

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información



TRABAJO DE DIPLOMA

Diseño y Simulación de una Electrolaringe

Autor: Yasmari Guillen Cárdenas

Tutor: Ing. Héctor Arturo Kairuz Hernández-Díaz

Santa Clara

2011

"Año 53 de la Revolución"

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica
Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información



TRABAJO DE DIPLOMA

Diseño y simulación de una electrolaringe

Autor: Yasmari Guillen Cárdenas

E-mail: yguillen@uclv.edu.cu

Tutor: Ing. Héctor Arturo Kairuz Hernández-Díaz

Reserva Científica, Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la
Información, Facultad Ing. Eléctrica. UCLV.

E-mail: akairuz@uclv.edu.cu

Santa Clara

2011

"Año 53 de la Revolución"



Hago constar que el presente trabajo de diploma fue realizado en la Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas como parte de la culminación de estudios de la especialidad de Ingeniería Biomédica, autorizando a que el mismo sea utilizado por la Institución, para los fines que estime conveniente, tanto de forma parcial como total y que además no podrá ser presentado en eventos, ni publicados sin autorización de la Universidad.

Firma del Autor

Los abajo firmantes certificamos que el presente trabajo ha sido realizado según acuerdo de la dirección de nuestro centro y el mismo cumple con los requisitos que debe tener un trabajo de esta envergadura referido a la temática señalada.

Firma del Autor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

*“La verdadera ignorancia no es la ausencia de conocimientos,
sino el hecho de refusarse a adquirirlos.”*

Karl Popper.

DEDICATORIA

Esta Tesis se la quiero dedicar a mis padres que siempre han estado presentes en todos los momentos amargos y duros de mi carrera y mi vida. También se la dedico a mis abuelos siempre tiernos y comprensivos. Le quiero dar un momento especial de esta dedicatoria a mi novio René Reina por su amor y paciencia

AGRADECIMIENTOS

A mis padres por su apoyo incondicional durante toda mi vida y mi carrera.

A mi hermana por su cariño y respeto.

A mis abuelos por toda la ternura que siempre me brindan.

A mi novio y su familia por su amor y paciencia.

A mis tíos por su ayuda incondicional.

A mi tutor Héctor Arturo Kairuz por la oportunidad de este trabajo.

Al profesor Alberto Taboada por su especial ayuda y tiempo.

A todos mis amigos y compañeros de curso.

A aquellos que fueron material de estudio durante mi experimento para este proyecto Liam, Yandier, África.

En general agradezco de todo corazón a todas y cada una de las personas familiares, profesores, estudiantes, auxiliares que permiten que yo me gradúe este año.

....A todos gracias....

TAREA TÉCNICA

- Revisión bibliográfica del tema.
- Selección del modelo óptimo.
- Diseño del modelo.
- Simulación del diseño.
- Estudio de una propuesta para el montaje real.
- Análisis de los resultados.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

La realización de un diseño de electrolaringe surge por la necesidad que tiene el país de contar con una propuesta adecuada a la realidad cubana. Esta se encuentra encaminada a mejorar la calidad de vida de la comunidad laringectomizada del país. Por lo que se tiene como objetivo general diseñar y simular una electrolaringe. Normalmente las electrolaringes son controladas por interruptores, lo que imposibilita a la persona que la usa la utilización de una mano a la vez que se habla. Con la propuesta que se presenta en este trabajo de diploma se supera dicha barrera, debido a que el diseño que se realiza es a manos libres. Se obtiene como resultado la simulación de una electrolaringe controlada por la amplitud de la señal electromiográfica de los músculos del cuello, y una propuesta para su montaje real.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO.....	i
DEDICATORIA.....	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
TAREA TÉCNICA	i
RESUMEN	ii
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. Revisión Bibliográfica.....	1
1.1 Anatomía Laríngea.....	1
1.1.1 Funciones de la Laringe	2
1.2 ¿Qué es un laringectomizado?	3
1.3 Rehabilitación de la fonación en el laringectomizado.....	5
1.3.1 Voz esofágica	5
1.3.2 Voz esofagica con fistuloplastia y protesis fonatoria.....	7
1.3.3 Electrolaringe.....	7
1.4 ¿Qué es una electrolaringe?.....	7
1.4.1 Tipos de electrolaringes.	8
1.4.2 Ventajas de las electrolaringes.	10
1.4.3 Desventajas de las electrolaringes.....	10

1.5	Diagrama en bloque general de las electrolaringes.....	11
1.6	Conclusiones del capítulo.....	11
CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS		12
2.1	Diseño propuesto.	12
2.2	Implementación del diseño.....	13
2.2.1	Amplificador de instrumentación.....	13
2.2.2	Filtro Pasabanda	14
2.2.3	Etapa Rectificadora.	15
2.2.4	Detectores de envoltentes.	16
2.2.5	Oscilador.....	18
2.2.6	Circuito de disparo.	19
2.2.7	Amplificador de potencia.	20
2.3	Diseño del experimento para la obtención de la señal electromiográfica.	22
2.4	Propuesta de componentes para el montaje real.	24
2.4.1	Amplificador de instrumentación.	25
2.4.2	Bloque del Filtro	26
2.4.3	Bloque del rectificador	26
2.4.4	Bloque de envoltente	28
2.4.5	Bloque de Disparo	29
2.4.6	Bloque del Oscilador	30
2.4.7	Selección de los componentes reales.....	31
2.5	Conclusiones del capítulo.....	32
Capitulo 3 Análisis de los resultados.		33
3.1	Simulaciones	33

3.1.1	Resultados del Amplificador de Instrumentación	34
3.1.2	Resultados del Filtro	34
3.1.3	Resultados del Rectificador	35
3.1.4	Resultados de las Envolventes.....	35
3.1.5	Resultados del Bloque de Disparo	36
3.1.6	Resultados del Oscilador.....	37
3.1.7	Resultados del Amplificador de Potencia	37
3.2	Resultado General del Diseño Propuesto	38
3.3	Análisis económico de la propuesta del montaje real.....	40
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		43

INTRODUCCIÓN

El cáncer de laringe es el segundo cáncer en incidencia del tracto aerodigestivo superior, siendo el carcinoma escamoso del tipo histopatológico predominante. En un año se diagnostican aproximadamente 136.000 nuevos casos de cáncer de laringe en el mundo, con una supervivencia global a 5 años, de un 68%. Desde que Theodore Billroth realizó en 1873 la primera laringectomía total con éxito, uno de los objetivos de los otorrinolaringólogos ha sido, no sólo velar por la supervivencia de los pacientes, sino procurarles una calidad de vida aceptable [4]. La laringectomía total es una cirugía mutilante y aunque la calidad de vida es razonablemente buena, una de las mayores discapacidades a las que debe enfrentarse el sujeto es la pérdida de la voz. Para su posterior rehabilitación se utilizan tres métodos:

1. Voz Esofágica o Erigmofónica.
2. Voz Esofágica con Fistuloplastia y Prótesis Fonatoria
3. Electrolaringe

De ellos la más utilizada es la electrolaringe debido a su sencillo aprendizaje, y su costo relativamente menor que los demás métodos, además de no ser invasivo.

La motivación de esta investigación es la falta de una propuesta de diseño cubana, que permita en el futuro la fácil obtención para la comunidad laringectomizada nacional de dispositivos fabricados en el país.

La situación problemática, junto con las condiciones existentes, conllevan a tener los objetivos siguientes del trabajo de diploma: el estudio de modelos ya existentes, elegir uno para diseñar y simular la electrolaringe; y finalmente, analizar los resultados obtenidos.

Para ello se trazaron las siguientes tareas técnicas:

- Revisión bibliográfica del tema.
- Selección del modelo óptimo.
- Diseño del modelo.
- Simulación del diseño.
- Estudio de una propuesta para el montaje real.
- Análisis de los resultados.

El informe está estructurado en un cuerpo de tres capítulos que recogen, en esencia, el orden metodológico siguiente: introducción, que son los laringectomizados, los métodos de rehabilitación; descripción, ventajas y desventajas del uso de las electrolaringes; así como un diseño propuesto y sus resultados. Seguidas por conclusiones, recomendaciones y referencias bibliográficas.

Capítulo 1. Revisión Bibliográfica

En este capítulo se muestra toda la revisión de aspectos como la laringe, sus funciones (específicamente en la fonación), que consecuencias acarrea su pérdida y las formas de rehabilitación para las personas carentes de este órgano. Las ventajas y desventajas que representa el uso de electrolaringes para las personas laringectomizadas y el diagrama de bloques general de un prototipo de electrolaringe.

Capítulo 2. Materiales y Métodos

En este capítulo se expone todo el proceso de diseño y selección de los circuitos en la herramienta Multisim 10.1 para su posterior simulación. Además se muestra una propuesta de componentes para el montaje real.

Capítulo 3. Discusión de Resultados.

Como su nombre lo indica se hace una discusión de los resultados obtenidos durante las simulaciones de los diseños. También se realiza el análisis económico de las componentes propuestas para el montaje real.

CAPÍTULO 1. Revisión Bibliográfica

En el presente capítulo se aborda diferentes temas como la anatomía de la laringe y su intervención en la fonación; los principales métodos de rehabilitación de los pacientes laringectomizados; así como ventajas y desventajas del uso de la electrolaringe. También se muestra un diagrama de bloque general de dicho método de rehabilitación.

