

Prótesis Auditiva para Individuos Mayores de Cincuenta Años

PAOLA ANDREA NIÑO SUAREZ *
INGRID OLIVEROS PANTOJA **

RESUMEN

Este artículo se realizó con la finalidad de exponer el desarrollo de una prótesis auditiva para sujetos entre 50 y 70 años que cumple con unas características específicas, determinadas mediante el análisis de las pérdidas auditivas propias de estos individuos por causa de la presbiacusia.

Sobre la base de los resultados obtenidos se seleccionó la configuración del amplificador operacional específico, y se realizaron los cálculos para determinar los valores del diseño del circuito integrado. Realizado el amplificador operacional se diseñaron los diferentes filtros a utilizar, y por último el circuito sumador que se encarga de mezclar las señales.

Simulado el prototipo inicial del sistema electrónico de la prótesis se procedió a realizar

* Ingeniero Electrónico, Maestría en Ingeniería Eléctrica, Docente Programa de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Militar Nueva Granada.

** Ingeniero Eléctrico, Maestría en Ingeniería Eléctrica, Docente Programa de Ingeniería Electrónica, Universidad del Norte.

el layout del sistema, extractarlo y volverlo a simular para comprobar su funcionamiento y por último mandarlo a fabricar.

Es de notar que el diseño de una prótesis auditiva y su final ejecución a menor costo, comparada con las que se consiguen en el mercado, generará muchos beneficios en un medio como el nuestro, donde la población de ancianos de escasos recursos es elevada y no existen fábricas de dispositivos de rehabilitación auditiva, salvo algunas ensambladoras de partes que deben ser importadas.

Palabras clave: Prótesis auditiva, ancianidad, hipoacusia, layout.

1. INTRODUCCIÓN

Para desarrollar este proyecto se realizó una detallada investigación sobre la ancianidad y las diferentes teorías existente sobre los cambios de tipo físicos, psicológicos y sociales que le ocurren a los individuos que se encuentran en esta etapa; la fisiología del oído y todo lo concerniente a las leyes de la acústica. Luego se estudiaron las diferentes pruebas utilizadas por los fonoaudiólogos para determinar los niveles de hipoacusia, los equipos que se utilizan y la forma como se deben realizar las pruebas. Con base en esta teoría preliminar se realizó el estudio de las enfermedades del oído, inicialmente en forma general y luego detallando el caso particular de sujetos mayores de 50 años, especificando la cronicidad de cada una de ellas y la posibilidad de corregir la enfermedad a través de la ayuda auditiva a implementar.

Se obtuvieron historias clínicas de pacientes de FUDAVI en las edades de interés para ser analizadas y posteriormente evaluadas, y determinar así los rangos de frecuencias en que debe funcionar el dispositivo; de esta manera el sistema se adecuó a las necesidades reales de los individuos a los cuales está dirigida esta

ayuda de rehabilitación auditiva. Con toda esta información e identificando los diversos tipos de prótesis que existen en el mercado se determinó implementar una prótesis auditiva para individuos mayores de 50 años que ofreciera comodidad, y economía con respecto a las prótesis estudiadas.

2. ANTECEDENTES

Todos los sonidos tienen tres cualidades; el tono o altura que depende de la frecuencia (vibraciones por segundo) de la onda sonora, la intensidad o sonoridad y el timbre o cualidad. Cuando la frecuencia varía entre 16 Hz y 20.000 Hz el tono puede ser registrado debido a las vibraciones selectivas de las diversas áreas del oído. La intensidad se puede registrar parcialmente, según la amplitud de rebote de la onda sonora dentro de la membrana interna del oído medio; y el timbre lo registra normalmente el cerebro.

En los ancianos ocurre un fenómeno peculiar, la hipoacusia no llega a ellos totalmente sino de manera parcial, de tal forma que no pueden registrar todas las frecuencias de las ondas sonoras, lo que ocasiona la necesidad de aumentar la intensidad con que reciben ciertas frecuencias.

