principal. En la Tabla III.4 se muestran las ventanas más empleadas [III.2]:

Tabla III.4.- Características temporales y frecuenciales de las ventanas

Ventana	Secuencia temporal $0 \leq n \leq N - 1$	Ancho aproximado del lóbulo principal	Pico secundario(dB)
Rectangular	1	$4\pi/M$	-13
Barlett	$\frac{2n}{M-1}, \quad 0 \leq n \leq \frac{M-1}{2}$ $2 - \frac{2n}{M-1}, \quad \frac{M-1}{2} \leq n \leq M-1$	$8\pi/M$	-27
Hanning	$1/2 (1 - \cos(2\pi n/(M-1)))$	$8\pi/M$	-32
Hamming	$.54 - .46 \cos(2\pi n/(M-1))$	$8\pi/M$	-43
Blackman	$0.54 - .5 \cos\left(\frac{2\pi n}{M-1}\right) + .08 \cos\left(\frac{4\pi n}{M-1}\right)$	$12\pi/M$	-58

La ventana de Káiser viene definida por:

$$w(n) = \frac{I_0(\beta \sqrt{1-(n-M)^2})}{I_0(\beta)} \quad \text{III.39}$$

Siendo I_0 la función de Bessel modificada de orden 0. Existen expresiones aproximadas que permiten seleccionar β (parámetro relacionado con la atenuación, A) y el orden del filtro (M).

Son los siguientes [III.2, III.5]:

$$\Delta\omega = \omega_s - \omega_p \quad \text{III.40}$$

$$A = -20 \log_{10} \delta \quad \text{III.41}$$

$$\beta = \begin{cases} .1102(A-8.7), & A > 50 \\ .5842(A-21)^{0.4} + .07886(A-21) & 21 \leq A \leq 50 \\ 0 & A < 21 \end{cases} \quad \text{III.42}$$

$$M = \frac{A-8}{2.285\Delta\omega} \quad \text{III.43}$$

$$\Delta f = F_m - F_p = \frac{DF_m}{M-1} \quad \text{III.44}$$

$$D = \begin{cases} \frac{A-7.95}{14.36}, & A > 21 \\ 0.922, & A < 21 \end{cases} \quad \text{III.45}$$

La ecuación III.40 describe la transición de banda del filtro en términos de la frecuencia de paso (w_p) y la frecuencia de parada (w_s), la ecuación III.41 es la atenuación del filtro en decibelios, la ecuación III.42 calcula el parámetro de configuración de B a A y la ecuación III.43 nos dice el orden del filtro recomendado (M).

2.- Método del Muestreo en Frecuencia

El procedimiento de diseño es el siguiente [III.15]:

- Especificar la respuesta en frecuencia deseada del filtro en M puntos equiespaciados:
 $H\left(\frac{2\pi k}{M}\right) \equiv H(k)$.
- Calcular $h(n)$ como la transformada discreta de Fourier inversa de las muestras anteriores.

$$h(n) = \text{IDFT}\{H(k)\} = \frac{1}{M} \sum_{k=0}^{M-1} H(k) e^{j\frac{2\pi kn}{M}} \quad \text{III.46}$$

Como existen cuatro posibles respuestas en frecuencia para los filtros FIR de fase lineal, aparecen cuatro expresiones distintas para el cálculo de $h(n)$. En la Tabla III.5 se muestran las expresiones obtenidas en cada caso; donde $A(k)$ es el módulo de la respuesta en frecuencia [III.2, III.15].

Tabla III.5.- Longitud, simetría y respuesta impulsiva de los 4 filtros.

Tipo	Longitud/Simetría	$h(n)$
I	Impar(M) y Par	$\frac{1}{M} \left[A(0) + \sum_{k=1}^{\frac{M-1}{2}} 2A(k) \cos\left(2\pi \frac{k}{M} \left(n - \frac{M-1}{2}\right)\right) \right]$
II	Par(M) y Par	$\frac{1}{M} \left[A(0) + \sum_{k=1}^{\frac{M-1}{2}} 2A(k) \cos\left(2\pi \frac{k}{M} \left(n - \frac{M-1}{2}\right)\right) \right]$
III	Impar(M) e Impar	$\frac{1}{M} \left[\sum_{k=0}^{\frac{M-1}{2}} 2A(k) \sin\left(2\pi \frac{k}{M} \left(n - \frac{M-1}{2}\right)\right) \right]$
IV	Par(M) e Impar	$\frac{1}{M} \left[\sum_{k=1}^{\frac{M-1}{2}} 2A(k) \sin\left(2\pi \frac{k}{M} \left(n - \frac{M-1}{2}\right)\right) + A\left(\frac{M}{2}\right) \sin\left(\pi \left(\frac{M-1}{2} - n\right)\right) \right]$

3.- Método de rizado constante (Por aproximación de Tchebyshev)

Se propone un criterio de diseño optimo, en el sentido de que el error de aproximación entre la respuesta de frecuencia ideal y la real se repartan uniformemente en cada banda pasante y atenuada (de ahí el apelativo Equiripple), minimizando el error máximo en cada una de ellas. El

filtro resultante presenta un rizado en ambas bandas. Para su diseño se consideran 5 características [III.2]:

- El orden del filtro (M)
- Límite superior de la banda pasante (w_p)
- Límite inferior de la banda atenuada (w_s)
- Máximo rizado de la banda pasante (δ_1)
- Mínima atenuación de la banda atenuada (δ_2)

III.4.1.2.- Filtros de Respuesta de Impulso Infinito (IIR)

Son filtros que presentan ceros y polos por lo que pueden ser inestables, a diferencia de los filtros FIR que siempre son estables. Su respuesta impusional es infinita por lo que deben implementarse de forma recursiva. La función de transferencia del filtro en el dominio de Z es [III.9, III.10]:

$$H(z) = \frac{\sum_{k=0}^M b_k z^{-k}}{1 + \sum_{k=1}^M a_k z^{-k}} \quad \text{III.47}$$

III.4.1.2.1.- Métodos de Diseño de filtros IIR

Existen 2 métodos de diseño de filtros IIR:

- 1- Directa
- 2- Indirecta

1.- Directa: Se propone el diseño de filtros digitales imponiendo una serie de condiciones a la respuesta en frecuencia para determinar los coeficientes. Estos métodos se utilizan cuando se conocen la respuesta impusional de un sistema y se quiere determinar la función de transferencia que mejor se ajusta. Son procedimientos en los que se minimiza algún criterio de error para determinar los coeficientes del filtro [III.2].

2.- Indirecta: Se basa en diseñar filtros analógicos que verifiquen las especificaciones, y posteriormente, transformarlos al dominio digital preservando las características. Estos métodos parten de un prototipo analógico que cumple con las especificaciones; entre los filtros analógicos más habituales se encuentran [III.2, III.15]:

- 1) Filtros de Butterworth.
- 2) Filtros de Tchebyshev.
- 3) Filtros Elípticos.
- 4) Filtros de Bessel.

A continuación se describen las características principales de cada uno de estos filtros.

1.- Filtros de Butterworth

Se trata de filtros que solo contienen polos, su respuesta en frecuencia es monótona decreciente y es máximamente plana a la frecuencia cero. La función de transferencia viene dada por [III.2, III.15]:

$$H(s)H(-s) = \frac{1}{1 + \left(\frac{-s^2}{\omega_c^2}\right)^M} \quad \text{III.48}$$

Su ecuación de diseño es la estimación del orden a partir de la atenuación deseada y de las frecuencias de corte (ω_c) y la frecuencia límite de la banda de atenuación (ω_s) que especifican las bandas.

$$M = \frac{\log_{10}[(1/\delta_2^2) - 1]}{2 \log_{10}(\omega_s/\omega_c)} \quad \text{III.49}$$

2.- Filtros de Tchebyshev

Estos filtros consiguen una caída más abrupta a frecuencias bajas en base a permitir un rizado constante de la respuesta en frecuencia en alguna de las bandas, esto hace que, al igual que con filtros FIR de rizado constante, se obtengan órdenes menores. Los hay de dos tipos [III.2, III.15]:

Tipo I: Son filtros solo polos, presentan rizado constante en la banda pasante y una caída monótona en la banda no pasante. Su respuesta en frecuencia es de la forma:

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 \tau_M^2(\omega/\omega_c)}, \quad 0 \leq \varepsilon \leq 1 \quad \text{III.50}$$

Las ecuaciones de diseño son las siguientes:

Estimación del orden a partir de la atenuación deseada y el rizado en banda no pasante (δ_2) así como las frecuencias de corte de la banda pasante (ω_c) y no pasante (ω_s).

$$M = \frac{\left[\frac{\sqrt{1-\delta_2^2} + \sqrt{1-\delta_2^2(1+\varepsilon^2)}}{\varepsilon\delta_2^2} \right]}{\log_{10} \left[\frac{\omega_s}{\omega_c} + \sqrt{(\omega_s/\omega_c)^2 + 1} \right]} \approx \frac{\cosh^{-1} \left(\frac{1}{\delta_2 \varepsilon} \right)}{\cosh^{-1}(\omega_s/\omega_c)} \quad \text{III.51}$$

Tipo II: Son filtros que presentan ceros y polos, un rizado constante en la banda no pasante y una caída monótonica en la banda pasante. Su respuesta en la frecuencia es de la forma:

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 \frac{\tau_M^2(\omega_s/\omega_c)}{\tau_M^2(\omega_s/\omega)}}, \quad 0 \leq \varepsilon \leq 1 \quad \text{III.52}$$

Los polos se disponen sobre una elipse y los ceros se sitúan sobre el eje imaginario del plano s. La estimación del orden se realiza mediante la misma expresión que para los Tipo I.

3.- Filtros Elípticos

Los filtros elípticos o de Cauer consiguen estrechar la zona de transición permitiendo un rizado constante en ambas bandas. Su función de transferencia es [III.2, III.15]:

$$|H(\omega)|^2 = \frac{1}{1 + \varepsilon^2 U_M^2(\omega/\omega_c)}, \quad 0 \leq \varepsilon \leq 1 \quad \text{III.53}$$

Los diseños más eficientes son los que distribuyen el error de aproximación sobre todo el espectro, en realidad, uniformemente sobre cada una de las bandas, pasante y no pasante, por igual. Por tanto, los filtros elípticos son los más eficientes en el sentido de dar lugar al menor orden para una anchura de la banda de transición determinada. Para diseñar filtros de Cauer con integrales elípticas de primera clase, se selecciona el orden del filtro considerando los parámetros ε , δ_2 , y las frecuencias de corte de las bandas pasantes y no pasantes:

$$M = \frac{K(\omega_c/\omega_s) K(\sqrt{1-\delta_2^2(1+\varepsilon^2)}/\sqrt{1-\delta_2^2})}{K(\varepsilon\delta_2/\sqrt{1-\delta_2^2}) K(\sqrt{1-(\omega_c/\omega_s)^2})} \quad \text{III.54}$$

Estos filtros son los que presentan una fase menos lineal, especialmente en el extremo de la banda pasante.

4.- Filtros de Bessel

Los filtros de Bessel son filtros solo polos que no pretenden optimizar la anchura de la zona de transición sino asegurar fase lineal en toda la banda pasante, ya que los filtros anteriores la degradan progresivamente; la función de transferencia es de la forma [III.2, III.15]:

$$H(s) = \frac{1}{B_M(s)}, \quad B_M(s) = \sum_{k=0}^M a_k s^{-k} \quad \text{III.55}$$

Donde $B_M(s)$ es un polinomio de Bessel cuyos coeficientes vienen dados por:

$$a_k = \frac{(2M-k)!}{2^{M-k} k! (M-k)!}, \quad k=0,1,\dots,M \quad \text{III.56}$$

Estos filtros presentan fase lineal en la banda pasante, es decir, no distorsionan la señal a costa de aumentar la zona de transición.

El procedimiento para el diseño de un filtro digital es [III.2]:

- Determinar las especificaciones del filtro.
- Decidir qué tipo de filtro se va a utilizar.
- Elegir el método de diseño y determinar los coeficientes del mismo.
- Proponer una estructura o realización para el filtro
- Analizar la estructura elegida, y los efectos debidos a la cubanización de los coeficientes y las operaciones.
- Implementar el filtro resultante.

En las Tablas III.6 y III.7 se pueden observar las ecuaciones para hacer la transformación de frecuencias para los filtros analógicos y transformaciones en el dominio digital por medio de la transformación bilineal; esto es para poder desarrollar cualquier filtro diferente a los anteriores. En el Anexo 2 se muestran 4 Tablas de coeficientes para el diseño de filtros FIR de fase lineal en pasa-baja [III.2].

Tabla III.6.- Transformaciones en frecuencia para filtros analógicos [III.2]

Transformación	Ecuación	Descripción
Pasa-baja a Pasa-baja	$s \rightarrow \frac{\Omega_c}{\Omega_s} s$	Ω'_c es la nueva frecuencia de corte
Pasa-baja a Pasa-alta	$s \rightarrow \frac{\Omega_c \Omega'_c}{s}$	Ω'_c es la nueva frecuencia de corte
Pasa-baja a Pasa-banda	$s \rightarrow \Omega_c \frac{s^2 + \Omega_l \Omega_u}{s(\Omega_u - \Omega_l)}$	Ω_l es la frecuencia inferior de la banda y Ω_u la superior
Pasa-baja a Elimina-banda	$s \rightarrow \Omega_c \frac{s(\Omega_u - \Omega_l)}{s^2 + \Omega_l \Omega_u}$	Ω_l es la frecuencia inferior de la banda y Ω_u la superior

Tabla III.7.- Transformaciones en frecuencia para filtros digitales [III.2]

Transformación	Ecuación	Descripción
Pasa-baja a Pasa-baja	$z^{-1} \rightarrow \frac{z^{-1} - a}{1 - az^{-1}}$	w' Es la nueva frecuencia de corte. $a = \frac{\text{sen}[(w-w')/2]}{\text{sen}[(w+w')/2]}$
Pasa-baja a Pasa-alta	$z^{-1} \rightarrow -\frac{z^{-1} - a}{1 - az^{-1}}$	w' Es la nueva frecuencia de corte. $a = \frac{\cos[(w+w')/2]}{\cos[(w-w')/2]}$
Pasa-baja a Pasa-banda	$z^{-1} \rightarrow -\frac{z^{-2} + a_1 z^{-1} + a_2}{a_2 z^2 + a_1 z^{-1} + 1}$	w_l Es la frecuencia inferior de la banda y w_u la superior. $K = \cot\left(\frac{w_u - w_l}{2}\right) \text{tg}\left(\frac{w}{2}\right)$
Pasa-baja a Elimina-banda	$z^{-1} \rightarrow -\frac{z^{-2} + a_1 z^{-1} + a_2}{a_2 z^2 + a_1 z^{-1} + 1}$	w_l Es la frecuencia inferior de la banda y w_u la superior. $K = \text{tg}\left(\frac{w_u - w_l}{2}\right) \text{tg}\left(\frac{w}{2}\right)$
$a_1 = -\frac{2\alpha K}{K+1}$	$a_2 = \frac{K-1}{K+1}$	$\alpha = \frac{\cos[(w+w')/2]}{\cos[(w-w')/2]}$

III.5 Banco de Filtros Digitales

Un banco de filtro digital es una colección de filtros que tienen una entrada o salida común, como se muestra en la Figura III.15. Los bancos de filtros se pueden clasificar generalmente en dos tipos [III.5, III.15]:

- Bancos de filtros de análisis: Consta de un conjunto de filtros con funciones de sistema $H_k(z)$, dispuestos en un banco paralelo. La respuesta en frecuencia de este banco de filtros divide la señal en el número correspondientes de subbandas.

- Bancos de filtros de síntesis: Consta de filtros con funciones de sistema $F_k(z)$ y las entradas $y_k(n)$ correspondientes. Las salidas de los filtros se suman para formar la señal sintetizada $x(n)$.

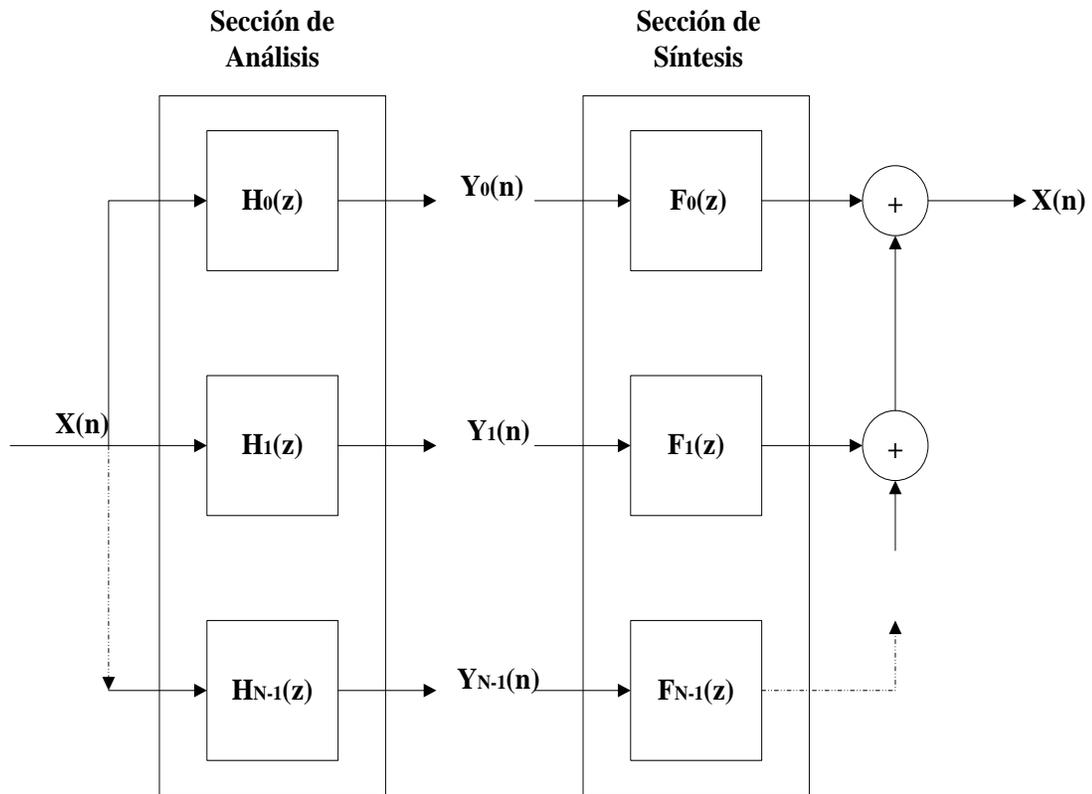


Figura III.15.- Banco de filtro digital, mostrando la sección de análisis y síntesis

Los bancos de filtros se utilizan a menudo para llevar a cabo el análisis de espectros y la síntesis de señales. Existen diferentes bancos de filtros; pero para el caso del dispositivo solo se examinara el Banco de Filtros Espejo en Cuadratura (Quadrature Mirror Filters) o QMF mejor conocido, de dos canales [III.2].

III.5.1 Banco de Filtros Espejo en Cuadratura (QMF) de Dos Canales

El bloque de construcción básico en las aplicaciones de filtros espejo en cuadratura (QMF) es el banco de filtros QMF de dos canales, como se puede apreciar en la Figura III.16 [III.2].

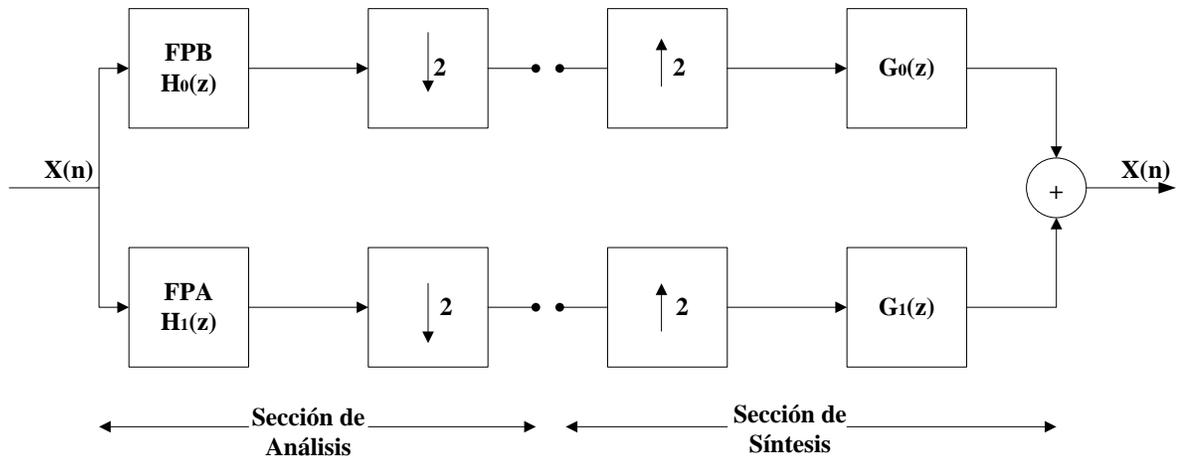


Figura III.16.- Banco de filtros espejo en cuadratura de 2 canales

Se trata de una estructura de filtros digitales multitasa que emplea dos diezmadores en la sección de análisis de señales y dos interpoladores en la sección de síntesis de señales. Los filtros pasa-baja y pasa-alta en la sección de análisis presentan respuestas al impulso $H_0(n)$ y $H_1(n)$, respectivamente. De forma similar, los filtros pasa-baja y pasa-alta contenidos en la sección de síntesis presentan respuestas al impulso $G_0(n)$ y $G_1(n)$, respectivamente [III.5, III.6].

III.5.2 Codificación Subbanda de Señales de Voz

Se han desarrollado diversas técnicas para representar de forma eficiente señales de voz en formato digital, ya sea con fines de transmisión o de almacenamiento [III.2]. La codificación Subbanda es un método en el que la señal de voz se subdivide en varias bandas de frecuencia y cada banda se codifica digitalmente por separado. En la Figura III.17 se muestra un ejemplo de una subdivisión en frecuencia de la señal de voz [III.21].

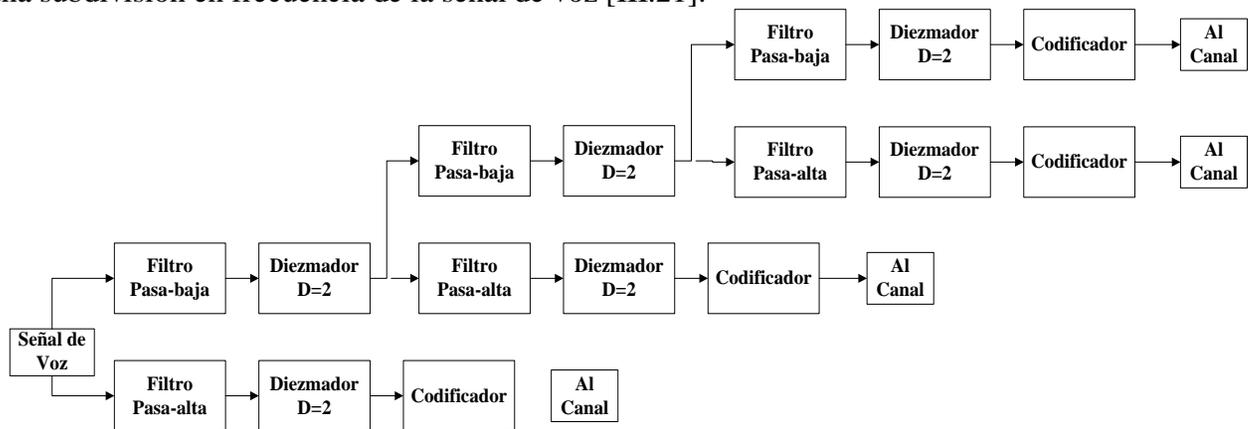


Figura III.17.- Diagrama a bloques de un codificador subbanda de voz

La señal de voz se muestra a una tasa de F_s muestras por segundo. La primera subdivisión en frecuencia divide el espectro de la señal en dos segmentos de la misma anchura, una señal pasa-baja ($0 \leq F \leq F_s/4$) y una señal pasa-alta ($F_s/4 \leq F \leq F_s/2$). La segunda subdivisión en frecuencia divide la señal pasa-baja de la primera etapa en dos bandas iguales, una señal pasa-baja ($0 \leq F \leq F_s/8$) y una señal pasa-alta ($F_s/8 \leq F \leq F_s/4$). Por último la tercera subdivisión en frecuencia divide la señal pasa-baja de la segunda etapa en dos señales con el mismo ancho de banda. Por lo tanto, la señal se subdivide en cuatro bandas de frecuencia que cubren tres octavas, como se puede ver en la Figura III.18 [III.14, III.19].

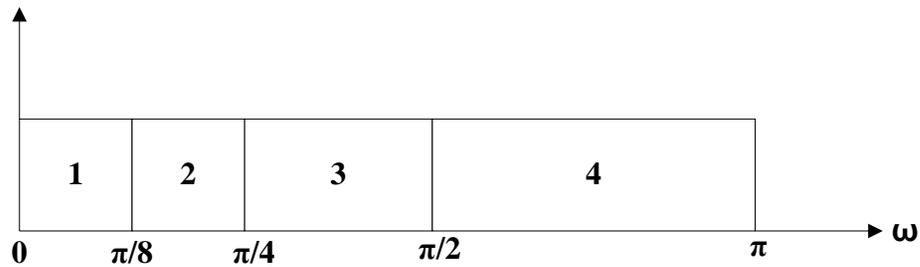


Figura III.18.- Octavas de la señal de voz

El diezmado por un factor de 2 se realiza después de la subdivisión en frecuencia. Asignando un número diferente de bits por muestra a la señal en las cuatro subbandas, con esto se consigue una reducción en la tasa de bits de la señal de voz digitalizada [III.19].

El método de síntesis para la señal de voz codificada en subbanda es básicamente el proceso inverso de la codificación. Las señales en las bandas de frecuencia pasa-baja y pasa-alta adyacentes se interpolan, se filtran y combinan, esto se muestra en la Figura III.19 [III.14, III.5].

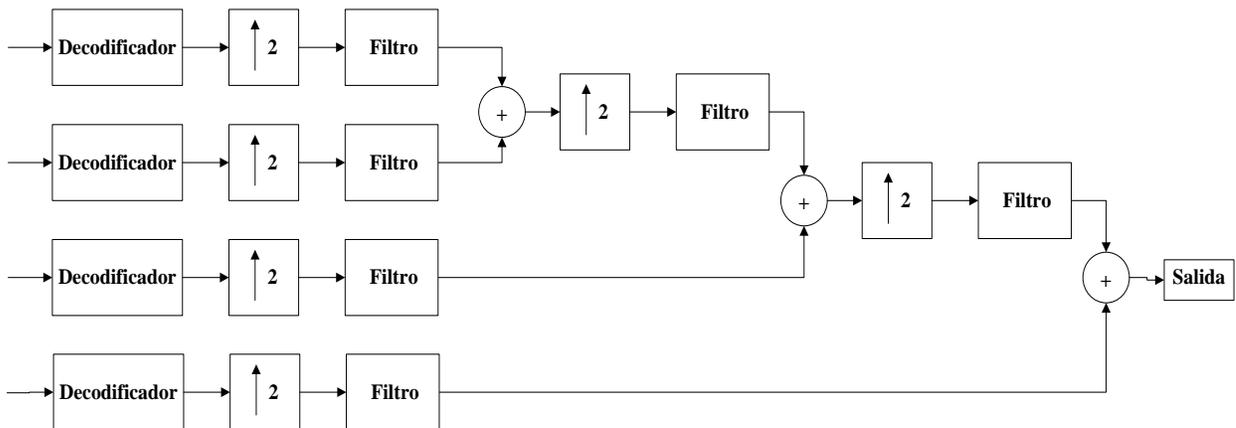


Figura III.19.- Síntesis de señales codificadas subbanda

Se emplea una pareja de filtros espejo en cuadratura en el proceso de síntesis de la señal por cada octava de la señal. En general, la codificación subbanda de señales es un método efectivo para comprimir el ancho de banda de una representación digital de la señal, cuando la energía de la señal está concentrada en una región particular de la banda de frecuencia. Las nociones sobre el procesamiento multitasa proporcionan implementaciones eficientes del codificador de subbanda [III.5].

III.6. - MATLAB® y Simulink®

MATLAB® es un lenguaje de alto nivel en un entorno interactivo para el cálculo numérico, la visualización y la programación. Mediante este programa de cómputo, es posible analizar datos, desarrollar algoritmos y crear modelos o aplicaciones. El lenguaje, las herramientas y las funciones matemáticas incorporadas permiten explorar diversos enfoques y llegar a una solución antes que con hojas de cálculo o lenguajes de programación tradicionales, como pueden ser C/C++ o Java™. Se utiliza en una gran variedad de aplicaciones, tales como procesamiento de señales y comunicaciones, procesamiento de imagen y vídeo, sistemas de control, pruebas y medidas, finanzas computacionales y biología computacional [III.3].

Simulink® es un entorno de diagramas de bloque para la simulación multidominio y el diseño basado en modelos. Admite el diseño y la simulación a nivel de sistema, la generación automática de código, la prueba y verificación continuas de los sistemas embebidos. Este programa de cómputo ofrece un editor gráfico, bibliotecas de bloques personalizables y solucionadores para modelar y simular sistemas dinámicos. Se integra con MATLAB®, lo que permite incorporar algoritmos de MATLAB en los modelos y exportar los resultados de la simulación a MATLAB para llevar a cabo más análisis [III.4].

III.6.1 Filtros Digitales en MATLAB® y DSP System Toolbox™

En esta sección se describen algunas de las simulaciones que se realizaron en MATLAB®, así como la herramienta que viene integrada en el mismo programa de cómputo para diseñar filtros digitales; también se presenta como antecedente del proyecto que se está elaborando, una simulación de un implante coclear creado en Simulink por la empresa MathWorks® donde se observa la aplicación de los filtros antes mencionados [III.7, III.10].

Para empezar, primero se realiza una comparación de los filtros FIR e IIR en MATLAB® y algunos ejemplos de los métodos para el diseño de filtros que se mencionaron anteriormente. En la Figura III.20 se observa un diagrama de flujo del proceso que se realiza en cada uno de los filtros para hacer la comparación entre ellos [III.2, III.7, III.8].

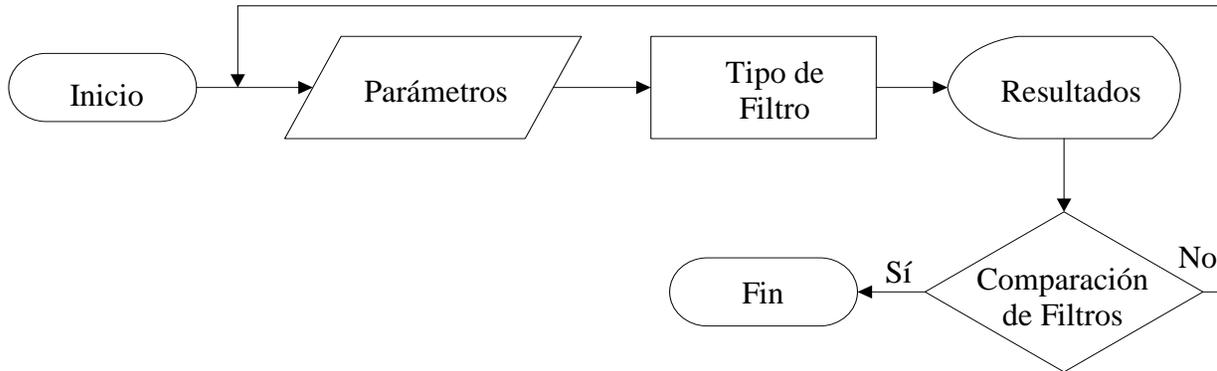


Figura III.20.- Diagrama de flujo de la comparación de filtros digitales

En el Anexo 5 se puede observar la programación que se realizó en MATLAB® para visualización de los diversos filtros digitales mencionados así como sus métodos de diseño. En la Figura III.21 se observan las gráficas que se obtuvieron al comparar estos filtros.

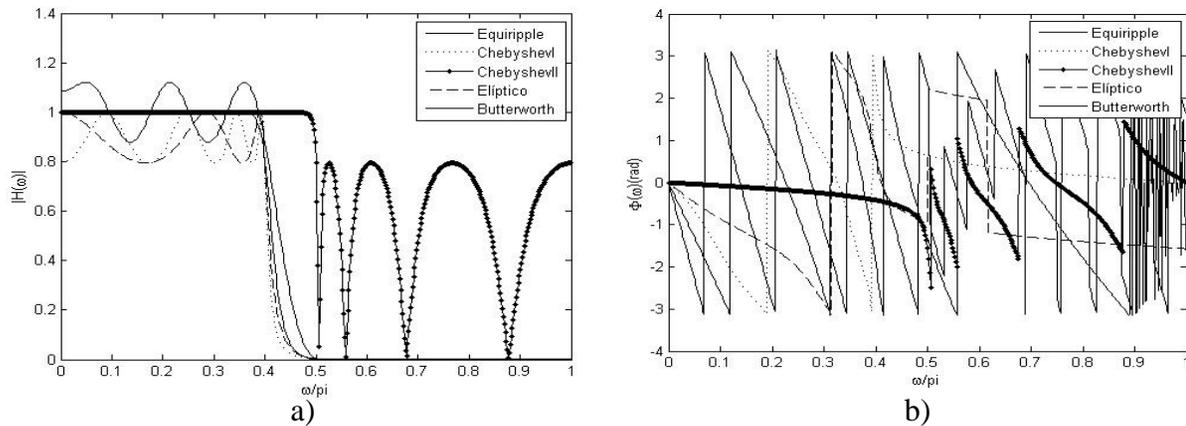


Figura III.21.- Gráfica de la comparación de filtros digitales: a) Respuesta de magnitud y b) Respuesta de fase

Se pueden observar las respuestas en frecuencia del módulo o magnitud de los filtros comparados; así como también la respuesta en fase; donde se aprecia que los filtros FIR presentan una transición más suave y tienen una fase más lineal que por ende tiene un retardo constante; es decir, el retardo es el mismo para todos los armónicos que conforman esta señal y

no se distorsiona; además de que son siempre estables. Utilizando la herramienta FDATool™ (Análisis y Diseño de Filtros) de MATLAB® se pueden diseñar los filtros más rápidos sin necesidad de programar. Esta es una herramienta donde se colocan los parámetros deseados para el filtro, así como el método de diseño y el tipo de filtro que se desee realizar; en esta herramienta se pueden visualizar el respuesta en magnitud, de fase, de impulso, entre otras cosas. En la Figura III.22 se observa el entorno gráfico de esta herramienta donde se diseña un filtro pasa-bajas como muestra, los valores que se utilizaron son los que usarán en la programación de voz [III.20].

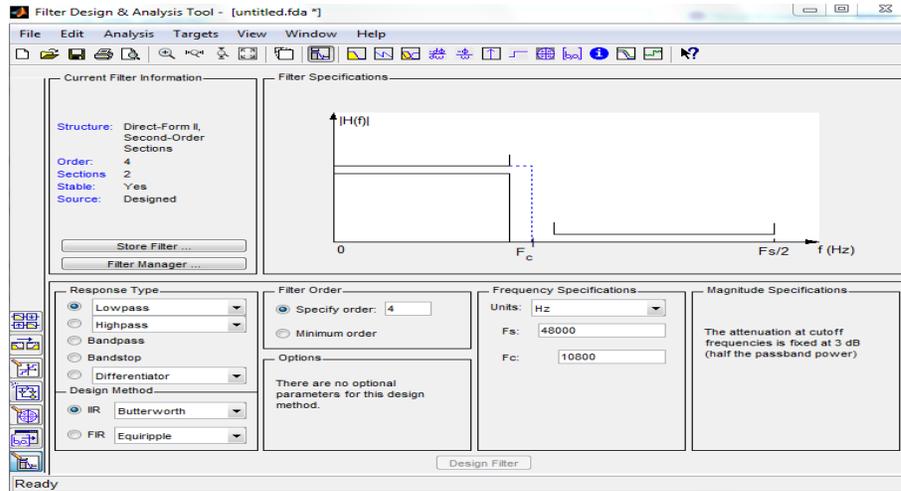


Figura III.22.- Herramienta FDA Tool de MATLAB®

Luego de ver la comparación de filtros y la herramienta FDATool™, se hace un análisis más enfocado a la voz o una señal sonora, donde se podrá apreciar la utilización de filtros y de archivos de audio ya sea una voz, un tono, ruido, etc. En la Figura III.23 se muestra el proceso que se sigue para realizar el filtrado del archivo de audio, el cual contiene la voz de una persona.

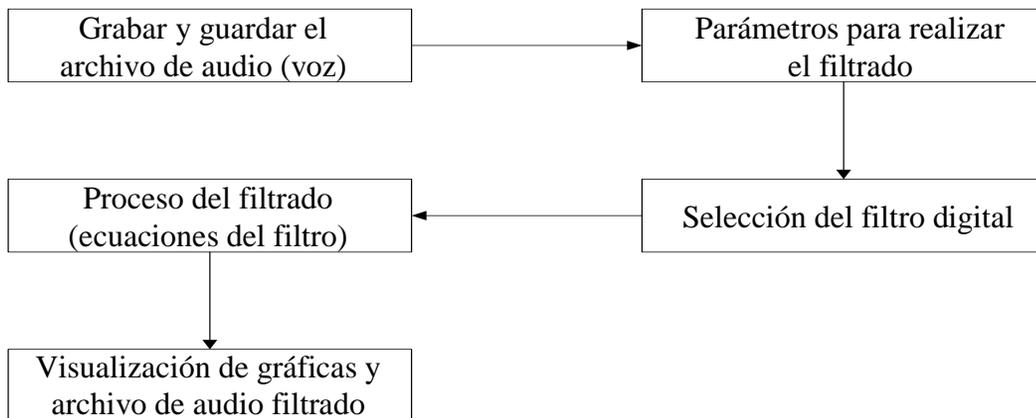


Figura III.23.- Funcionamiento del algoritmo de audio (voz)

En las Figuras III.24 y III.25 se puede apreciar los resultados que se obtuvieron [III.22, III.23]:

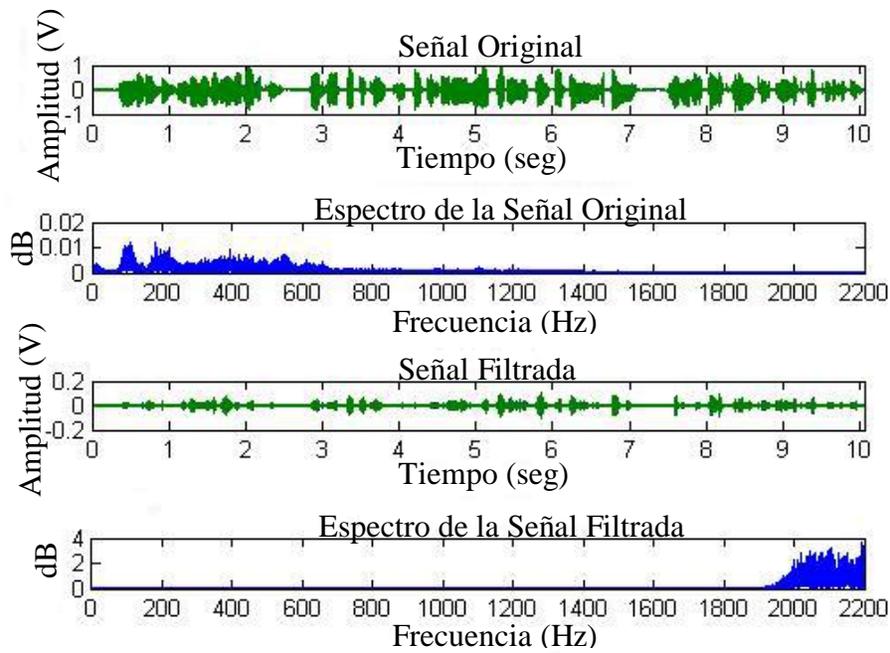


Figura III.24.- Gráficas de la señal de voz y espectro de la señal

En la Figura III.24 se observa la señal original con un tiempo de 10 segundos, así como el espectro de la misma señal donde se aprecia la distribución de las amplitudes de cada frecuencia en la señal; luego en la últimas dos graficas se observa la misma señal pero con el filtrado (filtro pasa-banda) que se llevó y se observa también el espectro de la señal filtrada [III.22].