1.1 Anatomía Laríngea

La laringe es un órgano esencial para la producción del sonido, es una estructura móvil que forma parte de la vía aérea, que actúa normalmente como una válvula que impide el paso de los elementos deglutidos y cuerpos extraños hacia el tracto respiratorio inferior. Además permite el mecanismo de la fonación diseñado específicamente para la producción de la voz. La emisión de sonidos está condicionada al movimiento de las cuerdas vocales. Son los movimientos de los cartílagos de la laringe (ver Figura 1.1) los que permiten variar el grado de apertura entre las cuerdas y una depresión o una elevación de la estructura laríngea, con lo que varía el tono de los sonidos producidos por el paso del aire a través de ellos. Esto, junto a la disposición de los otros elementos de la cavidad oral, (labios, lengua y boca) permite determinar los diferentes sonidos que se emiten. [1]

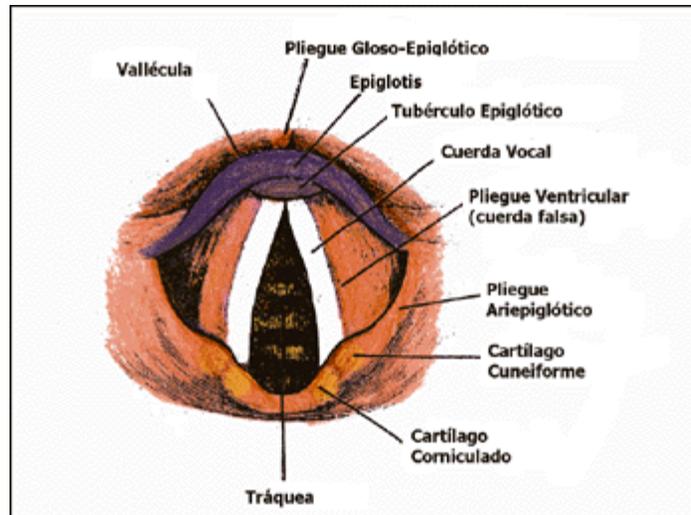


Figura 1.1 Cartilagos de la laringe.

La laringe se encuentra situada en la porción anterior del cuello comunicándose hacia arriba con la faringe y hacia abajo con la tráquea. Mide aproximadamente 5 cm de longitud, siendo más corta y cefálica en las mujeres y especialmente en los niños. Ella se relaciona con los cuerpos vertebrales C3-C6. Su estructura está constituida por un esqueleto cartilaginoso al cual se unen un grupo importante de estructuras musculares y en donde la mucosa adquiere características particulares. [2]

1.1.1 Funciones de la Laringe

Las tres funciones fundamentales de la laringe son: protección, respiración y fonación. La **protección** es la función más antigua de la laringe, actúa como esfínter. Evita la entrada de partículas u otras sustancias, excepto aire al pulmón. Para lo cual utiliza los mecanismos de cierre de la apertura laríngea y la glotis, el cese de la respiración y el reflejo de la tos. Durante el proceso de **respiración** las cuerdas vocales se abducen en forma activa, esto contribuye a la regulación del intercambio gaseoso con el pulmón y la mantención del equilibrio ácido-base. En el proceso de **fonación** los cambios en la tensión y longitud de las cuerdas vocales, ancho de la hendidura glótica e intensidad del esfuerzo espiratorio provocan variaciones en el tono de voz. Este tono formado por la vibración de las cuerdas vocales en la laringe es modificado por los movimientos de la faringe, lengua y labios para formar el habla. [1]

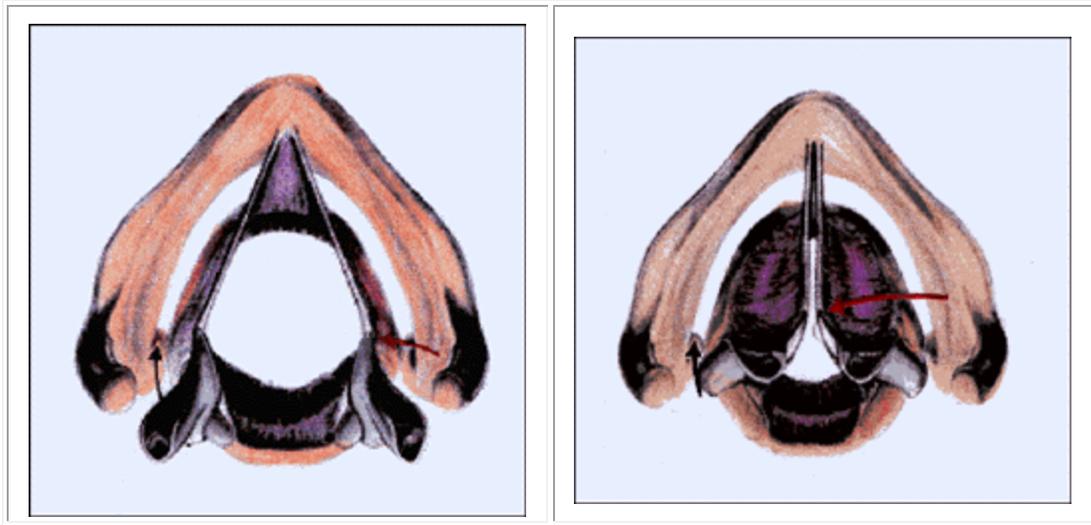


Figura1.2. Visión esquemática de las cuerdas vocales.

Los movimientos de la laringe en la fonación y deglución son verticales (de 1 a 3cm). Las vibraciones de las cuerdas vocales verdaderas están determinadas por el paso de una columna de aire que se transmiten en forma indirecta por medio del aire al tórax, boca y cráneo. [3]

La contracción de los músculos faríngeos y laríngeos son los responsables de variar la medida de la porción resonadora del tubo vocal. Cuando se contraen, la laringe se acorta o se alarga con el propósito de mejorar la resonancia para los tonos agudos, o graves respectivamente. Por lo que la laringe humana es considerada el vibrador y el emisor del sonido que da lugar a la voz.

1.2 ¿Qué es un laringectomizado?

La laringectomía es la extirpación total o parcial de la laringe, indicada en casos de cáncer de laringe o de la región laríngea. Entonces aquellos pacientes que han debido ser intervenidos quirúrgicamente extirpándoseles la laringe se les denominan laringectomizados. [5]

No siempre, cuando el paciente se interviene quirúrgicamente, se le realiza la extirpación total del órgano. Por ello, existen dos tipos de laringectomías:

- Laringectomía Parcial
- Laringectomía Total

Como su nombre lo indica, la laringectomía parcial es cuando se le realiza la extirpación de una parte del órgano y la total es cuando se le extirpa completamente.

Las parciales se dividen a su vez en horizontales y verticales. Las horizontales traen como consecuencia alteraciones en la deglución y las verticales alteraciones en la fonación.

La laringectomía total (Fig.1.1) se hace en casos avanzados de enfermedad, cuando no hay éxito en el tratamiento por radioterapia u otro tratamiento o en casos de recidiva de la enfermedad después de haber sido operado de una laringectomía.



Figura 1.3. Laringectomía total

El primer impacto y el más inmediato que una laringectomía tiene sobre el paciente, es la pérdida de la voz para la comunicación. Sin embargo, la extirpación de la laringe no solo priva al paciente del habla; sino también de la expresión de sus emociones mediante comportamiento extralingüístico como risa o el llanto. Deben ser considerados también los problemas físicos y psicológicos asociados a la extirpación del órgano.

La rehabilitación del paciente laringectomizado no solo debe contemplar el aspecto vocal sino también el psicológico. La calidad de vida de estos pacientes dependerá de la rehabilitación vocal, la adaptación psíquica al trauma quirúrgico y de la posibilidad de una reinserción social, laboral y familiar satisfactoria y con inmediatez. La rehabilitación es grupal, es decir, por un equipo multidisciplinario formado por foniatra, logopeda, nutricionista, asistente social, cirujano de cabeza y cuello y psicólogo. [5]

La cirugía radical de laringe, no solo desprovee al paciente de la comunicación oral. La falta de flujo de aire a través de las fosas nasales condiciona una anosmia crónica y ageusia, así como una falta de ventilación transtubárica que condiciona una mayor incidencia de episodios de otitis media. [6]

En el paciente laringectomizado, la separación de la vía aérea y digestiva que resulta de la cirugía no condiciona problemas de disfagia en ese sentido, aunque se ha descrito disfagia debido a recurrencia tumoral, estenosis secundarias a radioterapia, fístulas faríngeas y otras complicaciones postoperatorias. [7]

Aparte de la función fonatoria y protectora de la vía respiratoria, la laringe presenta una función valvular no menos importante. La laringectomía total condiciona una incapacidad a la hora de realizar maniobras de Valsalva que influyen negativamente en la calidad de vida de estos pacientes. [4]

1.3 Rehabilitación de la fonación en el laringectomizado.

Después de una laringectomía total, el paciente se enfrenta a una nueva situación fisiológica condicionada por la desconexión del aparato respiratorio y el digestivo así como el paso de aire directamente a la tráquea, a través de la cánula de traqueotomía. Entre las primeras sensaciones que experimenta el paciente, la falta subjetiva de aire y la ausencia de fonación, influyen negativamente en la primera percepción del laringectomizado ante su nuevo tipo de vida. Actualmente existen tres formas de rehabilitación vocal tras una laringectomía total: voz esofágica, voz esofágica con fistuloplastia y prótesis fonatoria y electrolaringe. [4]

1.3.1 Voz esofágica

El término “voz esofágica” fue acuñado por Seeman en 1910 y posteriormente Escat (1921) la denominaría “voz erigmofónica”. Se considera que la voz esofágica se produce mediante el mecanismo de eructo voluntario, el aire es deglutido, y en un movimiento de peristaltismo reverso es expelido, pasando a través del esfínter del constrictor medio e inferior de la faringe que determina un esfínter natural, verdadera glotis vibratoria.[4]

Se describen tres métodos de rehabilitación de la voz esofágica:

a) Método de deglución,

b) Método de aspiración

c) Método de inyección.