A pesar del auge de dispositivos auditivos, no es fácil la adquisición de uno que cubra estos requerimientos y que brinde comodidad al usuario, ya que son fabricados de un solo género y no están adecuados a las diferentes necesidades de los usuarios; adicional a esto, los costos de las prótesis son muy elevados y este valor no es cubierto (de acuerdo a la Ley 100) por las EPS.

3. DESARROLLO

El dispositivo se diseñó sobre la base de las necesidades de los diferentes individuos estudiados, teniendo en cuenta de manera especial sus limitaciones.

3.1 Especificaciones

A continuación se encuentran las especificaciones que se definieron para realizar la prótesis que cumplirá con los requerimientos preestablecidos.

- La prótesis se realizó sobre la base de audiogramas de sujetos mayores de 50 años hasta sujetos de 70 años, pues se considera médicamente que adaptar un audífono a un sujeto mayor de 70 años, es infructuoso.
- La prótesis se realizó para pérdidas auditivas menores de 50 dBs, pues una pérdida auditiva mayor es difícil de recuperar con este tipo de ayudas.
- La prótesis se realizó para pérdidas auditivas donde el logaudiograma presenta el 50% de discriminación, para pérdidas con un porcentaje menor de discriminación sería inútil adaptar un dispositivo auditivo.

En general las características eléctricas del dispositivo de rehabilitación son las siguientes:

- Un minimicrófono de alta ganancia de placas paralelas separadas por un dieléctrico especial que permite la amortiguación de cierto tipo de ruidos, de banda ancha y alta sensibilidad.
- Un auricular de tipo magnético, de tamaño miniatura que permite que el dispositivo reduzca su tamaño.
- Un amplificador de alta ganancia con selector de frecuencias para amplificar la intensidad de la señal de acuerdo a la pérdida auditiva en diversos rangos de frecuencia.
- Un control de ganancia, de acuerdo a los rangos de frecuencia, para variar el nivel de volumen.

- El circuito amplificador será diseñado con elementos microminiatura, combinando circuitos integrados y elementos análogos convencionales.
- La alimentación del audífono se realizará con una pila de tipo 312 de Zinc-Aire de 2.6 voltios y con una impedancia de 5 ohmios.

Dentro de las especificaciones del dispositivo auditivo, es necesario sujetarse a la norma ANSI S3.22 de 1987, establecida para las diferentes versiones de audífonos.

Para el trabajo de la pila se tiene también la norma regulada por la ANSI S3.22 de 1976 para el tipo de pila 312 Zinc-Aire.

3.2 Diseño electrónico

El diseño electrónico de la prótesis se dividió en cinco módulos interconectados como se observa en la figura 1:

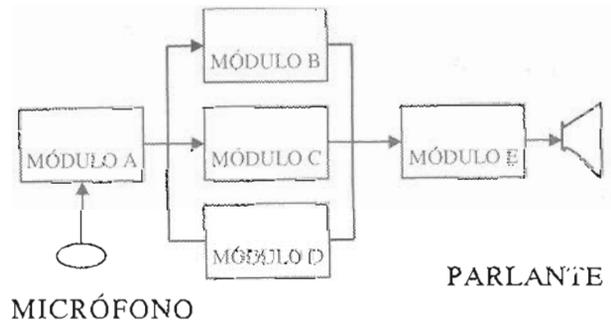


Figura 1. Diagrama en bloques

Donde el módulo A se encarga de recoger las señales capturadas por el micrófono y acondicionarlas para ser procesadas; los módulos B, C y D, cada uno selecciona señales con un rango de frecuencia predefinido, para así amplificarlas con factores de ganancia diferente, y

finalmente el módulo E es el lugar a donde llegan las señales luego de amplificadas y se suman para así obtener la señal de salida que excita el parlante.