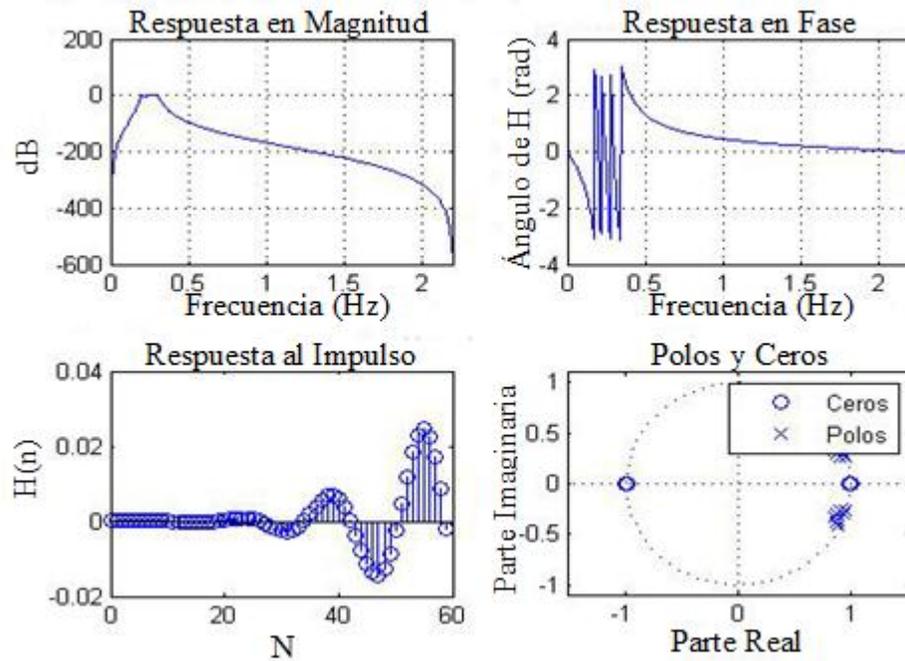


Figura III.25.- Respuestas de la señal en frecuencia

En la Figura III.25 se pueden observar las respuestas de frecuencia que se obtuvieron del filtro que se usó para el proceso del filtrado. En el Anexo 6 se pueden observar el procesamiento de una señal de audio tanto de monoestéreo como estéreo, la creación de una señal y la selección de filtrado de voz de una persona; así como las respuestas de frecuencia de cada uno (impulso, fase, magnitud, etc.).

Ahora para poder visualizar mejor el proceso del Implante Coclear, se utilizará de manera de ejemplo el modelo que diseñó la compañía MathWorks® en DSP System Toolbox™ con ayuda del Dr. Philip C. Loizou; en este ejemplo se puede observar de forma más exacta la manera en cómo trabaja o funciona un Implante Coclear, así mismo se puede observar cómo está compuesto cada bloque que conforma esta simulación. En la Figura III.26 se observa la simulación del Implante Coclear así como cada uno de los componentes que lo conforman [III.17, III.18]:

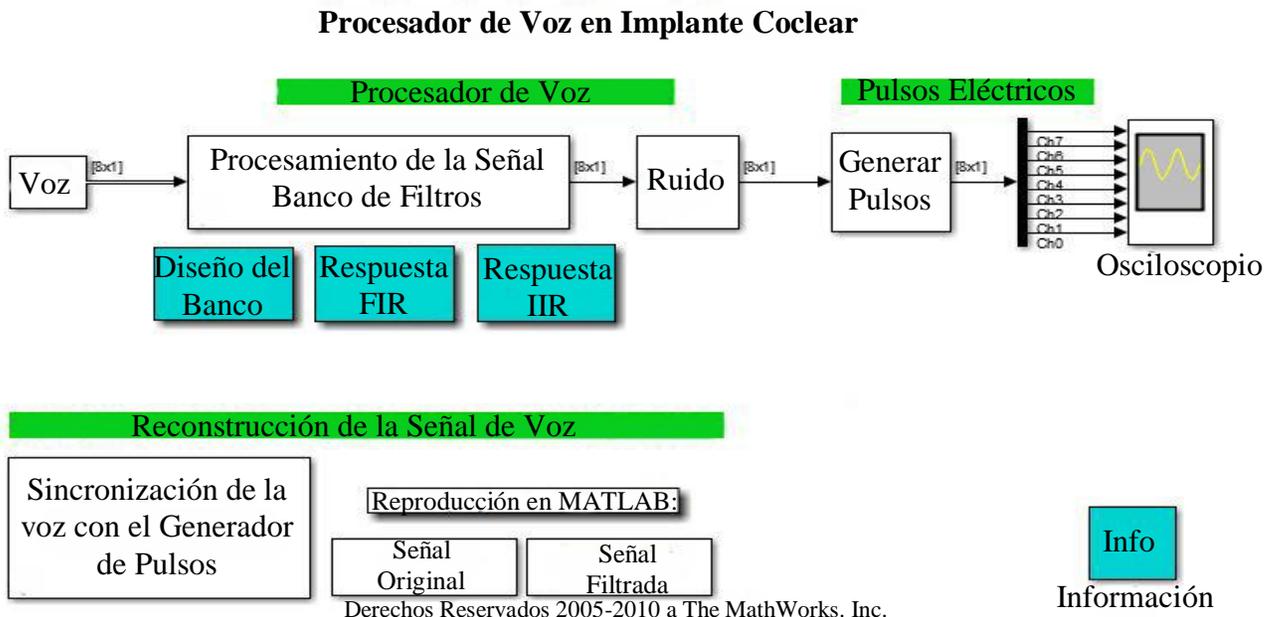


Figura III.26.- Procesador del implante coclear

El diagrama de bloques en la parte superior del modelo representa un procesador de voz de un implante coclear, desde el micrófono que capta el sonido (bloque de fuente de entrada) para los impulsos eléctricos que se generan. Las frecuencias aumentan de tono desde el canal 0, que son las que transmiten las frecuencias más baja, hasta el Canal 7, que son las que transmiten las más altas. En la Figura III.27 se observa la salida de los 8 canales de la simulación [III.19, III.24]:

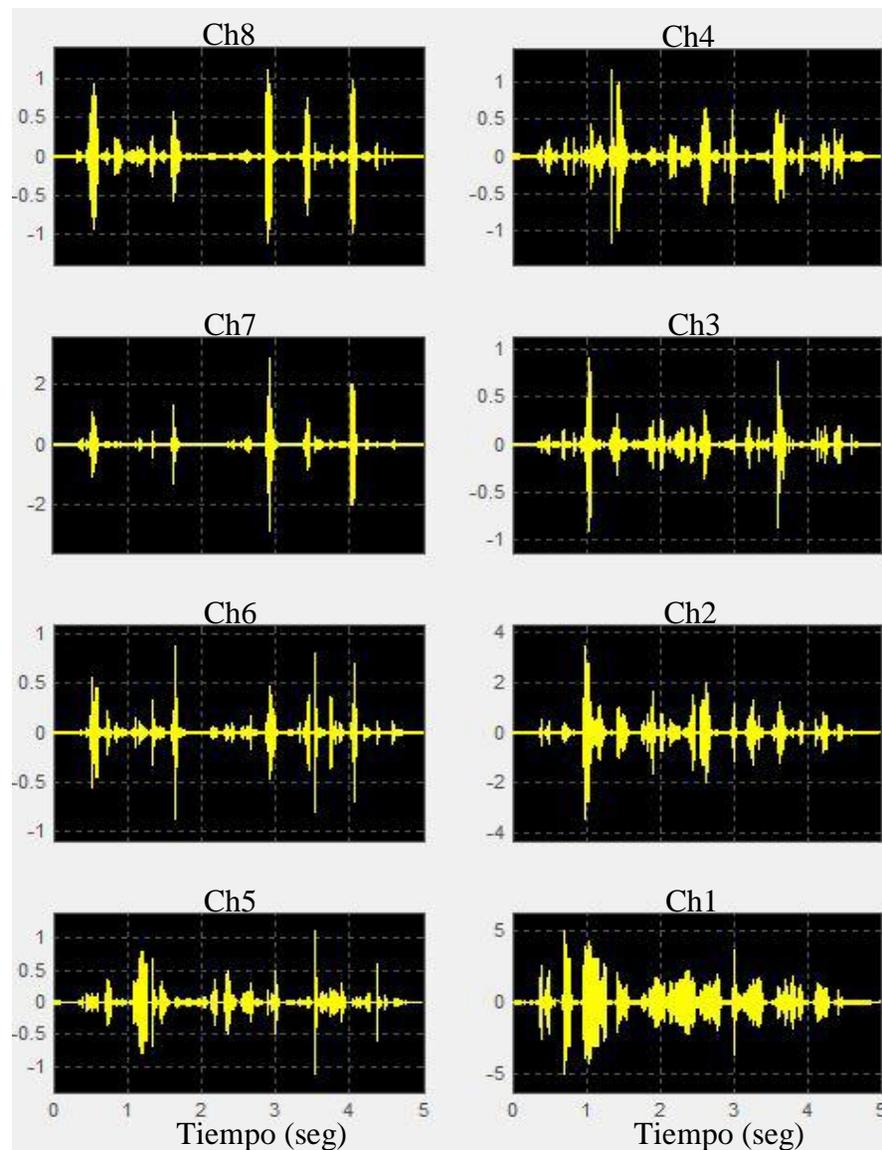


Figura III.27.- Señal filtrada de los ocho canales

El propósito del bloque de procesamiento del banco de filtros de señales es descomponer la señal de voz de entrada en ocho sub-bandas superpuestas. La mayor información se encuentra en las frecuencias más bajas de señales de voz que en las frecuencias más altas. Para obtener la mayor resolución posible (donde se encuentra la mayoría de la información), las sub-bandas están espaciadas de forma que las bandas de frecuencias más bajas son más estrechas que las bandas de frecuencias más altas. En este ejemplo, las cuatro bandas de frecuencia baja están igualmente espaciadas, mientras que cada una de las cuatro bandas de frecuencia alta restantes es dos veces el ancho de banda de una de frecuencia más baja [III.3, III.4].

III.7.- Sumario

Los filtros ideales pueden tener cuatro tipos de respuesta: pasa-baja, pasa-alta, pasa-banda y elimina-banda. Estos filtros se caracterizan por tener transiciones abruptas en la respuesta de frecuencia que se traducen en respuestas impulsionales infinitas y no causales. El objetivo será diseñar filtros que se aproximen a esta respuesta ideal. En lugar de tener transiciones abruptas y bandas de transición nulas se obtendrán respuestas de frecuencia. Como se pudo observar en la gráfica, al comparar los filtros FIR con los IIR, se tiene que los filtros FIR son más estables, además de que presentan fase lineal y no distorsionan las características de fase y el retardo del grupo; pero también se puede notar que los filtros IIR son más apropiados cuando se desea obtener regiones de transición más estrechas; es por eso que para el implante coclear se opta por los bancos de filtros; ya que se pueden unir estos 2 tipos de filtros además de que se tienen otros beneficios al implementar este tipo de filtros.

También se observó la utilización de herramientas para el diseño de filtros digitales; donde se observó las respuestas de frecuencia de cada filtro que se necesitará diseñar; además de que se comprendió mejor el funcionamiento del Implante Coclear; además se apreció en la simulación la apreciación de los filtros que son necesarios para poder llevar a cabo el procesamiento de la voz, esto ayudará a tener un idea de cómo empezar la programación para el FPGA.

III.8.- Referencias

- III.1.- Charles-K., A. y Sadiku-N., M., *Fundamentos de circuitos eléctricos*, 3er edición, Ed. Mc Graw Hill, España, pp 614-650, 2006.
- III.2.- Proakis, J. y Manolakis, D., *Tratamiento digital de señales*, 4ª edición, Ed. Pearson Prentice Hall, España, pp 584-638 670-677 700-726, 2007.
- III.3.- The MathWorks Inc., <http://www.mathworks.com/products/matlab/> (consultado en octubre 2013).
- III.4.- The MathWorks Inc., <http://www.mathworks.com/products/simulink/> (consultado en octubre 2013).
- III.5.- Mayer-Baese, U., *Digital Signal Processing with Field Programmable Gate Arrays*, 3er edición, Ed. Springer, Estados Unidos, pp 165-209 215-240 308-313 477-515 661, 2007.
- III.6.- Cory, C., *Labview: Digital Signal Processing and Digital Communications*, Ed Mc Graw Hill, Estados Unidos, pp 71-82, 2005.

- III.7.- Álvarez-Cedillo, J. A., Lindig-Bos, K. M. y Martínez-Romero, G., *Implementación de Filtros Digitales Tipo FIR en FPGA*, Instituto Politécnico Nacional, México, pp 1-3, 2008.
- III.8.- Mendoza-Pérez, J. R., *JAVA Filters: Calculo y Diseño de Filtros Analógicos y Digitales*, Escuela de Ingeniería Electrónica, UDLA-P., México, pp 14-33, 2004.
- III.9.- San Martín, J. E., *Mezcla y Masterización II*, Facultad de Bellas Artes UNLP, pp 1-6, 2010.
- III.10.- Valeriano-Cuba, C., Rojas-Moreno, A. y Paz-Campaña, J., *Diseño e Implementación de Filtros Digitales Recursivos y No Recursivos usando un DSP*, Vol. 8, No.3, Sección de Posgrado de la Facultad de Ingeniería Eléctrica y Electrónica de la Universidad Nacional de Ingeniería, Perú, pp 1-5, 1999.
- III.11.- Caicedo, M. I. y Aldana, M., *Aplicaciones Geofísicas de los Filtros Digitales*, Universidad Simón Bolívar, pp 49-54 88-97, 2002.
- III.12.- Maya, F., *Filtros Activos*, 2ª edición, Departamento de Electrónica de la Universidad Nacional de Rosario, Argentina, pp 1-11, 2004.
- III.13.- Alba-Blanco, E. F. y Ruiz, Jaime, *Implementación de Filtros Digitales en FPGA*, Bioingeniería y Física Médica Cubana, Vol.10, No.2, Cuba, pp 9-11, 2009.
- III.14.- Platero, C., *Electrónica Industrial: Introducción al Procesamiento digital de Señales*, Universidad Politécnica de Madrid, España, pp 30-59, 2001.
- III.15.- Velis, D. R., *Filtros Digitales*, Notas de Filtros, 2007.
- III.16.- Ambrozy, G., D'Amico, G. y Delrieux, C., *Simulación Y Evaluación de Filtros de Cancelamiento Activo de Ruido Utilizando Señales de Dimensión Fractal Variable*, Universidad Nacional del Sur, Argentina, pp 1-3, 2001.
- III.17.- Ramírez-Pérez, J., *Introducción a Matlab y Simulink*, Departamento de Teoría de la Señal, Telemática y Comunicaciones de la Universidad de Granada, España, pp 43-71, 2010.
- III.18.- Martínez, M., Gómez, L., Serrano, A. J., Villa, J. y Gómez, J., *Introducción a los filtros digitales*, Universidad de Valencia, España, pp 1-10, 2010.
- III.19.- Gómez-Gutiérrez, E., *Introducción al filtrado digital*, Escuela Superior de Música de Catalunya, España, pp 2-13, 2009.
- III.20.- Medel, J., Guevara-López, P. y Flores-Rueda, A., *Caracterización de Filtros Digitales en Tiempo Real para Computadoras Digitales*, Vol.7, No.3, Revista Computación y Sistemas, Laboratorio de Electrónica, Centro de Investigación en Computación del Instituto Politécnico Nacional, México, pp 191-201, 2004.

- III.21.- Velásquez-Ramírez, G., *Sistema de Reconocimiento de Voz en MATLAB*, Tesis de Licenciatura, Universidad de San Carlos, Guatemala, pp 1-36,2008.
- III.22.- Arroyo-Díaz, S. A., *Filtros de Audio en MATLAB*, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, pp 1-11, 2013.
- III.23.- Bautista-Cuellar, R. V., *Matlab y el diseño de filtros digitales*, Revista Digital Investigación y Educación, Vol.2, No.19, pp 4-23,2005.
- III.24.- Gil-Arrieta, C., *Procedimiento de diseño de algoritmos en Matlab para el análisis de filtros digitales no adaptativos aplicados en el procesamiento de señales con perturbaciones*, 7th Latina American and Caribbean Conference for Engineering and Technology, Venezuela, pp 2-9, 2009.

CAPÍTULO IV

DISEÑO DEL IMPLANTE COCLEAR Y ANÁLISIS

En este capítulo se describe el tipo de programación que se utilizó para el FPGA, también de presenta los diseños mecánicos y electrónicos del prototipo del



IV.1.- Introducción

El CAD significa proceso de diseño que emplea sofisticadas técnicas gráficas de computadoras, apoyadas en paquetes de programas de cómputo para ayuda en los problemas analíticos, de desarrollo, de costo y ergonómicos asociados con el trabajo de diseño.

En principio, el CAD es un término asociado al dibujo como parte principal del proceso de diseño, sin embargo, dado que el diseño incluye otras fases, el término CAD se emplea tanto para el dibujo o el diseño gráfico, como para herramientas que ayudan para el diseño. El impacto de las herramientas CAD sobre el proceso de diseño de circuitos electrónicos y sistemas procesadores es fundamental; no solo para la adición de interfaces gráficas, sino por la inclusión de herramientas como los simuladores, que facilitan el proceso de diseño y la conclusión con éxito de los proyectos.

EDA (Electronic Design Automation) es el nombre que se le da a todas las herramientas que sirven de ayuda en el diseño de sistemas electrónicos. Dentro de EDA, las herramientas de CAD juegan un importante papel. Sin embargo, no solo el software es importante sino también el hardware; ya que cada vez los programas exigen más recursos de hardware.

El diseño de hardware tiene un problema fundamental que es el alto costo del ciclo diseño-prototipación-testeo-vuelta a empezar, ya que el costo del prototipo suele ser bastante elevado. Surge la necesidad de reducir este ciclo de diseño para no incluir la fase de prototipación más que al final del proceso. En la Figura IV.1 se muestra el ciclo de diseño de hardware:

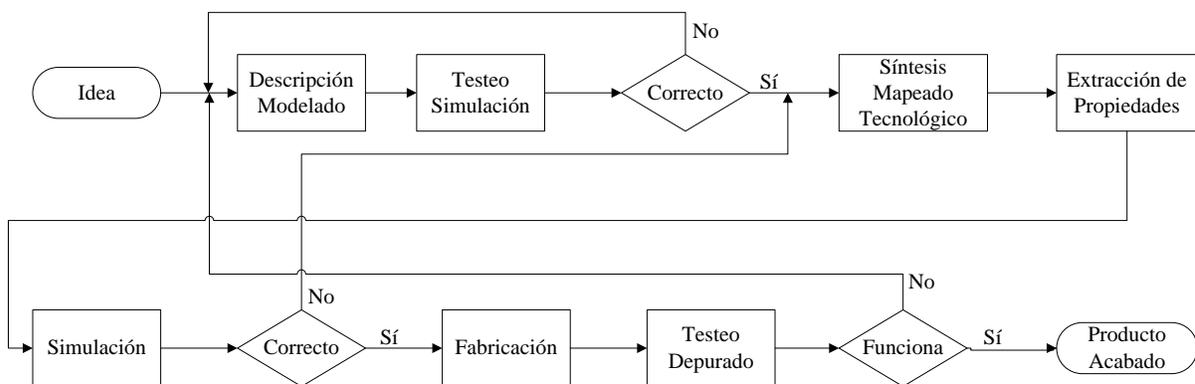


Figura IV.1.- Diseño de hardware

En primer lugar en la fase de descripción de la idea, que será un esquema eléctrico, un diagrama a bloques, etc. En segundo lugar en la fase de simulación y comprobación de circuitos, donde diferentes herramientas permiten realizar simulación por eventos, funcional, digital o eléctrica de un circuito atendiendo el nivel de simulación requerido. Por último existen las herramientas de CAD orientadas a la fabricación. En el caso del diseño del hardware estas herramientas sirven para la realización de PCB (Placa de circuito impreso) y también para la realización de ASIC (Circuitos Integrados de Aplicación Específica). Estas herramientas permiten la realización de microchips, así como la realización y programación de dispositivos programables.

IV.2.- Herramientas CAD para el Diseño de Hardware

Para poder hacer análisis y simulaciones en circuitos electrónicos, se necesitan de herramientas de diseño tanto para CAD como para EDA; a continuación se mencionan las herramientas de diseño más usadas en los programas de cómputo de CAD y EDA:

- **Lenguajes de Descripción de Circuitos:** Son lenguajes mediante los cuales es posible describir un circuito eléctrico o digital. La descripción puede ser estructural, donde se muestra la arquitectura del diseño o del comportamiento, donde se describe el comportamiento del circuito en vez de los elementos de que está compuesto.
- **Captura de Esquemas:** Es la forma clásica de describir un diseño electrónico; la descripción está basada en un diagrama en el que se muestra los diferentes componentes de un circuito y sus interconexiones.
- **Gráficas y Diagramas de Flujo:** Es posible describir un circuito o sistema, mediante diagramas de flujo, redes de Petri, máquinas de estados, etc. En este caso sería una descripción gráfica, pero al contrario de una captura de esquemas, la descripción sería comportamental en vez de ser una descripción de componentes.
- **Simulación de Sistemas:** Estas herramientas se usan sobre todo para la simulación global de sistemas. Los componentes de la simulación son elementos de alto nivel como discos duros, buses de comunicaciones, etc.

- **Simulación funcional:** Este tipo de simulación comprueba el funcionamiento de circuitos digitales de forma funcional, es decir, a partir del comportamiento lógico de sus elementos (sin tener en cuenta problemas de retrasos, etc.) se genera el comportamiento del circuito frente a estímulos dados.
- **Simulación Digital:** Esta simulación exclusiva de los circuitos digitales, es como la anterior pero con la diferencia de que se tienen en cuenta retrasos en la propagación de las señales digitales. Es una simulación muy cercana al comportamiento real del circuito y prácticamente garantiza el funcionamiento correcto del circuito a realizar.
- **Simulación Eléctrica:** Es la simulación de más bajo nivel donde las respuestas se elaboran a nivel del transistor. Sirven tanto para circuitos analógicos como digitales y su respuesta es prácticamente idéntica a la realidad.
- **Realización de PCB:** Es posible realizar el trazado de pistas para la posterior fabricación de una placa de circuito impreso.
- **Realización de Circuitos Integrados:** Son herramientas de CAD que sirven para el diseño de circuitos integrados. Las capacidades gráficas de estas herramientas permiten la realización de las diferentes máscaras que intervienen en la realización de circuitos integrados.
- **Realización de Dispositivos Programables:** Con estas herramientas se facilita la programación de este tipo de dispositivos, desde simples PAL hasta las más complejas FPGA.

IV.3.- Métodos de Diseño en EDA

Las computadoras ofrecen hoy en día herramientas especiales para la creación y verificación de diseños. Con dichas herramientas es posible describir tanto un sencillo circuito que represente una simple puerta lógica como un complejo diseño electrónico. Los métodos de diseño son 3, los cuales son:

- Diseño Bottom-Up
- Diseño Top-Down
- Diseño Modular

A continuación se explica en que consiste en cada una.

IV.3.1.- Diseño Bottom-UP

El termino diseño Bottom-Up (diseño de abajo hacia arriba) se aplica al método de diseño mediante el cual se realiza la descripción del circuito, o sistema que se pretende realizar, empezando por describir los componentes más pequeños del sistema para más tarde agruparlos en diferentes módulos, y estos a su vez en otros módulos hasta llegar a uno solo que representa el sistema completo que se pretende realizar en la Figura IV.2 se muestra la metodología que aplica este diseño.

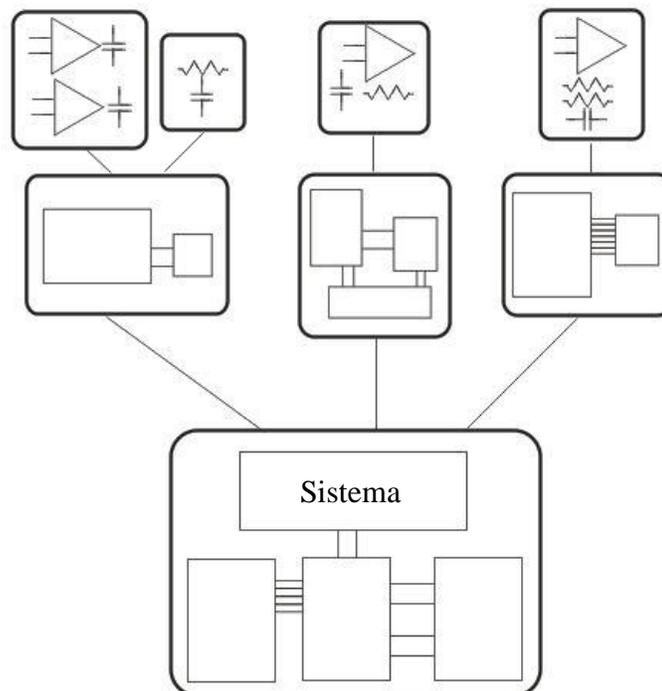


Figura IV.2.- Diseño Bottom-Up

En un diseño Bottom-Up se empieza por crear una descripción, con esquemas de los componentes de los circuitos. Estos componentes pertenecen normalmente a la biblioteca que contiene chips, resistencias, capacitores y otros elementos que representan unidades funcionales con significado propio dentro del diseño. A estas unidades se las puede conocer por el nombre de

primitivas, puesto que no es necesario disponer de elementos de más bajo nivel para describir el circuito que se pretende realizar.

Esta forma de diseñar no es muy buena, ya que supone un flujo de diseño bastante ineficiente. Para diseños muy grandes, no se puede esperar unir miles de componentes a bajo nivel y pretender que el diseño funcione adecuadamente. El hecho de unir un número elevado de componentes entre sí, hace que sea complejo el análisis del circuito; lo que provoca dificultades a la hora de detectar fallos en el circuito, anomalías de funcionamiento, etc. La probabilidad de cometer errores de diseño se hace más elevada.

IV.3.2.- Diseño Top-Down

El diseño Top-Down es el proceso de capturar una idea en un alto nivel de abstracción e implementarla partiendo de esa descripción abstracta, y después ir hacia abajo, incrementando el nivel de detalle según sea necesario. Esta forma de diseñar se muestra en la Figura IV.3, donde el sistema inicial se ha dividido en diferentes módulos, cada uno de los cuales se encuentra a su vez subdividido hasta llegar a los elementos primarios de la descripción.

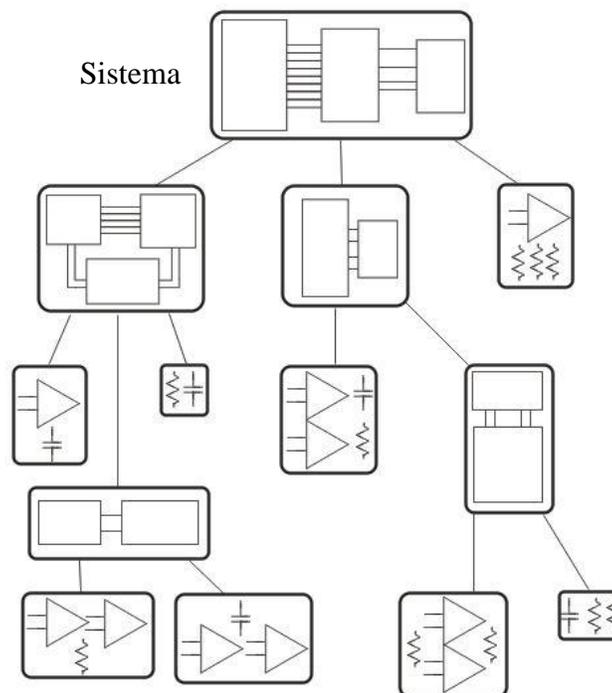


Figura IV.3.- Diseño Top-Down

Se puede describir que el flujo de diseño Bottom-Up es bastante ineficiente. El problema básico del diseño Bottom-Up es que no permite acometer con éxito diseños que contengan muchos elementos puesto que es fácil conectarlos de forma errónea. No se puede esperar unir miles de componentes de bajo nivel, o primitivas y confiar en que el diseño funcione adecuadamente.

La metodología Top-Down que sigue un poco el lema de *divide y vencerás*, de manera que un problema, en principio muy complejo, es dividido en varios subproblemas que a su vez pueden ser divididos en otros problemas mucho más sencillos de tratar. En el caso de un circuito esto se traduciría en la división del sistema complejo en módulos, cada uno con una funcionalidad determinada. Estos módulos, dependiendo siempre de la complejidad del circuito inicial o de los módulos, se pueden dividir en otros módulos hasta llegar a los componentes básicos.

IV.3.3.- Diseño Modular

El flujo de diseño Top-Down ofrece una ventaja adicional y es que la información se estructura de forma modular. El hecho de empezar la realización de un diseño a partir del concepto de sistema hace que las subdivisiones se realicen de forma que los diferentes módulos generados sean disjuntos entre sí y no se solapen. De esta forma, el diseño modular sería la realización de diseños mediante la ejecución de divisiones funcionalmente complementarias de los diversos componentes del sistema, permitiendo de esta manera una subdivisión clara y no solapada de las diferentes tareas dentro del diseño.

El diseño Bottom-Up no ofrece tanta facilidad para la división de diseño en partes funcionalmente independientes. Como se parte de los elementos básicos de los que se compone el sistema, no resulta tan sencillo agruparlos de forma coherente. Esta es otra de las desventajas del flujo de diseño Bottom-Up; el resultado final puede ser bastante confuso al no estar modularmente dividido.

IV.4.- Introducción al lenguaje VHDL

En principio se utilizó un lenguaje de descripción que permitía, mediante sentencias simples, describir completamente un circuito. A estos lenguajes se les llamo Netlist puesto que eran simplemente eso, un conjunto de instrucciones que indicaban el interconexiónado entre los componentes de un diseño, es decir, se trata de una lista de conexiones.

IV.4.1.- Lenguaje VDHL

El significado de las siglas VHDL son el acrónimo que representa la combinación de VHSIC(Very High Speed Integrated Circuit) y HDL(Hardware Description Lenguaje), es decir, lenguaje de descripción de hardware de circuitos integrados de muy alta velocidad. VDHL es un lenguaje de descripción y modelado; diseñado para describir en una forma, en la que los humanos y las maquinas puedan leer y entender la funcionalidad y organización de sistemas hardware digitales, placas de circuitos y componentes.

VDHL fue desarrollado como un lenguaje para el modelado y simulación lógica dirigida por eventos de sistemas digitales, y actualmente se utiliza también para la síntesis automática de circuitos; además este lenguaje contiene una sintaxis amplia y flexible que permite el modelado estructural, el flujo de datos y de comportamiento hardware. Permite el modelado preciso, en distintos estilos del comportamiento de un sistema digital conocido y el desarrollo de modelos de simulación. Otros lenguajes para la descripción de hardware son ABEL, ADA, Verilog, etc.

Algunas ventajas del uso de VHDL para la descripción del hardware son:

1. Permite diseñar, modelar y comprobar un sistema desde un alto nivel de abstracción, bajando hasta el nivel de definición estructural de puertas.
2. Circuitos descritos en VDHL, pueden ser utilizados por diversas herramientas de síntesis para crear e implementar circuitos.
3. Los módulos creados pueden utilizarse en diferentes diseños, lo que permite la reutilización del código. Además la misma descripción puede emplearse para diferentes tecnologías sin tener que rediseñar todo el circuito.
4. Al estar basado en un estándar (IEEE Std 1076-1987, IEEE Std 1076-1993) los ingenieros de toda la industria de diseño pueden usar este lenguaje para minimizar errores de comunicación y problemas de compatibilidad.
5. Permite diseño Top-Down, esto es, describir (modelar) el comportamiento de los bloques de alto nivel, analizarlos (simularlos) y refinar la funcionalidad en alto nivel requerida antes de llegar a niveles más bajos de abstracción de la implementación del diseño.
6. Permite dividir o descomponer un diseño hardware y describir en unidades más pequeñas.

Los programas de cómputo a utilizar para el desarrollo del implante coclear son:

- **QuartusII®**: Es una herramienta de producida por Altera para el análisis y la síntesis de diseños realizados en HDL, permite a los desarrolladores compilar sus diseños, realizar análisis temporales, examinar diagramas RTL y configurar el dispositivo de destino con el programador.
- **MODELSIM®**: Es un programa de cómputo que administra un entorno que permite editar, compilar, simular y depurar diseños de sistemas digitales descritos en VHDL, Verilog y SystemC; además ModelSim es una herramienta de verificación y simulación de VHDL, Verilog, SystemVerilog y otros lenguajes de diseño.
- **Altium Designer®**: Es una suite de herramientas de programa de cómputo de EDA para realizar placas de circuitos impresos, FPGA y diseño de programas embebidos, la biblioteca asociada y la automatización de la administración de versiones; proporciona al diseñador las herramientas que necesitan para resolver problemas de ingeniería y crear los dispositivos electrónicos.
- **OrCAD®**: Es una suite de herramientas de programa de cómputo propio que se utiliza principalmente para la automatización de diseño electrónico. Este programa es utilizado principalmente por los ingenieros de diseño electrónico y técnicos electrónicos para crear esquemas electrónicos y grabados electrónicos para la fabricación de placas de circuitos impresos.
- **SolidWorks®**: Es un programa de diseño asistido por computadora para modelado mecánico desarrollado en la actualidad por SolidWorks Corp. El programa permite modelar piezas y conjuntos; además extraer de ellos tanto planos técnicos como otro tipo de información necesaria para la producción. Es un programa que funciona con base en las nuevas técnicas de modelado con sistemas CAD. El proceso consiste en trasvasar la idea mental del diseñador al sistema CAD, "construyendo virtualmente" la pieza o conjunto. Posteriormente todas las extracciones (planos y archivos de intercambio) se realizan de manera bastante automatizada.

IV.5.- Diseño de Mecánico del Implante Coclear

En esta sección se mostrara el diseño de las carcasas que llevará el implante coclear para su posible producción, así como los materiales con la que se fabricarán. El diseño de las carcasas se divide en tres partes, las cuales son:

- Adaptador de CA/CC.
- Base Cargadora.
- Carcasa del amplificador de sonido.

IV.5.1.- Adaptador de CA/CC

Para el diseño del adaptador se tomó como molde un cargador para teléfono celular; el procedimiento que se siguió fue el siguiente:

- 1.- Diseño del boceto con acotaciones.
- 2.- Dividir el diseño de la carcasa en dos: la parte trasera y la parte frontal.
- 3.- Dibujar en SolidWorks[®] la parte trasera de la carcasa.
- 4.- Después, dibujar la parte delantera de la misma.
- 5.- Por último se ensamblan estas dos partes y se visualiza el armado de la carcasa final, además de agregar el tipo de material; en la Figura IV.4 se observa el ensamble final de esta carcasa, así como un renderizado de cómo quedaría físicamente:

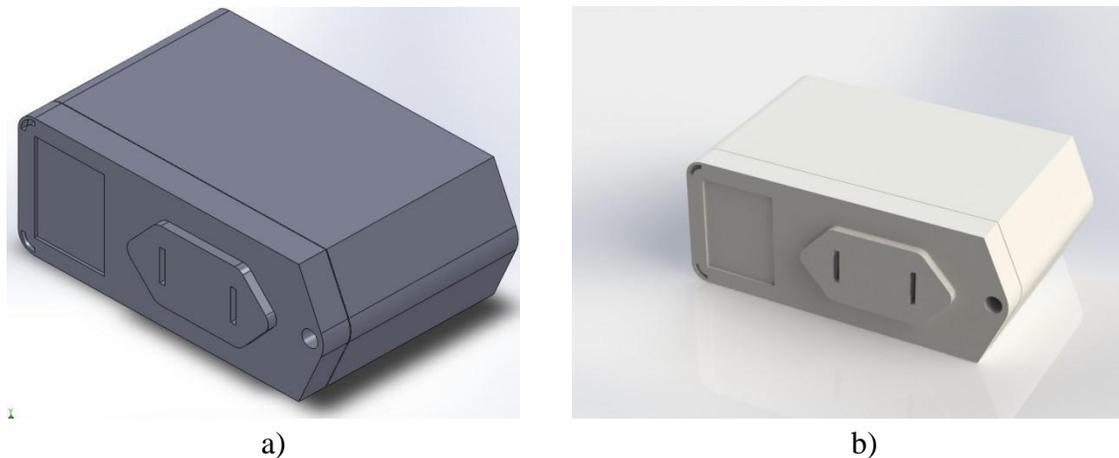


Figura IV.4.- Ensamble final del adaptador de ca/cc: a) sin renderizar, b) con renderizado y material

IV.5.2.- Base Cargadora

El diseño de la carcasa de la base cargadora fue el siguiente:

- 1.- Diseño del boceto con acotaciones.
- 2.- Dividir el diseño de la carcasa en dos: la parte superior y la parte inferior.
- 3.- Dibujar en SolidWorks® la parte superior de la base.
- 4.- Después, dibujar la parte inferior de la misma.
- 5.- Por último se ensamblan estas dos partes, para visualizar el armado de la base final y se agrega el tipo de material; en la Figura IV.5 e IV.6 se observan dos posibles bases cargadoras para el dispositivo auditivo, así como el renderizado de cada una de ellas.

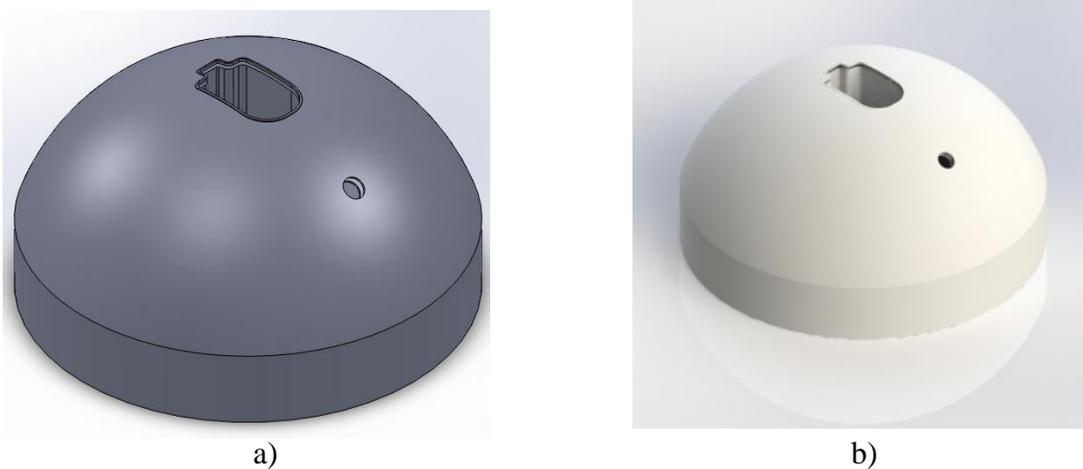


Figura IV.5.- Ensamble final de la base cargadora circular: a) sin renderizar, b) con renderizado y material

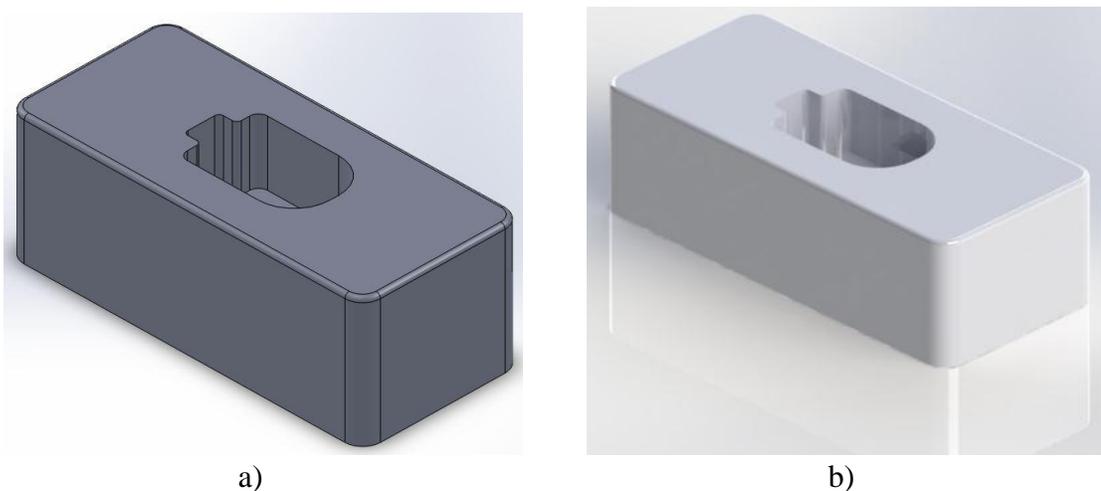


Figura IV.6.- Ensamble final de la base de carga rectangular: a) sin renderizar, b) con renderizado y material

IV.5.3.- Carcasa del Amplificador de Sonido

El diseño de la carcasa del amplificador de sonido fue el siguiente:

- 1.- Diseño del boceto con acotaciones de cada una de las partes que componen el dispositivo (botón de encendido, codo, electrodo y seleccionador de frecuencias o de canal).
- 2.- Realizar las diferentes piezas del boceto en SolidWorks® y colocar a cada pieza el material que le corresponda.
- 3.- Por último se ensamblan todas las partes del diseño y verificar que cada pieza tenga su material ya que a la hora de hacer el ensamblaje SolidWorks® elimina el material asignado a las piezas.
- 4.- Una vez finalizado todos los ensamblados, se procede a realizar los planos para cada una de las piezas, donde se observaran las acotaciones de cada pieza con mayor detalle, entre otros datos del diseño.