El método de **deglución** consiste en introducir el aire en la faringe con el auxilio de los movimientos de deglución. La técnica consiste en deglutir el aire, y cuando se percibe su introducción en el esófago, expulsarlo emitiendo una vocal. La deglución deberá ser incompleta. La principal desventaja del método es la lentitud del habla, pues cada emisión de sonido es interrumpido para posteriormente volver a realizar una deglución. Por otra parte, en éste método resulta difícil lograr una independencia de flujo estomático, con el consiguiente ruido a nivel de la estoma. [4]

Los métodos de aspiración y de inyección de aire, consisten en introducir el aire dentro del esófago por medio de un movimiento de succión forzada. La presión pleural es equivalente a la presión intraesofágica, razón por la cual resulta más eficaz comenzar la introducción del aire con una inspiración profunda, así se facilita el gradiente de presiones entre el aire atmosférico e intraesofágico; que a su vez, ayuda la entrada de flujo de aire hacia el esófago. El método de aspiración exige un mayor control muscular que el de deglución y por lo tanto es más difícil. [4]

Por otro lado, el método de inyección consiste en la ejecución de dos técnicas: la inyección por presión glossofaríngea y la inyección consonantal. En la inyección por presión glossofaríngea la lengua funciona como un pistón, donde comprime e inyecta el aire en el esófago con un movimiento fuerte y rápido. En la inyección por presión consonantal se utilizan las plosivas /p/, /t/ o /k/, por ser sonidos que producen mayor turbulencia y presión de aire. El procedimiento consiste en colocar los labios bien apretados, la lengua contra el paladar duro y el velo del paladar blando cerrando; entonces la lengua se eleva con fuerza y se retrae hacia atrás para comprimir el aire en la cavidad faríngea e inyectarlo a través de la boca esofágica. La compresión del aire es ayudada por la contracción de los músculos del cuello, elevando la región esofágica del esfínter hacia la boca en un movimiento muy parecido al de la articulación de los fenómenos oclusivos. [4]

1.3.2 Voz esofagica con fistuloplastia y protesis fonatoria.

El diseño de los diferentes tipos y mecanismos de las prótesis fonatorias que han sido diseñadas a lo largo de la historia, no es otro que aprovechar el flujo de aire pulmonar como fuente de energía en la producción de la voz. Dicho procedimiento implica una derivación del flujo de aire desde la tráquea hacia la faringe, de forma que el mecanismo efector ya no requiere de la deglución, inyección o succión previa de aire, aunque el elemento vibrador sigue siendo la mucosa del segmento faringoesofágico.

De ésta manera, la voz vicariante esofágica no se ve modificada en cuanto al mecanismo productor, aunque la aerodinámica del segmento faringoesofágico se ve modificada al utilizar mayores volúmenes de aire (reserva pulmonar) que en la voz esofágica.[4]

1.3.3 Electrolaringe.

Otra forma de rehabilitación vocal en el laringectomizado es la electrolaringe. La vibración provocada por el dispositivo es transmitida a través del contacto directo hasta la cavidad oral, donde se aumenta la resonancia de la señal acústica y, mediante la articulación oral, es posible proyectar la palabra hablada con un timbre y tono semejante al del dispositivo eléctrico. La voz resultante se considera “artificial”, pero permite después de un corto entrenamiento que el paciente consiga comunicarse sin ningún esfuerzo, con suficiente inteligibilidad y clara comprensión por parte de los interlocutores, siempre y cuando el ruido ambiente no sea muy intenso. [4]

1.4 ¿Qué es una electrolaringe?

La electrolaringe es un dispositivo electrónico que emite un sonido sostenido, de timbre eléctrico y tono único a través de una membrana [4]. En la mayoría de casos tubulares y con botones de encendido, tono y volumen que producen vibración gracias a la potencia de las baterías incorporadas. Al entrar en contacto con la musculatura del cuello se produce un sonido que es llevado al interior de la boca para articular las palabras.

Existen también versiones para los casos en que los pacientes no puedan apoyarlo sobre la piel del cuello y sea necesario la introducción de un tubo plástico dentro de la boca que

lleve el sonido a esta, para poder ser articulado, un ejemplo clásico de este caso es la Cooper Rand, mientras, de las que se apoyan en el cuello, se tiene como ejemplo la Servox Inton (ver Figura 1.5). Su funcionamiento es sencillo, pero el paciente debe localizar el punto del cuello donde el dispositivo produce el mejor sonido. Ese punto varía de persona a persona, pero se sitúa por lo general de 2 a 5 cm por debajo de la línea mandibular, laterocervical o en la línea media del cuello. Una vez descubierto el punto óptimo de aplicación del aparato, se le pide al paciente que produzca algunas palabras monosilábicas sin utilizar la laringe artificial. Tiene que darse cuenta que la producción de consonantes se consigue con el aire almacenado en la boca. Ejercitará palabras monosilábicas que empiecen y terminen con consonantes bilabiales. Cuando tenga práctica en la producción de las consonantes se realizan los mismos ejercicios con la laringe artificial, para después producir frases cortas y finalmente conversar.[5]

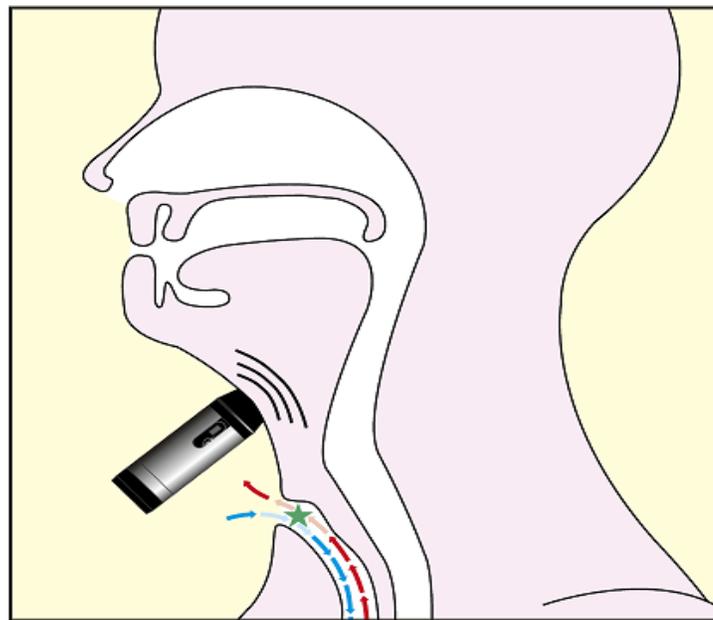


Figura 1.4 Posición de la Electrolaringe cervical.

1.4.1 Tipos de electrolaringes.

Las laringes artificiales se pueden clasificar de acuerdo a la manera con que la fuente vibratoria es activada en:

- Neumática
- Electrónica (electrolaringes)

En cuanto al lugar donde se coloca a fin de conducir el sonido hacia la cavidad oral para la producción del sonido en:

- Intraorales: En las que el sonido se introduce en la boca a través de un tubo.
- Cervicales: En las que se apoya el aparato en el cuello produciéndose la vibración que se transmite a los tejidos del cuello y se modula en las cavidades de resonancia. [5]



Figura 1. 5. Electrolaringes cervicales

En la Fig.1.5 se presentan dos modelos de las más comunes de electrolaringe cervicales. Entre los principales comercializadores de este tipo de dispositivos se encuentra: *Evada*, *Nu-vois*, *Amplicord* y *Servox- Inton*, que es la más usada.