3.21 Etapa de entrada

La etapa de entrada está conformada por el módulo A que es un amplificador operacional de tipo estándar alimentado con una sola fuente positiva, con salida diferencial y condensador de bypass entre el diferencial y la salida. El voltaje de alimentación será de 2.6V, la corriente de salida de 10 μ A, la ganancia de lazo abierto será 100.000, una impedancia de entrada de 10M Ω y una impedancia de salida de 100 Ω .

Para encontrar los valores de largo y ancho de los transistores a utilizar para el desarrollo del circuito integrado, se partió de la ganancia deseada, de la relación de rechazo en modo común, del voltaje de alimentación y de la corriente que se desea por cada etapa; luego se fueron calculando cada uno de los transistores de cada etapa. De esta forma se diseñó el amplificador diferencial y la etapa de salida.

Para la etapa de polarización, los valores de largo y ancho de los transistores utilizados se calculan de acuerdo al valor del voltaje que debe existir entre la compuerta (gate) y el terminal de fuente (source) y la corriente del terminal de drenador (drein) de cada transistor.

Y finalmente, para la fuente de corriente los valores de largo y ancho de los transistores que la conforman se calculan de acuerdo a la corriente de espejo deseada.

A continuación se presentan las características de fabricación de los diferentes transistores que conformaron el circuito eléctrico final del amplificador operacional.

Polarización			
M2	PMOS	W = 75u	L = 20u
M3	PMOS	W = 75u	L = 20u

Amplificador Diferencial			
M4	PMOS	W = 200u	L = 20u
M5	PMOS	W = 200u	L = 20u

Fuente de Corriente			
M7	NMOS	W = 130u	L = 20u
M8	NMOS	W = 130u	L = 20u
M9	NMOS	W = 6u	L = 5u

Etapa de salida			
M1	PMOS	W = 80u	L = 20u
M6	NMOS	W = 115u	L = 10u

El diagrama eléctrico del amplificador operacional se observa en la figura 2.

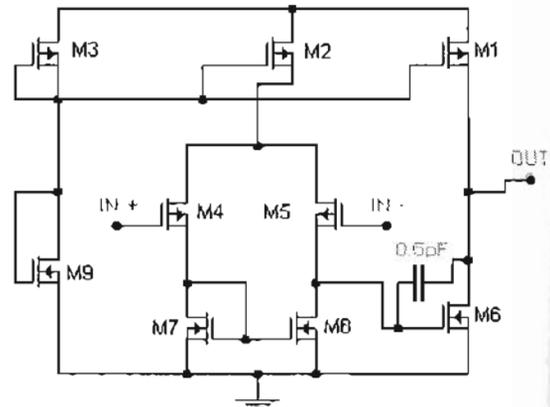


Figura 2. Configuración del amplificador operacional

3.3.2 Etapa de filtraje

Está conformada por tres módulos, cada uno tiene un amplificador operacional con las mismas características del que conforma el módulo A, pero acondicionado mediante dispo-

sitivos externos para operar como filtros pasabanda con diferente factor de ganancia. Al realizar el diseño del filtro en tecnología VLSI las resistencias se reemplazan por transistores en conmutación y de acuerdo a los parámetros propios de éste, se determina el valor de la resistencia que se desea.

La configuración eléctrica de cada filtro es la observada en la figura 3.

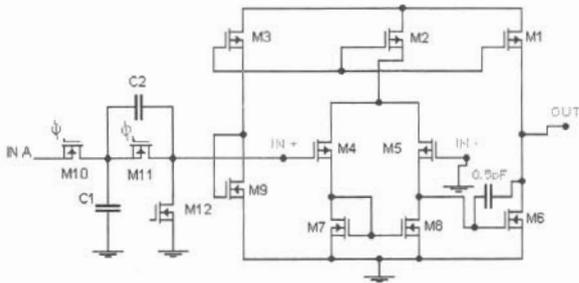


Figura 3. Configuración del filtro

La etapa de filtraje se lleva a cabo en el módulo B, C y D con las siguientes características:

El módulo B con un ancho de banda de 125Hz a 1000Hz y con una ganancia 30 dB

El módulo C con un ancho de Banda de 1000Hz a 4000Hz y con una ganancia 50 dB

El módulo D con un ancho de Banda de 4000Hz a 8000Hz y con una ganancia 70 dB.