En la Figura IV.7 se observa el ensamblaje del dispositivo amplificador del sonido, así como un renderizado del mismo dispositivo:

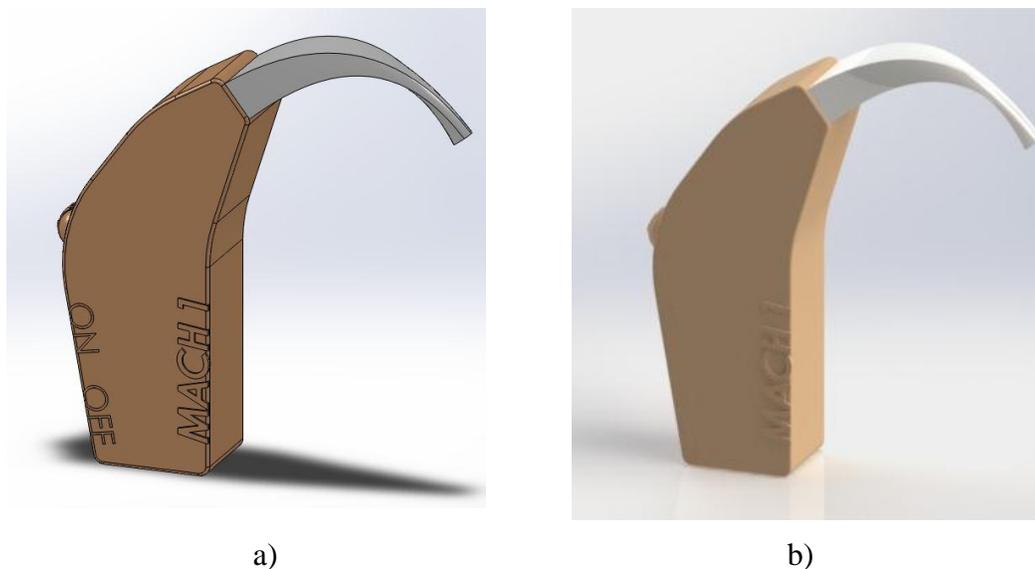


Figura IV.7.- Ensamblaje del dispositivo auditivo: a) sin renderizar y sin materiales, b) con renderizado y material de cada componente del dispositivo

En la Figura IV.8 se puede observar el ensamblaje final del dispositivo auditivo, es decir, el implante coclear con todas sus piezas diseñadas:

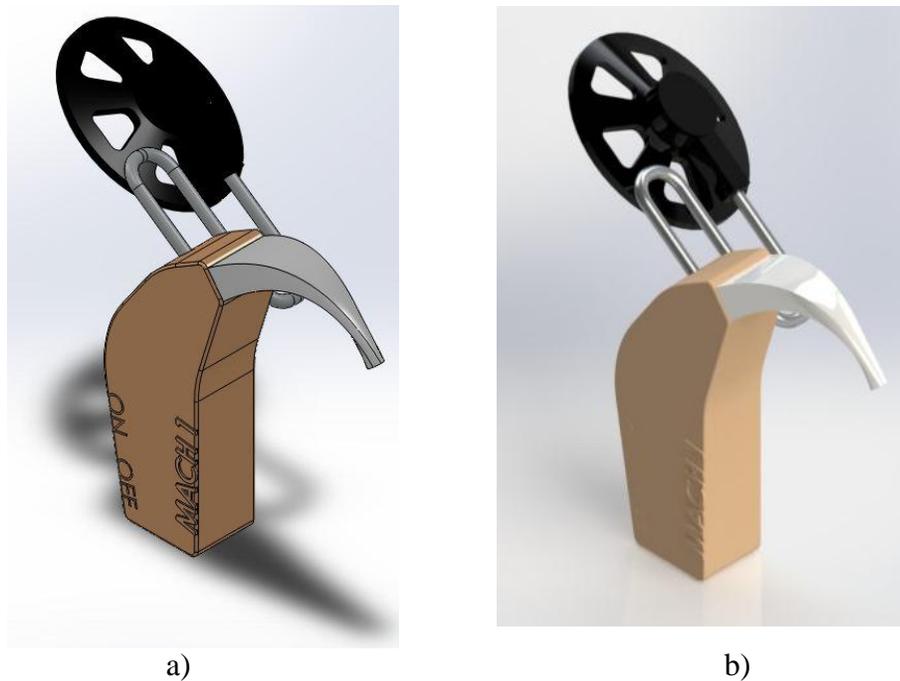


Figura IV.8.- Ensamble final del implante coclear: a) sin renderizar y materiales, b) con renderizado y materiales.

En la Tabla IV.1 se observa un listado de las piezas que componen al dispositivo, así como en la Figura IV.9 se puede observar donde se ubican cada una de estas piezas.

Tabla IV.1.- Componentes del implante coclear

Número	Componente
1	Bobina
2	Imán de la bobina
3	Cable de la bobina
4	Micrófono
5	Selector de frecuencias o canales
6	Botón ON/OFF
7	Unidad de Procesamiento
8	Codo
9	Batería
10	Entrada de Alimentación
11	Tornillos

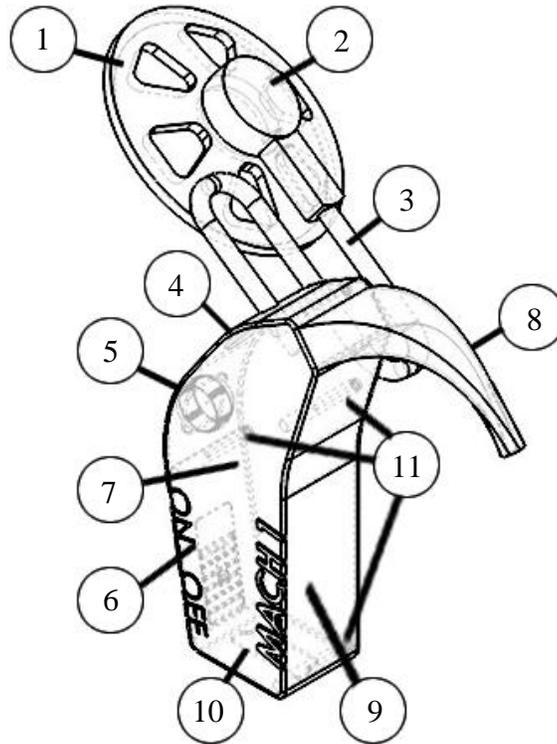


Figura IV.9.- Ubicación de las piezas del implante coclear

IV.6.- Diseño de los Circuitos Electrónicos

En esta sección se observará el diseño del circuito del adaptador, la base de carga y un posible prototipo de cómo sería el circuito físico del dispositivo auditivo. Para su explicación se dividirá en dos partes, las cuales son:

- Circuito del Adaptador.
- Circuito de la Base de Carga.

IV.6.1.- Circuito del Adaptador

Para el diseño del circuito primero se debe tomar en cuenta que el dispositivo se alimentará con 5 volts, el diseño se encuentra basado en cargadores de iPod, celulares, reproductores mp3's, etc.; ya que estos dispositivos por lo general la salida que ofrecen es alrededor de 5 a 5.6 volts, no importa ya si se pasa el voltaje de salida; ya que el circuito de la base cargadora se realizarán los cálculos necesarios para obtener el voltaje de carga necesario para la batería.

Los pasos que se siguieron para el diseño del circuito del adaptador son los siguientes:

- 1.- Trazar el diagrama esquemático.
- 2.- Dibujar el diagrama esquemático en el programa de cómputo OrCAD® o Altium Designer®, en la Figura IV.10 se puede observar el diagrama esquemático del circuito.

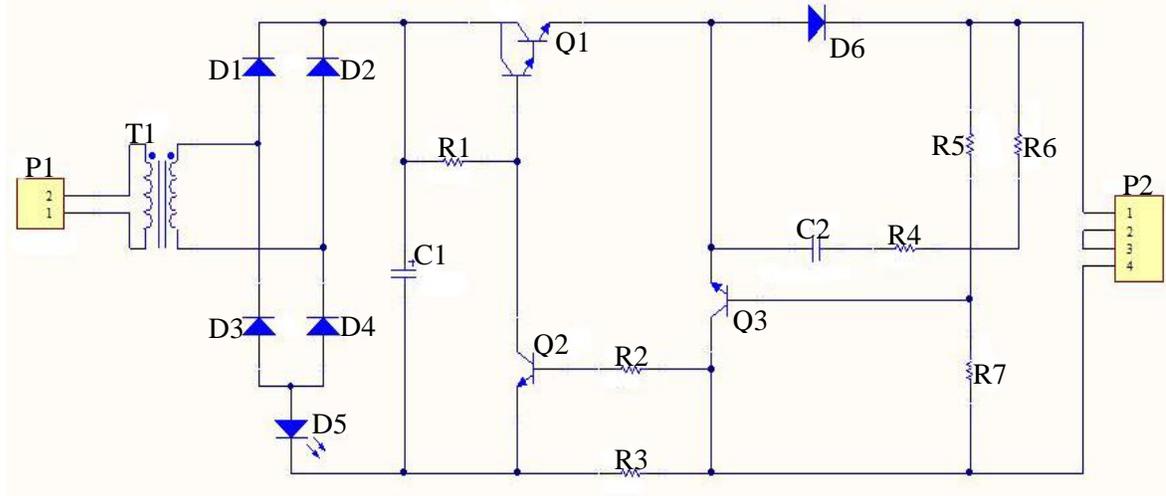


Figura IV.10.- Diagrama esquemático del adaptador

- 3.- Verificar que el diagrama esquemático no contenga errores; este paso es muy importante ya que si el diagrama contiene errores no se podrá realizar el PCB (Tarjeta de Circuito Impreso) del circuito.
- 4.- Una vez que el diagrama no tiene errores se procede a realizar el PCB del circuito, para esto es necesario importar el diagrama anterior del circuito.
- 5.- Una vez importado se procede a colocar y acomodar las piezas de acuerdo al diagrama esquemático; luego se procede a realizar el ruteo del PCB para cada una de las capas del mismo. En la Figura IV.11 se observa el ruteo completo del PCB.

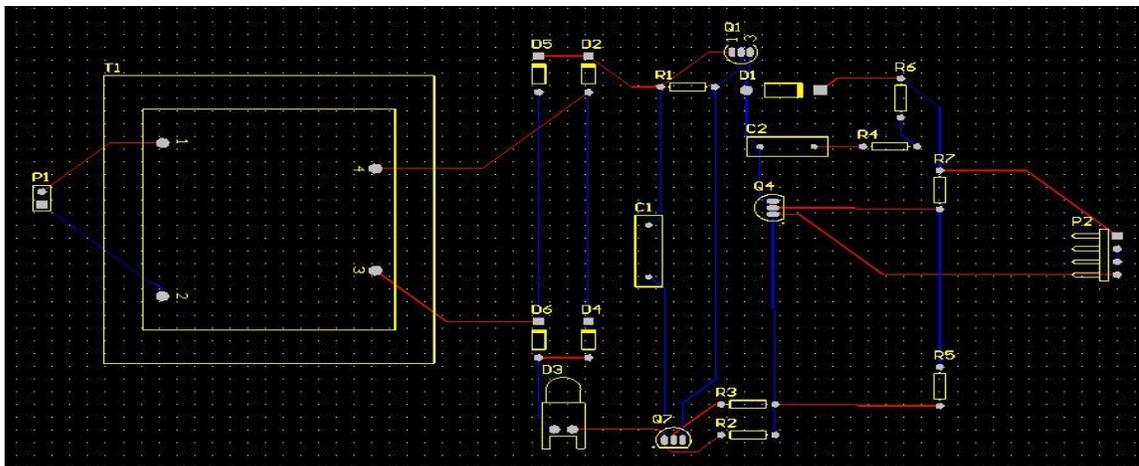


Figura IV.11.- Ruteo del PCB para el adaptador

Las pistas en color rojo son para la capa superior y las pistas en color azul para la capa de abajo.

6.- Por último se realiza el circuito en 3D. En la Figura IV.12 se puede observar cómo quedaría el circuito con sus componentes electrónicos:

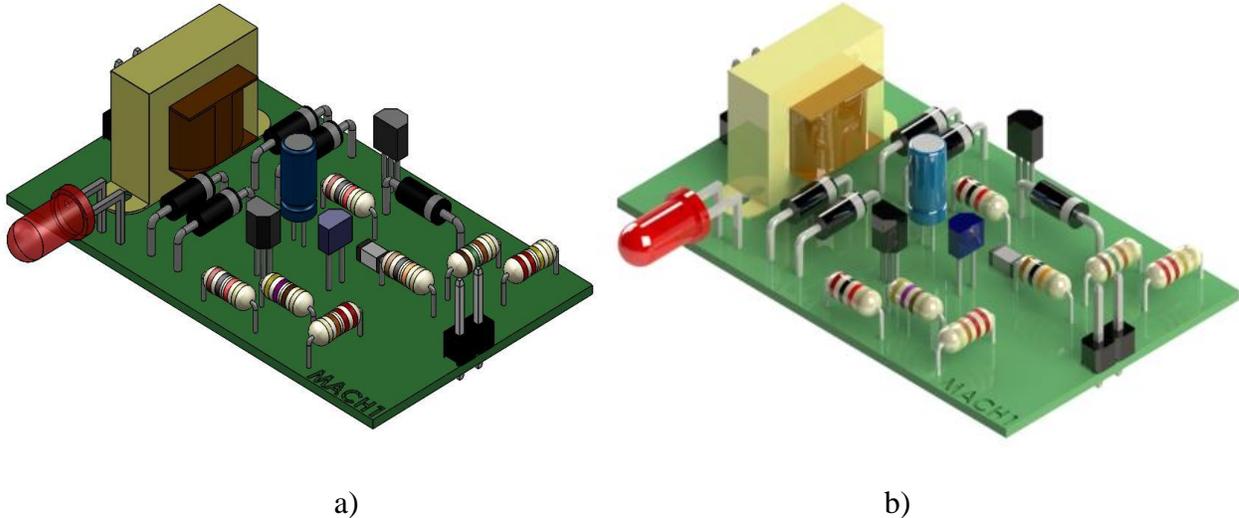


Figura IV.12.- Circuito 3D del adaptador: a) sin renderizar, b) con renderizado y materiales.

IV.6.2.- Circuito de la Base Carga

Como ya se sabe el voltaje de salida que se tendrá en el cargador (5 a 5.6 volts) ahora se realizará el circuito para la base cargadora, considerando el dato del voltaje y también el de la corriente que es de 500 a 700mA aproximadamente. Hay que considerar que la diferencia máxima que se puede tener a la salida del cargador es de 6 a 10%.

Para poder cargar la batería del implante coclear es necesario saber que voltaje se utiliza para mandar la orden de carga, por lo general la mayoría de los dispositivos utilizan un voltaje de 1.4 a 1.5 volts para mandar la orden de carga, esto es para dispositivos pequeños.

Para calcular el voltaje de carga anteriormente mencionado, se utilizará un divisor de voltaje para saber exactamente este voltaje; la ecuación del divisor de voltaje es:

$$V_{out} = \frac{R_2}{R_1 + R_2} V_{in} \quad IV.1$$

En la ecuación se observa que se necesitan 4 variables, para esto ya se tienen 3 variables las cuales son:

- $V_{out} = 5.5V$.
- $V_{in} = 1.44V$.
- $R_2 = 470ohms$

El valor de la resistencia R_2 se puede colocar aleatoriamente, ya que realmente se tiene dos variables incógnitas y es necesario proponer un valor a una de las resistencias, en este caso R_2 . Una vez aclaro lo de la resistencia R_2 se procede a calcular R_1 para esto es necesario despejar esta variable de la ecuación IV.1, lo cual quedaría de la siguiente forma:

$$R_1 = \frac{R_2 * V_{in}}{V_{out}} - R_2 \quad IV.2$$

Ahora solo se procede a sustituir los datos que se tienen en la ecuación IV.2, la cual quedaría así:

$$R_1 = \frac{470ohms * 5.5v}{1.44v} - 470ohms$$

$$R_1 = 1325.13 \text{ ohms}$$

Donde se obtiene que $R_1 = 1325.13 \text{ ohms}$, dado que no existen resistencias comerciales de este valor, se tomara la resistencia de $1.3Kohms$. Luego se hace la comprobación, para ver si el voltaje de salida no varía demasiado con el valor de esta resistencia, para esto se utilizara la ecuación IV.1; donde se sustituirán los valores obtenidos, la ecuación quedaría así:

$$V_{out} = \frac{470ohms}{1300ohms + 470ohms} * 5.5v$$

$$V_{out} = 1.46V.$$

Como se puede ver el voltaje que se utilizara es demasiado pequeño lo mismo que la corriente, para comprobar la corriente que circulara por el circuito se utilizara la ley de Ohm, la cual es:

$$V = I * R \quad IV.3$$

Ahora solo se procede a despejar la corriente (I) de la ecuación IV.3, la cual quedaría así:

$$I = \frac{V}{R} \quad \text{IV.4}$$

Luego se sustituyen los valores en la ecuación IV.4 y queda así:

$$I = \frac{5.5v}{1770ohms} = 0.003A$$

Como se puede observar en la formula, la corriente realmente es muy pequeña.

Una vez calculado las resistencias para el circuito, se procede a realizar el mismo en el programa de cómputo. Los pasos que se siguieron para el diseño del circuito de la base de carga son los siguientes:

Los pasos que se siguieron para el diseño del circuito del adaptador son los siguientes:

- 1.- Trazar el diagrama esquemático en una hoja de cuaderno.
- 2.- Dibujar el diagrama esquemático en el programa de cómputo OrCAD[®] o Altium Designer[®], en la Figura IV.13 se puede observar el diagrama esquemático del circuito.

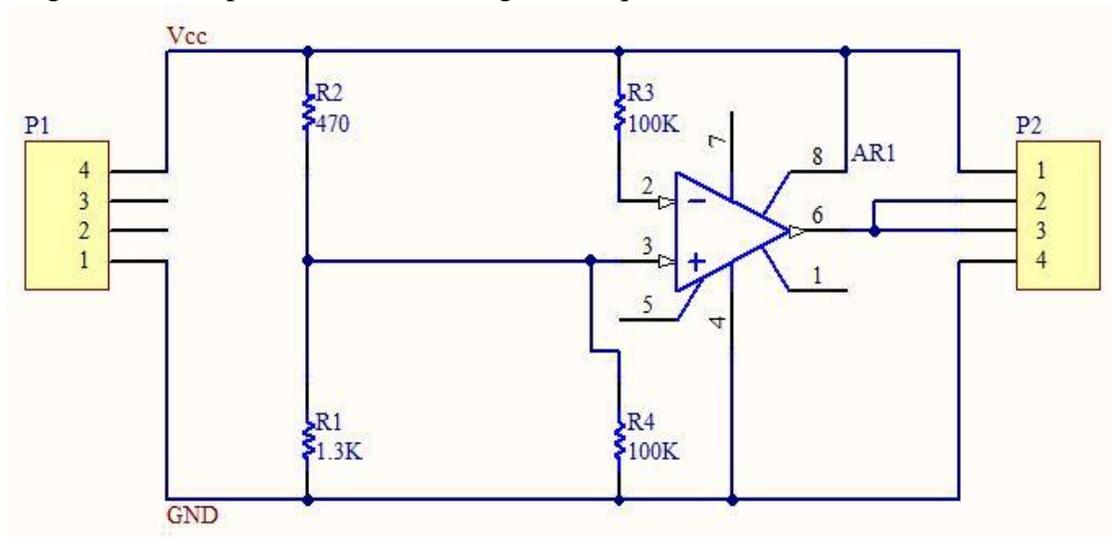


Figura IV.13.- Diagrama esquemático de la base de carga

- 3.- Verificar que el diagrama esquemático no contenga errores; este paso es muy importante ya que si el diagrama contiene errores no se podrá realizar el PCB del circuito.
- 4.- Una vez que diagrama no tiene errores se procede a realizar el PCB del circuito, para esto es necesario importar el diagrama anterior del circuito.

5.- Una vez que se importó, se procede a colocar y acomodar las piezas de acuerdo al diagrama esquemático.

6.- Luego se procede a realizar el ruteo del PCB para cada una de las capas del mismo. En la Figura IV.14 se observa el ruteo completo del PCB.

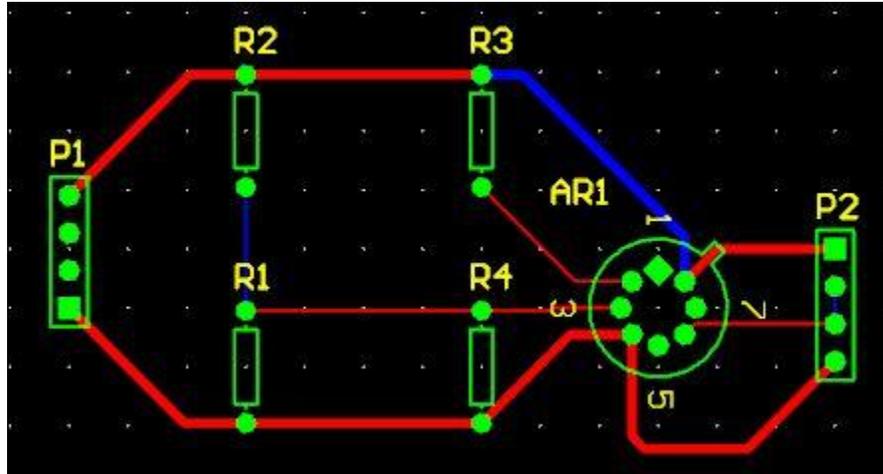


Figura IV.14.- Ruteo del PCB de la base de carga

7.- Por último, se realiza el circuito en 3D. En la Figura IV.15 se puede observar cómo quedaría el circuito con sus componentes electrónicos:

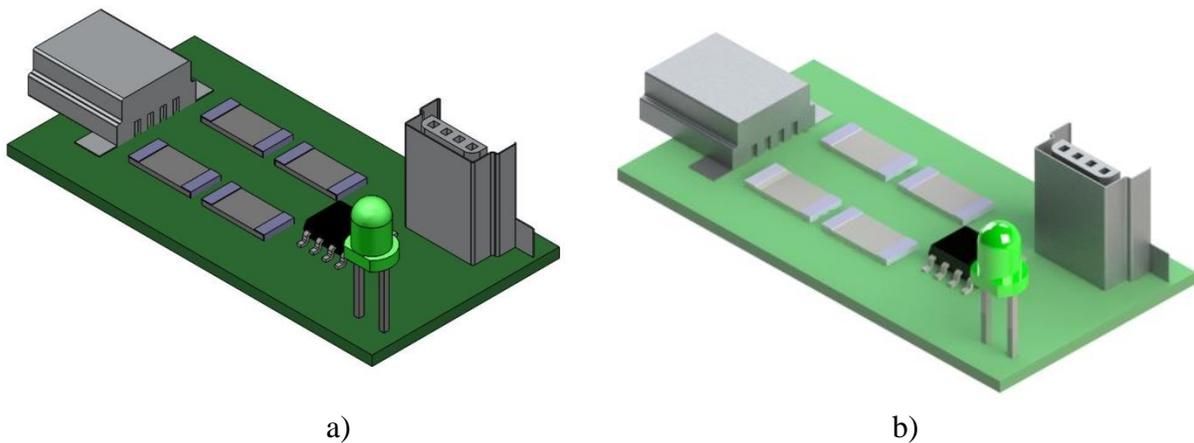


Figura IV.15.- Circuito 3D de la base de carga: a) sin renderizar, b) con renderizado y materiales.

En el Anexo 3 se puede apreciar con más detalle los planos del Implante Coclear, así como los circuitos electrónicos del mismo.

IV.7.- Comparación entre CPLD vs FPGA

El objetivo final es obtener un chip que se comporte de la misma manera que la descripción realizada en VHDL. La intención es que la propia herramienta de CAD permita la generación del circuito a partir de la descripción VHDL de éste.

Se debe realizar un análisis de las diferentes clases de dispositivos para tener un criterio de selección del más adecuado, en este caso se hace la comparación entre un CPLD (Complex Programmable Logic Devices) y un FPGA (Field Programmable Logic Devices) para seleccionar el más adecuado para el implante coclear.

Tanto los CPLD's como las FPGA's contienen un gran número de elementos lógicos programables. Si se mide la densidad de los elementos lógicos programables en compuertas lógicas equivalentes se podría decir, que en un CPLD sería del orden de decenas de miles de compuertas lógicas equivalentes y en una FPGA del orden de cientos de miles hasta millones de ellas.

Aparte de las diferencias en densidad entre ambos tipos de dispositivos, la diferencia fundamental entre las FPGA's y los CPLD's es su arquitectura. La arquitectura de los CPLDs es más rígida y consiste en una o más sumas de productos programables cuyos resultados van a parar a un número reducido de biestables síncronos (también denominados flip-flops).

La arquitectura de las FPGA's, por otro lado, se basa en un gran número de pequeños bloques utilizados para reproducir sencillas operaciones lógicas, que cuentan a su vez con biestables síncronos. La enorme libertad disponible en la interconexión de dichos bloques confiere a las FPGA's una gran flexibilidad. En la Figura IV.16 e IV.17 se muestra la arquitectura de un CPLD y un FPGA respectivamente.

Otra diferencia importante entre FPGA's y CPLD's es que en la mayoría de las FPGA's se pueden encontrar funciones de alto nivel (como sumadores y multiplicadores) embebidas en la propia matriz de interconexiones, así como bloques de memoria.

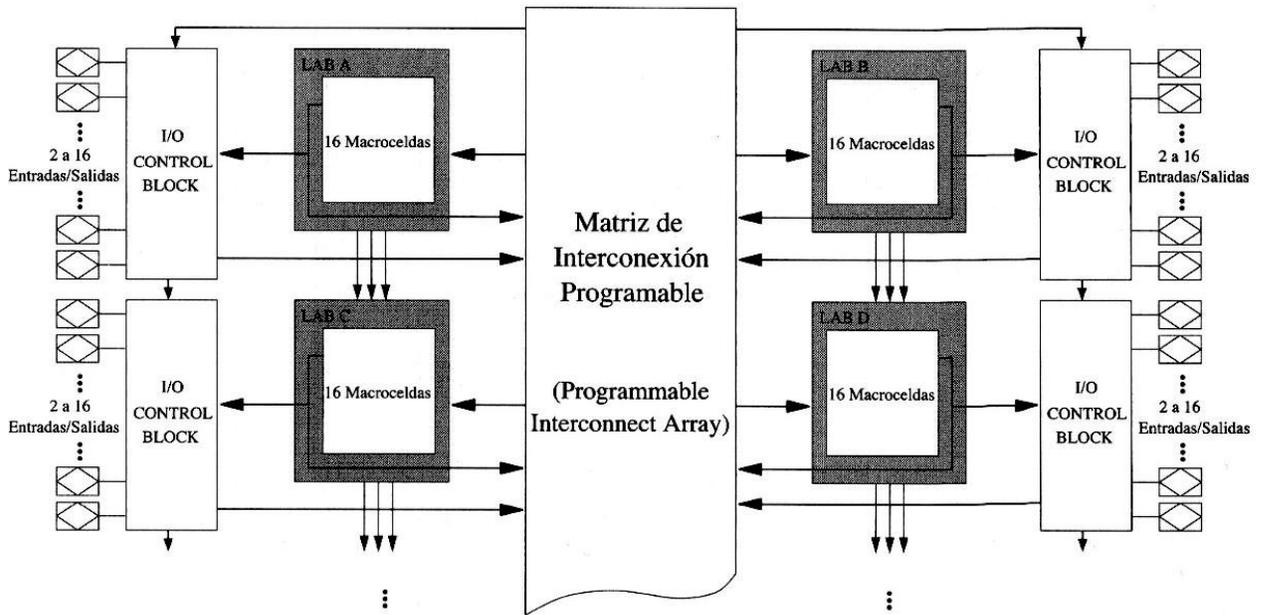


Figura IV.16.- Arquitectura de un CPLD

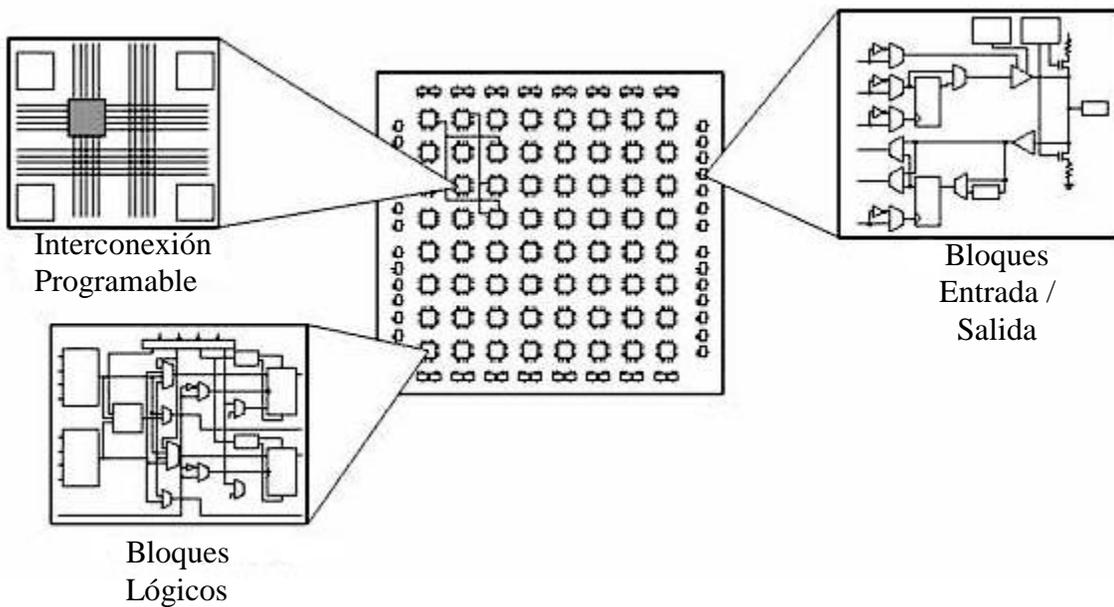


Figura IV.17.- Arquitectura de un FPGA

En general las FPGA son más baratas y de mayor capacidad, pero necesitan más área para hacer lo mismo, y el hecho de que necesiten una memoria EPROM además del propio circuito hace que el interconexión externo sea más complejo y de peor calidad debido a los retrasos introducidos por las líneas, soldaduras, etc., que puede ser un problema importante.

Como norma general se utilizará una CPLD para circuitos con pocas puertas, pero una vez que el circuito es mayor se tiene que ir a una FPGA. La decisión de construir un ASIC (Circuito Integrado para Aplicaciones Específicas), suele tomarse para largas tiradas del circuito y cuando este está muy probado, no obstante si el circuito es sencillo y no tiene problemas de tiempos puede que sea más rentable dejarle en una FPGA o una CPLD.

Por lo anterior descrito, se usará un FPGA para el implante coclear; una vez realizada la comparación se necesita saber el rango de las frecuencias que puede soportar la cóclea y el voltaje que soporta la misma, ya que con esto se tendrá un límite de frecuencias en el filtro que servirá de apoyo para los canales que se implementaran en el dispositivo. A continuación se describe la electrónica en la cóclea y el funcionamiento del algoritmo que se realizó para este dispositivo.

IV.7.1 Electrónica en la Cóclea

La conversión de sonido en el cerebro humano involucra el oído interno, medio y externo, células ciliadas, neuronas, y el sistema nervioso central. Cuando se hace un sonido, el oído externo recoge las ondas acústicas, que se convierten en vibraciones mecánicas mediante los pequeños huesos en el oído medio. Las vibraciones se mueven hacia el oído interno, donde viajan a través del líquido en una estructura en forma de caracol llamado la cóclea. Se desplaza el fluido de diferentes puntos a lo largo de la membrana basilar de la cóclea. Los desplazamientos a lo largo de la membrana basilar contienen la información en frecuencia de la señal acústica. En la Figura IV.18 se puede observar el rango de frecuencias que son admisibles en la cóclea.

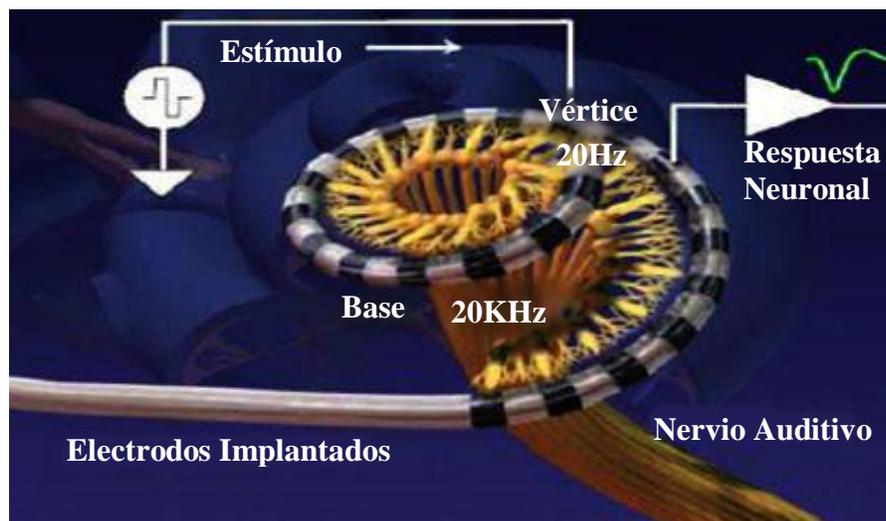


Figura IV.18.- Límites de frecuencia de la cóclea

Las diferentes frecuencias causan que la membrana se desplace al máximo en diferentes posiciones. Las bajas frecuencias causan que la membrana se desplace cerca de su vértice, mientras que las frecuencias altas estimulan la membrana en su base. La amplitud del desplazamiento de la membrana en un punto particular es proporcional a la amplitud de la frecuencia que se ha excitado. Cuando un sonido se compone de muchas frecuencias, la membrana basilar se desplaza en múltiples puntos. De esta manera la cóclea separa sonidos complejos en componentes de frecuencia. Cada región de la membrana basilar se une a las células ciliadas que se doblan proporcionalmente al desplazamiento de la membrana. La flexión provoca una reacción electroquímica que estimula las neuronas para comunicarse la información de sonido al cerebro a través del sistema nervioso central.

La compresión sobre las salidas del filtro de bancos es un componente esencial del procesador IC porque transforma amplitudes acústicas en amplitudes eléctricas. Esta transformación es necesaria debido a que el rango en amplitudes acústicas en el habla conversacional es considerablemente más grande que el rango dinámico del paciente con un implante. El rango dinámico se define como el rango de amplitudes eléctricas entre el umbral (nivel apenas audible) y el volumen nivel incómodo (muy alto). En el habla conversacional, las amplitudes acústicas pueden variar en un rango de 30 dB. Los oyentes implantados, sin embargo, pueden tener un rango dinámico tan pequeño como 5 dB.

La función de compresión logarítmica es de la forma:

$$Y = A \log (X) + B \quad (1) \quad \text{IV.5}$$

Donde X es la amplitud acústica (salida de envolvente), A y B son constantes, e Y es la amplitud eléctrica comprimida.

IV.7.2 Funcionamiento del Algoritmo

El funcionamiento del implante coclear en forma general será el siguiente:

Se tiene una señal analógica que pasa por un micrófono, esta señal para a su vez por un convertidor analógico/digital; una vez que se hace la conversión se obtiene una señal digital para que pueda ser interpretada por el procesador (FPGA).

En el procesador se realiza el procesamiento de la señal digital, más adelante se explicara más a fondo esta parte; una vez realizadas las operaciones para la señal, se pasa ahora esta señal a un convertidor digital/analógico, esto es para poder tener la señal en un forma análoga en este caso será ya una señal eléctrica que se enviara al electrodo externo y este a su vez la enviara al electrodo interno que se encuentra implantado en el paciente.

Luego esta señal eléctrica es enviada al banco de electrodos que se encuentran conectados a la cóclea, donde la cóclea mandara esta señal y el cerebro la interpretara para que la persona pueda escuchar. En la Figura IV.19 se observa un diagrama a bloques del funcionamiento de un implante coclear.

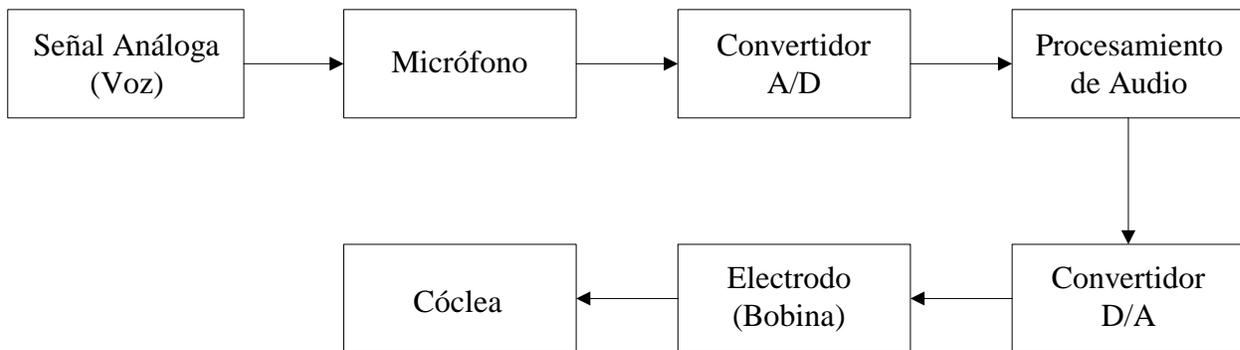


Figura IV.19.- Funcionamiento de un I.C.

Como se mencionó anteriormente se necesita hacer la conversión de analógico a digital para poder trabajar con esta señal en el procesador, una vez que se hace la conversión lo se obtiene es una señal digital muestreada que se transmitirá al procesador para el procesamiento de la misma.

En él se encuentra el algoritmo que realizara las operaciones necesarias para el tratamiento de esta señal, en este caso el algoritmo que se contiene es una banco de filtros, en este banco se encuentra 8 filtros pasa-banda, cada uno de estos filtros están configurados a ciertos rangos de frecuencias.

Se utilizan filtros pasa-banda porque abarcan frecuencias bajas y frecuencias altas, por ende son ideales para un implante coclear o dispositivo auditivo auxiliar. Estas configuraciones de frecuencias pueden cambiar, esto ya depende del nivel de sordera que tenga el paciente.

La salida de cada filtro pasa a un codificador que permitirá asignarle una ganancia a la señal filtrada y esta se envía al canal. También se necesita un generador de pulsos, donde la frecuencia del pulso define el número de impulsos por segundo suministrados a cada electrodo. Las frecuencias de pulso pueden variar entre 100 a 2500 pps. Informes indican que algunos pacientes obtienen un rendimiento máximo de reconocimiento con una frecuencia de pulso de 833 pps y una duración de pulso de 33 ms/fase. En otros pacientes se obtienen pequeños aumentos significativos en el rendimiento, ya que la frecuencia del pulso aumenta de 833 a 1365 pps y 2525pps. En la Figura IV.20 se observa el tratamiento de una señal a través de un filtro.

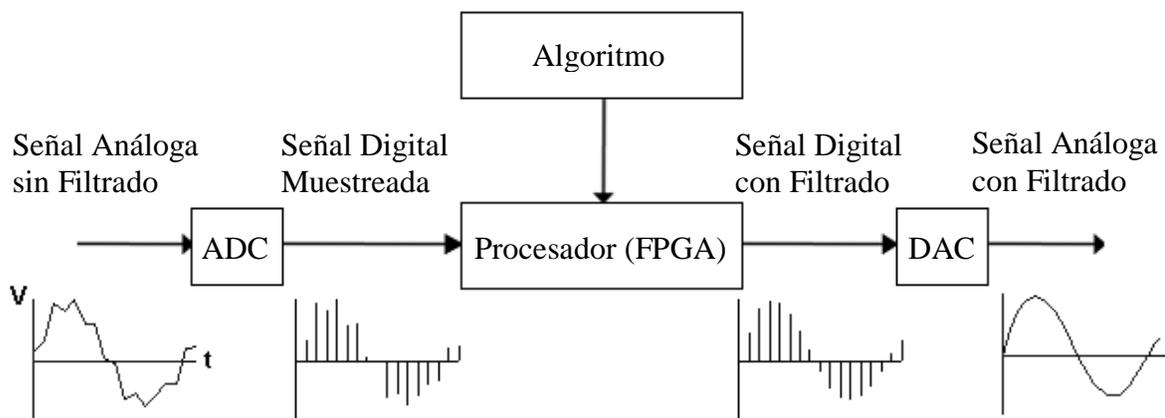


Figura IV.20.- Tratamiento de una señal en un filtro

En el Anexo 4 se puede observar el algoritmo empleado en el FPGA, así como otros ejemplos para el procesamiento de señales digitales que pueden realizarse para un dispositivo auxiliar auditivo, así como también sus RTL y el mapeo tecnológico de cada uno.

IV.8.- Sumario

En este capítulo se describió los métodos de diseño que se emplean tanto en CAD como en EDA, así como los métodos de programación que se utilizaron para poder realizar el algoritmo del implante coclear. También se observó los diversos programas que se utilizaron para llevar a cabo el diseño y simulación del dispositivo, tanto de forma mecánica como electrónica.

Se puede observar que el implante coclear se le diseñaron sus accesorios (adaptador y base de carga), también se visualiza el renderizado de cada uno de los componentes y el ensamblado de cada uno de ellos para poder obtener el implante coclear finalizado.

Por último, se explica cómo funciona el implante coclear de forma general, así como también funcionara el algoritmo que estará cargando en el procesador para el procesamiento del audio (voz).