Se ha demostrado que los pacientes que usan estos aparatos en condiciones óptimas pueden alcanzar el 95 % de inteligibilidad. La prótesis fonadora con energía electrónica provista de una batería es la más ampliamente usada. Se coloca firmemente contra el cuello para que las vibraciones del diafragma del aparato se transmitan a través de la piel hacia el interior de la hipofaringe. [5]

1.4.2 Ventajas de las electrolaringes.

Las electrolaringes poseen las siguientes ventajas:

1. Permite una comunicación oral inmediata y relativamente inteligible. Esta capacidad de comunicarse ayuda con frecuencia a reducir la frustración postquirúrgica que se encuentra comúnmente en los pacientes que deben comunicarse con mensajes escritos.
2. La laringe artificial facilita un método de comunicación eficaz y alternativa hasta que adquiere la erigmofofía.
3. La laringe artificial es un método de comunicación para aproximadamente el 35% de los pacientes que no aprenderán la erigmofofía.
4. El aprendizaje para usar la laringe artificial exige menos tiempo y costo que la erigmofofía.
5. Es especialmente útil para aprender habilidades articulatorias.
6. Una laringe artificial puede emplearse temporalmente en los pacientes con períodos de fatiga al final del día, infecciones en las vías respiratorias, para hablar por teléfono o cuando hay trastornos emocionales. [5]

1.4.3 Desventajas de las electrolaringes.

Las electrolaringes presentan las siguientes desventajas:

1. Precisa del uso constante de una mano.
2. Depende de una batería que se descarga con el uso prolongado.
3. La voz es incapaz de lograr una entonación vocal natural, provoca una sensación de una voz plana y mecánica.
4. Es poco eficaz en entornos ruidosos. [5]

El uso de la electrolaringe está totalmente justificado e incluso es deseable en los primeros días del periodo postoperatorio. La rápida adquisición de una forma de comunicación

verbal por parte del recién laringectomizado es un rayo de esperanza a la incertidumbre y temores que debe de afrontar ante la nueva situación. [4]

Por otro lado, aquellos pacientes que son usuarios de voz erigmofónica, ante situaciones de fonastenia especialmente al final del día, pueden encontrar en la electrolaringe un descanso sin dejar de comunicarse. [4]

1.5 Diagrama en bloque general de las electrolaringes

La tendencia actual de las electrolaringes sigue un patrón esquemático guiado por el diagrama en bloque que se muestra en la Figura 1.6. Está constituido por un generador de onda que puede ser cuadrada, triangular o sinusoidal; la cual debe ser acondicionada de manera tal que pueda semejarse a un pulso glotal. Esta señal pasa por un proceso de amplificación de potencia, el cual le permita al transductor ser capaz de transformar dicha señal de potencia en vibración.

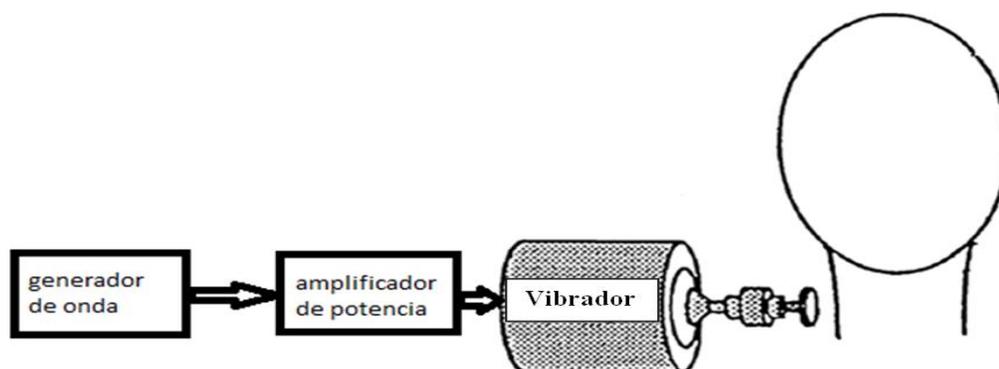


Fig. 1.6 Diagrama en bloque general de las electrolaringes

1.6 Conclusiones del capítulo.

Las estructuras que se encuentran involucradas en la producción de la voz pueden ocurrir múltiples trastornos que pueden ser musculares, motores, nerviosos, y anatómicos, un ejemplo de trastornos anatómicos pudieran ser malformaciones y amputaciones. La electrolaringe es realmente necesaria para la comunidad de laringectomizados ya que ayuda a llevar una mejor calidad de vida. La ventaja de contar con un diseño cubano aumentará las posibilidades de obtención de este dispositivo en el futuro para aquellas personas que tanto lo necesitan.

CAPÍTULO 2. MATERIALES Y MÉTODOS

Este trabajo de diploma se realiza con el objetivo de hacer un aporte en el contexto nacional que contribuya a satisfacer las necesidades actuales de pacientes laringectomizados; los cuales dependen toda la vida de métodos de rehabilitación fonatoria como la electrolaringe.

La tendencia actual para el diseño de electrolaringes, así como los métodos y/o técnicas desarrolladas para el mejoramiento de las mismas, fueron tomados como referencia para proponer la implementación del proyecto con las características de los diseños actuales ajustados a la realidad cubana.

2.1 Diseño propuesto.

Normalmente el control de las electrolaringes ha sido a través de interruptores manuales que imposibilitan al paciente de la utilización de una mano al hablar. Este modelo elimina dicha desventaja, para ello se diseña un dispositivo ceñido al cuello llamado manos libres (Fig. 2.1) con un control de interrupción a través de señales electromiográficas (EMG) de los músculos del cuello que se enervan durante el habla fluida. [9] Otra de las desventajas que presentan las electrolaringes actuales es una monotonía del tono dándole a la voz un sonido antinatural. Por ello el presente proyecto incorpora un control para regular la frecuencia fundamental de la voz a partir de la señal electromiográfica. El modelo propuesto se presenta en el siguiente diagrama en bloques modificado a partir del propuesto por Goldstein et all [9].

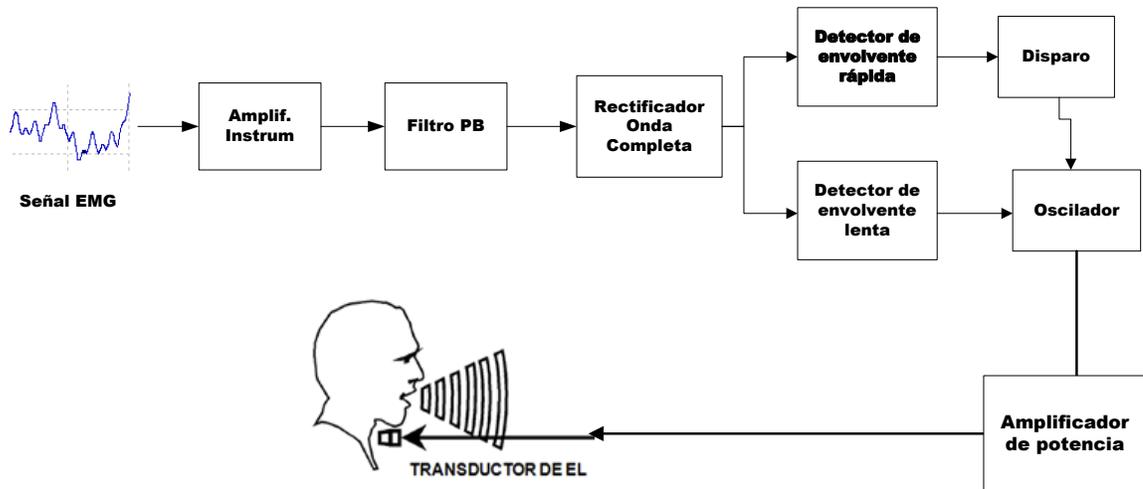


Fig. 2.1 Diagrama en bloque del diseño #2[9]

2.2 Implementación del diseño.

Para facilitar el desarrollo del proyecto debido a la dimensión de los circuitos, estos fueron divididos en bloques jerárquicos. Esta es una facilidad que ofrece la herramienta de simulación que se utiliza (Multisim 10.1).

2.2.1 Amplificador de instrumentación.

La amplitud de la señal EMG se encuentra en el orden de los cientos de microvolts. Por lo que se hace necesaria una etapa amplificadora para “observar” la señal. En este caso se necesita construir un amplificador diferencial una ganancia en el orden de lo miles y con una alta Razón de Rechazo al Modo Común (CMRR), esto último debido a que el voltaje dominante en nuestros cuerpos es el de 60Hz, inducido por la línea de 110V. Además, se desea que el circuito drene una corriente cercana a cero en la entrada debido a que la corriente DC que pasa a través de los electrodos provoca un voltaje DC que puede saturar al amplificador y degradar los electrodos. El circuito que satisface este criterio (Figura 2.2) está construido con AO de entrada JFET que proporciona alta impedancia de entrada con una corriente de entrada del orden de 0.2nA máximo y un alto CMRR, en el orden de los 100dB. Para el diseño de este amplificador se calculan los valores de resistencia a través de la fórmula de Ganancia de voltaje diferencial Ecuación 1 [12]:

$$A_{vd} = \left(1 + \frac{2R_x}{R}\right) * \frac{R_2}{R_1} \quad (1)$$

Donde:

$$R_{1_1} = R_{1_2} = R_1$$

$$R_{2_1} = R_{2_2} = R_2$$

$$R_{x1} = R_{x2} = R_x$$

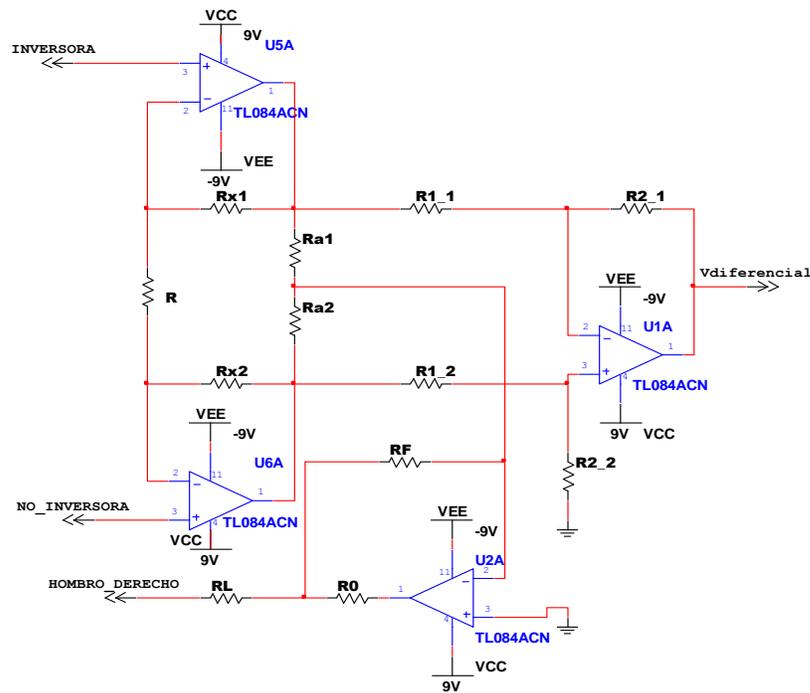


Fig. 2.2 Amplificador de instrumentación. [10]

Este amplificador de instrumentación lleva un circuito de manejo de pierna derecha [9] para disminuir la señal de modo común y a través de este se logra atenuar la señal de interferencia más potente que es la de 60 Hz.