3.3.3 Etapa de Salida

La etapa de salida la conforma el módulo E que es un amplificador operacional con las mismas características del que conforma el módulo A, pero acondicionado mediante dispositivos externos para operar como sumador de señales con factor de ganancia variable para cada señal de entrada. Las resistencias variables son externas de tal forma que la ganancia de cada módulo sea adecuada y controlada por el fonoaudiólogo. La resistencia de realimen-

tación es interna y al igual que en el caso de los filtros se realizó utilizando transistores en conmutación. En la figura 4 se presenta el diagrama eléctrico del sumador.

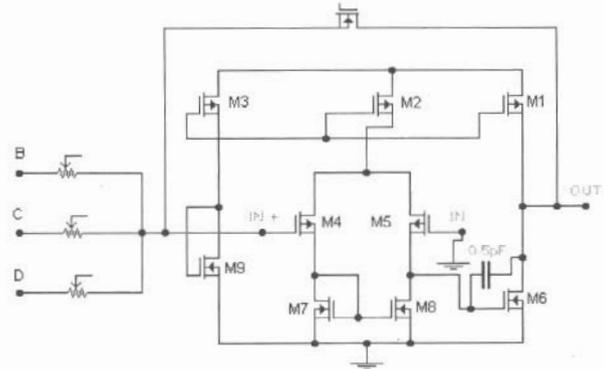


Figura 4. Configuración del sumador

El circuito final del sistema implementado utilizó un total de 59 transistores, 11 condensadores y ocho líneas de interconexión externa como se observa en la figura 5.

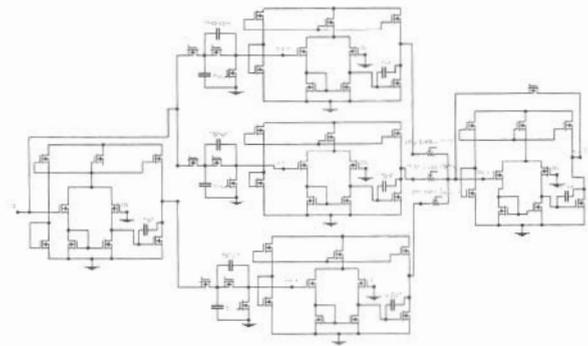


Figura 5. Circuito final

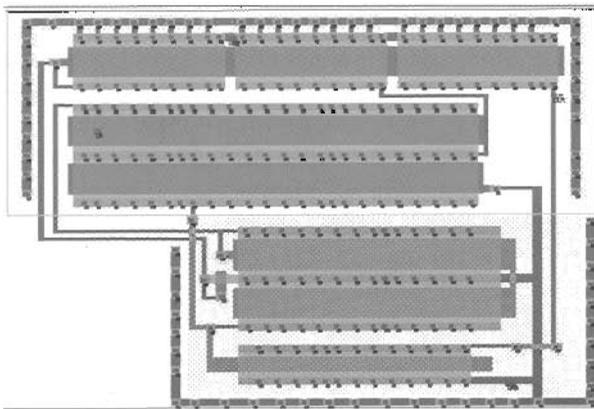
4. DISEÑO DEL LAYOUT

El layout es la representación visual de conexión real implementada al interior del circuito integrado, es el arreglo de capas de materiales de tipo semiconductor, metal y aislante que conforman el circuito real. El layout se rea-