IV.9.- Referencias

- IV.1.- Pardo, F. y Boluda, J. A., *VDHL: Lenguaje para síntesis y modelado de circuitos*, 3^{er} ed., Ed. Alfaomega, México, pp 15-43, 2011.
- IV.2.- Gómez-González, S., *El Gran Libro de SolidWorks®*, 3er ed., Ed. Alfaomega, España, pp 72-73 182-187 382-407, 2009.
- IV.3.- MEDIAactive, *Manual de 3ds MAX 2011*, 1er ed., Ed. Marcombo ediciones técnicas, España, pp 30-36, 2010.
- IV.4.- National Instruments, *FPGAs a fondo*, <http://www.ni.com/white-paper/6983/es/> (consultado en noviembre 2013).
- IV.5.- Marchan, E., *Estructura y Funcionamiento de los CPLD*, Universidad Nacional Experimental Politécnica Antonio José de Sucre, Venezuela, pp 1-3, 2008.
- IV.6.- Medina-Cantú, J. R. y Barrón-González, G., *Curso de Diseño y Fabricación de PCB*, Universidad Autónoma de Nuevo León Facultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica, México, pp 2-111, 2009.

CAPÍTULO V

REHABILITACIÓN AUDITIVA Y LIMITACIONES DEL IMPLANTE

En este capítulo se explica todo el procesos medico necesario para poder realizar un implante coclear, así como las limitaciones y rehabilitaciones que tiene que realizar tanto el paciente como el Audiólogo.



V.1.- Introducción

La selección de candidatos a recibir un implante no es una decisión basada en números, sino que es un proceso deductivo en el que intervienen múltiples factores, con el fin de determinar un pronóstico en el intento de mejorar la comprensión y expresión del lenguaje [V.1].

Los implantes cocleares estarán indicados en pacientes que presentan una hipoacusia neurosensorial bilateral profunda de asiento coclear, que se benefician de forma insuficiente o nula de los audífonos y que además se sienten motivados hacia un implante coclear. El pronóstico dependerá del momento de aparición de la hipoacusia, el tiempo de duración, la motivación del paciente y el entorno, la utilización previa de audífonos y la opción oral[V.1].

Partiendo de los criterios de la *Federal Food and Drug Administration*, esta indicación se concreta en individuos con umbrales auditivos bilaterales superiores a 90 dB de media en las frecuencias de 500Hz, 1 kHz y 2 kHz, que además presentan, en campo libre con la utilización de audífonos, unos umbrales superiores a 55 dB y una discriminación de la palabra inferior al 40%, empleando listas abiertas de palabras [V.2].

En general el procedimiento quirúrgico no se considera riesgoso. Los riesgos reportados son aquellos relacionados con cualquier cirugía que necesita anestesia. Las áreas involucradas en la cirugía son el hueso mastoides detrás del oído (donde se ubica el pequeño imán) y la cóclea que está ubicada en el oído interno (donde se colocan los electrodos). Esto no es cirugía “cerebral” [V.3].

No obstante, es previsible que en un futuro próximo se introduzcan cambios en estos criterios audiométricos, de forma que en determinados casos de hipoacusias neurosensoriales severas grado 2 (entre 71 y 90 dB), con mínimos beneficios de los audífonos, sea indicado un I.C. [V.2].

Aunque los resultados obtenidos hasta ahora son satisfactorios y van mejorando a lo largo del tiempo (nuevos procesadores, más experiencia en el uso por parte del paciente, etc.), la comprensión auditiva del paciente no es la del oyente normal. El rendimiento auditivo está claramente disminuido en presencia de ruido ambiental o cuando se establece una comunicación

con varios interlocutores al mismo tiempo, exigiendo una actitud de mayor expectación ante la escucha que en condiciones normales [V.2].

En la siguiente sección se describirá la cirugía que se realiza para poder colocar o implantar el dispositivo a la persona con el problema de audición.

V.2.- Operación para el Implante Coclear

Una intervención de implante coclear es una operación delicada pero poco traumática para el paciente y la evolución postoperatoria relativamente simple. La técnica quirúrgica consiste en introducir una guía de electrodos en la cóclea y un receptor estimulador detrás del oído. Ambos componentes no son visibles exteriormente, en la Figura V.1 se puede observar el electrodo que va internamente [V.4].

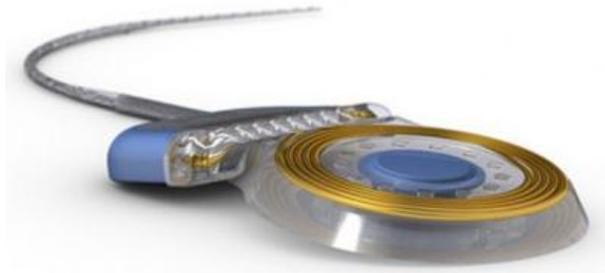


Figura V.1.- Receptor y guía de electrodos

La operación, que se realiza bajo anestesia general, suele durar alrededor de una hora y media y el período de hospitalización es de cuarenta y ocho horas sin que se lleguen a producir molestias muy importantes. En el momento de la operación se puede comprobar la funcionalidad del implante, mediante lo que se denomina la telemetría [V.4].

Aunque la tecnología del implante coclear es bastante segura, se debe saber que es posible que se produzcan fallos. Las causas de los fracasos son variadas y entre ellas se incluyen fallos técnicos y otros de tipo médico. La reimplantación del implante coclear es considerada por el médico, como una cirugía sencilla; resulta más problemático el efecto que este hecho pueda causar en el sujeto y/o en la familia que pueden pensar, además de la preocupación por tener una nueva intervención quirúrgica, que no tendrá las mismas posibilidades de recuperación que con el primer implante[V.4].

Anteriormente se explicó a modo general lo que es la cirugía del implante coclear; para comprender mejor el procedimiento que se toma para realizar la cirugía se subdividirá en 3 apartados para su mayor comprensión, esto abarca desde que el paciente ingresa en la Sala de Otorrinolaringología, para ser intervenido, hasta que es dado de alta[V.1].

Se pueden subdividir estos pasos en tres apartados, los cuales son:

- Medidas preoperatorias.
- Medidas intraoperatorias.
- Medidas postoperatorias.

V.2.1.- Medidas Preoperatorias

Son aquellas que se realizan al ingreso del paciente, las cuales son [V.1]:

- Revisión de la Historia Clínica, esto es comprobar que se han realizado las pruebas preoperatorias generales (Analítica, E.C.G., Radiografías). Verificar que las pruebas específicas de la intervención están dentro de la Historia: T.A.C., R.M.
- Comprobar que se ha firmado el consentimiento informado por parte del paciente o responsable en caso de menor de edad.
- Valorar el estado emocional del paciente teniendo muy en cuenta que es una persona que “no oye”.
- Otras medidas incluyen información adicional a los familiares respecto al programa quirúrgico, responder a las dudas planteadas y proporcionarles apoyo emocional sobre todo en el caso de niños.

Informar sobre las normas quirúrgicas:

- Ayuno.
- Higiene general.
- Retirada de prótesis dentarias.
- Retirada de objetos metálicos.
- Muy importante a tener en cuenta son los Piercings, que suelen pasar desapercibidos y pueden producir una quemadura con el uso del bisturí eléctrico.

- Indicar en la Hoja de Enfermería las posibles enfermedades y alergias. Importante reseñar la alergia al Látex, cada vez más frecuente, ya que conlleva un protocolo distinto de actuación en el área quirúrgica.

En la Figura V.2 se puede observar un audiograma para detectar la pérdida auditiva.

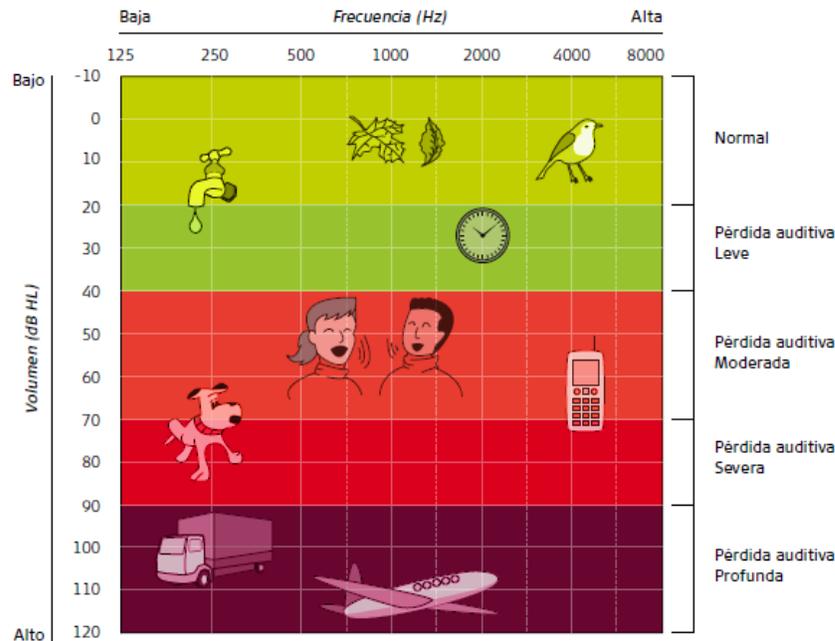


Figura V.2.- Audiograma

V.2.2.- Medidas Intraoperatorias

En este apartado se describe los pasos que se siguen ya en plena cirugía, para esto se subdividirá en 2 apartados por la cantidad de información que se maneja, los cuales son [V.1]:

- Anestesia.
- Cirugía.

V.2.2.1.- Anestesia

La enfermera de anestesia realiza todas las actuaciones propias para una anestesia general:

- Comprobación del paciente y de la Historia Clínica: Alergias, ayunas...
- Canalización de una vía periférica
- Monitorización.
- Preparación de la medicación anestésica

- Comprobación del correcto funcionamiento de todo el aparataje
- Colaborar con el anestesista en las maniobras de inducción, mantenimiento y despertar
- Comprobación de la correcta colocación de la placa de bisturí

V.2.2.2.- Cirugía

Una vez que se ha realizado lo anterior se empieza con lo que es la cirugía la cual se describe a continuación [V.1]:

1.- Cuidados Prequirúrgicos:

Una vez el paciente intubado, se prepara la zona quirúrgica, comprobando el oído a intervenir.

- Rasurado retroauricular: Aproximadamente dos traveses de dedo por encima y tres por detrás del pabellón auricular.
- Colocación de los electrodos para la monitorización del nervio facial
- Desinfección quirúrgica: El más utilizado es la Povidona Yodada (previamente se habrá comprobado que no existe alergia al yodo).
- Infiltración de la zona con anestésico local y adrenalina
- Colocación del campo quirúrgico.
- Tras la colocación de los paños estériles rodeando el oído a intervenir se coloca un plástico adhesivo que sirve de aislante.

2.- Procedimiento Quirúrgico

La cirugía del implante coclear es, en sus fases iniciales, similar a la de otros procesos otológicos, pero existen algunos aspectos diferenciales que deben ser conocidos y correctamente ejecutados [V.6].

En un oído sin alteraciones anatómicas se trata de una cirugía reglada que consta de una serie de pasos que se realizan de forma consecutiva. Las variaciones suelen ir ligadas al modelo de implante que se coloca y aunque en líneas generales la técnica quirúrgica es similar, de las características diferenciales en el diseño de los distintos sistemas se derivan pequeñas variaciones en los distintos pasos de la cirugía, fundamentalmente en la fijación y estabilización del receptor-estimulador, y en la inserción intracoclear de los electrodos [V.6, V.7, V.8].

La enfermera instrumentista debe conocer perfectamente la técnica quirúrgica y disponer del instrumental necesario para su realización, así como cumplir y hacer cumplir, de forma estricta, todas las normas de asepsia y antisepsia para evitar la infección quirúrgica y con ello una de las complicaciones más importantes que pueden presentarse[V.8, V.9].

Los pasos quirúrgicos son [V.7, V.8, V.9]:

a) Mastoidectomía

- Incisión retroauricular y colgajo: Tras la incisión se debe acceder a la cortical ósea mediante la creación de un colgajo de todas las capas que separan a esta. En la Figura V.2 se puede apreciar esto.



Figura V.3.- Incisión y colgajos

- Mastoidectomía: Para conseguir el acceso al oído medio mediante fresa grande y copiosa irrigación.
- Alojamiento del receptor-estimulador.

El objetivo de este tiempo es realizar un fresado del hueso temporal creando una cavidad de alojamiento al receptor-estimulador de forma que éste quede estable. También se debe labrar en el hueso un pequeño canal que se dirija hasta la cavidad de la mastoides y permita el alojamiento del cable portaelectrodos [V.1, V.8, V.9]. En la Figura V.4 se puede observar el fresado y el canal realizado para el electrodo.



Figura V.4.- Fresado y canal para el electrodo interno

b) Timpanotomía posterior.

- Cocleostomía.
- Colocación y fijación del receptor-estimulador mediante una sutura no reabsorbible.
- Inserción de los electrodos intracocleares.
- Mediciones intraoperatorias: Visualización intraoperatoria del reflejo acústico estapedial provocado eléctricamente.
- Radiografía de cráneo.

c) Sellado de la Cocleostomía mediante fascia y músculo temporal.

- Cierre por planos.

En la Figura V.5 se puede observar la colocación del receptor y de los electrodos.

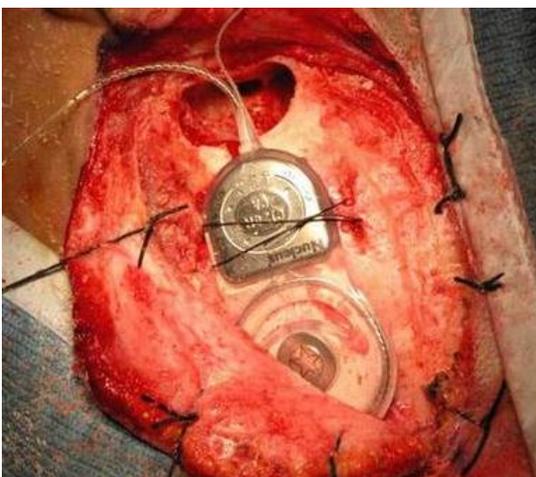


Figura V.5.- Inserción y fijación del electrodo

3.- Vendaje.

Tras la sutura de la incisión se limpia y se pincela con una solución antiséptica. Se cubre el pabellón y la herida quirúrgica con gasas estériles, aplicadas con ligera presión mediante un vendaje en forma de turbante [V.1].

El propósito del vendaje es:

- Proteger la herida de infecciones externas.
- Absorber el posible drenaje.
- Contribuir a la hemostasia.
- Disminuir el edema.
- Añadir firmeza a la herida.

Para que el apósito no se mueva se utiliza una venda de gasa estéril de 10 cm. de anchura, cubriendo el pabellón operado y por encima del contralateral.

Al terminar el vendaje, con una cinta previamente colocada sobre la cabeza se hace un nudo, de manera que permita mantener la frente despejada.

V.2.3 Medidas Post-operatorias

Son aquellas que al acabar la cirugía, recibe el paciente en la Sala de Despertar. Las funciones de la enfermera serán [V.1]:

- Toma de constantes.
- Administración de fluidoterapia y medicación prescrita.
- Controlar el estado del paciente durante la recuperación postanestésica.
- Evitar potenciales complicaciones.
- Tranquilizar al paciente y cubrir sus necesidades
- Vigilancia de la posición del paciente.
- La cabeza debe permanecer ligeramente rotada hacia el lado opuesto, evitando movimientos bruscos.
- El traslado a la planta de hospitalización se hará cuando el paciente se recupere de los efectos anestésicos y su nivel de consciencia sea satisfactorio.

- Una vez en la sala se suele realizar la primera cura a las 24 horas. El vendaje es cortado con tijera con punta roma para evitar heridas sobre la piel del paciente.
- Los puntos o grapas se retiran alrededor del séptimo día, sometiéndose el paciente a las revisiones periódicas protocolizadas.

V.3.- Complicaciones y Limitaciones

En cuanto a los riesgos de esta tecnología, por una parte, los comunes a toda operación quirúrgica, entre ellos los relacionados con el uso de la anestesia general, y, por otra, los riesgos específicos asociados con la inserción de un objeto extraño dentro del cuerpo, siendo el más frecuente las infecciones, entre ellas la infección y/o necrosis del colgajo quirúrgico, y la erosión de la pared posterior del conducto auditivo externo. La tasa de complicaciones mayores se sitúa en torno al 5% [V.9].

Sin embargo, el riesgo de desarrollar meningitis se sitúa en torno al 1 por mil entre los implantados, cifra similar a la de la población en general. Lo cierto es que en la operación quirúrgica se abre una vía de acceso desde el oído medio al interno que comunica directamente con la cavidad craneal, pero antes se procede a la vacunación preventiva (especialmente frente a *H. influenzae* y neumococo), que reduce dicho riesgo [V.2].

Los gérmenes detectados (en 23 casos analizados) han sido los siguientes: Neumococo (16 casos de 23), *H. Influenzae* (4 casos de 23), *Streptococcus Viridans* (2 de 23) y *Escherichia Coli* (1 de 23). Es interesante constatar que 2 casos de meningitis por neumococo y 2 por *H. Influenzae* habían sido vacunados contra estos gérmenes [V.2].

Se considera que la población que va a ser implantada con estos dispositivos tiene más riesgo de contraer meningitis con independencia de ser implantada, ya que padece problemas congénitos (por ejemplo, la malformación de Mondini o la displasia coclear), meningitis anteriores, etc.; otros factores predisponentes son la escasa edad (menor de 5 años), la otitis media, la inmunodeficiencia y la técnica quirúrgica [V.2].

Otras complicaciones pueden ser [V.1, V.2]:

- Malformaciones congénitas con agenesia coclear.
- Ausencia de funcionalidad de la vía auditiva.
- Enfermedades que provocan hipoacusia central.
- Necrosis del colgajo.
- Parálisis facial con recuperación.
- Perforación de la membrana timpánica.
- Estimulación VII par.
- Vértigo.
- Infección o dehiscencia de la herida que requiere la retirada del implante.
- Inserción anómala.
- Colesteatoma.
- Fallo del implante.
- Extrusiones.
- Desplazamientos.

Además de las complicaciones, existen las limitaciones de la técnica en relación a los resultados, existen otras derivadas de la propia estructura de los implantes [V.2]:

1. **Electrocirugía:** Los instrumentos electroquirúrgicos pueden producir voltajes de radiofrecuencia de tal magnitud que puede haber un acoplamiento directo entre el extremo de un cauterio y una guía portadora de electrodos. No se deben utilizar instrumentos electroquirúrgicos monopolares cerca de un IC implantado y/o su sistema de electrodos. Las corrientes inducidas podrían dañar los tejidos cocleares o alterar de forma permanente el implante.
2. **Diatermia:** No se debe aplicar nunca diatermia sobre el receptor/estimulador o cable de electrodos del IC. Las altas corrientes inducidas dentro del cable de electrodos pueden lesionar los tejidos cocleares o dañar de forma permanente el implante.
3. **Terapia Electroconvulsiva:** Nunca se debe utilizar terapia electroconvulsiva en un paciente con IC. La terapia electroconvulsiva puede lesionar los tejidos cocleares o dañar de forma permanente el implante.

4. **Terapia con Radiaciones Ionizantes:** No se debe utilizar este tratamiento directamente sobre el área sobre la cual se encuentra ubicado el implante.
5. **Formación de Imágenes por Resonancia Magnética (RM):** No se debe utilizar la RM en pacientes implantados si previamente no ha sido temporalmente retirado el imán situado a nivel de la antena del receptor. En aquellos implantes cocleares en los que el imán no pueda ser retirado temporalmente, la RM podría llegar a realizarse, pero bajo unas determinadas y estrictas condiciones y siempre siguiendo las instrucciones que al respecto dé la compañía suministradora del IC.
6. **Estimulación Eléctrica:** La mayoría de los pacientes pueden verse beneficiados por niveles de estimulación eléctrica que sean considerados seguros, sobre la base de datos de experimentos con animales. En el caso de algunos pacientes, los niveles necesarios para producir los sonidos más fuertes sobrepasan estos niveles. No se conocen los efectos a largo plazo de tal estimulación en el ser humano.
7. **Ingestión de Piezas Pequeñas:** Se debe indicar a los padres que el sistema de implante externo tiene piezas pequeñas que pueden resultar peligrosas si son ingeridas.
8. **Traumatismo Craneal:** Un golpe en la cabeza en la zona donde está colocado el receptor/ estimulador puede dañar el dispositivo interno, provocando su mal funcionamiento.

V.4.- Programación

Posterior a la cirugía y cuando la cicatrización es completa, que se produce a las cuatro semanas aproximadamente, se procede a la adaptación de los componentes externos. El procesador de sonido necesita una adaptación para cada individuo. A este proceso se le llama *programación* o *mapa de sonidos*, en el cual y por medio de un programa informático se van analizando los umbrales mínimos de estimulación y máximos de tolerancia en cada una de las frecuencias fijándolas a continuación dentro de esos límites. El mapa que se realiza no es definitivo, puede cambiar y mejorar con el uso del implante por lo que son necesarias revisiones posteriores para ajustar y obtener el mejor rendimiento auditivo [V.2].

Si bien existen diferencias entre modelos de implantes, el procesador debe ser programado o activado según las características propias de cada paciente. En dicho proceso se habrá de contar con personal especializado y con el equipo material apropiado al implante elegido [V.2].

Realizar la programación en un adulto puede ser relativamente fácil ya que éste puede expresar cuando comienza a escuchar y si le resulta más o menos agradable. En el caso de un niño resulta más complicado, habrá que motivarle y condicionarle a un tipo de respuesta a la vez que observar con mucha atención su conducta ya que cualquier movimiento o cambio en la expresión puede dar pistas importantes sobre su audición [V.9].

En esta fase de programación, y en el caso de los niños, es muy importante dar orientaciones a la familia para que observen el comportamiento del niño ante los sonidos ya que será de gran valor para hacer modificaciones en el mapa auditivo e ir mejorando la calidad de la audición [V.4]. En la Figura V.6 se observa la programación de un implante coclear.



Figura V.6.- Programación del implante coclear

La programación del IC deberá ser revisada periódicamente, pues a lo largo de la evolución se irán produciendo cambios que precisarán nuevos ajustes en la forma de estimulación de los electrodos del implante. Estos controles también permitirán detectar y diagnosticar fallos en el equipo, facilitando así su pronta reparación [V.2].

V.5.- Rehabilitación

El objetivo principal es restablecer el lenguaje oral mediante la reeducación de habilidades auditivas disminuidas o alteradas [V.5].

El implante coclear no devuelve una audición normal y la naturaleza de los estímulos que proporciona presenta diferencias notables respecto a la estimulación acústica habitual.

Por esa razón, es indispensable prever un tiempo, cuya duración podrá ser muy variable según los casos, para entrenar al paciente a detectar, identificar y finalmente entender las informaciones que llegarán a sus áreas auditivas [V.5].

La rehabilitación deberá dirigirse a la persona en su totalidad. En ese sentido, no debe limitarse a un procedimiento de entrenamiento mecánico y debe abarcar diferentes aspectos como [V.2]:

- Enseñar el manejo y cuidado del implante.
- Ajustar las expectativas a las posibilidades reales del paciente, señalando claramente los objetivos de cada etapa del programa.
- Proporcionar un apoyo suficiente a los pacientes y a sus familias en los momentos de duda o desilusión.
- Incidir en el entorno para que aplique los ajustes necesarios en su comunicación oral.

En la Figura V.7 se aprecia la rehabilitación de un paciente a través de un programa TAV (*Terapia Auditivo Verbal*).



Figura V.7.- Rehabilitación de una niña implantada

La rehabilitación suele contener ejercicios analíticos, es decir, centrados en la percepción de elementos discretos como una determinada sílaba, y ejercicios más globales de comprensión de significados donde la suplencia mental desempeña un gran papel.

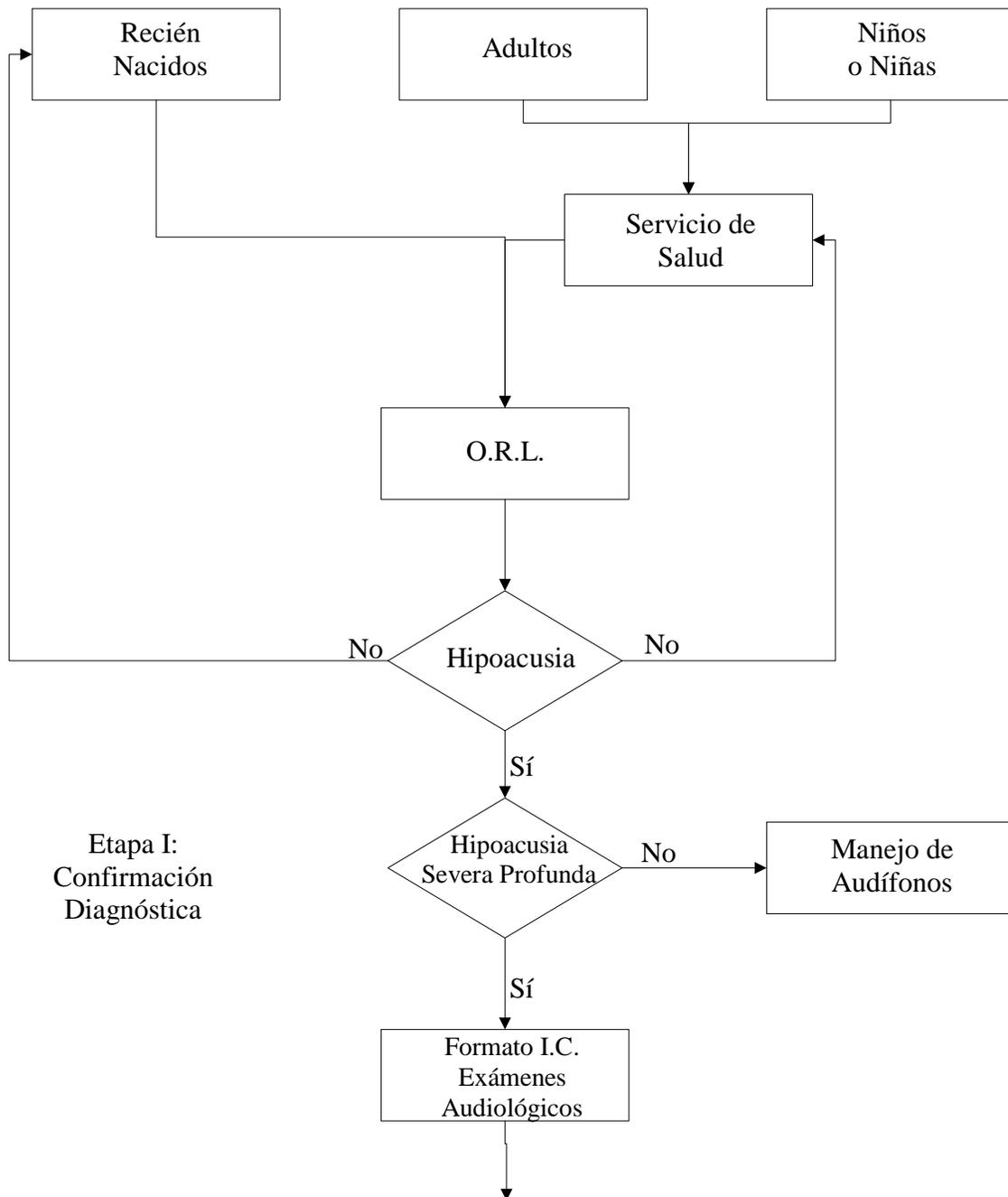
La proporción relativa de estas dos formas de abordaje varía en función de cada persona, tanto por sus respuestas perceptivas como también por su estilo de aprendizaje. La terapia debe, por tanto, adaptarse a la individualidad [V.5].

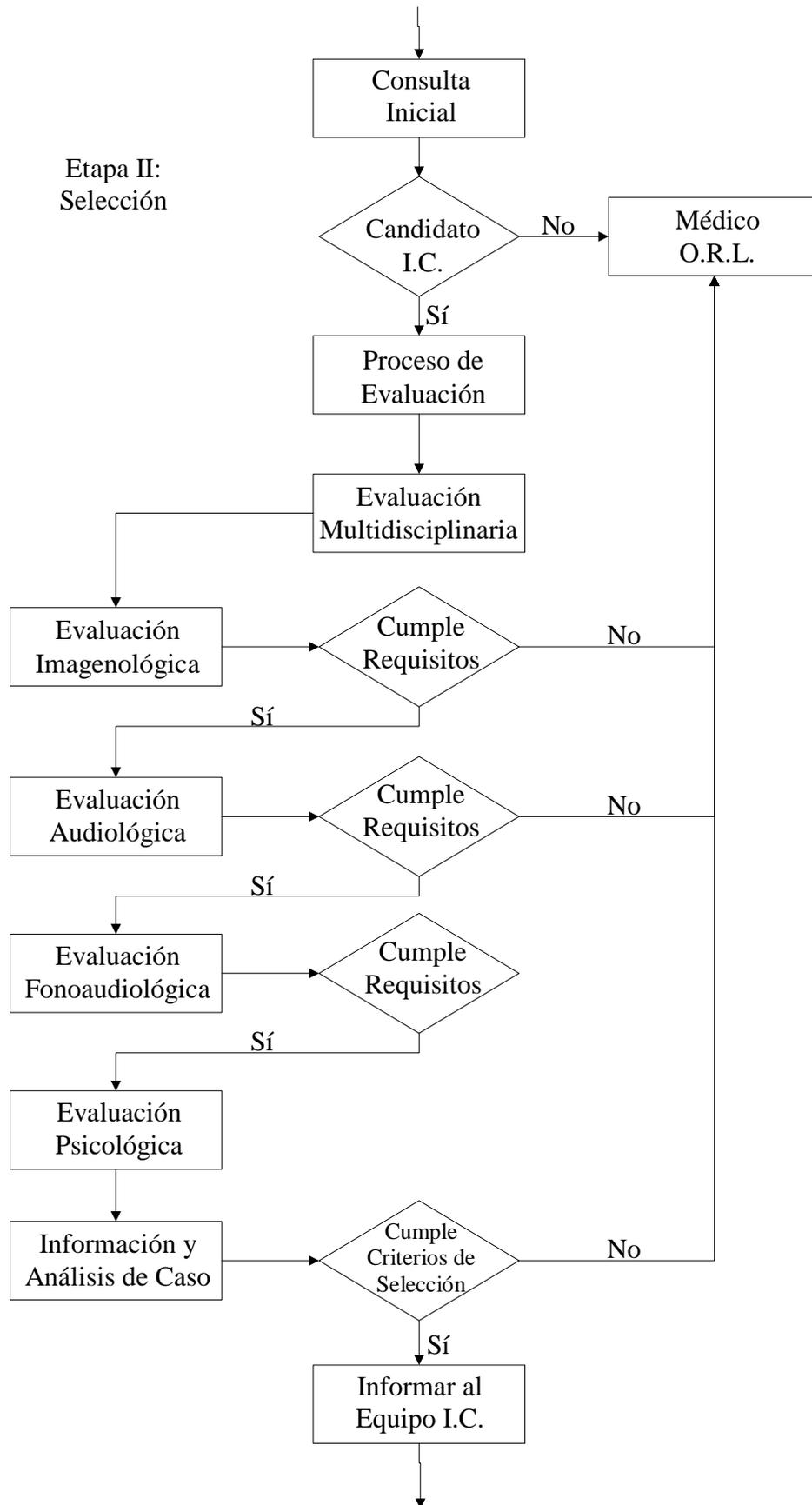
Cabe destacar que la tarea terapéutica en la comunidad puede ser llevado a cabo tanto por un Fonoaudiólogo como por un Educador Diferencial con mención en Trastornos de Audición y Lenguaje, con conocimientos y experiencia en TAV [V.5].

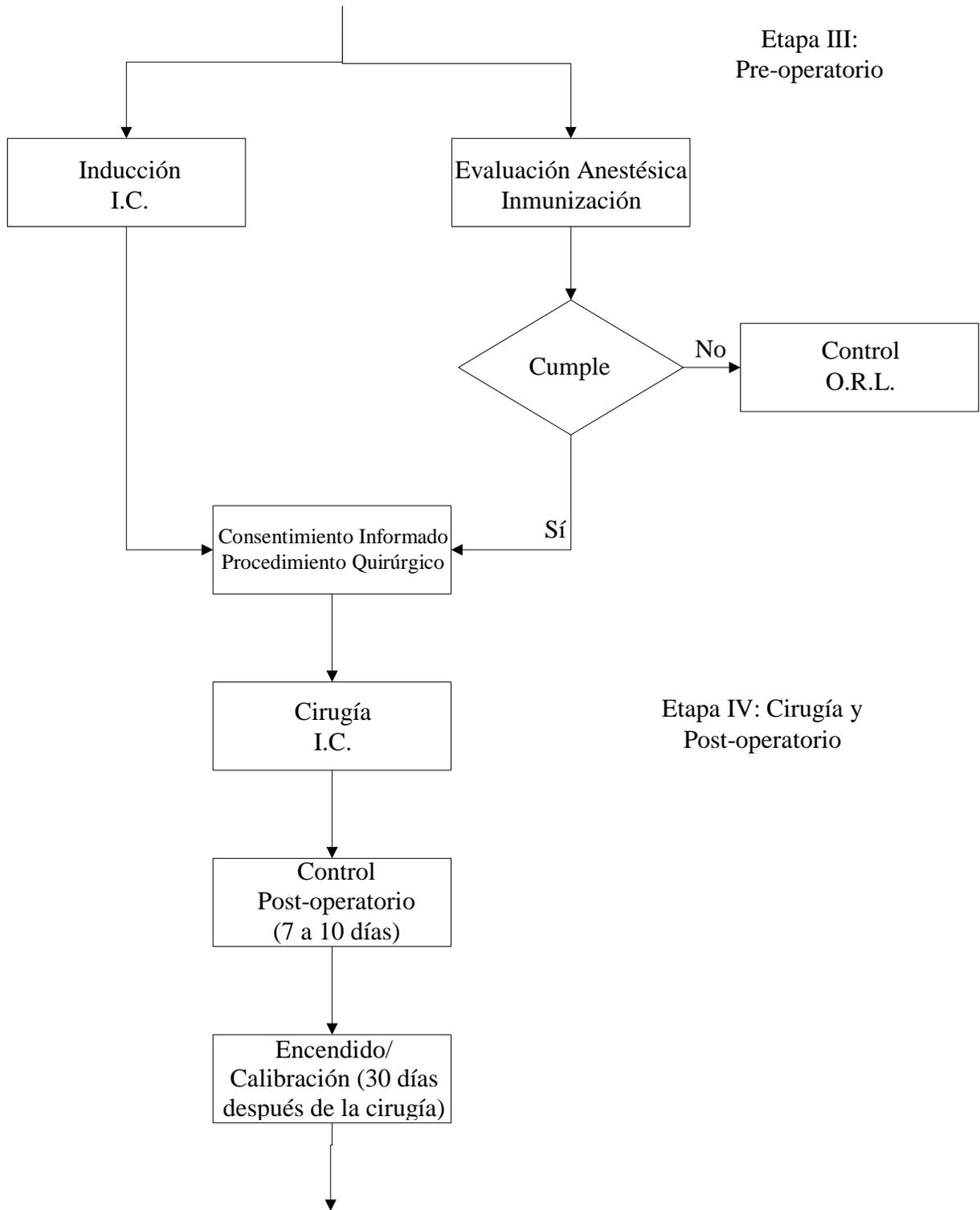
Cualquier proceso de Rehabilitación no estará completo mientras la persona no se inserte de manera activa en las principales actividades en las que debe participar según su edad. Es por este motivo que, en esta última etapa la contraparte local cumple un rol fundamental gestionando en el lugar de residencia del implantado su inclusión educativa y/o laboral acudiendo a las instancias idóneas para ello.

Al tercer año posterior al Implante y si no existen dificultades médicas o técnicas del implante que, según Informes de Estado de Avance, originen obstrucciones en la rehabilitación el médico O.R.L. del equipo I.C. debe dar el alta del proceso; determinando controles futuros según necesidades. La rehabilitación continúa hasta que el terapeuta, en acuerdo con la persona implantada y/o su familia, estime conveniente [V.5].

En la Figura V.8 se puede observar un diagrama de flujo, donde se resume los pasos y procedimientos que se deben realizar para poder llevar a cabo la operación del implante coclear, ya que el diagrama de flujo es demasiado largo se dividirá en 5 etapas, donde se visualizarán los pasos que se tienen que llevar a cabo.







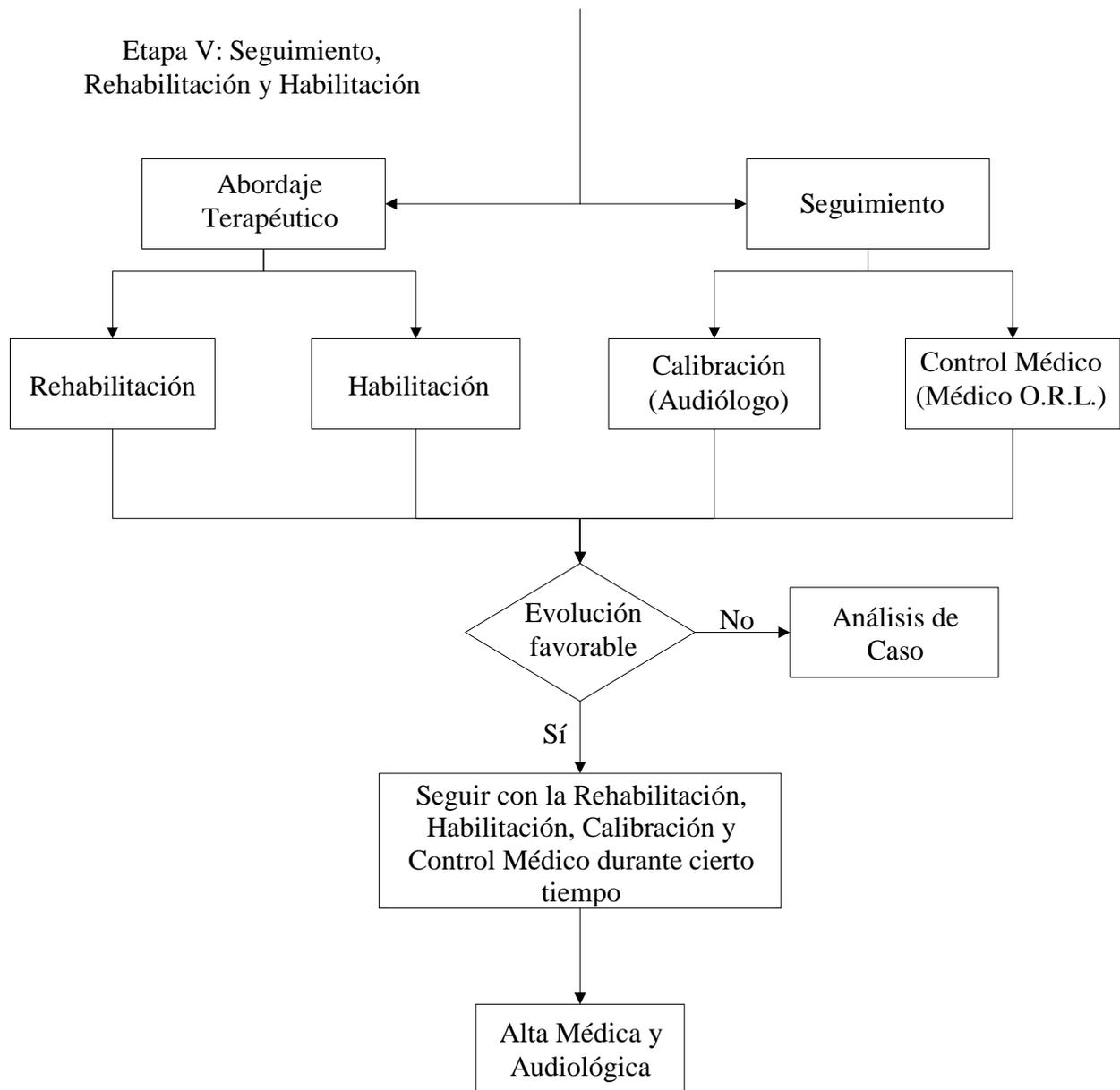


Figura V.8.- Diagrama de flujo donde se muestran las 5 etapas para la realización de una operación de implante coclear

V.6.- Sumario

En el presente capítulo se describen los pasos o procedimientos que se siguen para poder realizar una operación de un implante coclear en un paciente, ya sea adulto o niño. Además también se puede observar que para poder realizar una operación de este tipo se tienen que realizar varios estudios y si uno de estos no cumplen con los requisitos necesarios la operación no se realiza, ya que esto puede afectar la salud de dicho paciente.

También se describe que después de la operación es necesario hacer pruebas para la programación del dispositivo de acuerdo al nivel de audición que necesita, ya que si no es el nivel adecuado puede dañar la cóclea; también se mencionan las complicaciones y limitaciones que conlleva tener un implante coclear. Por último se describe que es necesario que el paciente siga un programa de rehabilitación para poder adaptarse al nuevo dispositivo; en el caso de los niños menores de 5 años es necesario poner más atención ya que todavía no desarrollan el sistema del habla al 100 por ciento para que puedan decir si les molesta el nivel auditivo que está generando el implante coclear o no. Como no pueden hablar, ellos a través de gestos o movimientos darán a conocer si les molesta o no el nivel auditivo que se está ajustando en el IC.