2.2.2 Filtro Pasabanda

Debido a que el rango de frecuencias útil de la señal electromiográfica es de 10-500Hz, es necesario una etapa de filtrado. Para la realizar dicho filtro este se divide en dos, uno paso alto (PA) y el otro paso bajo (PB). Para el diseño del PA se selecciona la opción del Filter Wizard que ofrece el Multisim, donde se definen los parámetros como: $f_c = 14\text{Hz}$,

atenuación 18 db/oct., así como aproximante de Butterword y se obtiene el circuito. A este se le agrega una L básica que se diseña a partir de una frecuencia de corte de 80Hz Ecuaciones 2 y 3. En esta etapa se hace énfasis en la realización del filtro PA con el objetivo de lograr más atenuación en las bajas frecuencias, principalmente en la componente DC de la señal que de no suprimirse afectaría el correcto desempeño del resto del circuito.

$$F_c = \frac{1}{2\pi RC} \quad (2)$$

Suponiendo $C=100 \text{ nF}$

$$R = \frac{1}{2\pi C F_c} \quad (3)$$

$$R \approx 20 \text{ k}\Omega$$

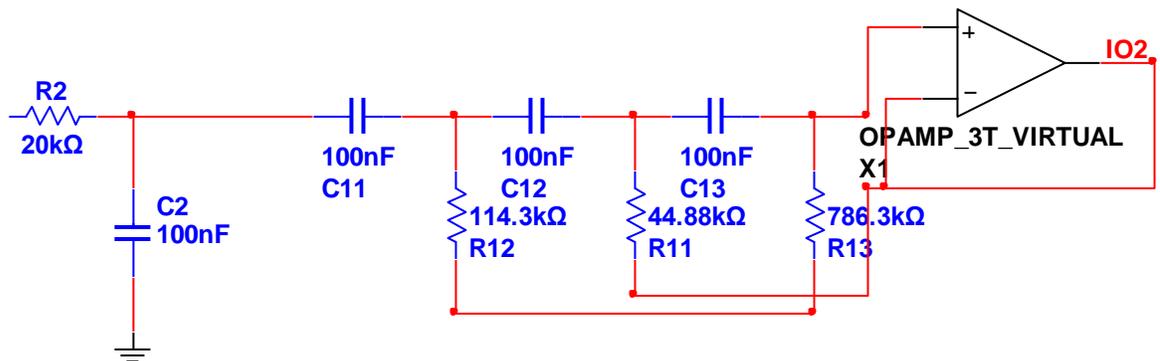


Fig. 2.3 Filtro Pasa Banda

2.2.3 Etapa Rectificadora.

Luego de filtrada, como un primer paso en el cálculo de la envolvente, la señal es rectificadora a través de un circuito rectificador de onda completa de precisión. La realización a utilizar en este diseño a pesar de disminuir la ganancia de la salida a la mitad, presenta un solo componente activo, un diodo y tres resistores por lo que ahorra energía y componentes en general (ver Fig.2.8).

Este circuito en el semiciclo negativo ($V_i < 0$) se comporta como un amplificador inversor con una ganancia de -0.5 , mientras que en el semiciclo positivo ($V_i > 0$) el amplificador operacional se desconecta y la ganancia pasiva del divisor de voltaje es $+0.5$ [10].

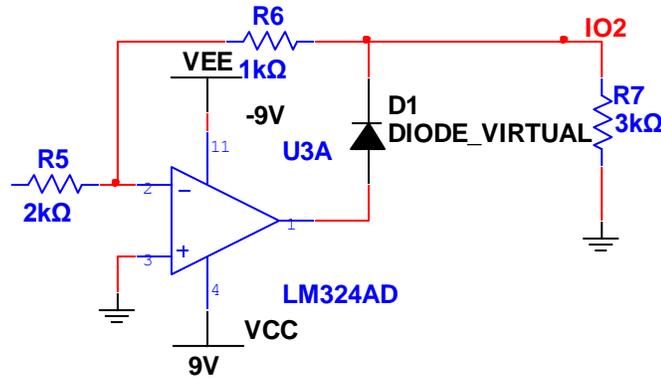


Fig. 2.4 Rectificador de onda completa. [10] Donde: $R_5 = 2R_6$, $R_7 = 3R_6$.

2.2.4 Detectores de envolventes.

A la salida del rectificador debe existir una alta impedancia de entrada que garantice el aislamiento con la siguiente etapa. Esto se consigue colocando un seguidor de voltaje a la salida del rectificador o en su defecto y como se demuestra a continuación se puede colocar una resistencia de entrada que sea más de 100 veces la resistencia de salida. De esta manera se garantiza que la resistencia de carga equivalente en el rectificador sea aproximadamente la resistencia de salida por diseño como se observa en la Ecuación 4:

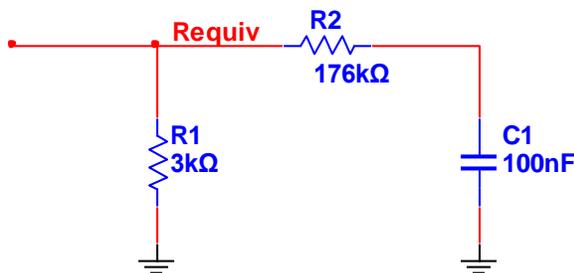


Fig.2.5 Resistencia equivalente vista a la salida del rectificador

$$Requ_{iv} = \frac{3K \left(176K + \frac{1}{WS} \right)}{3K + 176K + \frac{1}{WS}} \quad (4)$$

En el peor de los casos cuando S tiende a ∞ .

$$Requ_{iv} \approx 2.95k\Omega$$

El error relativo es $Er=1.6\%$

A la salida del rectificador, la señal se dirige a dos bloques: los de envolvente lenta y envolvente rápida (ver Figura 2.6). Entre el proceso de rectificación y el detector de envolvente, se coloca un filtro de orden 1 con una realización Sallen and Key como paso intermedio para lograr el aislamiento, y obtener una ganancia que compense las pérdidas que introducen los procesos antes mencionados. Este filtro se emplea como fuente ideal de voltaje para alimentar los detectores de envolvente y como atenuador de las componentes de alta frecuencia de la señal rectificada.

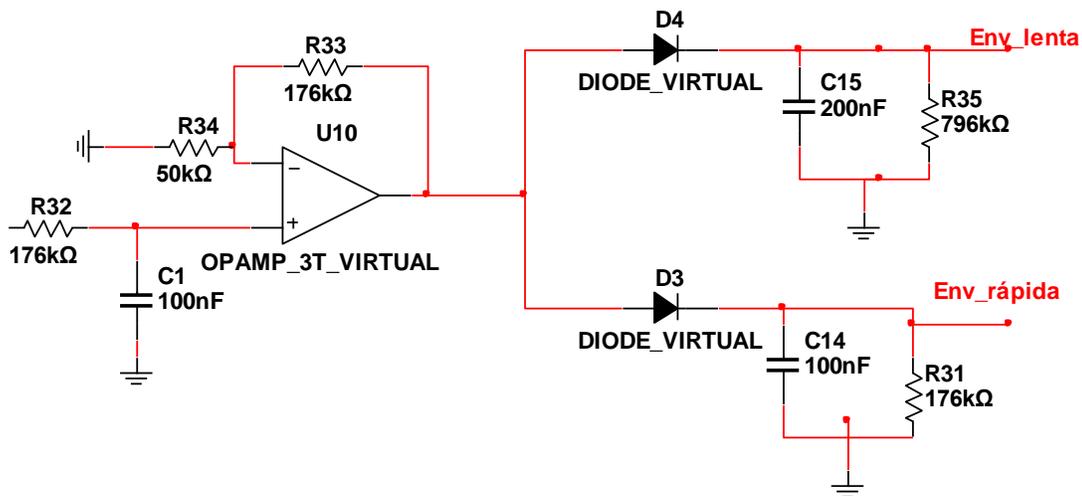


Fig.2.6 Circuitos de envolvente.

La diferencia entre los circuitos radica en los valores de resistores y capacitores que intervienen en la obtención del valor en la frecuencia de corte. Estos componentes determinan las características de las envolventes.