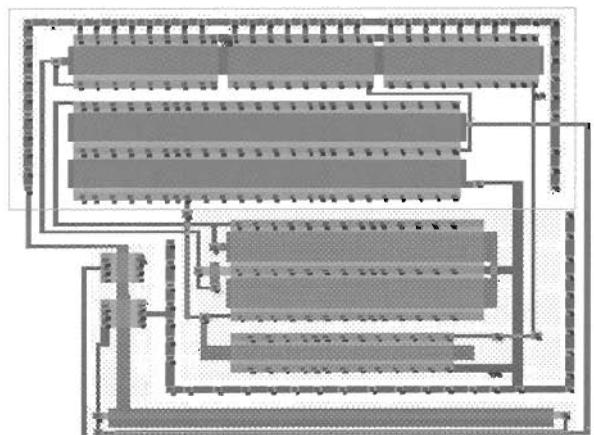
liza en un software denominado L-Edit y se verifican las conexiones del circuito usando un software de simulación electrónica denominado SPICE, el resultado final es un archivo que se envía al fabricante de circuitos integrados, que representa el diagrama de todo el sistema. El layout elaborado para el desarrollo de este proyecto fue realizado en tecnología VLSI de 2.5 micras.

A continuación se muestra el diseño del layout de cada una de las etapas, sin incluir los condensadores, ya que su gran tamaño no permitiría ver los detalles de conexión de cada diagrama.

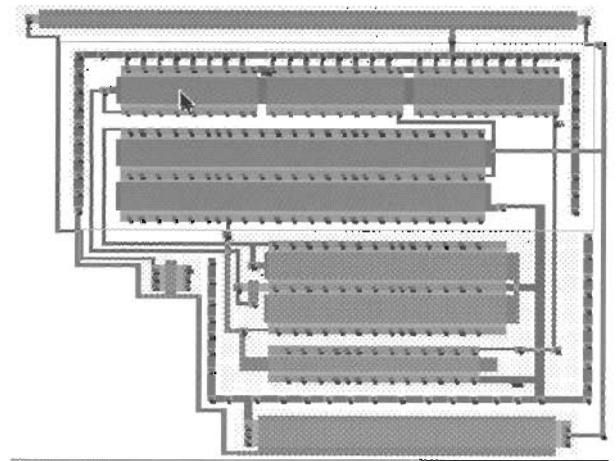
4.1 Layout del amplificador operacional



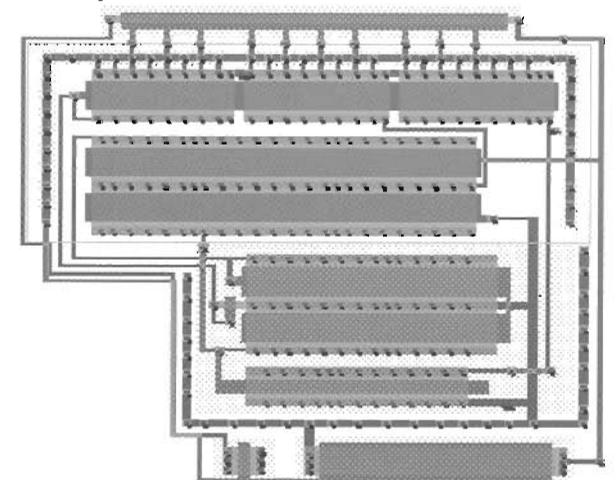
4.2. Layout módulo B:



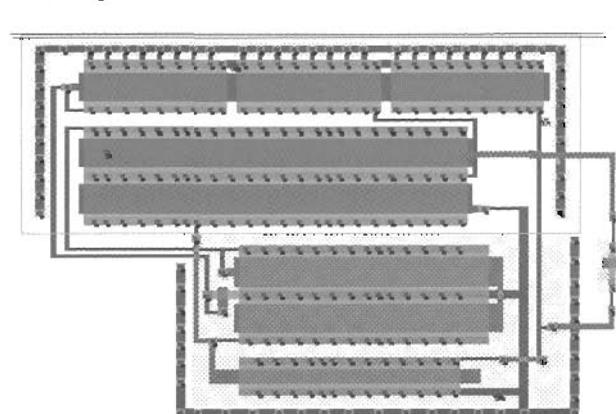
4.3 Layout módulo C:



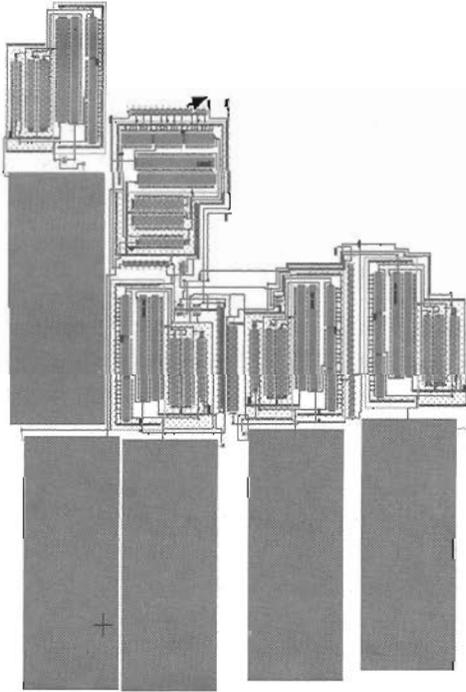
4.4. Layout módulo D:



4.5. Layout módulo E:



El área total del layout fue de 1.67 mm², sin incluir sus once PADS para las líneas de interconexión: VDD, GND, IN, OUT, COMUN, C1A, C1B, C2A, C2B, C3A, C3B.



5. RESULTADO DE LAS PRUEBAS Y SIMULACIONES REALIZADAS

Al realizar las simulaciones y pruebas necesarias al layout se verificó que su comportamiento estaba de acuerdo a los parámetros de diseño; en la figura 6 se ilustra gráficamente el comportamiento del sistema en frecuencia y las diferentes señales de salida obtenidas para diversos casos de la señal de alimentación.

La línea verde corresponde a la respuesta del módulo B

La línea roja corresponde a la respuesta del módulo C

La línea azul corresponde a la respuesta del módulo D

5.1 Respuesta en frecuencia del sistema

La gráfica de respuesta en frecuencia muestra el ancho de banda y la ganancia que tiene cada filtro.

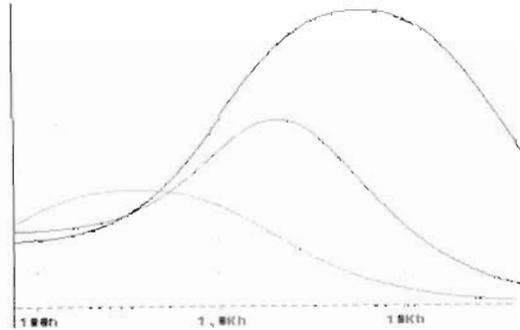


Figura 6. Respuesta en frecuencia del circuito final

5.2. Respuesta del sistema a una señal de entrada de 500 Hz con amplitud de 100uV

La gráfica muestra que el filtro del módulo B es el que responde mejor a una señal de frecuencia comprendida entre 125 Hz y 1000 Hz.

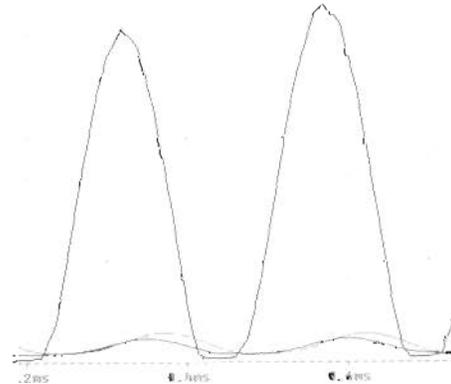


Figura 7. Respuesta del módulo A

5.3. Respuesta del sistema a una señal de entrada de 2000 Hz con amplitud de 60uV

La gráfica muestra que el filtro del módulo C es el que responde mejor a una señal de frecuencia comprendida entre 1000 Hz y 4000 Hz.