V.7.- Referencias

- V.1.- Rubio, A. y Montort, A., *Implante Coclear*, artículos científicos, Hospital Clínico Universitario de Valencia, España, pp 8-11, 2005.
- V.2.- Sainz-Quevedo, M., *Implantes Cocleares: Actualización y Revisión de Estudios Coste-Utilidad*, Agencia de Evaluación de Tecnologías Sanitarias(AETS) del Instituto de Salud Carlos III de Madrid, España, pp 53-63, 2003.
- V.3.- Comisión de Expertos CEAFF, *Implantes Cocleares*, Real Patronato de sobre Discapacidad, España, pp. 8-21, 2005.
- V.4.- Funes-Meseguer, E. M., y Planes-Martínez, A., *El Implante Coclear y su Rehabilitación*, Asociación de Padres de Niños con Problemas de Audición y Lenguaje(ASPANPAL) y Asociación de Implantados Cocleares de España(AICE), España, pp 3-7, 2002.
- V.5.- Ministerio de Salud-Gobierno de Chile, *Implante Coclear: Rehabilitación de Personas en Situación de Discapacidad por Hipoacusia Sensorineural Severa a Profunda Bilateral*, Ed. Guías Clínicas Minsal, Chile, pp, 11-33, 2008.
- V.6.- MEDEL, *Conociendo los Implantes Cocleares*, Austria, pp 10-23, 2011.
- V.7.- Orellana, V. y Torres, P., *Audífonos: Características, Selección y Adaptación*, Vol.14, No.1, pp. 1-11, 2003.
- V.8.- Laurent Clerc National Deaf Education Center, *Implantes Cocleares: Recorriendo un bosque de información... un árbol por vez*, Universidad de Gallaudet, Estados Unidos, pp 14-33, 2003.
- V.9.- Consejo de Salubridad General, *Hipoacusia Neurosensorial Bilateral e Implante Coclear*, Ed. Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud, México, pp 11-38, 2010.

CAPÍTULO VI

ANÁLISIS DE RESULTADOS

En este capítulo se presenta los resultados que se obtuvieron en los diferentes programas de cómputo para poder llevar a cabo el análisis de la programación del FPGA.



VI.1.- Análisis de Resultados

Antes de iniciar con el análisis de resultados es necesario justificar el contenido del capítulo 5, en este se expone el proceso de la operación del implante coclear con esto se podrá abordar el diseño del electrodo interno, es decir, el tipo de materiales que se pueden utilizar para su mismo diseño, el tamaño del mismo y si es necesario implementarle un pequeño procesador que mejore la transmisión de las señales eléctricas a la cóclea. En cuestión de la personalización, esto se verá reflejado en el dispositivo externo, es decir, donde esta implementado la circuitería para el funcionamiento del mismo. Ya que para cada persona el tamaño de la oreja cambia y por ende no se puede utilizar un mismo dispositivo en general para todas las personas; por eso es necesario hacer las modificaciones a la carcasa y si es necesario también a la placa de PCB estableciendo premisas de miniaturización.

Se estima que para la excelente desempeño del mismo dispositivo es necesario hacer la programación del mismo, es decir, configurarlo desde la programación del FPGA; ya que no todos los pacientes sufrirán las mismas pérdidas auditivas, es decir, esto se verá reflejado en el audiograma que se haga al paciente y de acuerdo a esto se podrá seleccionar las frecuencias correctas para la programación del mismo y con esto se podrá configurar el dispositivo manualmente de acuerdo a las pruebas posteriores que de hagan con el implante coclear funcionando en el paciente. Una vez explicado el motivo del capítulo 5 se procede a revisar los resultados obtenidos

Una vez realizado los análisis y síntesis del algoritmo en cada uno de los programas de cómputo (MODELSIM[®], QuartusII[®], MATLAB[®] y Simulink[®]) se procedió a la interpretación de los resultados en cada uno de ellos para facilitar su comprensión, estos son mostrados a continuación:

- 1.- Se explica cada uno de los resultados obtenidos de la programación en MATLAB[®] para el tratamiento de audio en este programa de cómputo.
- 2.- Se exponen los resultados obtenidos en MODELSIM[®] y QuartusII[®], estos resultados son después del análisis y síntesis del mismo algoritmo.
- 3.- Para finalizar, se utiliza el ejemplo de la compañía MathWorks[®] desarrollado en Simulink[®] para poder visualizar los canales de audio que tendrá el implante coclear con los respectivos valores asignados, así como la visualización de otros datos.

VI.2.- Resultados en MATLAB®

En la Figura VI.1 y VI.2 se pueden observar los resultados que se obtuvieron de la programación para la creación de una señal de audio (tono):

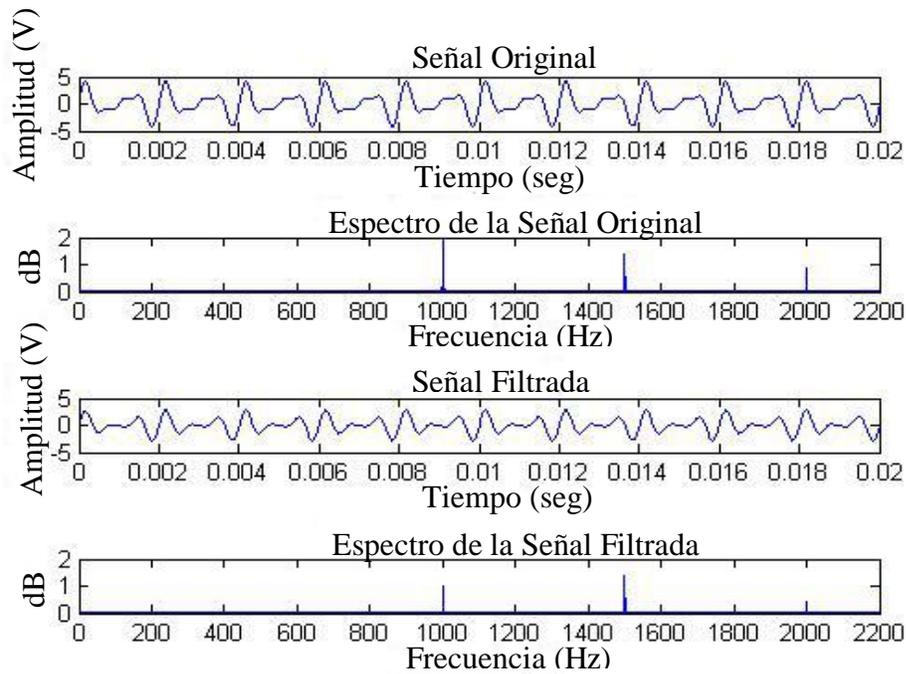


Figura VI.1.- Creación de una señal de audio

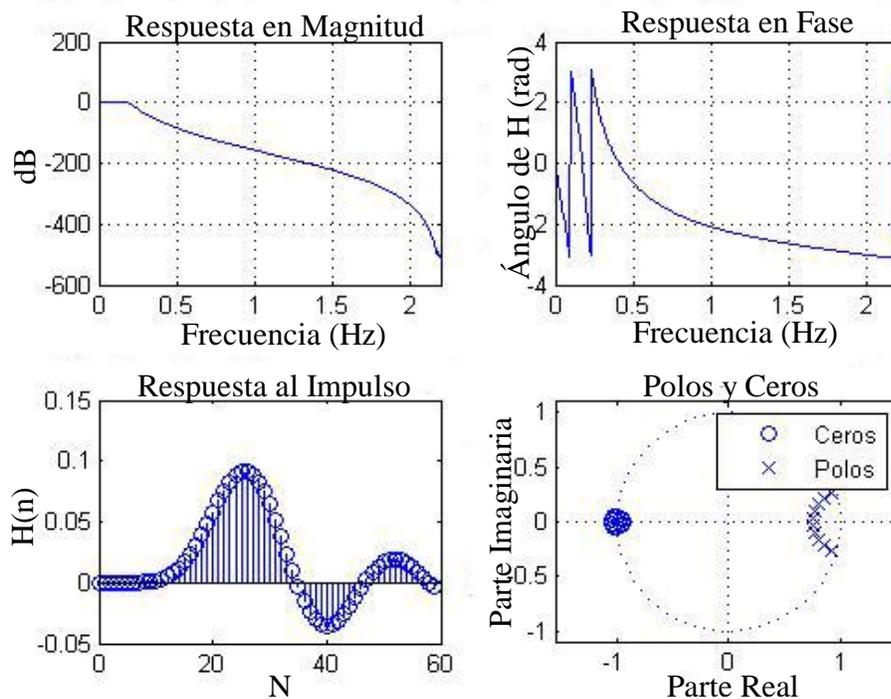


Figura VI.2.- Respuestas del filtro con la señal de audio

En la Figura VI.1 se pueden observar las señales de audio original y su espectro, el espectro estas indican la distribución de amplitudes para cada frecuencia de la señal sonora, que sea superposición de ondas de varias frecuencias. Luego esta misma señal pasa por un filtro y se observa el cambio de la señal filtrada en comparación con la señal original, así como su espectro.

En la Figura VI.2 se puede observar el comportamiento del filtro que se implementó en la señal de audio, donde se puede observar la respuesta de fase y magnitud, estas dos respuestas muestran si la transición es muy abrupta o es considerable para la señal de audio.

Las respuestas de impulso y la parte de Polos y Ceros, señalan el número de contantes(N) se están utilizando en este filtro y cuanto son reales o imaginarios (Polos y Ceros).

En la Figura VI.3 y VI.4 se pueden observar los resultados que se obtuvieron de la programación para el procesamiento de audio multicanal:

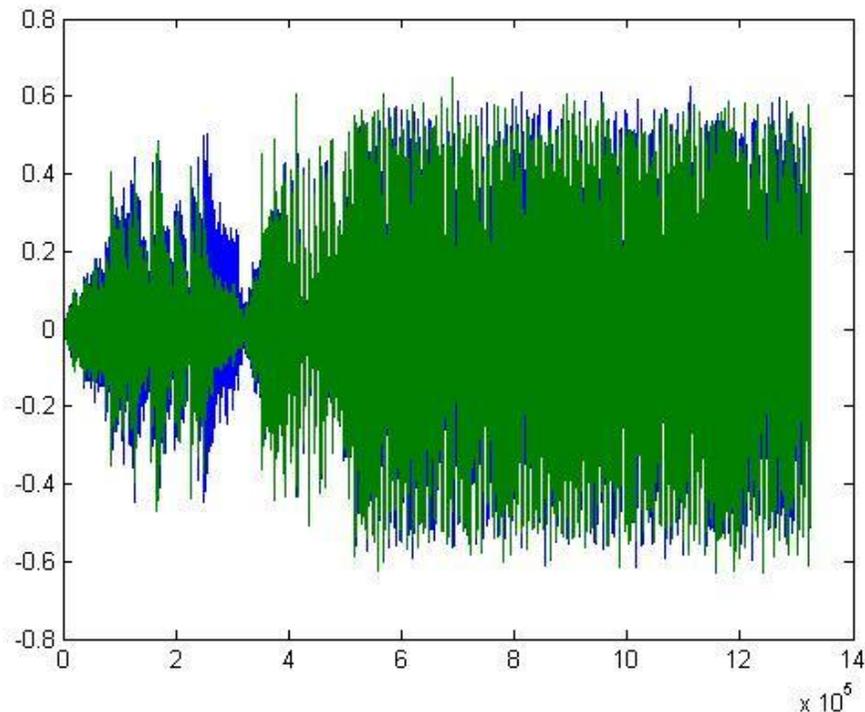


Figura VI.3.- Señal de audio multicanal (original)

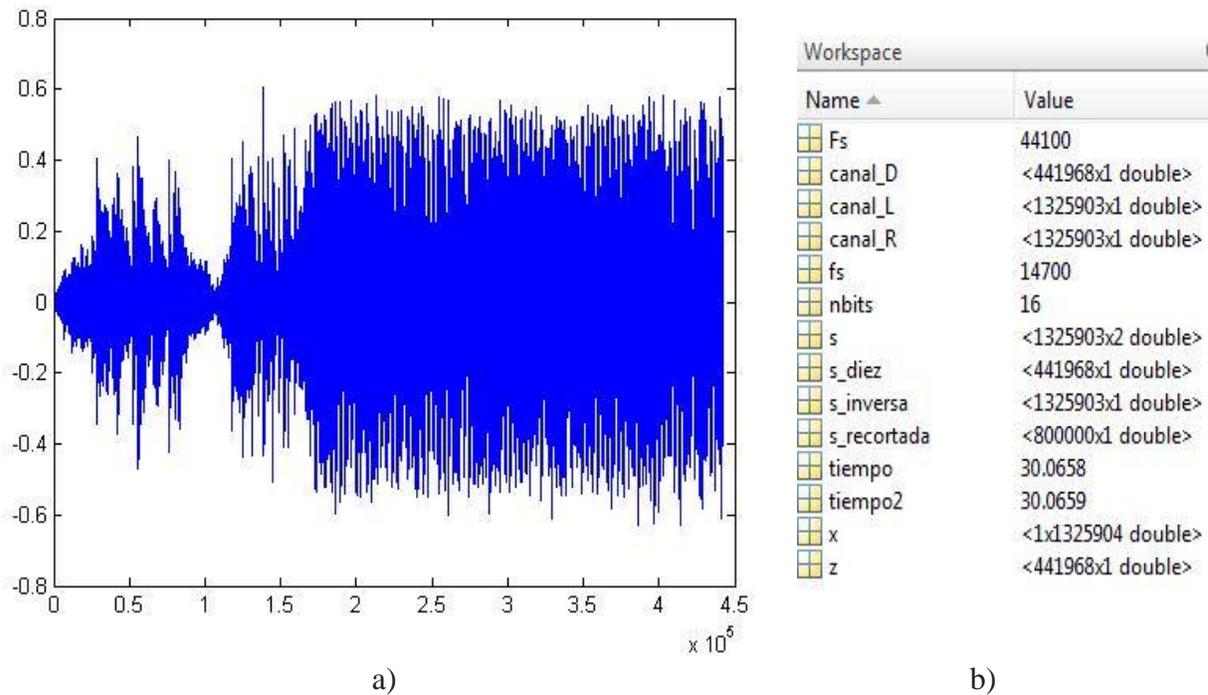


Figura VI.4.- Señal de audio reducida: a) Canal R, b) Comparación entre el canal D y el canal R

En la Figura VI.3 se pueden observar las señales de audio, la cual está compuesta por el canal derecho y canal izquierdo, en la cual se selecciona solo un canal para aplicar las operaciones necesarias.

En la Figura VI.4 se observa el resultado de estas operaciones, así como también se puede observar en el espacio de trabajo que proporciona MATLAB[®], se observa el decremento tanto de la frecuencia como del tamaño del archivo, después de realizar las operaciones de diezmado e interpolación.

Con esto se puede resaltar que haciendo estas operaciones se podrá tener una ganancia positiva o negativa para el procesamiento de la señal ya implementado en el implante coclear.

En las Figuras VI.5 y VI.6 se pueden observar los resultados que se obtuvieron de la programación para el procesamiento de un sonido (voz):

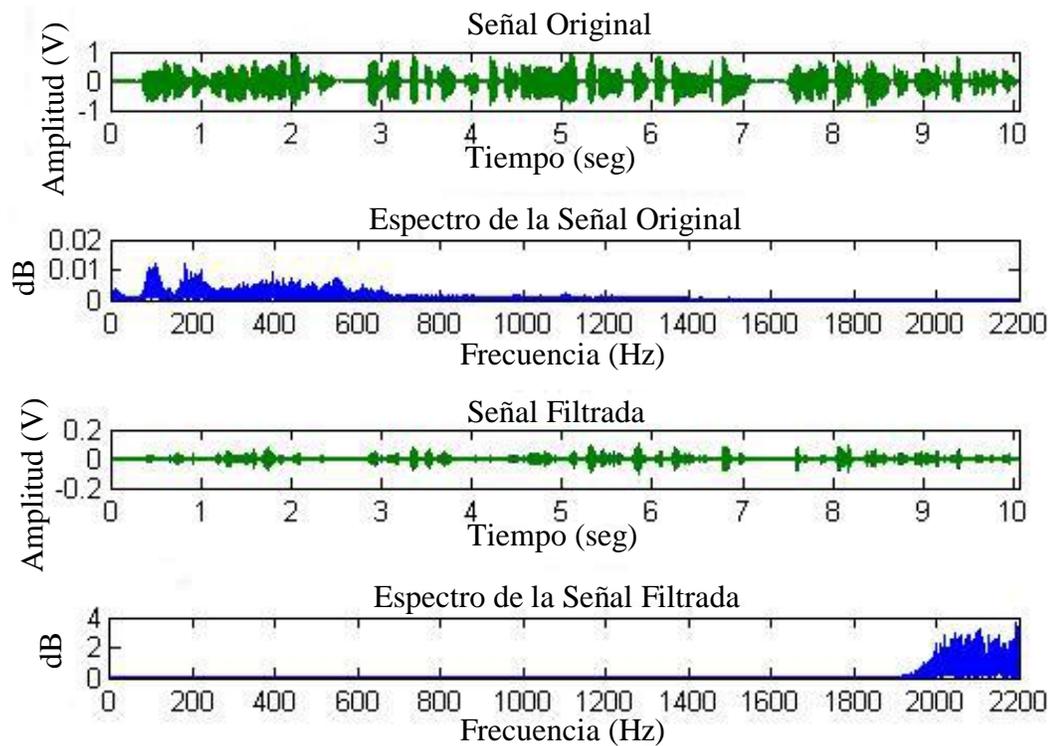


Figura VI.5.- Señal de voz

En la Figura VI.5 se puede apreciar la señal original de una voz, así como su espectro, después de realizar las operaciones del filtrado necesarias se obtuvo la señal de voz filtrada, donde se puede observar una reducción de amplitud de la señal de voz, así como la del espectro.

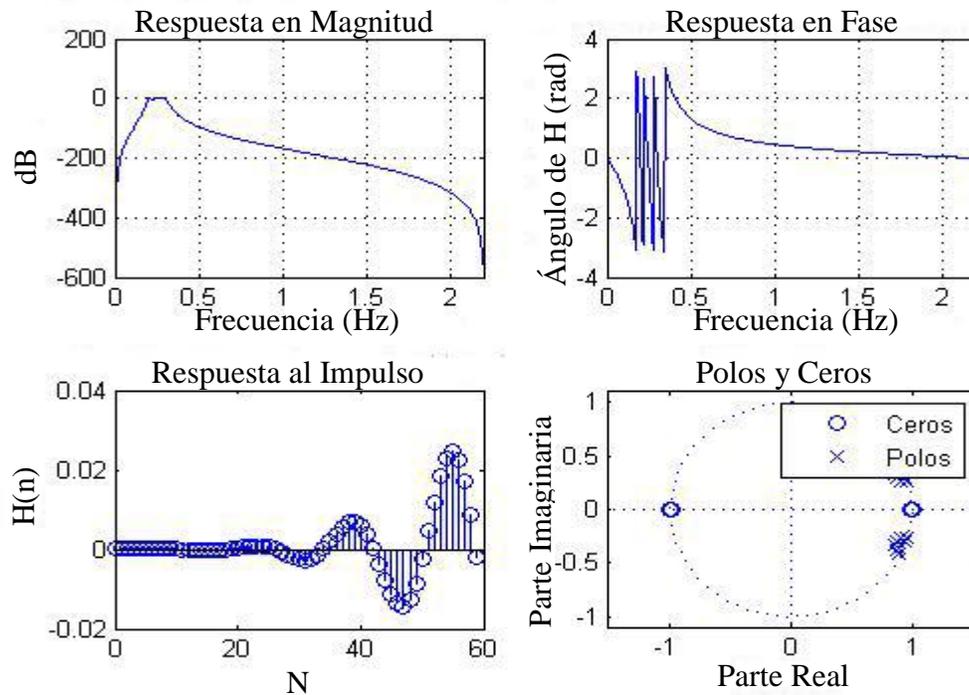


Figura VI.6.- Respuestas del filtro con la señal de voz

En la Figura VI.6 se puede observar el comportamiento del filtro con los valores asignados en la programación.

VI.3.- Resultados en MODELSIM® y QuartusII®

En la Figura VI.7, VI.8 y VI.9 se pueden observar los resultados que se obtuvieron en este programa:

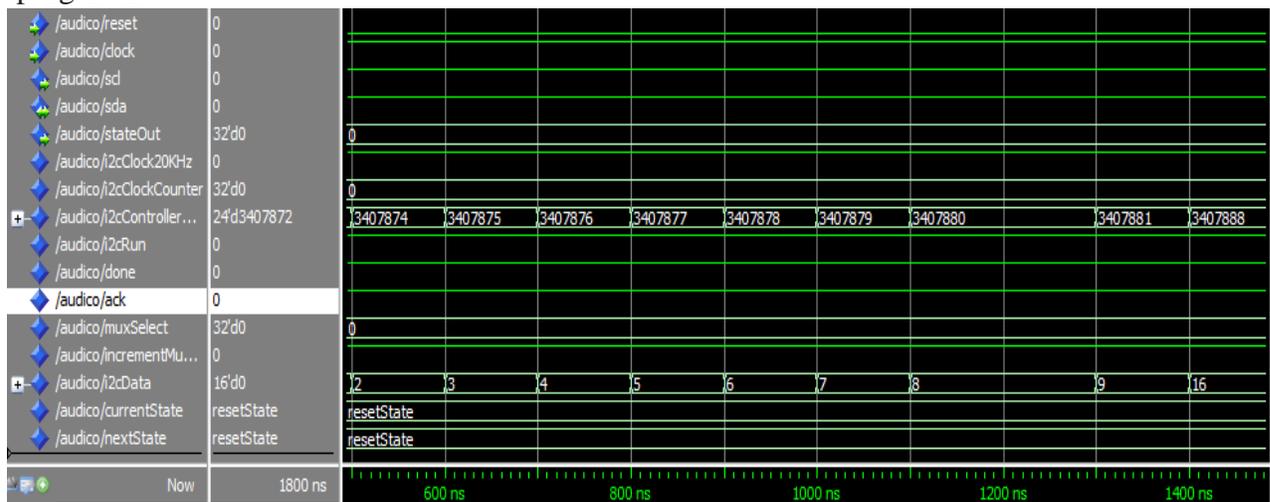


Figura IV.7.- Simulación del algoritmo en MODELSIM®

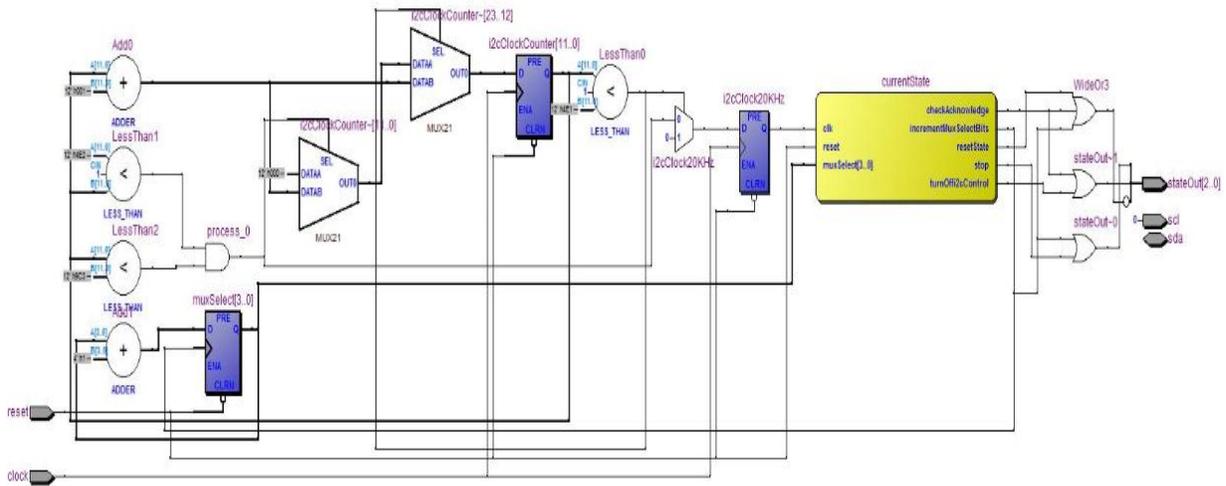


Figura VI.8.- Visualización del RTL

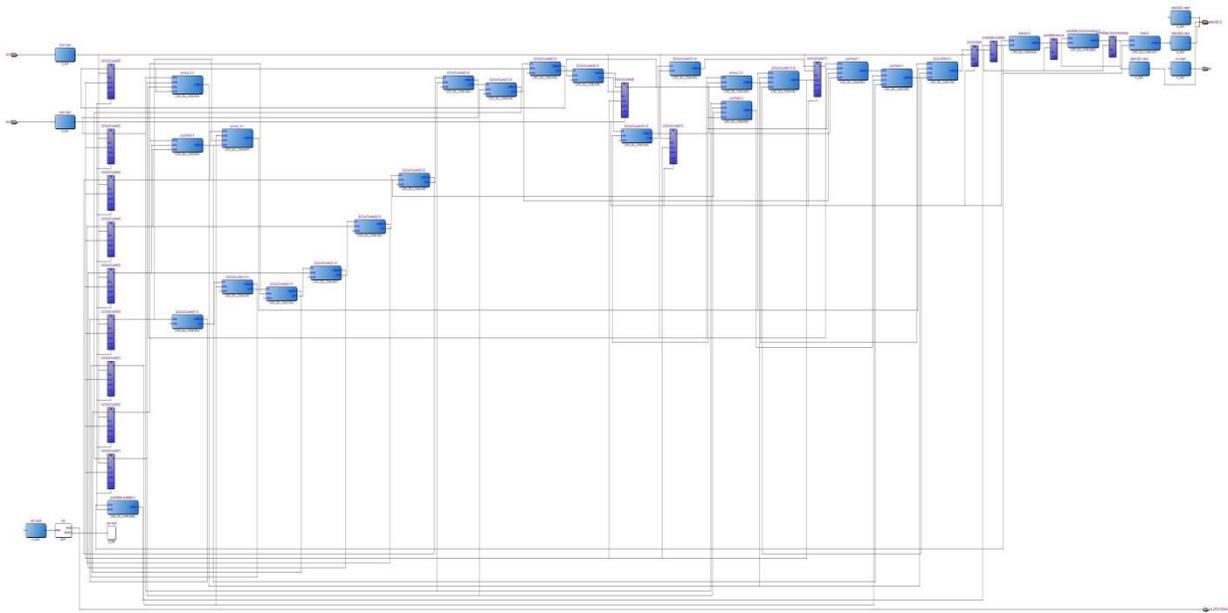


Figura VI.9.- Visualización del Technology Map

En la Figura VI.7 se puede observar el comportamiento del algoritmo, es decir, de acuerdo a las acciones que ocurran en las entradas se visualizará el cambio en las salidas, es decir, se podrá ver el incremento de la ganancia en 1 y también se observa el incremento del valor de la señal y esto indicará que cada aumento en la señal corresponde a un canal del implante coclear.

En la Figura VI.8 se aprecia el RTL del algoritmo, el RTL permite ver el nivel de transferencia de registros (RTL) la representación gráfica de los resultados de la síntesis en QuartusII integrados.

El RTL muestra una vista esquemática de la lista de conexiones del diseño después de análisis y síntesis. Esta visualización no es la estructura final del diseño, ya que aún no se han producido las optimizaciones, es decir, esta visualización representa un prototipo del diseño original.

En la Figura VI.9 se puede observar el Technology Map, este permite la representación gráfica del diseño después del análisis y de síntesis o después de que se haya cargado al dispositivo destino. En este se visualizan la jerarquía de los componentes como los bloques de matrices lógicas (LAB), las tablas de consulta (LUT), registros internos, entradas y salidas (I/O), etc.

En la Figura VI.10 a) y b) se pueden observar el prototipo del circuito que se implementará en el Implante Coclear:

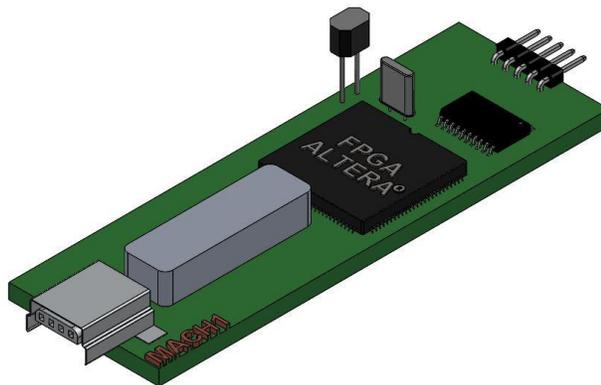


Figura VI.10a.- Prototipo del circuito para el implante coclear

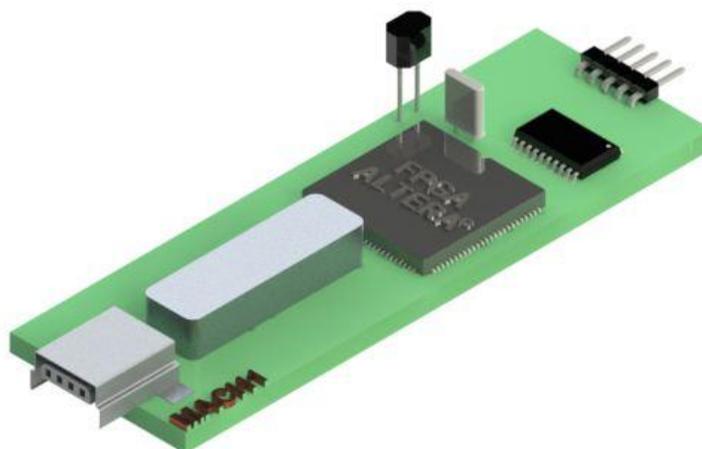


Figura VI.10b.- Prototipo del circuito renderizado

La duración de la batería es de 4 a 5 horas., se utiliza una batería de ion litio recargable de 3.7v. con una corriente de 860mA, estas baterías son de uso comercial y se utilizan tanto en los celulares como en los mp3's (iPod y nano iPod).

VI.4.- Resultados en Simulink®

En la Figura VI.11 se puede observar los resultados que se obtuvieron en el programa de Simulink®:

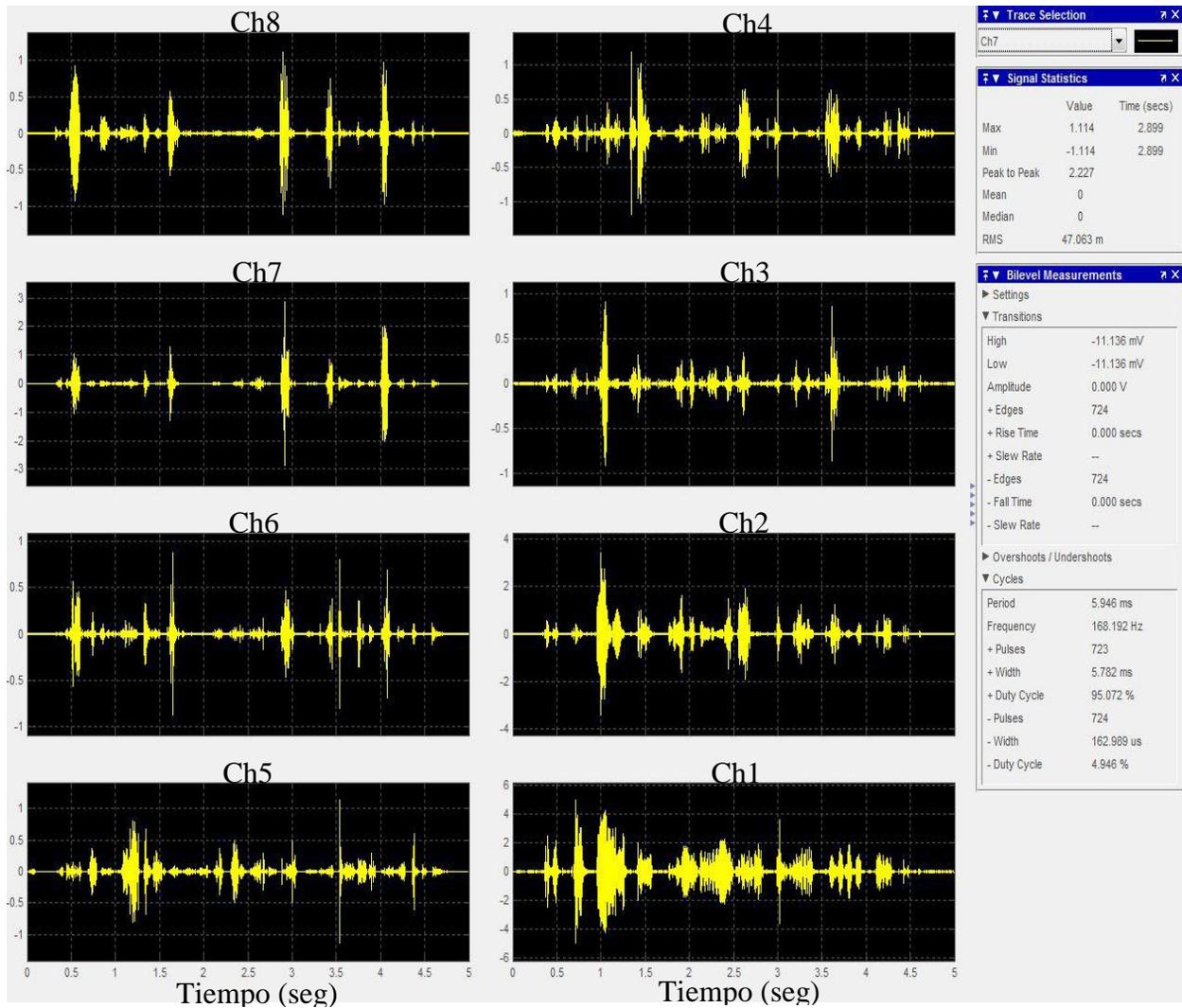


Figura IV.11.- Visualización de los 8 canales para el implante coclear, con sus respectivos datos

En la Figura IV.10 se visualizan los 8 canales que estarán implementados en el implante coclear, en el lado derecho se pueden observar los datos de cada canal, estos datos van a cambiar de acuerdo a las ganancias que se tengan contempladas en la programación para los filtros.

VI.5.- Sumario

En el presente capítulo se presenta la interpretación de los resultados de la simulación del algoritmo realizado en MODELSIM[®] y QuartusII[®], así como también de la programación que se llevó a cabo en MATLAB[®] y de la modificación de las variables del ejemplo del implante coclear que realizó la compañía MathWorks por los nuevos datos que se están ingresando para el implante coclear que se llevó a cabo en este trabajo.

También se visualizó los RTL y el Technology Map del algoritmo que se realizó y se sintetizó, donde se mostró todas las conexiones que se realizaron así como de todos los elementos por los que está conformado este mismo diseño.

Cabe mencionar que esta última parte solo es para poder visualizar los canales que se están obteniendo en MODELSIM[®], así como algunos datos que no se pueden observar en el mismo programa de cómputo antes mencionado y que se cuenta con el permiso de la empresa para poder hacer las modificaciones en el programa siempre y cuando no sea con fines de lucro.

CONCLUSIONES



Conclusiones

La diferencia y aportación de este prototipo a los ya existentes en la clase de gama baja son:

- Se utiliza tecnología digital para el proceso del filtrado, en vez de usar filtros activos y pasivos como los que todavía se usan en la clase de gama baja.
- También se realiza un ahorro económico en cuestión a los componentes electrónicos que se utilizaban para la implementación de los filtros.
- Se emplea tecnología más actual y por ende, más fácil de actualizar (programar) sin necesidad de gastar cantidades grandes de dinero comprando nuevos dispositivos actuales.
- Se utilizan materiales de reciclaje para la producción de la carcasa.
- Se utiliza un sistema de banco de filtros para obtener una señal más pura o de mejor calidad para el procesamiento de esta y obtener así una excelente salida a los electrodos y evitar la pérdida de información durante el procesamiento de la señal.

En cuestión a la personalización del implante, los aspectos a considerar para esto son:

- El tipo de Hipoacusia que presenta el paciente, esto para poder saber que rangos de frecuencia se tienen que programar en el dispositivo; para esto se apoya con un examen de audiometría donde se ve reflejado el grado de la pérdida de la audición, así como también se puede saber cuánta ganancia será necesaria implementar en el algoritmo para obtener el desarrollo eficiente del dispositivo.
- Para la personalización de la carcasa es necesario que el audiólogo o el otorrinolaringólogo chequen el tamaño de la oreja y si es posible tomar las medidas de estas, acompañados con el diseñador del dispositivo.

En los análisis de resultados se puede observar las señales que se obtuvieron tanto en MATLAB[®] como en MODELSIM[®], en el primer programa de cómputo se puede apreciar la señal original con un zoom de 300% para poder apreciar las ondas de la señal y visualizar todos los cambios que se generan al momento de realizarse el filtrado y las demás operaciones. En el segundo programa de cómputo se observa la simulación del algoritmo; donde se puede visualizar el tamaño de los datos (voz), el número de canales que tendrá el dispositivo, así como la ganancia que se empleara para el selector de frecuencias. Es necesario que se trabaje la señal como datos,

que se necesita guardar temporalmente en la memoria en lo que se realiza el proceso de filtrado y son enviados a electrodo después de realizar la conversión de digital a analógico.

Como posibles sustitutos del FPGA, se encuentran los ASIC y los CLPD, ya que están fabricados con casi la misma tecnología, la diferencia entre ellos es la forma de comunicación interna y por ende el tiempo de respuesta.

En el diseño y análisis de este trabajo se demuestra que se puede manufacturar dispositivos de gran calidad y de última tecnología con componentes que se encuentran en el mercado nacional, y por ende, económicos a comparación de los otros dispositivos auxiliares auditivos que son de tecnología extranjera y son caros.

Durante el desarrollo de cada una de las etapas del implante coclear, se hicieron pruebas de análisis y síntesis del algoritmo, donde se observó el comportamiento del programa en la simulación; esto para poder analizar los resultados y poder realizar las modificaciones que sean necesarias sin afectar la eficacia del mismo. La parte importante de este proyecto es la utilización de los dispositivos digitales.

Para la calibración del sistema, solo se ajustará el seleccionador de frecuencias o canales de acuerdo a las pruebas audiométricas que se hagan y en caso de ser necesario ajustar la programación del implante para algún paciente, solamente se requerida una cable para la transmisión de datos de la interfaz de la pc al implante. El buen funcionamiento de la etapa depende de la cantidad de datos que reciba el convertidor en determinado tiempo y esto se determina introduciendo una frecuencia de muestreo deseada.

Se pudo observar que los filtros FIR presentan una transición más suave y tienen una fase más lineal que por ende tienen un retardo constante; es decir, el retardo es el mismo para todos los armónicos que conforman esta señal y no se distorsiona; además de que son siempre estables. Por lo anterior, el filtro FIR es el más adecuado para filtrar el audio del implante coclear; ya que presenta mayor estabilidad y no hay desfases o distorsiones en la señal; pero para un mejor desempeño del implante coclear se utilizó la combinación de ambos filtros digitales; ya que con

esto se obtiene una señal de mejor calidad y de distorsiones casi nulas; además de que se obtiene una retroalimentación más eficiente al momento de hacer la comunicación entre ambos filtros.

En este caso el prototipo propuesto, se puede comparar con los productos de las empresas Nucleus[®] y MODEL[®] pero de gama baja, es decir, los modelos básicos; ya que los productos de gama alta o avanzados ofrecen otras características que están implementadas en estos mismos, por ejemplo: sistemas ahorradores de energía, eliminadores de ruidos, reproductor de mp3's, telefonía celular, etc.

También se utilizó un generador de pulso y un contador de retardo, el primero para poder definir el número de impulsos por segundo suministrados al electrodo, para este prototipo de implante coclear se utilizó una frecuencia de pulso de 900 pps con una duración de pulso de 30 ms/fase, con esto se obtiene una mayor velocidad en la transmisión de los datos, en este caso de la señal. El segundo elemento se utilizó para poder hacer un retardo, es decir, que al momento que salga la señal del procesamiento del filtro, no llegue tan abruptamente al electrodo sino que de cierto espacio para poder procesar la señal en el mismo electrodo y posteriormente llegue la otra señal y así sucesivamente.

En cuestión de la temperatura, el microprocesador llegará a una temperatura entre 25°C a 30°C, esta temperatura es eficiente para el microprocesador, ya que si se compara con los microprocesadores de las computadoras, Tablets o celulares estos llegan alcanzar temperaturas de 40°C hasta los 50°C, porque estos dispositivos utilizan diversos programas y aplicaciones que consumen más corriente y por ende generan mas calor.

TRABAJO

FUTURO



Diseño de un Implante Coclear Personalizado

Trabajo Futuro

- Utilizar un dispositivo de procesamiento más rápido, en cuanto a la transmisión de datos ya que el FPGA que se propone es un Cyclone IV de ALTERA de gama baja con una velocidad de transmisión de 1500 a 3200Mbps, este dispositivo llega a alcanzar una temperatura entre 25°C a 30°C. para que el sistema se adapte a las necesidades de cada persona que padezca pérdida auditiva.
- Implementar un algoritmo para la reducción del ruido en la señal que se está filtrando.
- Implementar un sistema ahorrador de energía, con esto se evitaría el consumo de la energía en la batería.
- Implementar dispositivos auxiliares auditivos con esta tecnología, es decir, no solo enfocarse a las personas de hipoacusia profunda sino también a las demás personas que tienen pérdida auditiva pero en menor grado.
- Diseñar y analizar el electrodo del Implante Coclear.
- Utilizar materiales reciclados para la manufactura del I.C., es decir, el Polietileno Tereftalato (PET) y el Polipropileno (PP), ya que son materiales de bajo costo y se pueden encontrar en cualquier lugar; además de que son buenos conductores térmicos en las circuitos de dispositivos
- Realizar la manufactura del Implante Coclear y proponer nuevas geometrías para los dispositivos auxiliares auditivos.
- Llevar a cabo un análisis audiométrico del Implante Coclear en personas con discapacidad auditiva o realizar estas pruebas con el diseño del dispositivo auxiliar auditivo (ya que estos dispositivos no necesitan ser implantados en el cuerpo humano).