2.2.5 Oscilador.

La salida de la envolvente lenta controla las variaciones de la frecuencia de oscilación de la electrolaringe (ver Figura 2.7) que se generan a través de un oscilador 555. Este presenta la configuración establecida del Circuit Wizard del Multisim para un 555 astable, controlado por voltaje, de onda cuadrada y con ciclo útil del 50%.

El oscilador prototipo fue diseñado para una frecuencia de 240Hz ya que esta es la frecuencia media típica de la vibración de las cuerdas vocales de una mujer. Pero cuenta con un interruptor que conmuta dicha frecuencia con la promedio de un hombre que es 120 Hz. Esto sucede debido a que la posición del switch permite duplicar o reducir a la mitad la capacitancia que determina la frecuencia de oscilación. También le fue incorporado un filtro paso bajo a la salida para suavizar la onda cuadrada y hacerla similar a un pulso glotal.

Para variar la frecuencia de oscilación de la configuración seleccionada es necesario variar el voltaje de comparación Figura 2.7. Este al incrementarse aumenta el ancho del pulso y con esto disminuye la frecuencia. Como lo que se desea es un efecto totalmente opuesto ya que la envolvente de la señal EMG aumenta con el aumento de la frecuencia, se coloca a la entrada un circuito encargado de acondicionar la envolvente lenta mediante una operación matemática que consiste en una inversión de la envolvente y la suma de un nivel DC definido por el usuario del dispositivo; ya que este varía de acuerdo a las características del paciente. Esta señal acondicionada alimenta el voltaje de comparación del 555 y de esta manera los pulsos que genera el oscilador son de un ancho inversamente proporcional al voltaje de la envolvente que se le suministra; así el dispositivo no tendrá un tono único sino que será modulado en dependencia de la amplitud de la señal electromiográfica y la voz ha de parecer menos artificial.

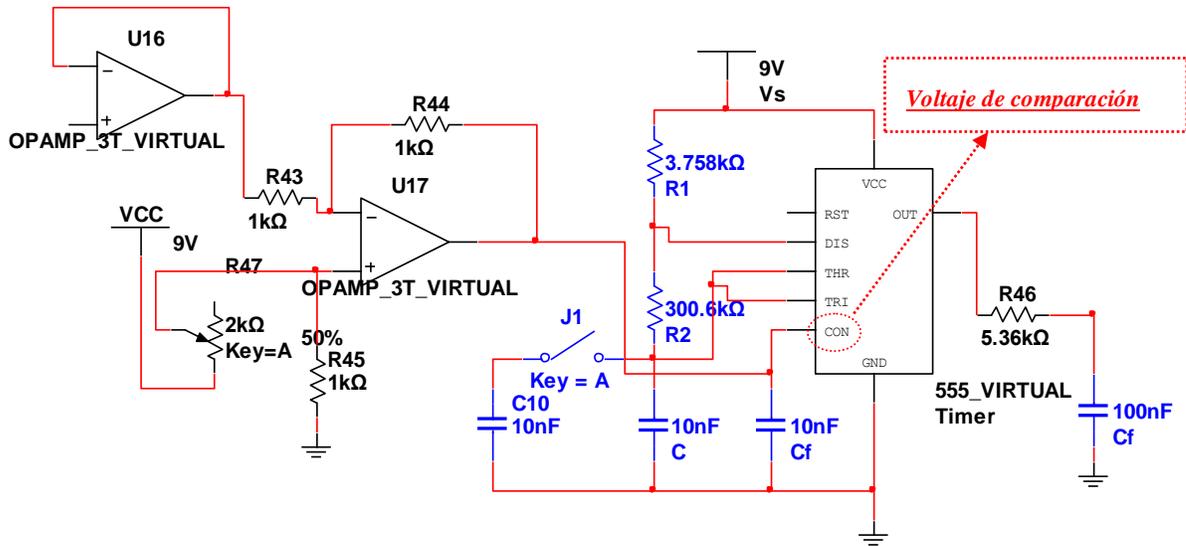


Fig.2.7 Bloque de oscilaciones.

2.2.6 Circuito de disparo.

La señal de salida de la envolvente rápida es la que permite que se active el circuito de disparo Fig.2.8 del dispositivo, fungen como interruptor de la señal global.

Este circuito está diseñado para “realizar” la Ecuación (5) que es la aproximación matemática más representativa de los intervalos de activación de las cuerdas vocales calculados a partir de la señal EMG. [9]

$$F(t) = \text{Promedio} + (\text{Máx.} - \text{Promedio})/10 \quad (5)$$

$$F(t) = \text{Promedio} + 0.1\text{Máx} - 0.1\text{Promedio}$$

$$F(t) = 0.9\text{Promedio} + 0.1\text{Máx}$$

Para ello cuenta con un detector de pico que detecta los máximos locales de la señal y un circuito de average o promedio [12], ambas salidas se dirigen a un sumador analógico para realizar la operación matemática. La señal resultante es comparada con un umbral fijado manualmente mediante un potenciómetro ubicado en la parte exterior de los bloques jerárquicos (ver anexo 2), mientras que la señal no sobrepase el umbral el dispositivo estará apagado y cuando la señal sobrepase el umbral este pasa a encendido. La salida del disparo está conectada al Reset del 555 (activa en alto). Es de gran utilidad poder fijar el umbral

manualmente pues existe una gran variabilidad entre individuos e incluso en el mismo individuo en dependencia del estado de ánimo, salud y demás.

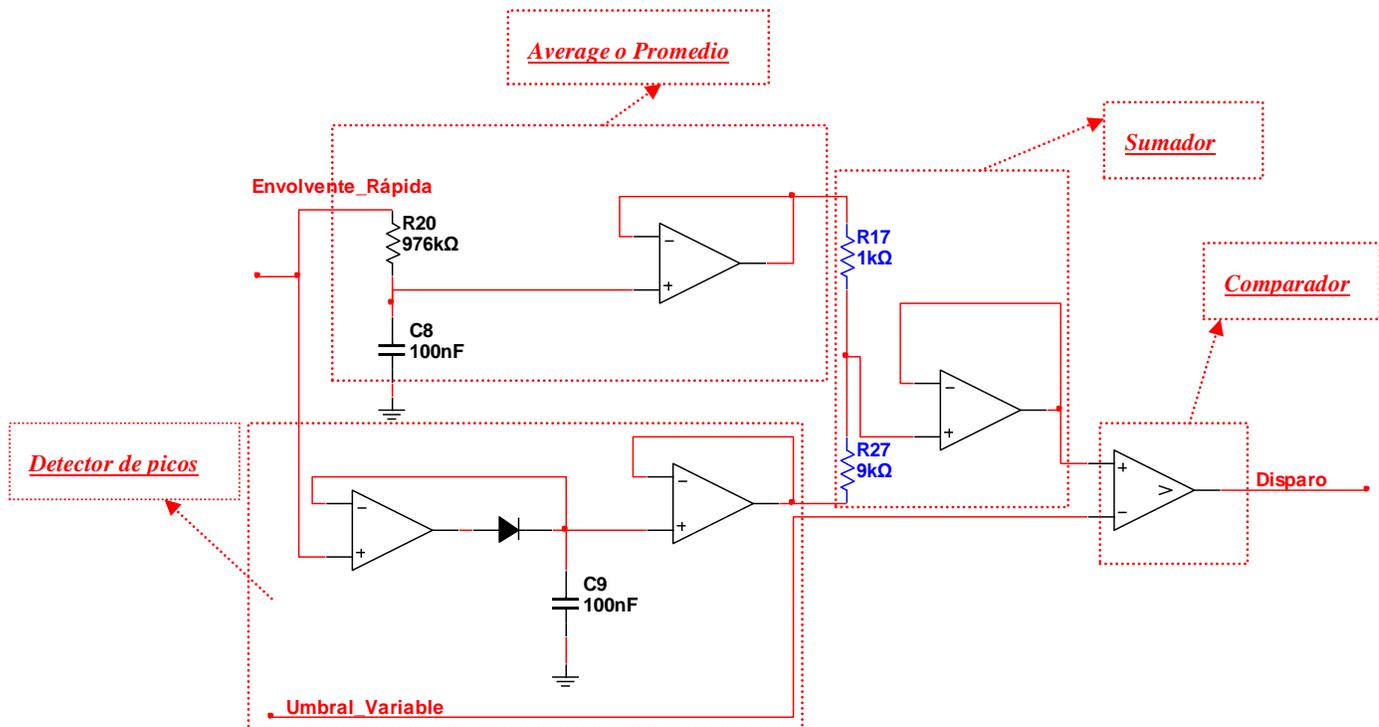


Fig.2.8 Bloque de Disparo

2.2.7 Amplificador de potencia.

Un amplificador de potencia es una etapa de salida capaz de generar un rango de tensión e intensidad más amplio, de forma que puede transferir a la carga la potencia que se requiere. Cuando se diseñan con la ayuda de amplificadores operacionales, el amplificador de potencia consiste en una etapa de baja potencia basada en un amplificador operacional, a la que se dota de una etapa de potencia con ganancia reducida, (habitualmente cercana a 1) pero con capacidad de suministrar las intensidades de corriente necesarias.