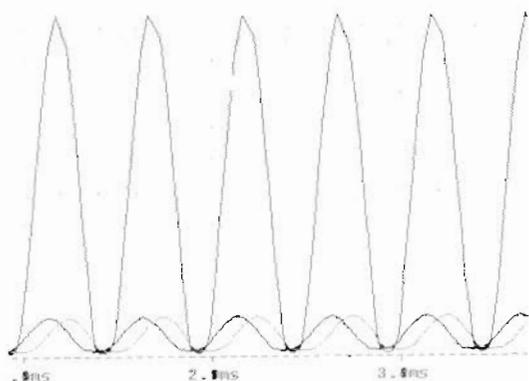


Figura 8. Respuesta del módulo B

5.4. Respuesta del sistema a una señal de entrada de 4500 Hz con amplitud de 30uV

La gráfica muestra que el filtro del módulo D es el que responde mejor a una señal de frecuencia comprendida entre 4000 Hz y 8000 Hz.

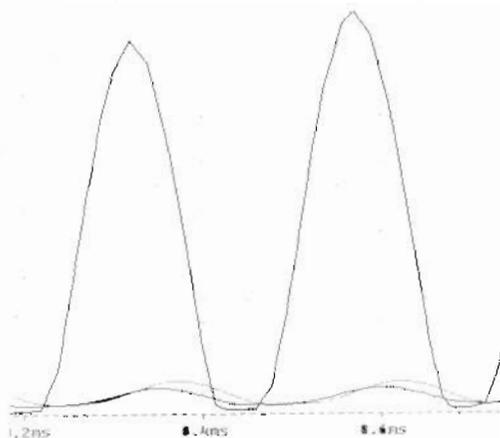


Figura 9. Respuesta del módulo C

6. DISCUSIÓN

Con la realización de este proyecto se logró desarrollar una prótesis auditiva de menor costo, comparada con las que se encuentran en el mercado, permitiendo a un mayor número de ancianos la posibilidad de utilizar este recurso.

La reducción del costo de la prótesis se basa en el diseño de un circuito integrado con características

de trabajo particulares, que permiten personalizar la prótesis sin que ésta debe sufrir cambios significativos en su configuración interna.

7. CONCLUSIONES

La finalidad del proyecto es brindar un dispositivo de rehabilitación auditiva orientado a un sector de la población colombiana que está muy olvidado, como lo es el de las personas de la tercera edad de bajos recursos económicos.

La funcionalidad de este dispositivo radica en la posibilidad de adaptar cada audífono a las necesidades propias del paciente, pero teniendo en cuenta que el diseño está basado en las pérdidas típicas que sufren los individuos mayores de 50 años como consecuencia natural de su edad, y que dentro de estos rangos se pueden variar ampliamente las ganancias en las frecuencias que se ven afectadas.

La reducción de costos y el mejoramiento funcional de este dispositivo se debe a la importancia de utilizar en su diseño tecnología VLSI análoga, debido a que todos los componentes discretos, tanto semiconductores como resistencias y condensadores fueron reducidos a transistores de tipo CMOS e incluidos dentro de un circuito integrado.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- DE QUIRÓS, Bernardo. La audiometría del niño y el adulto. McGraw-Hill.
- GONZALO, Sebastián. Audiología práctica. Editorial médica Panamericana: Argentina. 1992
- DE NICOLA, Pietro. Geriatria. Editorial El Manual Moderno, S.A. de C.V.: México D.F. 1985
- PORTMAN, Manuel. Audición y equilibrio. Editorial McGraw-Hill. Madrid -España.
- CATÁLOGO GENERAL DE AUDÍFONOS GAES.
- CATÁLOGO STARKEY.
- CATÁLOGO AUDIOFLEX 2.
- K.-L. LEE and R.G. Meyer, "Low-Distortion Switched-Capacitor Filter Design Techniques". IEEE Solid-State Circuits, vol. 20, No.6, pp. 1096-1102, Dec, 1985.
- Q. HUANG, "A MOSFET-Only Continuous-Time". IEEE Solid-State Circuits, vol 32, No.2, pp. 147-158, Feb, 1997.