ANEXOS



Anexo 1

Discapacidad

Porcentaje de la población con limitación en la actividad según tipo de limitación para cada entidad federativa, 2010

Entidad federativa	Total	Caminar y moverse	Ver ^a	Escuchar ^b	Hablar o comunicarse	Atender el cuidado personal	Poner atención o aprender	Mental
Estados Unidos Mexicanos	5739270	58.3	27.2	12.1	8.3	5.5	4.4	8.5
Aguascalientes	57002	58.2	23.3	13.3	9.3	7.1	7.2	11.7
Baja California	122253	59.6	24.8	9.5	8.4	5.6	4.3	11.6
Baja California Sur	26816	59.1	27.9	10.5	7.5	5.7	4.5	10.7
Campeche	44168	52.2	34.7	9.7	9.7	4.2	3.8	8.3
Coahuila de Zaragoza	156389	57.6	30.2	12	7.1	6.1	3.3	8.3
Colima	39035	59.3	25.3	12.9	10.2	8.4	6.7	7.9
Chiapas	168968	51.6	29.6	12.4	9.4	3.7	2.8	8.3
Chihuahua	186753	59.8	27.2	11.1	8.5	7	5.1	8
Distrito Federal	483045	60.2	25	12.9	7.4	6.6	4.4	9.2
Durango	96587	62	26.1	9	6.8	5.1	3.8	7.3
Guanajuato	299876	59.1	27.2	11.9	7.6	5	4.7	8.4
Guerrero	166430	58.8	26	12.7	8.5	3.9	3.3	7.9
Hidalgo	150014	56	28.4	15.6	8.3	5.5	4.3	7.3
Jalisco	367869	61.5	23.2	11.3	8.7	5.8	5.7	10.5
México	689156	57.2	27.2	12.1	8.3	4.9	4.5	7.8
Michoacán de Ocampo	267716	59.8	26.5	12.4	7.9	4.9	4.1	7.6
Morelos	100449	60	27.6	13.9	9.6	5.2	5.1	7
Nayarit	66087	59.8	27.5	14.1	8.4	5.6	4.6	7.4
Nuevo León	185427	59.7	24.1	11.1	8.4	6.9	4.6	10.6
Oaxaca	227262	57.3	28.7	13.6	8	3.6	2.9	6.7
Puebla	287851	57.4	28.7	13.6	9	5	4	6.5
Querétaro	84250	58.4	25.6	12.4	8.5	6	5.9	10.2
Quintana Roo	49817	55.4	30.2	11.6	9.4	5.9	6.5	7.9
San Luis Potosí	147455	58.3	28	13	9.5	7.1	5.7	8.9
Sinaloa	138909	59.6	24.6	9.6	8.4	5	4.2	10.4
Sonora	145672	67.2	32.4	9.8	8	7.1	4.6	9.4
Tabasco	132212	53.1	34.2	8.7	8.4	5	3.9	8.2
Tamaulipas	156453	58.3	26.5	11.4	9.1	6.7	4.5	8.7
Tlaxcala	57174	54.8	28.4	14	9.2	6.6	5.3	6.7
Veracruz de Ignacio de la Llave	415569	52.2	30.1	13	8.4	5.1	3.8	9.3
Yucatán	124638	62.4	25.8	11	7.9	5.8	4.2	8.6

Zacatecas	97968	64.6	23.4	11.7	7	5.5	4.4	7.9
-----------	-------	------	------	------	---	-----	-----	-----

Nota: La base conceptual de la información sobre discapacidad del Censo de población y vivienda 2010 corresponde a la Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y la Salud (CIF 2001), por lo que no es comparable con censos anteriores. La suma de los distintos tipos de limitación en la actividad puede ser mayor al 100.0 % debido a la población que tiene más de una limitación. Cifras correspondientes al 12 de junio.

^a Incluye a las personas que aun con anteojos tenían dificultad para ver.

^b Incluye a las personas que aun con aparato auditivo tenían dificultad para escuchar.

Fuente: **INEGI**. Censo de Población y Vivienda 2010. Base de datos de la muestra censal.

Fecha de actualización: Jueves 3 de marzo de 2011

Población por entidad federativa, sexo y grupos quinquenales de edad según condición y tipo de limitación en la actividad.

Entidad federativa, sexo y grupos quinquenales de edad	Población total ¹	Condición de limitación en la actividad									Sin limitación en la actividad	No especificado
		Con limitación en la actividad ²								Mental		
		Total	Caminar o moverse	Ver ³	Escuchar ⁴	Hablar o comunicarse	Atender el cuidado personal	Poner atención o aprender				
Estados Unidos Mexicanos	112 336 538	4 527 784	2 437 397	1 292 201	498 640	401 534	229 029	209 306	448 873	105 646 736	2 162 018	
00-04 años	10 528 322	82 582	35 490	6 807	4 231	26 714	11 705	5 937	16 496	10 303 993	141 747	
05-09 años	11 047 537	178 098	43 213	30 026	11 880	61 014	12 239	30 708	34 018	10 780 247	89 192	
10-14 años	10 939 937	196 405	44 719	49 044	15 592	44 158	10 776	35 553	41 800	10 667 183	76 349	
15-19 años	11 026 112	178 667	45 202	47 881	14 842	35 062	9 231	21 944	44 094	10 777 338	70 107	
20-24 años	9 892 271	160 859	45 929	42 884	12 826	28 628	8 139	14 387	42 121	9 666 355	65 057	
25-29 años	8 788 177	152 573	49 749	40 167	11 598	23 673	7 150	10 923	38 073	8 573 091	62 513	
30-34 años	8 470 798	173 022	66 239	43 528	12 637	22 749	7 353	9 934	38 295	8 240 171	57 605	
35-39 años	8 292 987	195 332	84 643	49 769	14 618	20 695	7 665	8 890	36 266	8 042 597	55 058	
40-44 años	7 009 226	224 477	104 776	65 715	17 309	17 987	7 674	7 492	31 117	6 741 619	43 130	
45-49 años	5 928 730	263 189	125 774	95 968	18 634	15 233	7 901	6 101	23 883	5 630 888	34 653	
50-54 años	5 064 291	314 699	165 409	115 854	22 286	14 579	9 445	5 622	20 077	4 721 417	28 175	
55-59 años	3 895 365	327 068	189 731	114 112	25 131	12 373	10 032	5 158	14 660	3 547 477	20 820	
60-64 años	3 116 466	357 223	225 781	113 287	31 570	12 067	11 584	5 147	12 454	2 741 638	17 605	
65-69 años	2 317 265	357 977	239 130	105 363	37 215	11 494	12 880	5 359	10 277	1 946 543	12 745	
70-74 años	1 873 934	393 191	271 913	108 432	51 788	12 995	16 173	6 609	10 748	1 470 172	10 571	
75-79 años	1 245 483	348 651	246 190	93 357	56 073	12 242	17 763	7 003	10 359	889 820	7 012	
80-84 años	798 936	288 236	206 914	76 138	57 163	11 568	20 161	7 838	9 819	505 774	4 926	
85 años y más	703 295	333 262	245 368	93 353	83 001	18 103	41 032	14 591	13 886	365 293	4 740	
No especificado	1 397 406	2 273	1 227	516	246	200	126	110	430	35 120	1 360 013	
Hombres	54 855 231	2 257 951	1 139 335	617 750	273 216	228 675	108 593	113 316	252 450	51 506 807	1 090 473	
00-04 años	5 346 943	46 259	18 480	3 573	2 419	16 409	6 295	3 583	9 312	5 228 829	71 855	
05-09 años	5 604 175	104 718	23 510	15 371	6 604	38 847	7 015	19 157	20 125	5 454 672	44 785	
10-14 años	5 547 613	110 882	24 737	24 398	8 641	26 813	6 141	21 868	24 149	5 398 291	38 440	
15-19 años	5 520 121	99 954	25 821	23 853	8 448	20 488	5 241	12 967	25 314	5 384 593	35 574	
20-24 años	4 813 204	91 053	27 467	21 959	7 249	16 201	4 630	8 003	24 365	4 687 412	34 739	
25-29 años	4 205 975	87 530	29 866	21 101	6 610	13 394	4 091	6 005	22 401	4 084 288	34 157	
30-34 años	4 026 031	98 726	39 007	23 343	7 078	12 651	4 191	5 442	22 396	3 896 303	31 002	
35-39 años	3 964 738	110 259	48 475	26 842	8 081	11 400	4 358	4 773	21 104	3 824 925	29 554	
40-44 años	3 350 322	120 248	56 593	32 908	9 439	9 758	4 253	3 924	18 002	3 207 380	22 694	
45-49 años	2 824 364	134 690	63 863	46 477	10 228	8 217	4 219	3 071	13 824	2 672 287	17 387	
50-54 años	2 402 451	153 815	78 185	55 236	12 199	7 857	4 852	2 751	11 362	2 234 914	13 722	
55-59 años	1 869 537	158 881	88 950	54 138	14 223	6 927	5 175	2 489	8 362	1 700 876	9 780	
60-64 años	1 476 667	168 883	102 486	52 475	18 180	6 620	5 794	2 403	6 950	1 299 639	8 145	
65-69 años	1 095 273	167 839	106 681	48 747	21 812	6 363	6 282	2 524	5 693	921 720	5 714	
70-74 años	873 893	180 328	118 368	49 450	29 514	6 952	7 453	2 998	5 428	688 912	4 653	

75-79 años	579 689	159 620	106 519	43 316	31 771	6 485	7 660	3 015	4 849	417 036	3 033
80-84 años	355 277	125 739	84 763	34 362	30 351	5 564	7 580	3 179	3 885	227 549	1 989
85 años y más	298 739	137 461	95 011	39 943	40 250	7 613	13 300	5 107	4 756	159 472	1 806
No especificado	700 219	1 066	553	258	119	116	63	57	173	17 709	681 444
Mujeres	57 481 307	2 269 833	1 298 062	674 451	225 424	172 859	120 436	95 990	196 423	54 139 929	1 071 545
00-04 años	5 181 379	36 323	17 010	3 234	1 812	10 305	5 410	2 354	7 184	5 075 164	69 892
05-09 años	5 443 362	73 380	19 703	14 655	5 276	22 167	5 224	11 551	13 893	5 325 575	44 407
10-14 años	5 392 324	85 523	19 982	24 646	6 951	17 345	4 635	13 685	17 651	5 268 892	37 909
15-19 años	5 505 991	78 713	19 381	24 028	6 394	14 574	3 990	8 977	18 780	5 392 745	34 533
20-24 años	5 079 067	69 806	18 462	20 925	5 577	12 427	3 509	6 384	17 756	4 978 943	30 318
25-29 años	4 582 202	65 043	19 883	19 066	4 988	10 279	3 059	4 918	15 672	4 488 803	28 356
30-34 años	4 444 767	74 296	27 232	20 185	5 559	10 098	3 162	4 492	15 899	4 343 868	26 603
35-39 años	4 328 249	85 073	36 168	22 927	6 537	9 295	3 307	4 117	15 162	4 217 672	25 504
40-44 años	3 658 904	104 229	48 183	32 807	7 870	8 229	3 421	3 568	13 115	3 534 239	20 436
45-49 años	3 104 366	128 499	61 911	49 491	8 406	7 016	3 682	3 030	10 059	2 958 601	17 266
50-54 años	2 661 840	160 884	87 224	60 618	10 087	6 722	4 593	2 871	8 715	2 486 503	14 453
55-59 años	2 025 828	168 187	100 781	59 974	10 908	5 446	4 857	2 669	6 298	1 846 601	11 040
60-64 años	1 639 799	188 340	123 295	60 812	13 390	5 447	5 790	2 744	5 504	1 441 999	9 460
65-69 años	1 221 992	190 138	132 449	56 616	15 403	5 131	6 598	2 835	4 584	1 024 823	7 031
70-74 años	1 000 041	212 863	153 545	58 982	22 274	6 043	8 720	3 611	5 320	781 260	5 918
75-79 años	665 794	189 031	139 671	50 041	24 302	5 757	10 103	3 988	5 510	472 784	3 979
80-84 años	443 659	162 497	122 151	41 776	26 812	6 004	12 581	4 659	5 934	278 225	2 937
85 años y más	404 556	195 801	150 357	53 410	42 751	10 490	27 732	9 484	9 130	205 821	2 934
No especificado	697 187	1 207	674	258	127	84	63	53	257	17 411	678 569

1 Incluye una estimación de población de 1344585 9 personas que corresponden a 448195 viviendas sin información de ocupantes.

2 La suma de los distintos tipos de limitación en la actividad puede ser mayor al total por aquella población que tiene más de una limitación.

3 Incluye a las personas que aun con anteojos tenían dificultad para ver.

4 Incluye a las personas que aun con aparato auditivo tenían dificultad para escuchar.

Fuente: INEGI, centro de Población y Vivienda 2010: Tabulados del Cuestionario Básico. Elaborado: 22/02/2011.

Población total por delegación, sexo y grupos quinquenales de edad según condición y tipo de limitación en la actividad.

09 Distrito Federal	8 851 080	385 385	209 547	110 264	45 429	27 722	20 573	17 290	41 342	8 197 915	267 780
00-04 años	618 245	5 272	2 133	446	394	1 561	521	406	1 328	604 342	8 631
05-09 años	658 948	12 571	2 912	2 507	863	3 740	834	2 077	2 844	640 924	5 453
10-14 años	660 345	13 894	3 104	4 173	1 068	2 328	764	2 296	3 406	641 575	4 876
15-19 años	723 372	13 736	3 235	4 329	1 182	1 950	638	1 643	3 699	704 337	5 299
20-24 años	753 404	13 224	3 385	4 573	1 028	1 548	579	1 119	3 470	733 914	6 266
25-29 años	726 696	12 878	3 902	4 311	995	1 378	559	839	3 194	706 938	6 890
30-34 años	702 642	14 421	4 977	4 535	1 011	1 363	588	824	3 296	681 620	6 601
35-39 años	722 214	17 479	7 026	5 253	1 301	1 412	676	804	3 440	698 461	6 274
40-44 años	629 563	19 383	8 641	5 657	1 687	1 406	707	701	3 155	605 045	5 135
45-49 años	555 481	22 651	10 948	7 508	1 870	1 210	782	615	2 613	528 767	4 063
50-54 años	506 310	28 218	14 871	9 513	2 441	1 227	935	539	2 321	474 657	3 435
55-59 años	392 186	29 610	17 387	9 605	2 620	1 098	1 042	543	1 601	360 054	2 522
60-64 años	315 793	32 766	20 877	9 791	3 315	1 165	1 141	520	1 268	280 928	2 099
65-69 años	227 625	31 509	20 994	8 928	3 594	1 112	1 272	514	1 026	194 555	1 561
70-74 años	179 329	32 390	22 623	8 447	4 431	1 113	1 471	615	952	145 646	1 293
75-79 años	124 499	29 394	21 201	7 051	4 887	1 138	1 749	746	1 025	94 186	919
80-84 años	85 121	26 100	19 033	6 138	5 264	1 168	2 055	880	1 078	58 325	696
85 años y más	71 281	29 641	22 211	7 466	7 462	1 795	4 245	1 607	1 495	40 935	705
No especificado	198 026	248	87	33	16	10	15	2	131	2 706	195 072
Hombres	4 233 783	175 587	84 774	50 390	22 271	15 236	8 492	8 871	22 485	3 922 054	136 142
00-04 años	314 701	2 996	1 088	234	234	1 012	298	261	754	307 309	4 396
05-09 años	334 885	7 347	1 522	1 250	491	2 414	466	1 341	1 700	324 801	2 737
10-14 años	334 674	7 934	1 718	2 177	575	1 433	448	1 463	2 019	324 277	2 463
15-19 años	363 265	7 692	1 809	2 149	684	1 163	373	990	2 203	352 756	2 817
20-24 años	372 368	7 225	1 940	2 268	544	850	306	638	1 987	361 484	3 659
25-29 años	352 969	7 136	2 211	2 180	558	802	308	454	1 874	341 752	4 081
30-34 años	335 988	7 914	2 764	2 362	549	786	295	465	1 879	324 142	3 932
35-39 años	341 865	9 432	3 736	2 750	683	800	362	423	1 990	328 771	3 662
40-44 años	295 151	9 998	4 278	2 934	861	788	365	351	1 766	282 307	2 846
45-49 años	256 078	11 185	5 136	3 719	961	667	381	317	1 451	242 787	2 106
50-54 años	230 325	12 842	6 203	4 518	1 210	634	418	262	1 225	215 781	1 702
55-59 años	179 065	13 293	7 225	4 494	1 363	580	462	236	859	164 571	1 201
60-64 años	141 010	14 290	8 371	4 485	1 801	632	533	230	666	125 767	953
65-69 años	99 910	13 374	8 139	3 995	1 975	562	546	217	533	85 835	701
70-74 años	75 227	12 964	8 285	3 550	2 235	572	587	232	437	61 722	541
75-79 años	50 795	11 288	7 515	2 773	2 379	514	632	266	406	39 115	392
80-84 años	32 012	9 170	6 215	2 170	2 344	467	658	285	347	22 609	233
85 años y más	24 600	9 442	6 580	2 366	2 813	555	1 049	439	378	14 948	210
No especificado	98 895	65	39	16	11	5	5	1	11	1 320	97 510

Mujeres	4 617 297	209 798	124 773	59 874	23 158	12 486	12 081	8 419	18 857	4 275 861	131 638
00-04 años	303 544	2 276	1 045	212	160	549	223	145	574	297 033	4 235
05-09 años	324 063	5 224	1 390	1 257	372	1 326	368	736	1 144	316 123	2 716
10-14 años	325 671	5 960	1 386	1 996	493	895	316	833	1 387	317 298	2 413
15-19 años	360 107	6 044	1 426	2 180	498	787	265	653	1 496	351 581	2 482
20-24 años	381 036	5 999	1 445	2 305	484	698	273	481	1 483	372 430	2 607
25-29 años	373 727	5 742	1 691	2 131	437	576	251	385	1 320	365 186	2 799
30-34 años	366 654	6 507	2 213	2 173	462	577	293	359	1 417	357 478	2 669
35-39 años	380 349	8 047	3 290	2 503	618	612	314	381	1 450	369 690	2 612
40-44 años	334 412	9 385	4 363	2 723	826	618	342	350	1 389	322 738	2 289
45-49 años	299 403	11 466	5 812	3 789	909	543	401	298	1 162	285 980	1 957
50-54 años	275 985	15 376	8 668	4 995	1 231	593	517	277	1 096	258 876	1 733
55-59 años	213 121	16 317	10 162	5 111	1 257	518	580	307	742	195 483	1 321
60-64 años	174 783	18 476	12 506	5 306	1 514	533	608	290	602	155 161	1 146
65-69 años	127 715	18 135	12 855	4 933	1 619	550	726	297	493	108 720	860
70-74 años	104 102	19 426	14 338	4 897	2 196	541	884	383	515	83 924	752
75-79 años	73 704	18 106	13 686	4 278	2 508	624	1 117	480	619	55 071	527
80-84 años	53 109	16 930	12 818	3 968	2 920	701	1 397	595	731	35 716	463
85 años y más	46 681	20 199	15 631	5 100	4 649	1 240	3 196	1 168	1 117	25 987	495
No especificado	99 131	183	48	17	5	5	10	1	120	1 386	97 562

1 Incluye una estimación de población a nivel de la entidad federativa de 193491 persona que corresponden a 64497 viviendas sin información de ocupantes.

2 La suma de los distintos tipos de limitación en la actividad puede ser mayor al total por aquella población que tiene más de una limitación.

3 Incluye a las personas que aun con anteojos tenían dificultad para ver.

4 Incluye a las personas que aun con aparato auditivo tenían dificultad para escuchar.

Fuente: INEGI, centro de Población y Vivienda 2010: Tabulados del Cuestionario Básico. Elaborado: 28/02/2011.

Anexo 2

Coeficientes de transición para $\alpha=0$

M impar			M par		
BW	Minimax	T ₁	BW	Minimax	T ₁
M=15			M=16		
1	-42.30932283	0.43378296	1	-39.75363827	0.42631836
2	-41.26299286	0.41793823	2	-37.61346340	0.40397949
3	-41.25333786	0.41047636	3	-36.57721567	0.39454346
4	-41.94907713	0.40405884	4	-35.87249756	0.38916626
5	-44.37124538	0.39268189	5	-35.31695461	0.38840332
6	-56.01416588	0.3576525	6	-35.51951933	0.40155639
M=33			M=32		
1	-43.03163004	0.42994995	1	-42.24728918	0.42856445
2	-42.42527962	0.41042481	2	-41.29370594	0.40773926
3	-42.40898275	0.40141601	3	-41.03810358	0.39662476
4	-42.45948601	0.39641724	4	-40.93496323	0.38925171
6	-42.52403450	0.39161377	5	-40.85183477	0.37897949
8	-42.44085121	0.39192505	8	-40.75032616	0.36990356
10	-42.11079407	0.39420166	10	-40.54562140	0.35928955
12	-41.92705250	0.38552246	12	-39.93450451	0.34487915
14	-44.69430351	0.35360718	14	-38.91993237	0.34407349
15	-56.18293285				
M=65			M=64		
1	-43.16935968	0.42919312	1	-42.96059322	0.42882080
2	-42.61945581	0.40903320	2	-42.30815172	0.40830689
3	-42.70906305	0.39920654	3	-42.32423735	0.39807129
4	-42.86997318	0.39335937	4	-42.43565893	0.39177246
5	-42.01999664	0.38950806	5	-42.55461407	0.38742065
6	-43.14578819	0.38679809	6	-42.66526604	0.38146748
10	-43.44808340	0.38129272	10	-43.01104736	0.37609863
14	-43.54684496	0.37946167	14	-43.28309965	0.37089233
18	-43.48173618	0.37955322	18	-43.56508827	0.36605225
22	-43.19538212	0.38162842	22	-43.96245098	0.35977783
26	-42.44725609	0.38746948	26	-44.60516977	0.34813232
30	-44.76228619	0.38417358	30	-43.81448936	0.29973144
31	-59.21673775	0.35282745			
M=125			M=128		
1	-43.20501566	0.42899170	1	-43.15302420	0.42889404
2	-42.66971111	0.40867310	2	-42.59092569	0.40847778
3	-42.77438974	0.39868774	3	-42.67634487	0.39838257
4	-42.95051050	0.39268189	4	-42.84038544	0.39226685

6	-43.25854683	0.38579101	5	-42.99805641	0.38812256
8	-43.47917461	0.38195801	7	-43.25537014	0.38281250
10	-43.63750410	0.37954102	10	-43.52547789	0.3782638
18	-43.95589399	0.37518311	18	-43.93180990	0.37251857
26	-44.05912115	0.37384033	26	-44.18097305	0.36941528
34	-44.05672455	0.37371826	34	-44.40153408	0.36686401
42	-43.94708776	0.37470093	42	-44.67161417	0.36394653
50	-43.58473492	0.37797851	50	-45.17186594	0.35902100
58	-42.14925432	0.39086304	58	-46.92415667	0.34273681
59	-42.60623264	0.39063110	62	-49.46298973	0.28751221
60	-44.78062010	0.38383713			
61	-56.22547865	0.35263062			

Coeficientes de transición para $\alpha=0$

M impar				M par			
BW	Minimax	T ₁	T ₂	BW	Minimax	T ₁	T ₂
M=15				M=16			
1	-7060540585	0.09500122	0.58995418	1	-65.27693653	0.10703125	0.60559357
2	-69.26168156	0.10319824	0.59357118	2	-62.85937929	0.12384644	0.62201631
3	-69.91973495	0.10083618	0.58594327	3	-6296594906	0.12827148	0.62855407
4	-75.51172256	0.08407953	0.55715312	4	-66.03942485	0.12130127	0.61952704
5	-103.45078300	0.05180206	0.49917424	5	-71.73997498	0.11066284	0.60979204
M=33				M=32			
1	-70.60967541	0.09497070	0.58985167	1	-67.37020397	0.09610596	0.59045212
2	-68.16726971	0.10585937	0.59743846	2	-63.93104696	0.11263428	0.60560235
3	-67.13149548	0.10937500	0.59911696	3	-62.49787903	0.11931763	0.61192546
5	-66.53917217	0.10965576	0.59674101	5	-61.28204536	0.12541504	0.61824023
7	-67.23387909	0.10902100	0.59417456	7	-60.82049131	0.12907715	0.62307031
9	-67.85412312	0.10502930	0.58771575	9	-59.74928167	0.12068481	0.60685586
11	-69.08597469	0.10219727	0.58216391	11	-62.48683357	0.13004150	0.62821502
13	-75.86953640	0.08137207	0.54712777	13	-70.64571857	0.11017914	0.60670943
14	-104.04059029	0.05029373	0.49149549				
M=65				M=64			
1	-70.66014957	0.09472656	0.58945943	1	-70.26372528	0.09376831	0.58789222
2	-68.89622307	0.10404663	0.59476127	2	-67.20729542	0.10411987	0.59421778
3	-67.90234470	0.10720215	0.59577449	3	-65.80684280	0.10850220	0.59666158
4	-67.27003792	0.10726929	0.59415763	4	-64.95227051	0.11038818	0.59730067
5	-66.86065960	0.10689087	0.59253047	5	-64.42742348	0.11113281	0.59698496
9	-66.27561188	0.10548706	0.58845983	9	-63.41714096	0.10936890	0.59088884
13	-65.96417046	0.10466309	0.58660485	13	-62.72142410	0.10828857	0.58738641
17	-66.16404629	0.10649414	0.58862042	17	-62.37051868	0.11031494	0.58968142
21	-66.76456833	0.10701904	0.58894575	21	-62.04848146	0.11254273	0.59249461
25	-68.13407993	0.10327148	0.58320831	25	-61.88074064	0.11994629	0.60564501
29	-75.98313046	0.08069458	0.54500379	29	-70.05681992	0.10717773	0.59842159
30	-104.92083740	0.04978485	0.48965181				

M=125				M=128			
1	-70.68010235	0.09464722	0.58933268	1	-70.58992958	0.09445190	0.58900996
2	-68.94157696	0.10390015	0.59450024	2	-68.62421608	0.10349731	0.59379058
3	-68.19352627	0.10682373	0.59508549	3	-67.66701698	0.10701294	0.59506081
5	-67.34261131	0.10668945	0.59187505	4	-66.95196629	0.10685425	0.59298926
7	-67.09776151	0.10587158	0.59821869	6	-66.32718945	0.10596924	0.58953845
9	-67.05801296	0.10523682	0.58738706	9	-66.01315498	0.10471191	0.58593906
17	-67.17504501	0.10372925	0.58358265	17	-65.89422417	0.10288086	0.58097354
25	-67.22918987	0.10316772	0.58224835	25	-65.92644215	0.10182495	0.57812308
33	-67.11609936	0.10303955	0.58198956	33	-65.95577812	0.10096436	0.57576437
41	-66.71271324	0.10313721	0.58245499	41	-65.97698021	0.10094604	0.57451694
49	-66.62364197	0.10561523	0.58629534	49	-65.67919827	0.09865112	0.56927420
57	-69.28378487	0.10061646	0.57812192	57	-64.61514568	0.09845581	0.56604486
58	-70.35782337	0.09663696	0.57121235	61	-71.76589394	0.10496826	0.59452277
59	-75.94707718	0.08054886	0.54451285				
60	-104.09012318	0.04991760	0.48963264				

Coefficientes de transición para $\alpha=1/2$

BW	Minimax	T ₁
M16		
1	-51.60668707	0.26674805
2	-47.48000240	0.32149048
3	-45.19746828	0.34810181
4	-44.32862616	0.36308594
5	-45.68347692	0.36661987
6	-56.63700199	0.34327393
M=32		
1	-52.64991188	0.26073609
2	-49.39390278	0.30878296
3	-47.72596645	0.32984619
4	-46.68811989	0.34217529
6	-45.33436489	0.35704956
8	-44.30730963	0.36750488
10	-43.11168003	0.37810669
12	-42.97900438	0.38465576
14	-56.32780266	0.35030518
M=64		
1	-52.90375662	0.25923462
2	-49.74046421	0.30603638
3	-48.38088989	0.32510986
4	-47.47863007	0.33595581
5	-46.88655186	0.34287720
6	-46.46230555	0.34774170

10	-45.46141434	0.35859375
14	-44.85988188	0.36470337
18	-44.34302616	0.36983643
22	-43.69835377	0.37586059
26	-42.45641375	0.38624268
30	-56.25024033	0.35200195
M=128		
1	-52.96778202	0.25885620
2	-49.82771969	0.30534668
3	-48.82771969	0.32404785
4	-48.51341629	0.33443604
5	-47.67455149	0.34100952
7	-47.11462021	0.34880371
10	-46.43420267	0.35493774
18	-45.21660566	0.36182251
26	-44.87959814	0.36521607
34	-44.61497784	0.36784058
42	-44.32706451	0.37066040
50	-43.87646437	0.37500000
58	-42.30969715	0.38807373
62	-56.23294735	0.35241699

Coeficientes de transición para $\alpha=1/2$

BW	Minimax	T ₁	T ₂
M=16			
1	-77.26126766	0.05309448	0.41784180
2	-73.81026745	0.07175293	0.49369211
3	-73.02352142	0.07862549	0.51966134
4	-77.95156193	0.07042847	0.51158076
5	-105.23953247	0.04587402	0.46967784
M=32			
1	-80.49464130	0.04725342	0.40357383
2	-73.92513466	0.07094727	0.49129255
3	-72.40863037	0.08012695	0.52153983
5	-70.95047379	0.08935547	0.54805908
7	-70.22383976	0.09403687	0.56031410
9	-69.94402790	0.09628906	0.56637987
11	-70.82426878	0.09323731	0.56226952
13	-104.85642624	0.04882812	0.48479068
M=64			
1	-80.80974960	0.04658203	0.40168723
2	-75.11772251	0.06759644	0.48390015

3	-72.66662025	0.07886963	0.51850058
4	-71.85610867	0.08393555	0.53379876
5	-71.34401417	0.08721924	0.54311474
9	-70.32861614	0.09371948	0.56020256
13	-69.34809303	0.09761963	0.56903714
17	-68.06440258	0.10051880	0.57543691
21	-67.99149132	0.10289307	0.58007699
25	-69.32065105	0.10068359	0.57729656
29	-105.72862339	0.04923706	0.48767025
M=128			
1	-80.89347839	0.04639893	0.40117195
2	-77.22580583	0.06295776	0.47399521
3	-73.43786240	0.07648926	0.51361278
4	-71.93675232	0.08345947	0.53266251
6	-71.10850430	0.08880615	0.54769675
9	-70.53600121	0.09255371	0.55752959
17	-69.95890045	0.09628906	0.56676912
25	-69.29977322	0.09834595	0.57137301
33	-68.75139713	0.10077515	0.57594641
41	-67.89687920	0.10183716	0.57863142
49	-66.76120186	0.10264828	0.58123560
57	-69.21525860	0.10157471	0.57964395
61	-104.57432938	0.04970703	0.48900685

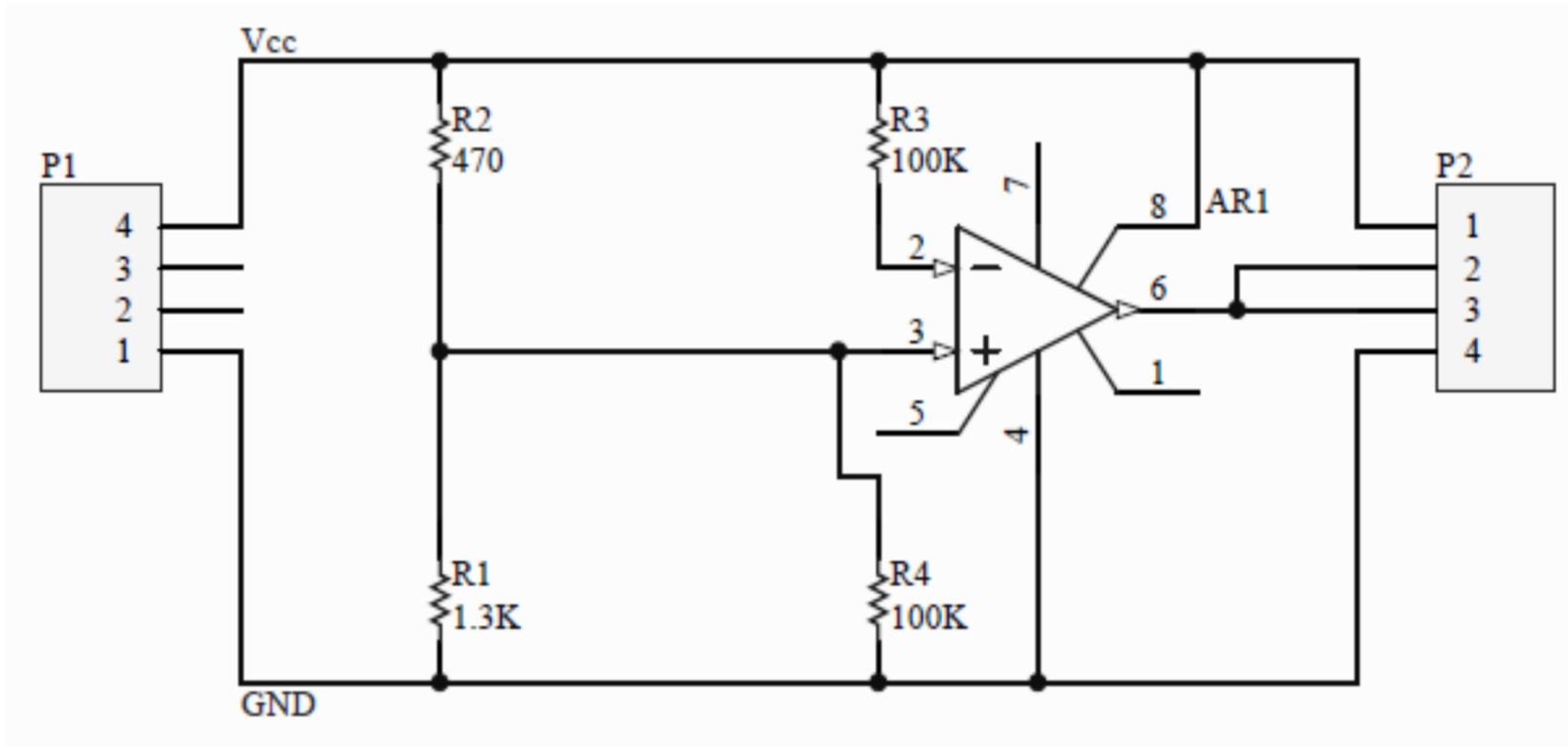
BW= Ancho de Banda.

T_1 y T_2 : Numero de coeficiente de transición.

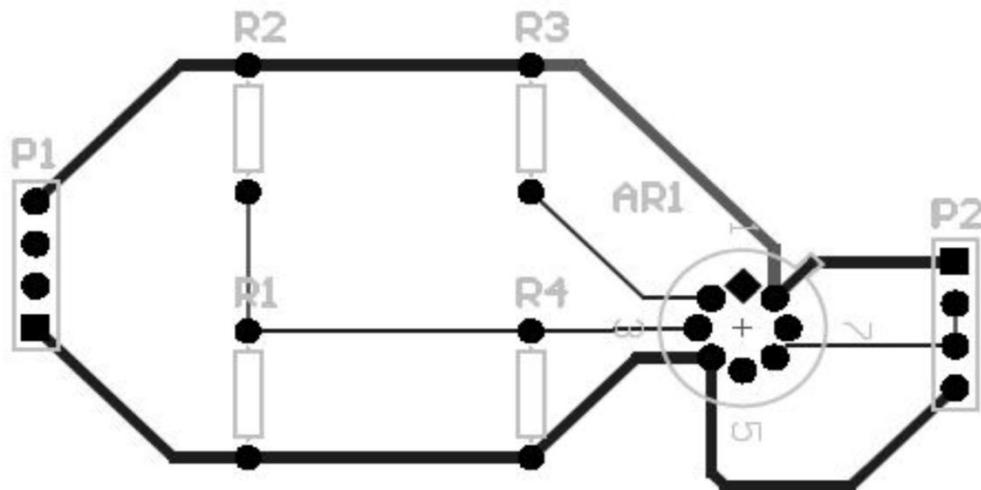
Minimax: La optimización de los valores con el fin de minimizar el lóbulo secundario máximo en la banda eliminada.

Fuente: Proakis G. J. and Manolakis G. D., *Tratamiento digital de señales*, 2003.