Dada las características del oscilador 555 que opera en el rango entre 0V-Vcc. La etapa amplificadora de potencia se realiza con un amplificador clase A, con modificaciones en la red de polarización, la adición de de una realimentación de voltaje y una regulación en el voltaje de entrada dado en la configuración que se muestra en la Figura 2.4.

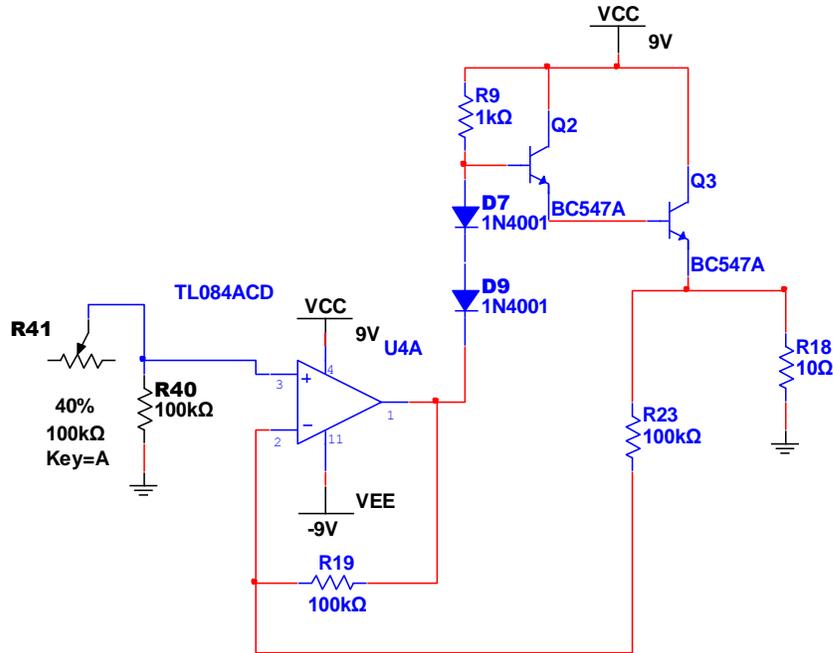


Fig. 2.9 Amplificador de potencia clase AB

Este diseño está formado por un amplificador diferencial donde R19 y R23 son las resistencias de realimentación de igual valor y 10000 veces mayor que la resistencia de carga, para no drenar corriente de la salida. El potenciómetro R41 es para regular la ganancia, con esto se logra que los transistores no se saturen y que exista una baja distorsión de los armónicos. El voltaje a la salida del amplificador diferencial está dado por la Ecuación 6:

$$V_o(amp) = -\frac{R_{40}}{R_{41}} \left[V_o + \frac{\left(\frac{R_{41}}{R_{40}} + 1\right) V_i}{2} \right] \quad (6)$$

Donde:

V_i =Voltaje de entrada proveniente de la salida del oscilador controlado por voltaje.

V_o =Voltaje de salida del amplificador de potencia.

Con esta configuración se garantiza que al variar un solo parámetro (R41), se puede obtener una adecuada realimentación y acondicionamiento de la señal de entrada.

Para verificar el correcto funcionamiento del circuito se le aplica una entrada sinusoidal de 2Vrms a una frecuencia de 240Hz, la salida en conjunto con la entrada es captada por el

osciloscopio Tektronick Virtual que facilita la herramienta de diseño como se muestra en la Figura 2.11.

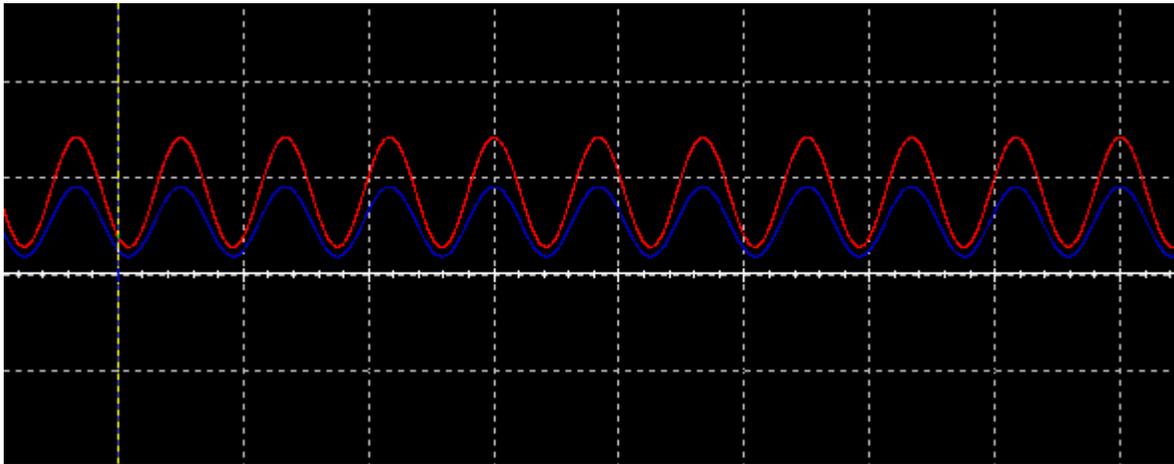


Fig. 2.10 Salida del amplificador (traza azul) ante entrada sinusoidal (traza roja) (5V/Div y 5ms/Div)

Este amplificador cuenta con buena ganancia de corriente y de voltaje. Aunque presenta un alto consumo de corriente, se escoge este diseño porque posee una alta impedancia de entrada y preserva la estructura de los armónicos ya que su distorsión de armónicos es menor del 1%.

2.3 Diseño del experimento para la obtención de la señal electromiográfica.

Este experimento se realiza con el objetivo de obtener señales reales EMG de los músculos que se enervan durante el habla para probar el diseño propuesto. El mismo consiste en grabar las señales EMG durante el habla fluida para analizar los intervalos de activación y desactivación del diseño propuesto.

La actividad eléctrica de los músculos del cuello es detectada en la superficie de la piel usando un electrodo bipolar [9]. Para este diseño se obtienen muestras de señales electromiográficas de los músculos del cuello, de forma experimental, en varios individuos. El tamaño de la muestra se encuentra condicionada por la cantidad y calidad de los electrodos (Philips M2202A radio-traslúcidos de espuma) disponibles para el experimento. Este fue realizado en 3 individuos completamente sanos donde se graban tres registros independientes en cada uno; con el propósito de obtener las señales de los músculos

externos que se enervan a la hora de producir sonido; específicamente debajo de la prominencia tiroidea como se muestra en la Figura 2.12.

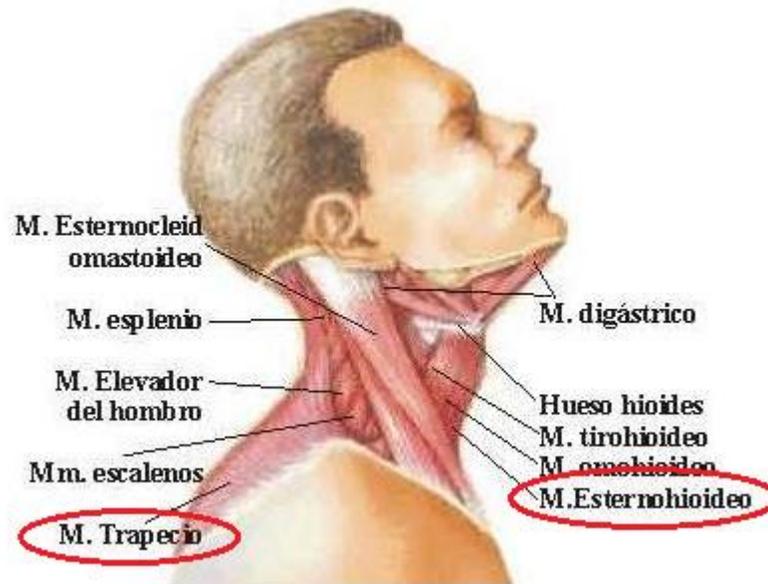


Fig. 2.11 Músculos donde se colocan los electrodos.

Estos sujetos se preparan previamente para la grabación del registro, de la siguiente manera:

- Se limpia la piel con alcohol y se rasura sobre el hombro derecho y el cuello, los lugares indicados para colocar los electrodos.
- Se les indica específicamente los sonidos para los cuales se toman las muestras como la /a/ sostenida, nombres completo, y diadocoquinesis (/pa/ /ta/ /ka/).

Se utilizan 2 canales analógicos:

1-Señal EMG.

2-Señal de control o marca.

Para la obtención de la señal EMG teniendo en cuenta sus características, se utiliza un equipo fabricado en la Universidad de New Brunswick, Canadá, que consta de amplificadores de instrumentación y aislamiento, filtros, y tarjeta de adquisición de la firma IOtech. Los registros se muestrean a una razón de 5kHz, con resolución de 16 bits [18]. La

frecuencia de corte inferior es de 1Hz, frecuencia de corte superior es 2KHz, la ganancia utilizada de 10000; y un acople capacitivo entre el equipo y el osciloscopio. Para la visualización de la señal fue empleado el osciloscopio digital Tektronick de la serie DP0300 que cuenta con Anchos de banda a 500 MHz, 300 MHz y 100 MHz, velocidades de muestreo de hasta 2,5 giga muestras por segundo (GS/s) en todos los canales analógicos, 5 Mega puntos de longitud de registro en todos los canales, velocidad de visualización de 50.000 formas de onda/segundo además de disponibilidad de USB para guardar información de manera rápida y sencilla. Se utilizó una ganancia de 10 y escala de 200mV/Div para una división de tiempo de 4 segundos [11].