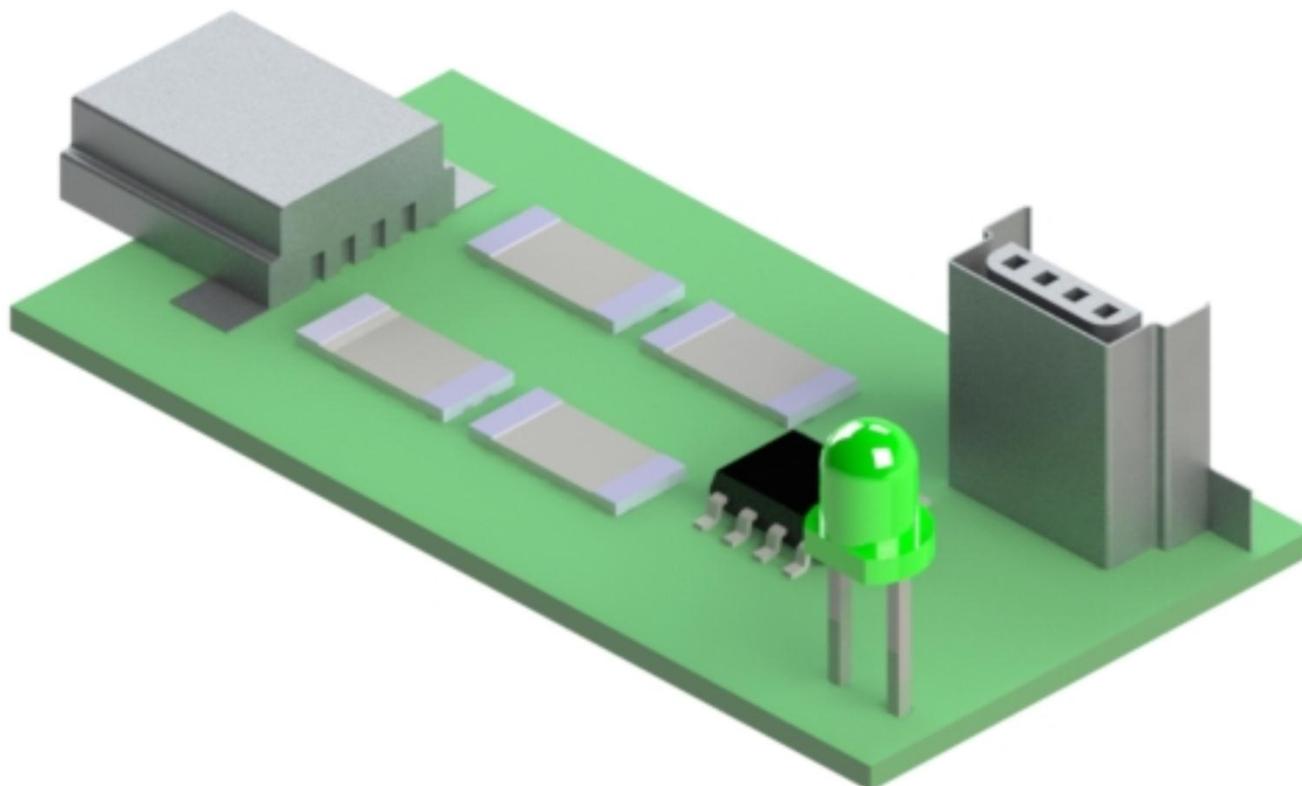
Anexo 3



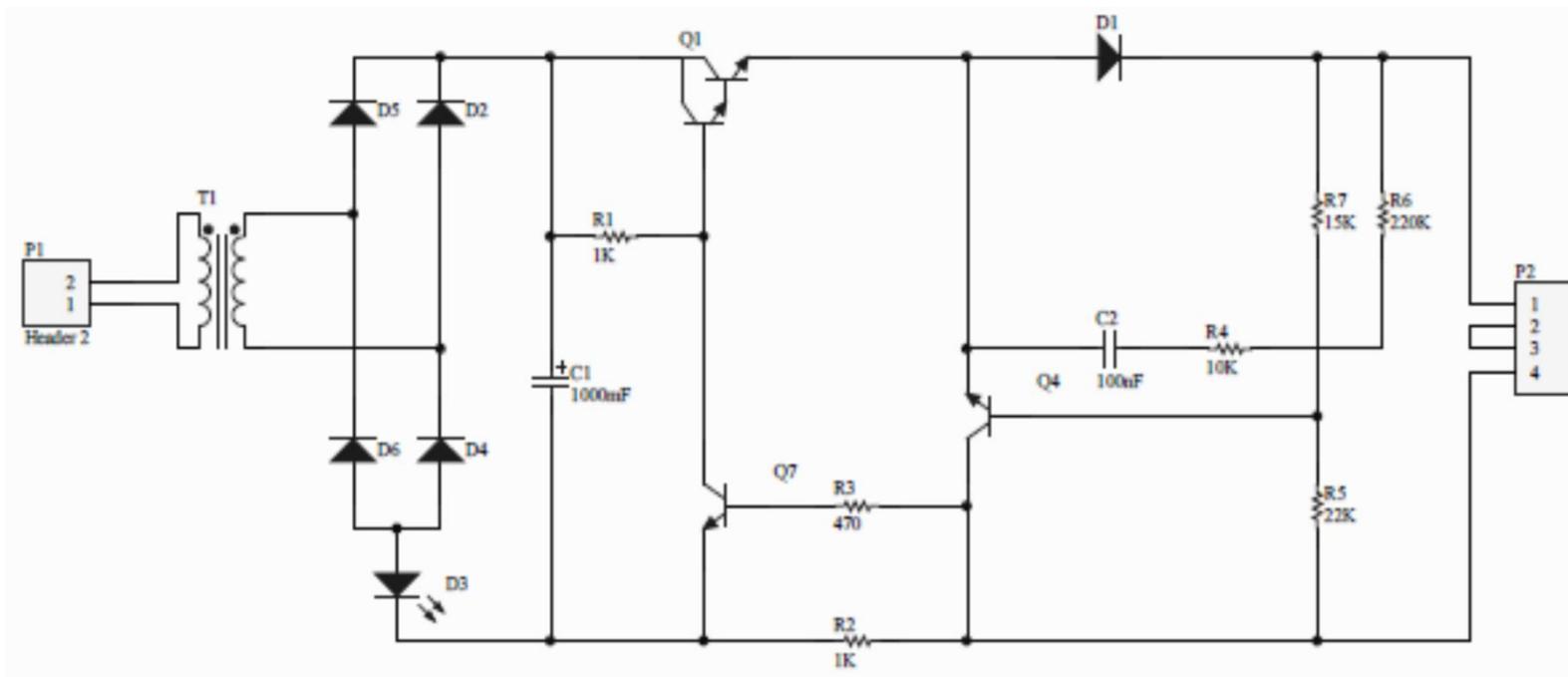
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA 	Título: Diagrama Esquemático de la Base de Carga	
	Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 1 de 7
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres
Fecha: 04/11/13	Revisión:	
Tamaño: Carta	Escala: 1:1	



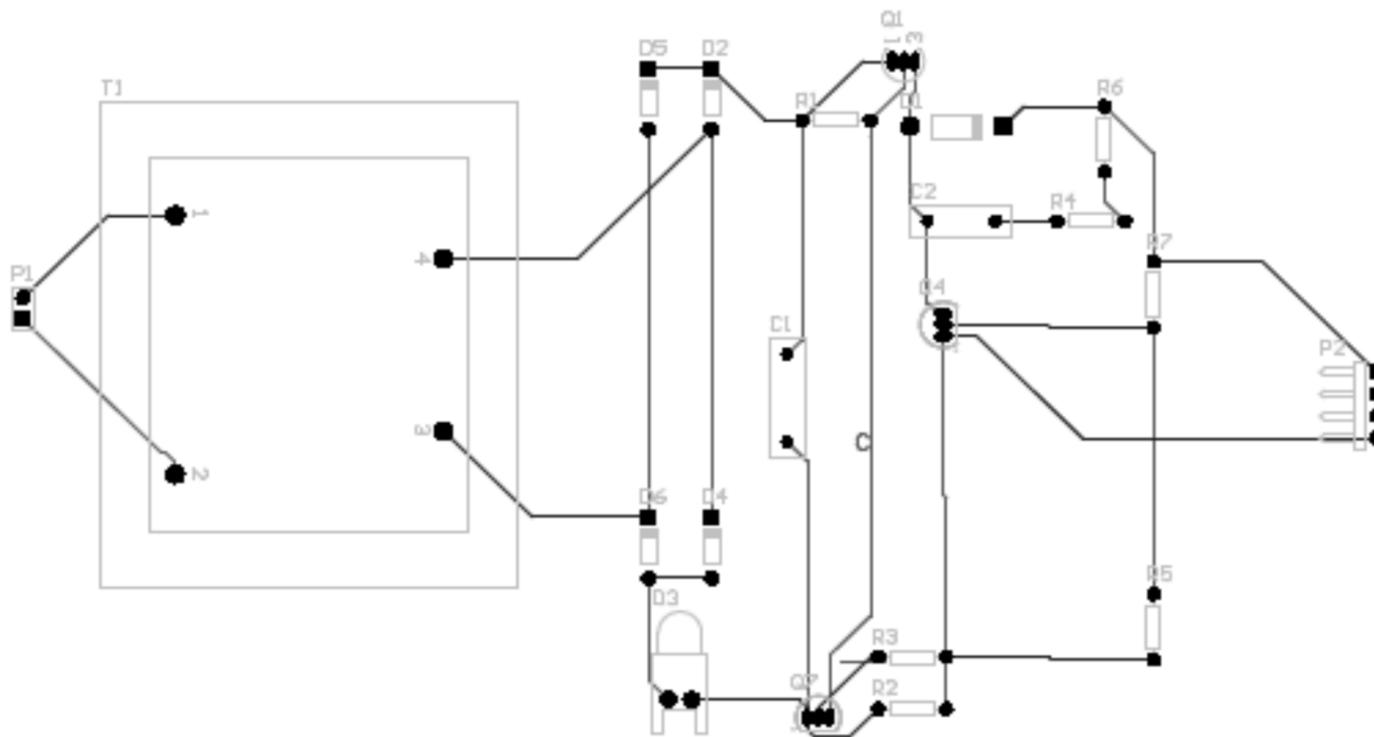
<p>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA</p> <p>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO</p>		Título: PCB de la Base de Carga	
		Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 2 de 7
Fecha: 04/11/13 Tamaño: Carta	Revisión: Escala: 1:1	Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres	



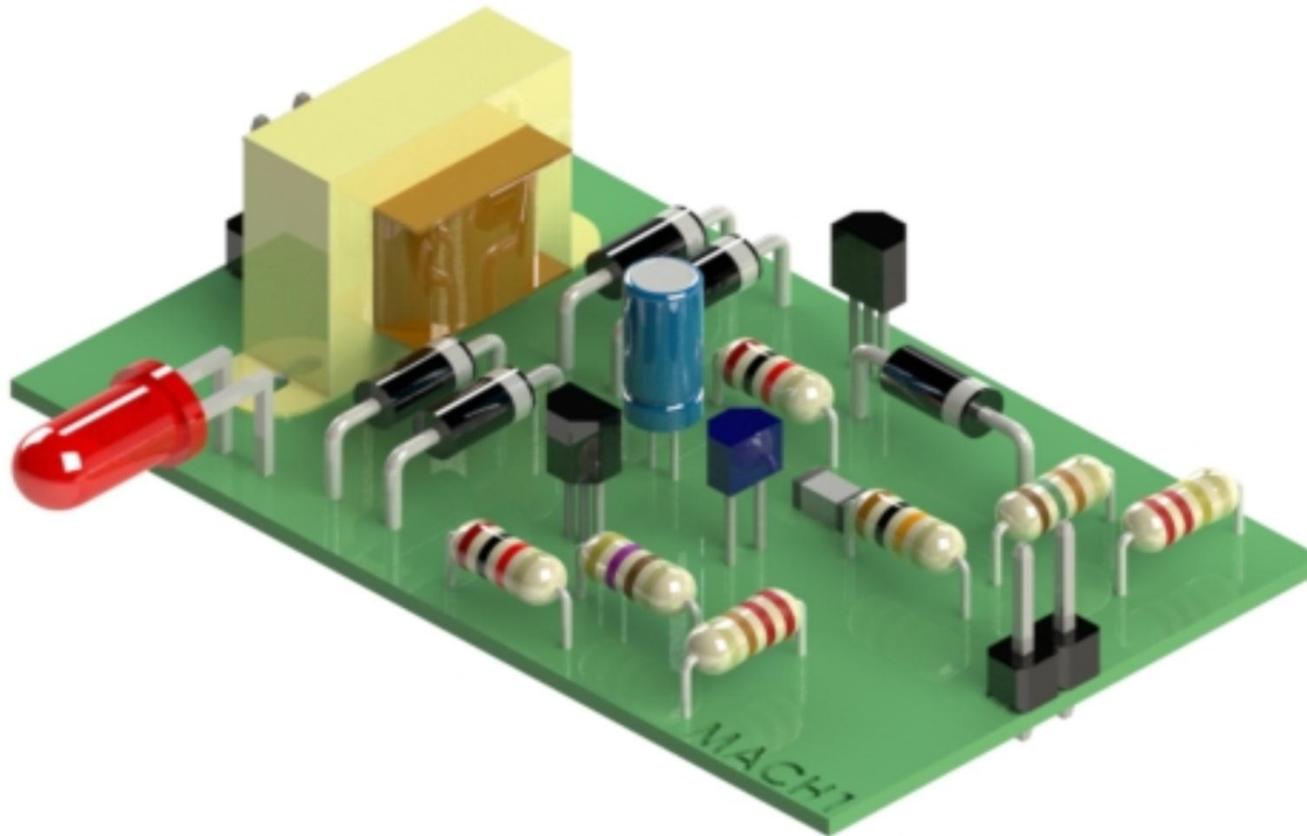
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA 	Título: Circuito de la Base de Carga en 3D	
	Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 3 de 7
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres
Fecha: 04/11/13	Revisión:	
Tamaño: Carta	Escala: 1:1	



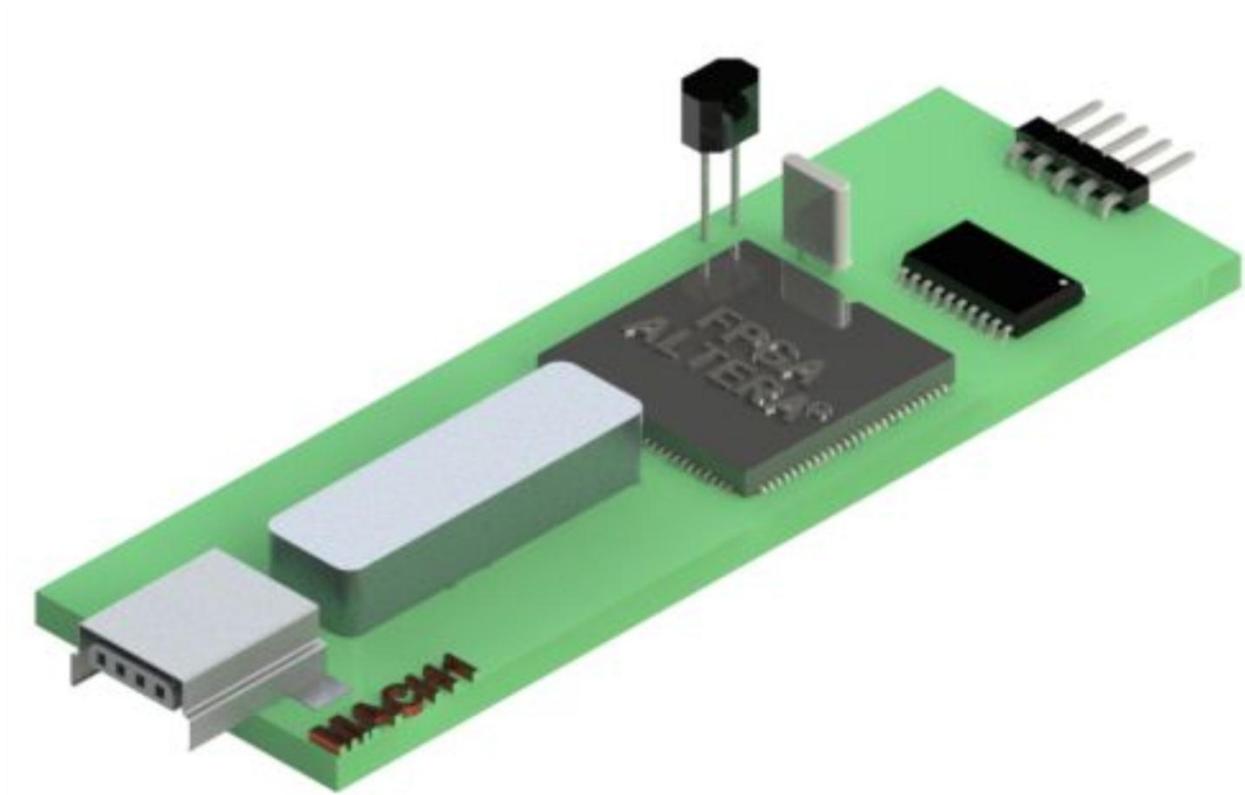
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA 	Título: Diagrama Esquemático del Adaptador	
	Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 4 de 7
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres
Fecha: 04/11/13	Revisión:	
Tamaño: Carta	Escala: 1:1	



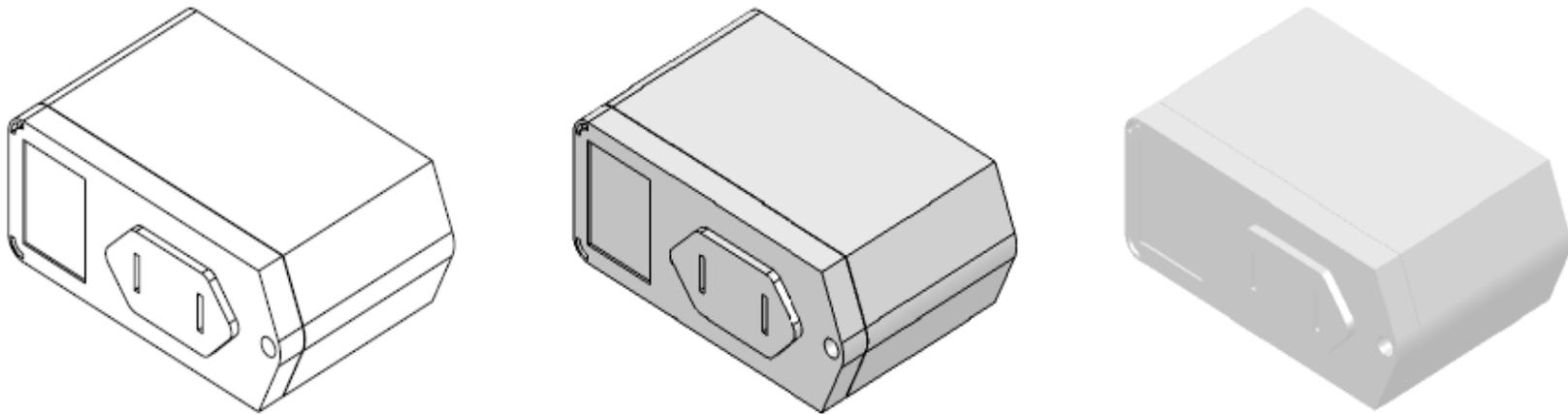
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA 	Título: PCB del Adaptador de CA/CC	
	Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 5 de 7
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres
Fecha: 04/11/13	Revisión:	
Tamaño: Carta	Escala: 1:1	



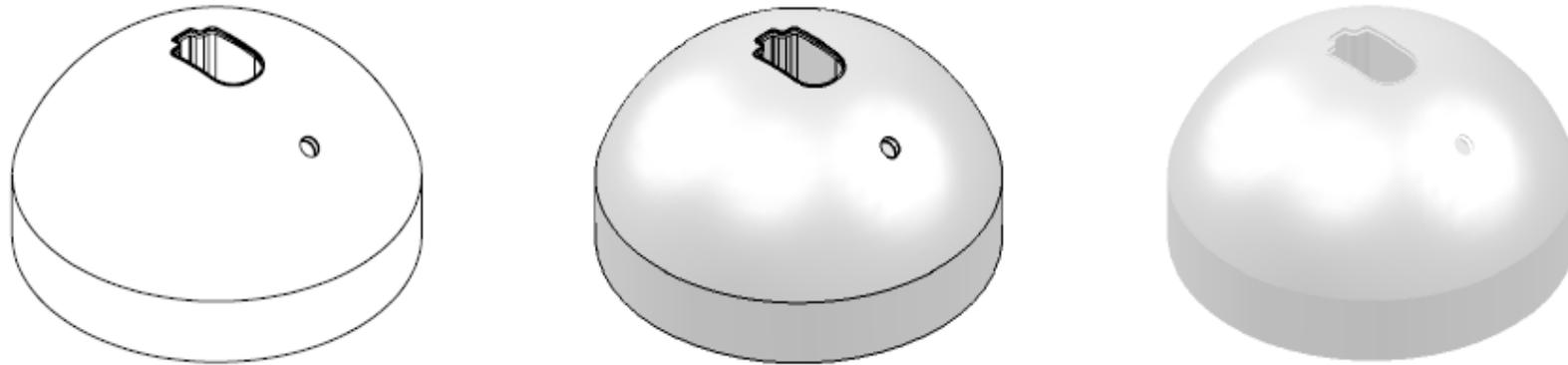
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Título: Circuito del Adaptador en 3D	
	Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 6 de 7
Fecha: 04/11/13 Tamaño: Carta	Revisión: Escala: 1:1	Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres



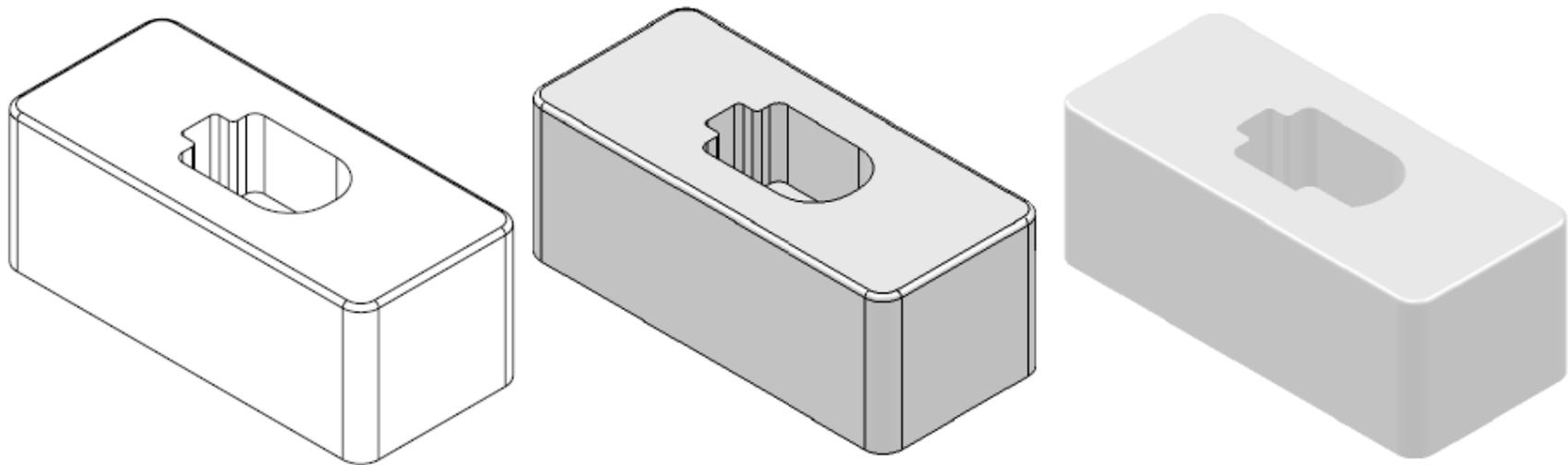
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA 	Título: Prototipo del Circuito del Implante Coclear en 3D	
	Alumno: Ing. Rodrigo Vázquez Machorro	Hoja: 7 de 7
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres
Fecha: 04/11/13	Revisión:	
Tamaño: Carta	Escala: 1:1	



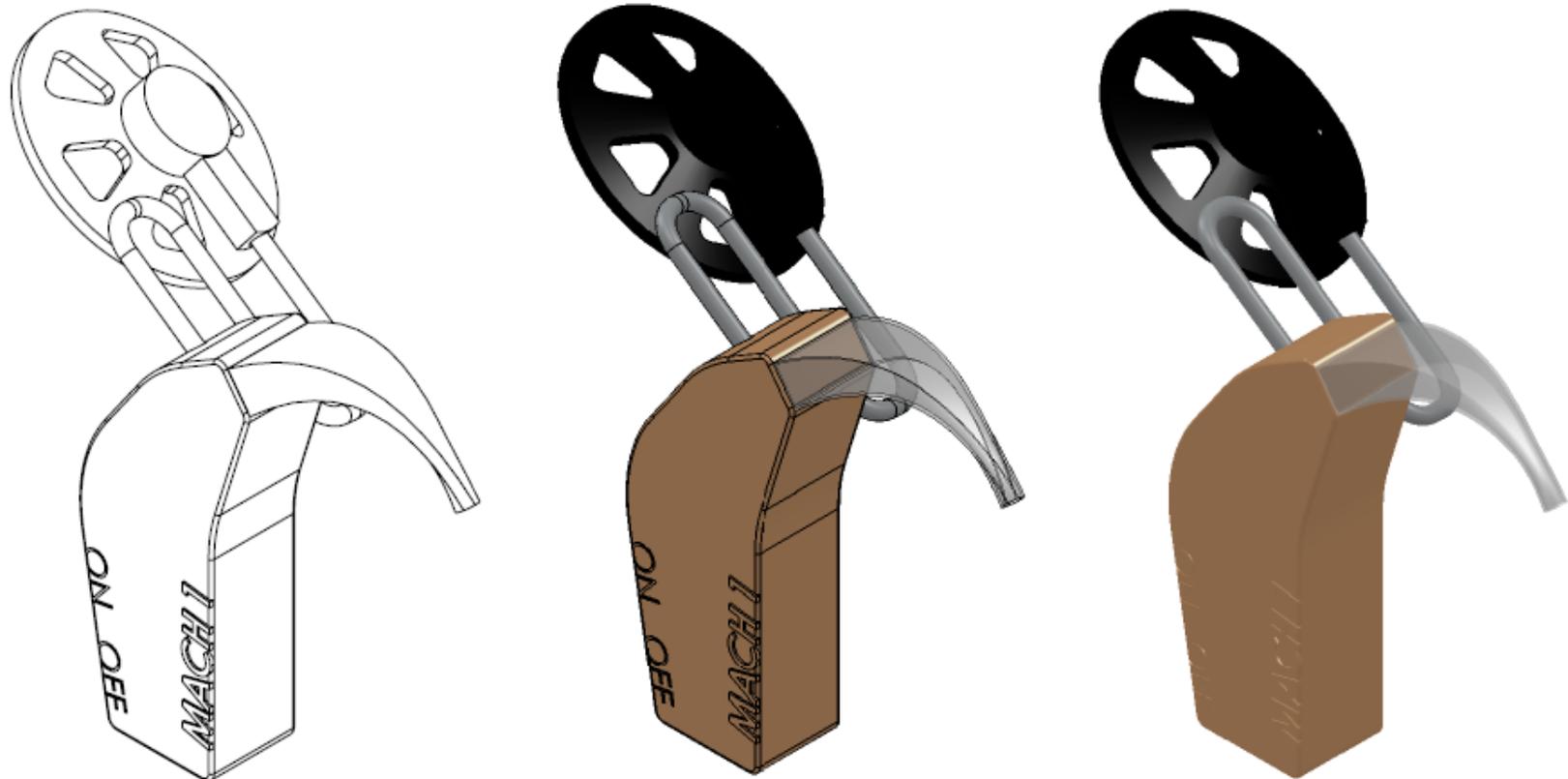
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:		
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo		
Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher Rans San Miguel Torres		Proyección:	Título: Ensamble de Adaptador de CA/CC	
Tema: Diseño de un Implante Coclear Personalizado			Revisado:	Acotación: cm
			Fecha: 17/09/13	Hoja 1 de 18



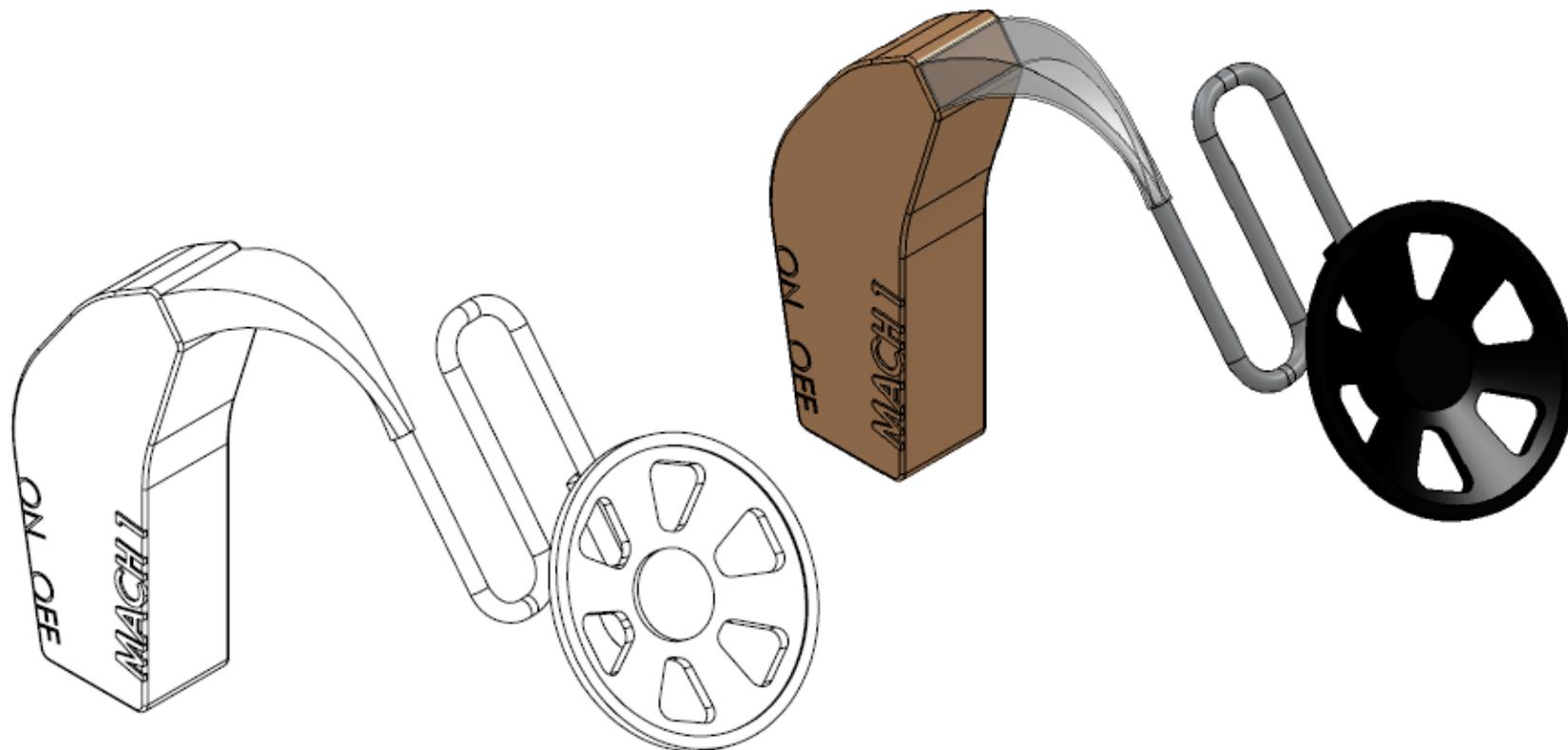
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:	
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Título:	LTR
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado		Proyección: 	Acotación: cm
Revisado:		Escala: 1:1	Fecha: 17/09/13
		Hoja 2 de 18	



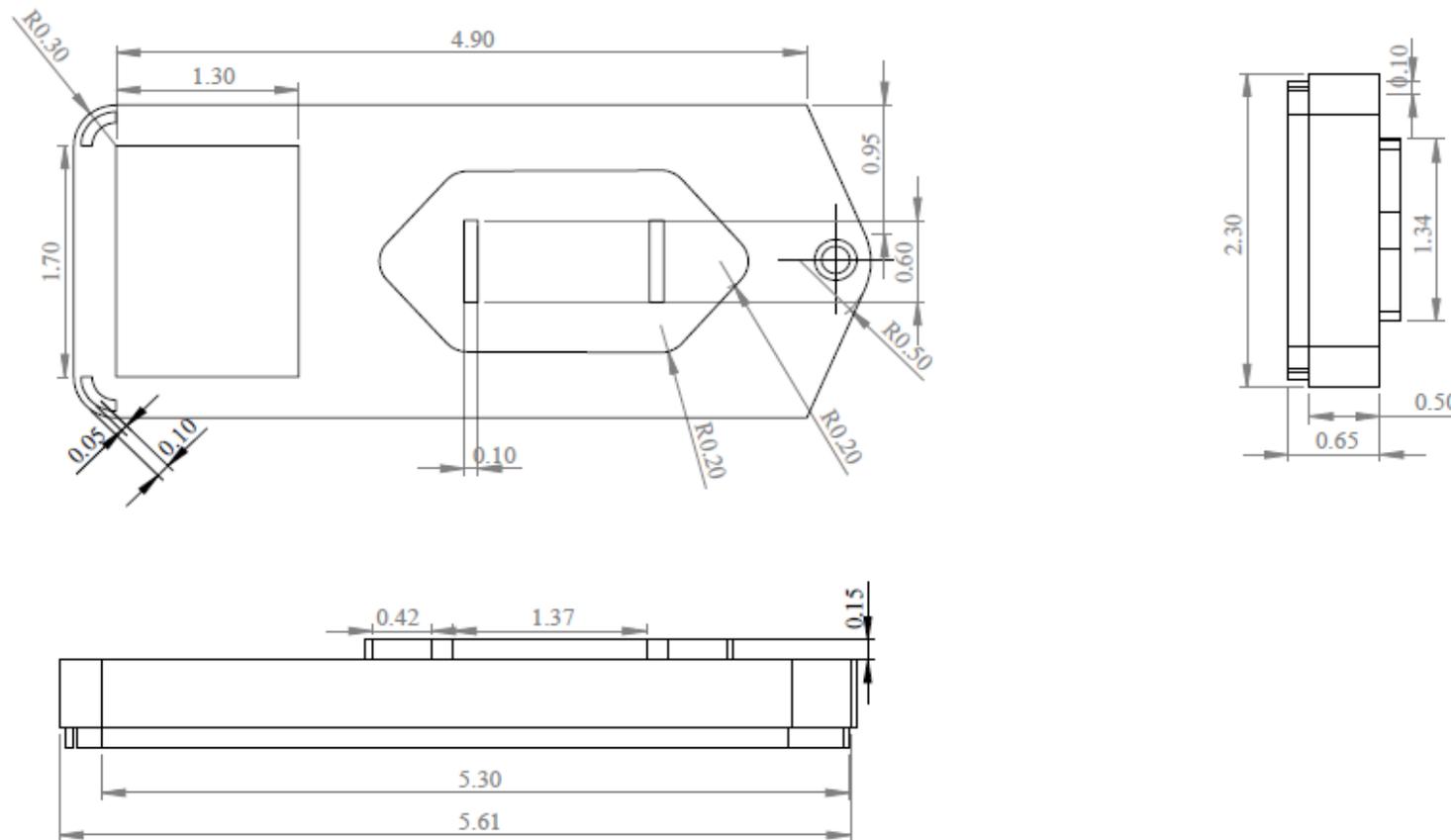
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo				
	Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher Rana San Miguel Torres	Proyección: 	Título: Ensamble de la Base de Carga Rectangular		
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	Acotación: cm	Escala: 2:1	Fecha: 17/09/13	Hoja 3 de 18



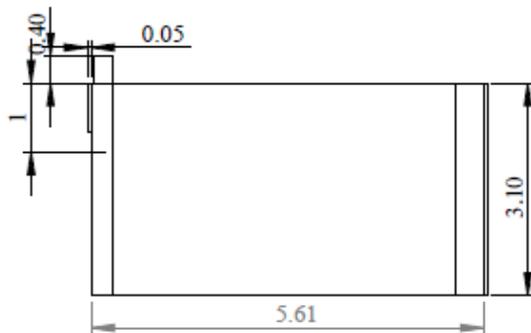
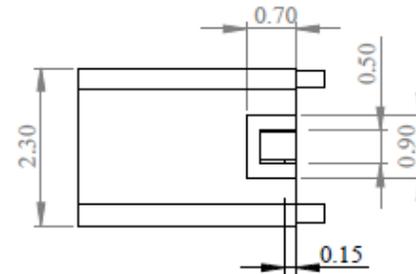
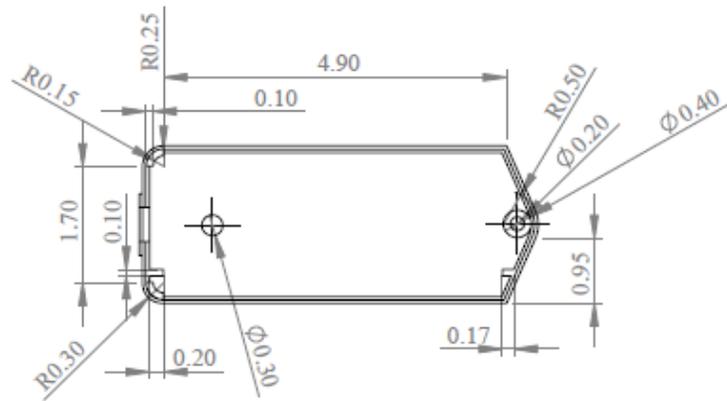
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:		
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo		
Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Proyección:	Título: Ensamble del Implante Coclear	LTR
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado		Revisado:		



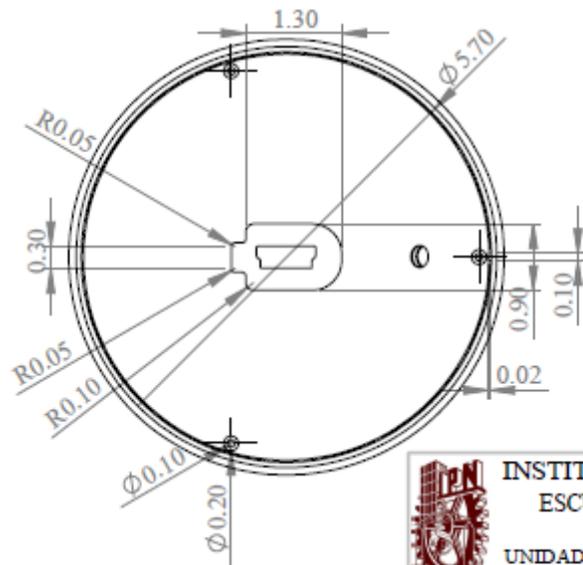
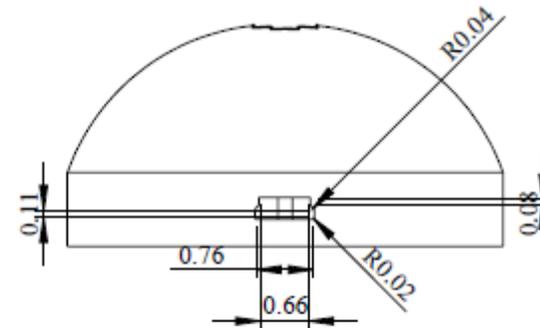
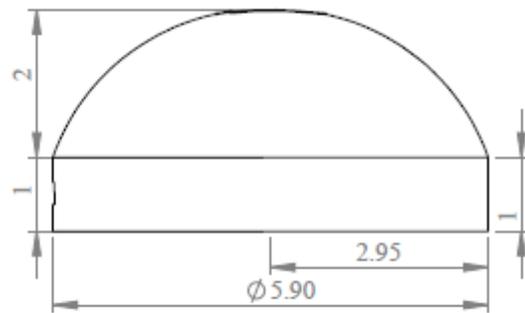
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
	Título: Ensamble del Dispositivo Auxiliar Auditivo	LTR
Asesores: Dr. Guillermo Uriolagoitia Sosa Dr. Christopher Rane San Miguel Torres	Proyección: 	Acotación: cm
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	Escala: 2:1 Fecha: 17/09/13 Hoja 5 de 18



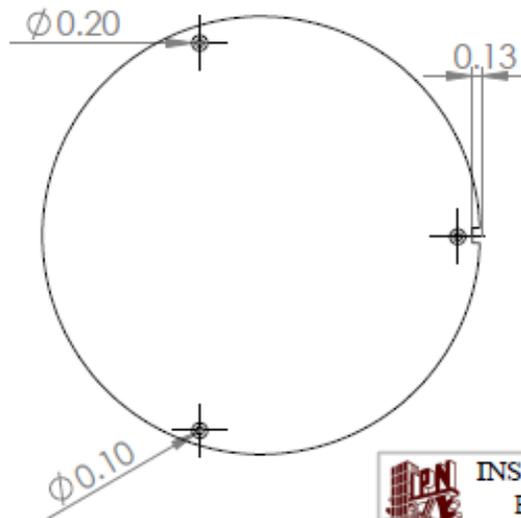
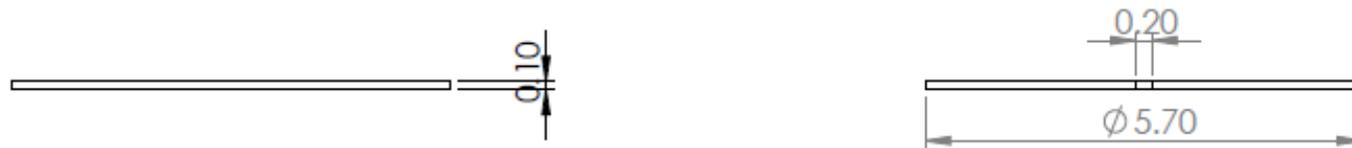
<p>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS</p> <p>SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO</p> <p>Asesores: Dr. Guillermo Urriagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres</p>	<p>Proyección:</p>	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo			
		Título: Parte Frontal del Adaptador		LTR	
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	Acotación: cm	Escala: 2:1	Fecha: 17/09/13	Hoja 6 de 18



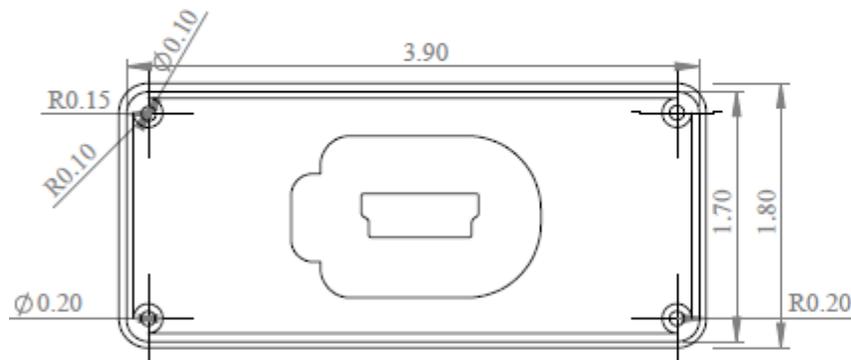
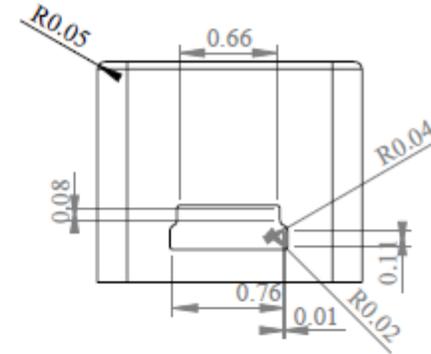
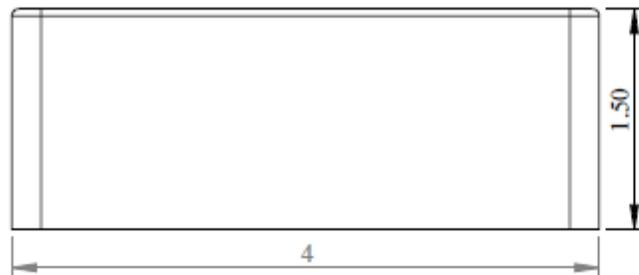
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:	
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Título:	LTR
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Proyección: 	Parte Trasera del Adaptador	
Revisado:		Acotación: cm	Escala: 1:1 Fecha: 17/09/13 Hoja 7 de 18



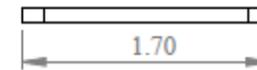
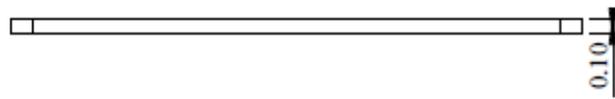
 <p>INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS</p>		Alumno:	
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Título:	LTR
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Proyección:	
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	Acotación: cm	Escala: 1:1
		Fecha: 17/09/13	Hoja 8 de 18



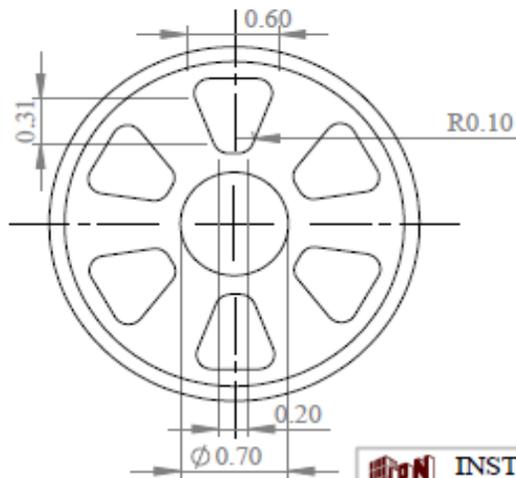
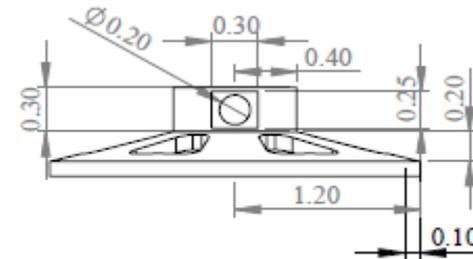
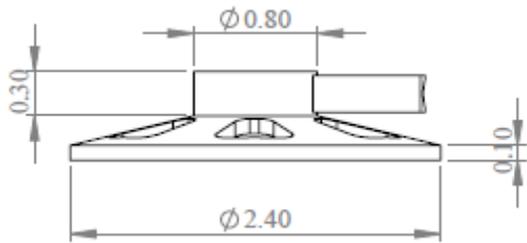
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo		
		Título: Parte Inferior de la Base de Carga Circular		LTR
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres	Proyección: 	Acotación: cm	Escala: 1:1	Fecha: 17/09/13
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	Hoja 9 de 18		



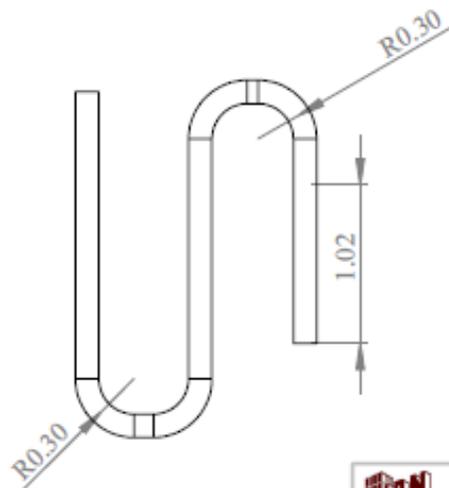
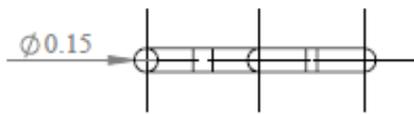
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
	Título: Parte Superior de la Base de Carga Rectangular	LTR
Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres	Proyección: 	Acotación: cm Escala: 2:1 Fecha: 17/09/13 Hoja 10 de 18
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	



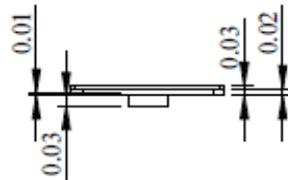
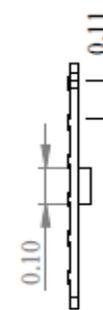
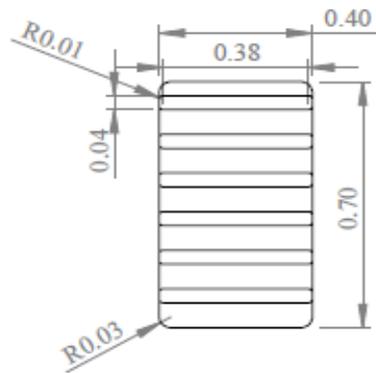
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:		
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo		
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitza Sosa Dr. Christopher Rane San Miguel Torres		Proyección:	Título: Parte Inferior de la Base de Carga Rectangular	
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado		Revisado:	Acotación: cm	Escala: 2:1 Fecha: 17/09/13 Hoja 11 de 18
			LTR	



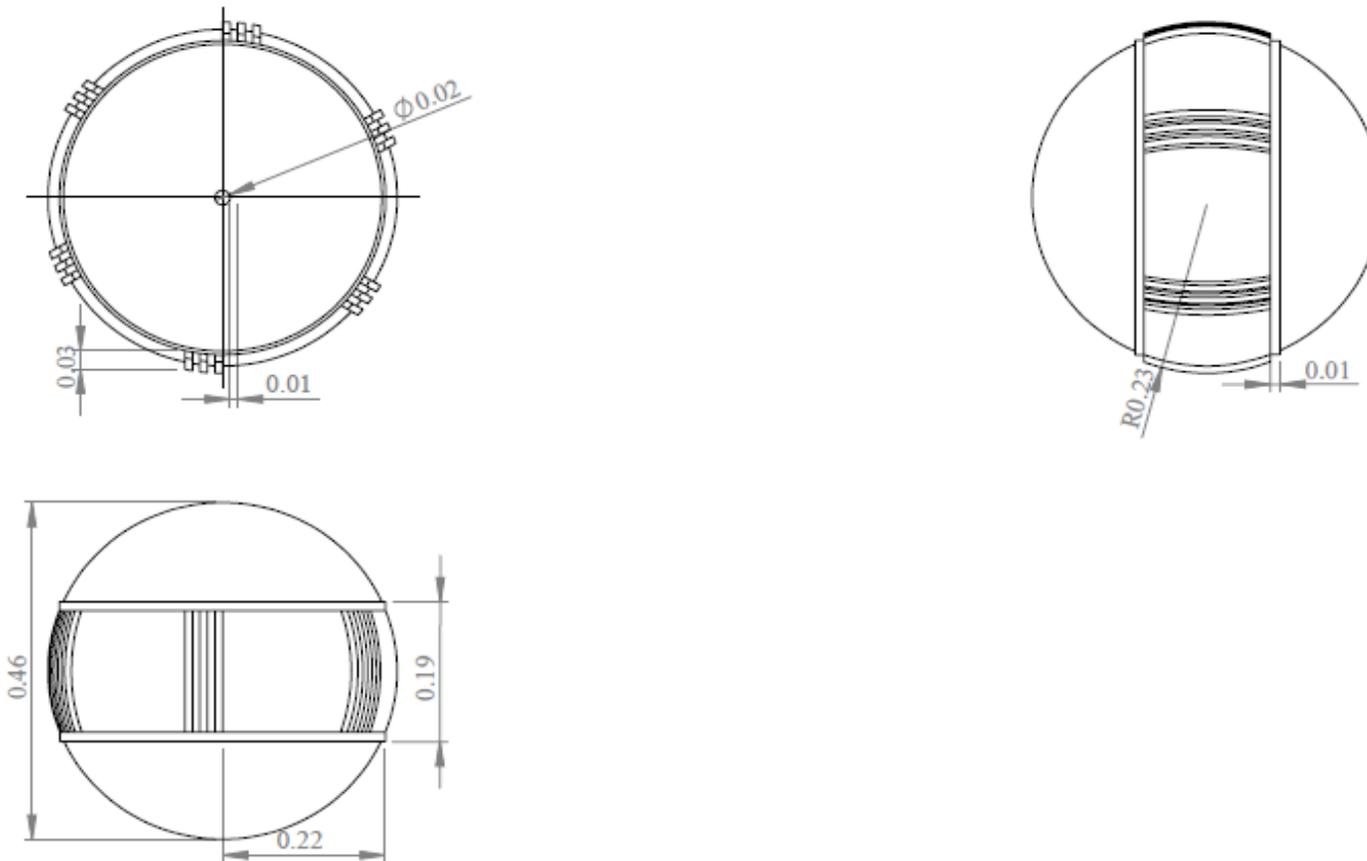
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
	Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres	Proyección: 
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	LTR
Acotación: cm		Escala: 2-1
Fecha: 17/09/13		Hoja 12 de 18



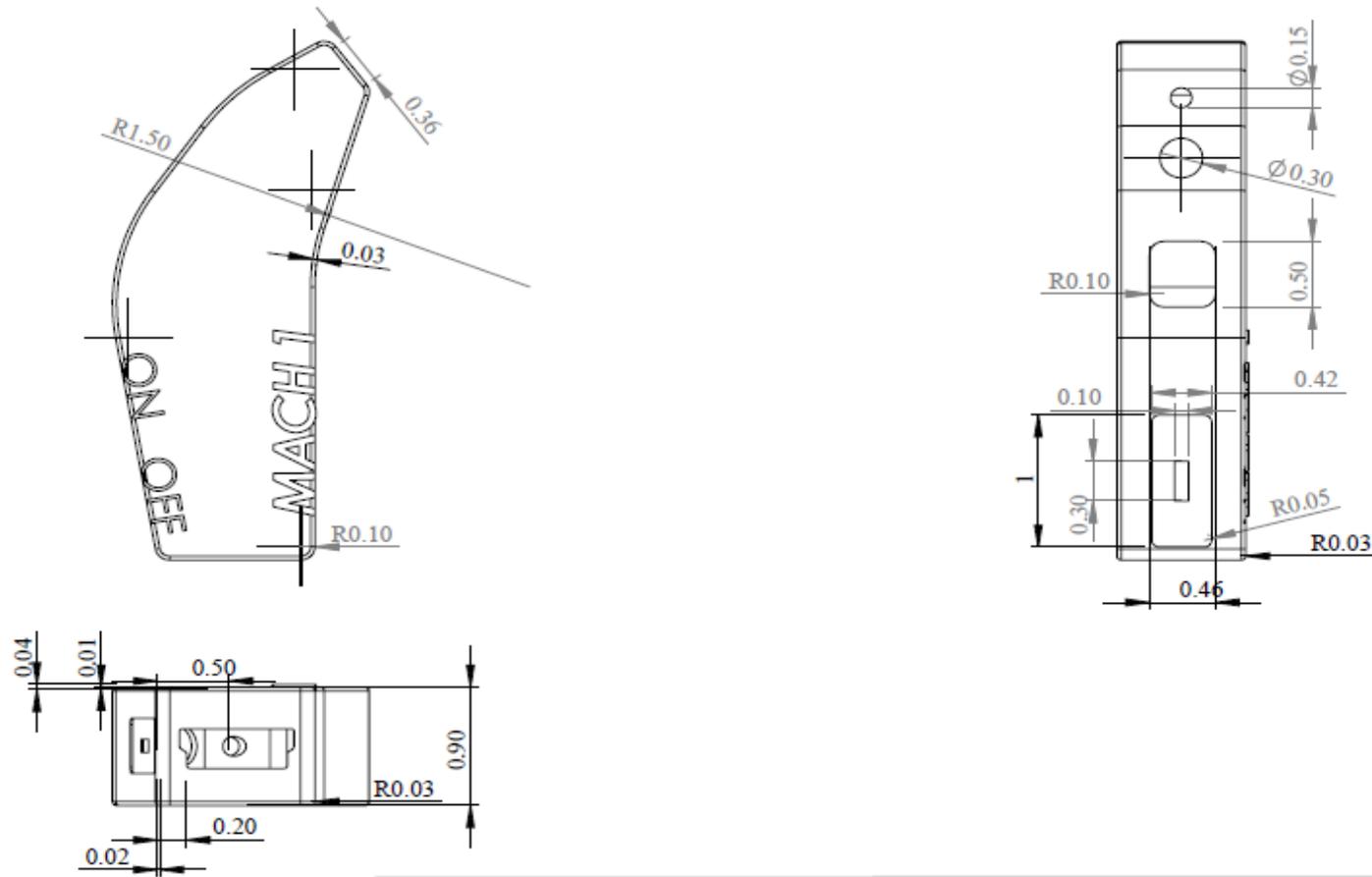
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:			
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo			
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Proyección: 		Título: Cable	
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado		Revisado:		Acotación: cm	Escala: 2:1
				Fecha: 17/09/13	Hoja 13 de 18



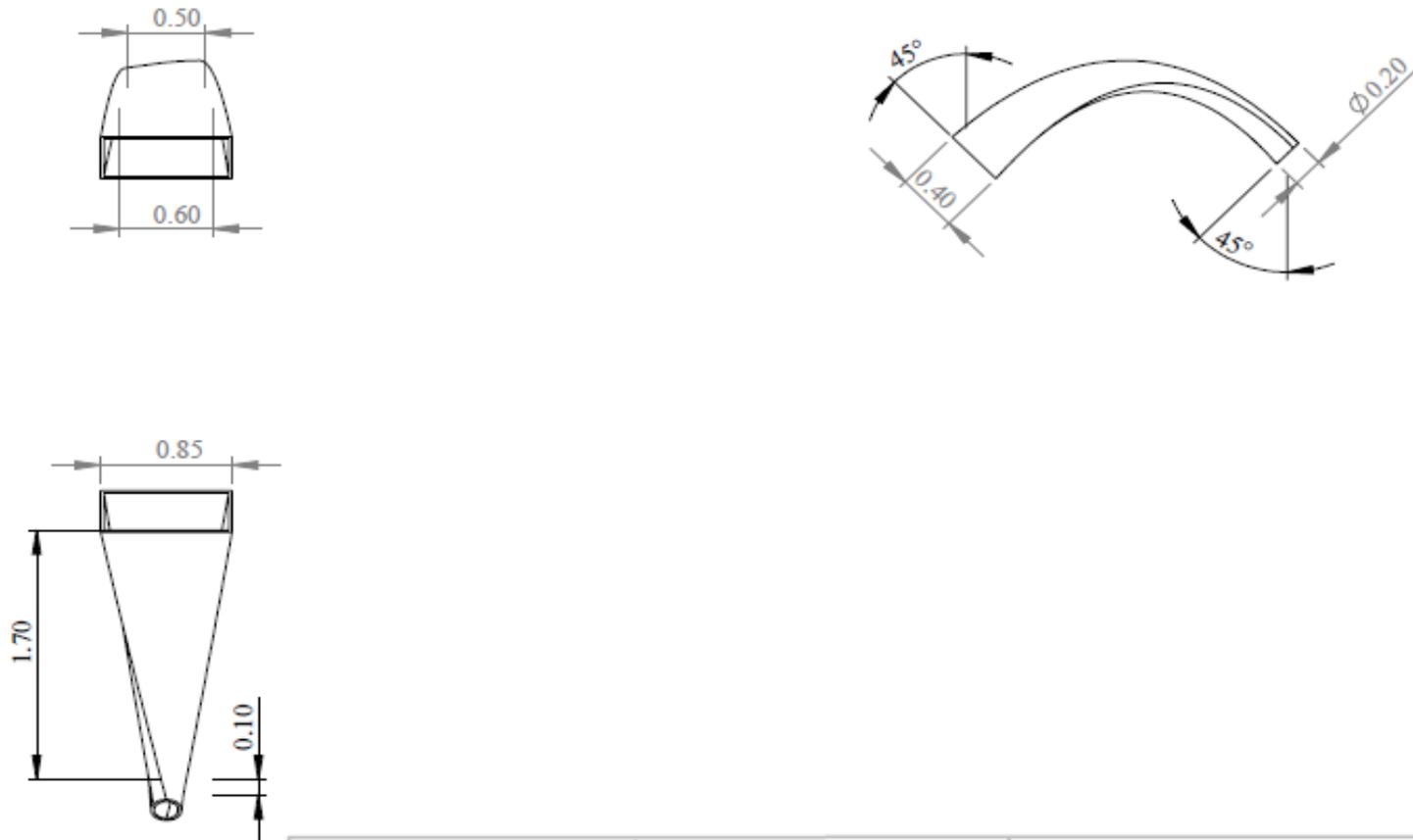
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:	
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Proyección:	Título: Interruptor ON/OFF LTR
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado		Revisado:	
		Acotación: cm	Escala: 5:1
		Fecha: 17/09/13	Hoja 14 de 18



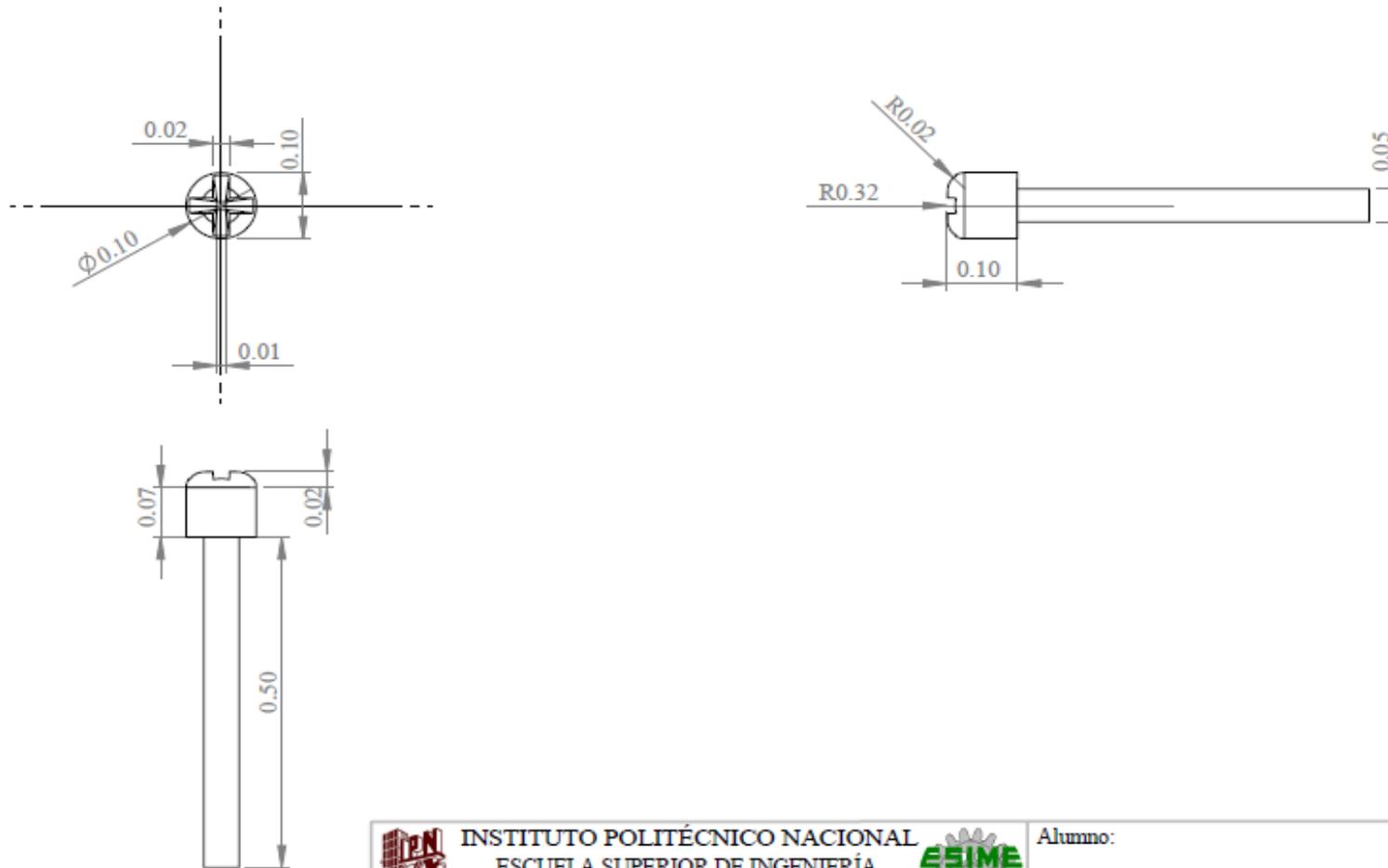
 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
	Titulo: Interruptor para Cambio de Canal	LTR
Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher Ransé San Miguel Torres Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Proyección:  Revisado:	Acotación: cm Escala: 10:1 Fecha: 17/09/13 Hoja 15 de 18



 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO		Alumno:	
		Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
Asesores: Dr. Guillermo Urriolagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres		Proyección:	Título: Carcasa del Dispositivo Auditivo LTR
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado		Revisado:	
		Acotación: cm	Escala: 2:1
		Fecha: 17/09/13	Hoja 16 de 18



 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo				
	Título:	Codo	LTR		
Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres	Proyección: 	Acotación: cm	Escala: 2:1	Fecha: 17/09/13	Hoja 17 de 18
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:				



 INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL ESCUELA SUPERIOR DE INGENIERÍA MECÁNICA Y ELÉCTRICA UNIDAD PROFESIONAL ADOLFO LÓPEZ MATEOS  SECCIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN ESIME ZACATENCO	Alumno: Ing. Vázquez Machorro Rodrigo	
	Título: Tornillo	LTR
Asesores: Dr. Guillermo Uribeagoitia Sosa Dr. Christopher René San Miguel Torres	Proyección: 	Acotación: cm
Tesis: Diseño de un Implante Coclear Personalizado	Revisado:	Escala: 10:1 Fecha: 17/09/13 Hoja 18 de 18

Anexo 4**Creación de una señal**

```

%Selección del filtro digital
%Opción 1 Filtro Pasa-Bajas
%Opción 2 Filtro Pasa-Altas
%Opción 3 Filtro Pasa-Banda
filtro_tipo=3;

%Creación de la señal de audio
f0=1e3; %Frecuencia fundamental
a=2; %Amplitud de la señal
fs=44.1e3; %Frecuencia de muestreo
T=2; %Tiempo
t=linspace(0,T,T*fs); %Vector del tiempo
s1=a*sin(2*pi*f0*t); %Primer tono
s2=0.75*a*sin(2*pi*(1.5*f0)*t); %Segundo Tono
s3=0.5*a*sin(2*pi*(2*f0)*t); %Tercer tono
y = s1 + s2 + s3; %Señal compuesta (suma de 3 tonos)

%Gráfica de la señal original
subplot(411) %Subploteo de la señal
plot(t,y) %Ploteo de la señal con títulos y limites
title('Señal Original')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Amplitud (V)')
xlim([0 20/1000])

subplot(412) %FFT de la señal
fft_signal(y,fs);
title('Espectro de la Señal Original')
xlim([0 2500])

switch filtro_tipo % Filtrado de la señal, escogiendo a través de un menú la opción que se desea
    case 1 %Cálculo de los coeficientes y el filtrado deja la señal de 1000Hz
        titulo='Filtro Pasa-Bajas';
        fNorm = 1200 / (fs/2);
        [b,a] = butter(10, fNorm, 'low');

    case 2 %Cálculo de los coeficientes y el filtrado deja la señal de 2000Hz
        titulo='Filtro Pasa-Altas';
        fNorm = 1900 / (fs/2);
        [b,a] = butter(10, fNorm, 'high');
    otherwise

        titulo='Filtro Pasa-Banda'; %Cálculo de los coeficientes y el filtrado deja la señal de 1500Hz
        fNorm_1 = 1000 / (fs/2); % 1250
        fNorm_2 = 2000 / (fs/2); % 1700
        [b_alta,a_alta] = butter(10, fNorm_1, 'high');
        [b,a] = butter(10, fNorm_2, 'low');
        y_alta=filtfilt(b_alta, a_alta, y);
        y=y_alta;
end

y_Low = filtfilt(b, a, y); %Filtrado de la señal y graficación de la misma en el tiempo

```

```

subplot(413)
plot(t,y_Low)
title('Señal Filtrada')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Amplitud (V)')
xlim([0 20/1000])

subplot(414)                %Grificación de la señal en frecuencia
fft_signal(y_Low,fs);
title('Espectro de la Señal Filtrada')
xlim([0 2200])

[H,w]=freqz(b,a,512,fs);    %Gráficas del filtro y respuestas en frecuencia del mismo
figure(2)

subplot(221)                %Respuesta en magnitud
plot(w,20*log10(abs(H)));
grid on;
title ([titulo, '-Respuesta en magnitud']);
xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('H(f) db')
xlim([0 2.2e4])

subplot(222)                %Respuesta en Fase
plot(w,angle(H));
grid on;
title ([titulo, '-Respuesta en fase']);
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('ángulo de H rad')
xlim([0 2.2e4])

subplot(223)                %Respuesta al Impulso
[y_eje,tt]= impz(b,a,60);
stem(tt,y_eje);
title ([titulo, '-Respuesta al impulso']);

z= roots(b); %Ceros        %Gráficas de los polos y ceros
p = roots(a); %Polos
subplot(224)
zplane(z,p)
title('Polos y Ceros')
legend('Ceros','Polos')

pause(2)                    %Reproducción del audio de entrada y salida
disp('Audio de entrada')
wavplay(0.1*y,fs)
sound(0.1*y,fs)             %Otra forma de reproducir audio
disp('Audio de salida (señal filtrada)')
wavplay(0.1*y_Low,fs)
sound(0.1*y_Low,fs)

```

Función `fft_signal`

```

function f=fft_signal(y,Fs)
L=length(y);                % Longitud de la señal
NFFT = 2^nextpow2(L);       % Siguiente potencia de 2 de la longitud de y

```

```
Y = fft(y,NFFT)/L;           % FFT de la señal
f = Fs/2*linspace(0,1,NFFT/2+1); % Rango de frecuencia
```

```
plot(f,2*abs(Y(1:NFFT/2+1))) %Ploteo de la señal
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('|Y(f)|(dB)')
```

Procesamiento de audio multicanal

```
[s,Fs,nbits]=wavread('Blue.wav'); %Lectura de la señal de audio

wavplay(s,Fs)                    %Reproducción de la señal de audio
sound(s,Fs)

canal_R=s(:,1);                  %Separación de canales L y R
canal_L=s(:,2);                  %Todas las fila de la primera columna

tiempo=size(s,1)/Fs;           %Tiempo de la señal

plot(s)                          %Ploteo de la señal(s) completa
plot(canal_L)                     %Ploteo de la señal L
x=0:1/Fs:tiempo;                  %x es nuestra variable independiente para controlar el limite
plot(x(2:end),canal_L)           %Ploteo de la señal hasta el fin de la segunda muestra
xlim([0 tiempo])                 %Limita el tiempo desde 0 hasta tiempo, es decir, lo que dure el audio

s_recortada=canal_L(1:800000);    %Recorta la señal desde 1 hasta 800000
sound(s_recortada,Fs);

s_inversa=canal_R(end:-1:1);      % Invierte la señal del canal R y va desde el final, con un paso de -1 hasta 1.
sound(s_inversa,Fs);             % Reproduce la señal de audio con la modificación hecha anteriormente

s_diez=canal_L(1:3:end);         %Diezmación(cuando se aplica esto se pierde calidad pero el archivo de audio es
sound(s_diez,Fs/3);              % menos pesado)

wavwrite(s_diez,Fs/3,'audiomodi.wav'); %Grabar

[z,fs,nbits]=wavread('audiomodi.wav'); %Comprobación de audio modificado
sound(z,fs);
canal_D=z(:,1);
tiempo2=size(z,1)/fs;
plot(z)
whos s_diez
whos canal_L
```

Procesamiento de voz

```
%Selección del filtro digital
%Opción 1 Filtro Pasa-Bajas
%Opción 2 Filtro Pasa-Altas
%Opción 3 Filtro Pasa-Banda
filtro_tipo=3;
```

```
[y,fs,nbits]=wavread('voiceme.wav'); %Lectura de la señal de audio(voz)
sound(y,fs)                          %Reproduce la señal de voz
```

```

subplot(411)                                %Gráfica de la señal de audio original
T=length(y)/fs;                             %Tiempo de la longitud de audio
t=linspace(0,T,T*fs);                       % Vector de tiempo

plot(t(1:end),y)                            %Gráfica de la señal de audio, con sus títulos correspondientes
xlim([0 T])
title('Señal Original')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Amplitud (V)')

wavplay(0.5*y,fs)                           %Reproducción de la señal de audio
sound(0.5*y,fs)                             %Se multiplica por 0.5 para atenuar la salida de audio en la bocina

subplot(412)                                % Se grafica la señal que de obtiene de la función que calcula el FFT
fft_signal(y,fs);
title('Espectro de la Señal Original')
xlim([0 2.2e3]) %se aplica un limite

switch filtro_tipo                          % Filtrado de la señal, escogiendo a través de un menú la opción que se desea

    case 1                                  %Realiza el cálculo de los coeficientes y deja la señal por debajo de 500Hz.
        titulo='Filtro Pasa-Bajas';
        fNorm = 1000 / (fs/2);
        [b,a] = butter(10, fNorm, 'low');

    case 2                                  %Realiza el cálculo de los coeficientes y deja la señal por encima de 500Hz
        titulo='Filtro Pasa-Altas';
        fNorm = 1000 / (fs/2);
        [b,a] = butter(10, fNorm, 'high');
        otherwise

        titulo='Filtro Pasa-Banda';          %Realiza el cálculo de los coeficientes y deja la señal de 2KHz a 3KHz, con
        Wp = [2e3 3e3]/(fs/2); Ws = [1.5e3 3.5e3]/(fs/2); % frecuencias normalizadas.
        Rp = 3; Rs = 40;
        [n,Wn] = buttord(Wp,Ws,Rp,Rs);
        [b,a] = butter(n,Wn);
        end

y_Low = filtfilt(b, a, y);                  %Filtrado de la señal y graficación de la misma en el tiempo
subplot(413)
plot(t,y_Low)
title('Señal Filtrada')
xlabel('Tiempo (s)')
ylabel('Amplitud (V)')
xlim([0 T])

subplot(414)                                %Graficación de la señal en frecuencia.
fft_signal(y_Low,fs);
title('Espectro de la Señal Filtrada')
xlim([0 4e3])

[H,w]=freqz(b,a,512,fs);                  %Gráficas del filtro y respuestas en frecuencia del mismo.
figure(2)

subplot(221)                                %Respuesta en magnitud.
plot(w,20*log10(abs(H)));

```

```

grid on;
title ([titulo, '-Respuesta en magnitud']);
xlabel('Frecuencia (Hz)');
ylabel('H(f) db')
xlim([0 2.2e4])

subplot(222)                                %Respuesta en Fase
plot(w,angle(H));
grid on;
title ([titulo, '-Respuesta en fase']);
xlabel('Frecuencia (Hz)')
ylabel('ángulo de H rad')
xlim([0 2.2e4])

subplot(223)                                %Respuesta al Impulso
[y_eje,tt]= impz(b,a,60);
stem(tt,y_eje);
title ([titulo, '-Respuesta al impulso']);
xlabel('n')
ylabel('h[n]')

z= roots(b); %Ceros                          %Gráficas de los polos y ceros
p = roots(a); %Polos
subplot(224)
zplane(z,p)
title('Polos y Ceros')
legend('Ceros','Polos')

pause(2)                                     %Reproducción del audio de entrada y salida
disp('Audio de entrada')
wavplay(0.5*y,fs)
sound(0.5*y,fs)
disp('Audio de salida (señal filtrada)')
wavplay(0.5*y_Low,fs)
sound(0.5*y_Low,fs)

```

Comparación de filtros

```

r1=(a-1)/(a+1);                             %Determinación del rizado
r2=10^(-Rs/20);
rizado=[r1 r2];
F2=500;                                       %Frecuencia a utilizar para la comparación
[n,fo,mo,w]= remezord([F1 F2], W, rizado, fm);

b = remez(n,fo,mo,w);                         %Filtro remez
[h,w]=freqz(b,1);

[nc1,w]=cheb1ord(F1*2/fm,F2*2/fm,Rp,Rs);      % Filtro chebby tipo 1
[b1,a1]=cheby1(nc1,Rp,w);
[h1,w]=freqz(b1,a1);

[nc2,w]=cheb2ord(F1*2/fm,F2*2/fm,Rp,Rs);      % Filtro chebby tipo 2
[b2,a2]=cheby2(nc2,Rp,w);
[h2,w]=freqz(b2,a2);

```

```
[ne,w]=ellipord(F1*2/fm,F2*2/fm,Rp,Rs);          % Filtro elíptico
[b3,a3]=ellip(ne,Rp,Rs,w);
[h3,w]=freqz(b3,a3);
```

```
[nb,w]=buttord(F1*2/fm,F2*2/fm,Rp,Rs);          % Filtro butter
[b4,a4]=butter(nb,w);
[h4,w]=freqz(b4,a4);
```

```
figure (1)                                     % Graficación de los filtros con sus respectivas leyendas
plot(w/pi,abs(h),'k-',w/pi,abs(h1),'k:',w/pi,abs(h2),'k.-',w/pi,abs(h3),'k--',w/pi,abs(h4),'k-')
plot(w/pi,angle(h),'k-',w/pi,angle(h1),'k:',w/pi,angle(h2),'k.-',w/pi,angle(h3),'k--',w/pi,angle(h4),'k-')
legend('Equiripple','ChebyshevI','ChebyshevII','Elíptico','Butterworth')
xlabel('\omega/pi')
ylabel('|H(\omega)|')
```

```
figure (2)                                     % Graficación de los filtros con sus respectivas leyendas
plot(w/pi,angle(h),'k-',w/pi,angle(h1),'k:',w/pi,angle(h2),'k.-',w/pi,angle(h3),'k--',w/pi,angle(h4),'k-')
legend('Equiripple','ChebyshevI','ChebyshevII','Elíptico','Butterworth')
xlabel('\omega/pi')
ylabel('\Phi(\omega)(rad)')
```

Algoritmo del FPGA

```
library ieee;                                  --Declaración de las librerías
use ieee.std_logic_1164.all;
use ieee.numeric_std.all;

entity audio_codec_controller is port(         --Declaración de la entidad, así como los las entradas y salidas a utilizar.
reset : in std_logic;
clock : in std_logic;
scl : out std_logic;
sda : inout std_logic;
stateOut : out integer range 0 to 7);
end audio_codec_controller;                   --Finalización de la entidad.

architecture behavioral of audio_codec_controller is --Declaración de la arquitectura de los componentes.
component i2c_controller is port (
clock : in std_logic;
i2c_scl : out std_logic;
i2c_sda : inout std_logic;
i2c_data : in std_logic_vector(23 downto 0);
reset : in std_logic;                          -- Activar reset en estado bajo
start : in std_logic;
done : out std_logic;
readWriteEnable : in std_logic;
acknowledge : out std_logic);
end component;                                 --Finalización del componente.

signal i2cClock20KHz : std_logic := '0';       --Asignación de valores de las señales y de los estados
signal i2cClockCounter : integer range 0 to 4095 := 0;
signal i2cControllerData : std_logic_vector(23 downto 0);
signal i2cRun,done,ack : std_logic;
signal muxSelect : integer range 0 to 15;
signal incrementMuxSelect : std_logic := '0';
signal i2cData : std_logic_vector(15 downto 0) := X"0000";
type states is (resetState,transmit,checkAcknowledge,turnOffi2cControl,incrementMuxSelectBits,stop);
```

```

signal currentState,nextState : states;

begin --La variable i2cclock está en 20KHz para el reloj
process(clock,reset)
begin
if reset = '0' then
i2cClockCounter <= 0;
i2cClock20KHz <= '0';
else
if clock'event and clock = '1' then
if i2cClockCounter <= 1249 then
i2cClock20KHz <= '0';
i2cClockCounter <= i2cClockCounter + 1;
elsif i2cClockCounter >= 1250 and i2cClockCounter < 2499 then
i2cClock20KHz <= '1';
i2cClockCounter <= i2cClockCounter + 1;
else
i2cClockCounter <= 0;
i2cClock20KHz <= '0';
end if;
end if;
end if;
end process; --Finaliza el proceso de incrementar o disminuir el reloj, así como los datos de la señal.

-- Se inicia el proceso del reloj para poder pasar al siguiente estado.
process(i2cClock20KHz)
begin
if i2cClock20KHz'event and i2cClock20KHz = '1' then
currentState <= nextState;
end if;
end process;

process(currentState,reset,muxSelect,done,ack)
begin
case currentState is
when resetState =>
if reset = '0' then
nextState <= resetState;
else
nextState <= transmit;
end if;
incrementMuxSelect <= '0';
i2cRun <= '0';
when transmit =>
if muxSelect > 10 then
i2cRun <= '0';
nextState <= stop;
else
i2cRun <= '1';
nextState <= checkAcknowledge;
end if;
incrementMuxSelect <= '0';

when checkAcknowledge =>
if done = '1' then
if ack = '0' then -- all the ACKs from codec better be low

```

```

i2cRun <= '0';
nextState <= turnOffi2cControl;
else
i2cRun <= '0';
nextState <= transmit;
end if;
else
nextState <= checkAcknowledge;
end if;
i2cRun <= '1';
incrementMuxSelect <= '0';
when turnOffi2cControl => incrementMuxSelect <= '0';
nextState <= incrementMuxSelectBits;
i2cRun <= '0';
when incrementMuxSelectBits => incrementMuxSelect <= '1';
nextState <= transmit;
i2cRun <= '0';
when stop => nextState <= stop;
-- don't need an others clause since all states have been accounted for
i2cRun <= '0';
incrementMuxSelect <= '0';
end case;
end process;

```

```

process(incrementMuxSelect,reset)    -- Inicio del incremento de la selección de canal o la ganancia en 1.
begin
if reset = '0' then
muxSelect <= 0;
else
if incrementMuxSelect'event and incrementMuxSelect='1' then
muxSelect <= muxSelect + 1;
end if;
end if;
end process;

```

Contador de retardo

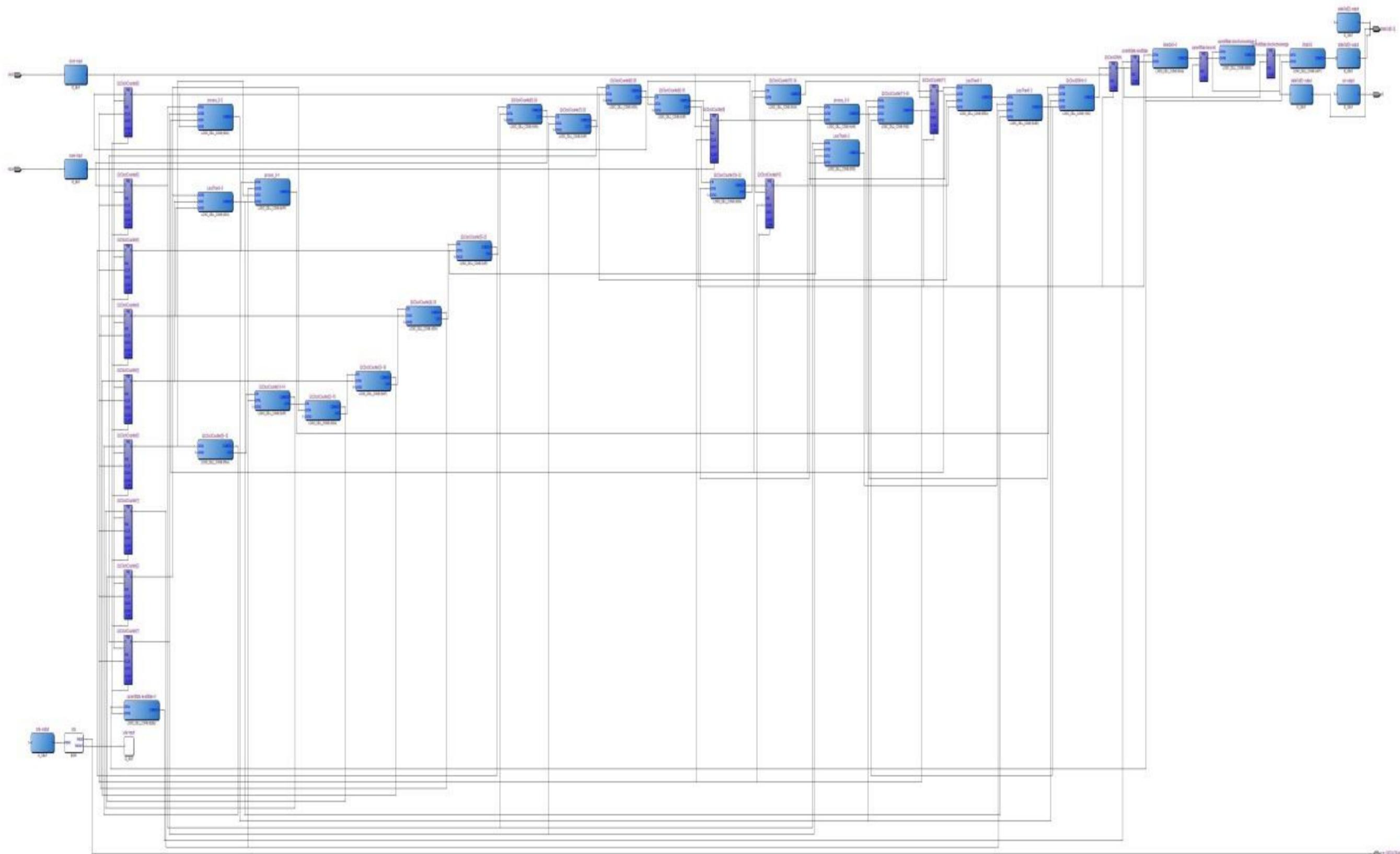
```

library ieee;
use ieee.std_logic_1164.all;
use ieee.numeric_std.all;
entity delayCounter is port (
reset : in std_logic;
clock : in std_logic;
resetAdc : out std_logic);
end entity;

architecture delayCounterInside of delayCounter is
signal delayCounterInternalCount : integer;    -- Contador de 32 bits
begin
process(clock,reset)
begin
if reset = '0' then
delayCounterInternalCount <= 0;
resetAdc <= '0';    -- Se resetea el ADC cuando está en 0
else
if clock'event and clock = '1' then
if delayCounterInternalCount >= 2000000 then

```

```
resetAdc <= '1';
delayCounterInternalCount <= 2000000;           -- Alto del contador
else
resetAdc <= '0';
delayCounterInternalCount <= delayCounterInternalCount + 1;
end if;
end if;
end if;
end process;
end delayCounterInside;
```

PUBLICACIONES



Diseño de un Implante Coclear Personalizado