Para señalar el estado de reposo y el habla se le orienta al sujeto encender o apagar las señales de marcas o de control para conocer las posiciones de activación o desactivación de la electrolaringe (Ver Figura 2.13). Para dicha señal se utiliza el switch 15 de una BreadBoard DAC 45-7000 que conmuta entre los voltajes lógicos de 0-5 V.

Las señales fueron almacenadas en formato .csv, opción que ofrece el osciloscopio utilizado. Este formato es una hoja de cálculo de valores separados por comas de Microsoft Office Excel. Estos se llevan a un formato compatible (texto plano) de forma tal que pueda insertarse en un software de diseño y simulación como Multisim10.1 utilizando la fuente de voltaje *PIECEWISE_LINEAR_VOLTAGE* [19].

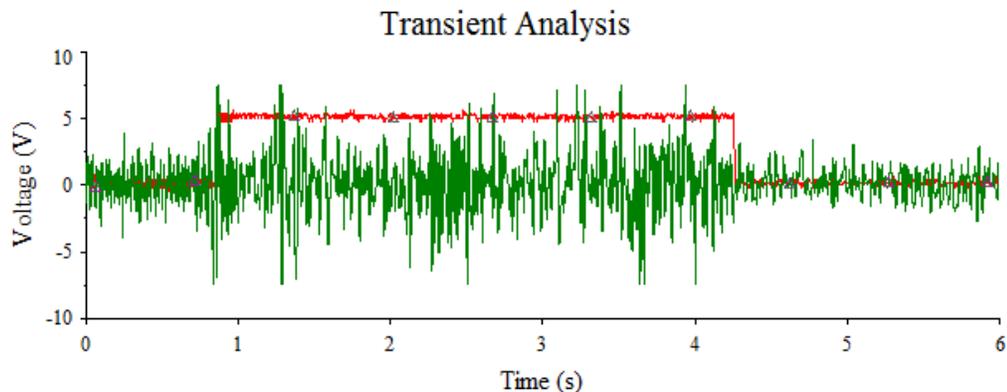


Fig. 2.12. Señal EMG amplificada (verde) y señal de control o marca (rojo)

2.4 Propuesta de componentes para el montaje real.

Por escases de componentes en nuestro centro de estudios no fue posible realizar el montaje real de estos diseños, no obstante se realiza una propuesta para dicho montaje. Para la

selección de los componentes reales que se utilicen en el montaje de la EL, se realizan pruebas para definir la tolerancia máxima permisible que satisfaga los requerimientos del diseño.

2.4.1 Amplificador de instrumentación.

En la Figura 2.14 se muestra el análisis del peor de los casos o *Worst Case* para el bloque del amplificador de instrumentación, con una tolerancia del 5%. La diferencia entre las ganancias es de 0.4 db mientras que para el 1% es de 0.04 db. Por lo tanto, se considera que según la aplicación del circuito es necesario utilizar la tolerancia del 1% ya que el error es el menos significativo y las tolerancias de este bloque serán menores o iguales al valor seleccionado.

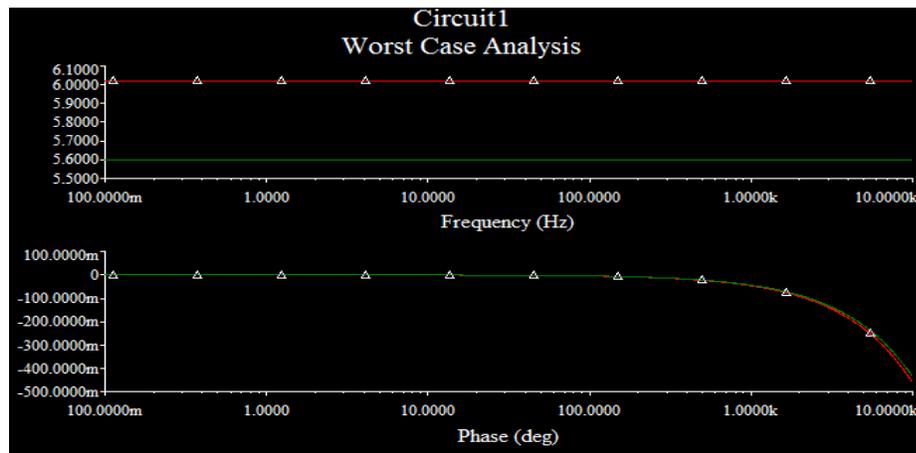


Fig. 2.13 Análisis de Worst Case para el amplificador de instrumentación con el 5% de tolerancia.

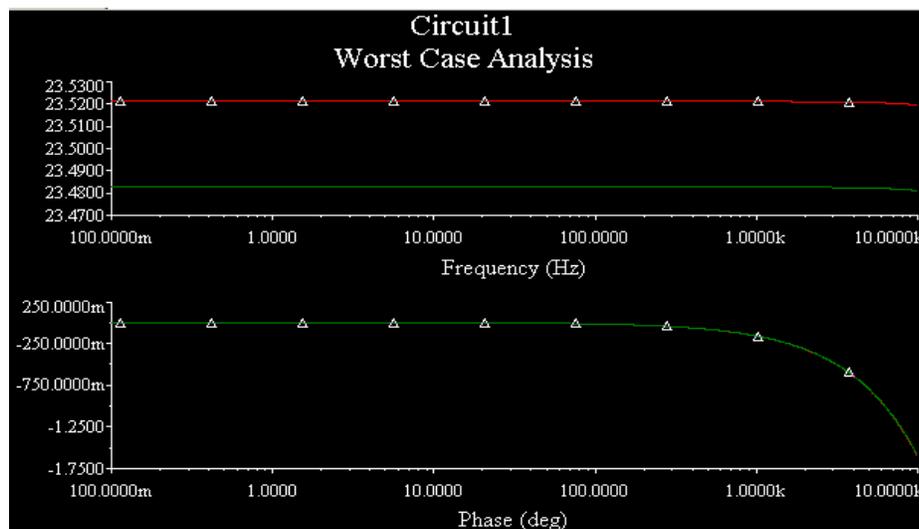
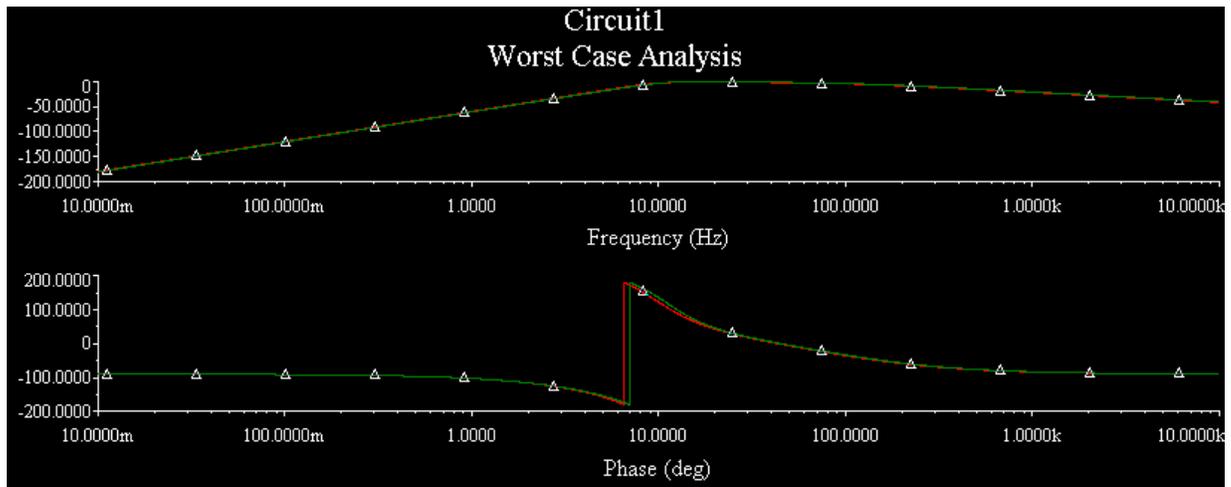


Fig. 2.14 Análisis de Worst Case para el amplificador de instrumentación con el 1% de tolerancia.

2.4.2 Bloque del Filtro

En la figura se muestra un análisis de *Worst Case* para el filtro pasabanda con una tolerancia del 5%, para el cual se obtiene una frecuencia de corte inferior es de 10.6632Hz y la frecuencia de corte superior es de 68Hz, por lo que no es necesario realizar un análisis para una tolerancia menor, ya que aun en el peor de los casos las frecuencia de corte inferior es de 10.656Hz y la superior es de 68Hz. Estos valores están en el rango en que se encuentra la señal EMG útil para esta aplicación.



2.15 Análisis de Worst Case para el filtro pasabanda con el 5% de tolerancia.

2.4.3 Bloque del rectificador

En este bloque no se realiza un Worst Case porque esta prueba es un estimador sesgado de la ganancia en el semiciclo positivo y negativo, principal parámetro a controlar en el diseño. En su defecto se realiza un análisis de propagación de errores que se muestra a continuación en las Ecuaciones 7, 8, 9, 10, 11, 12,13 y 14.

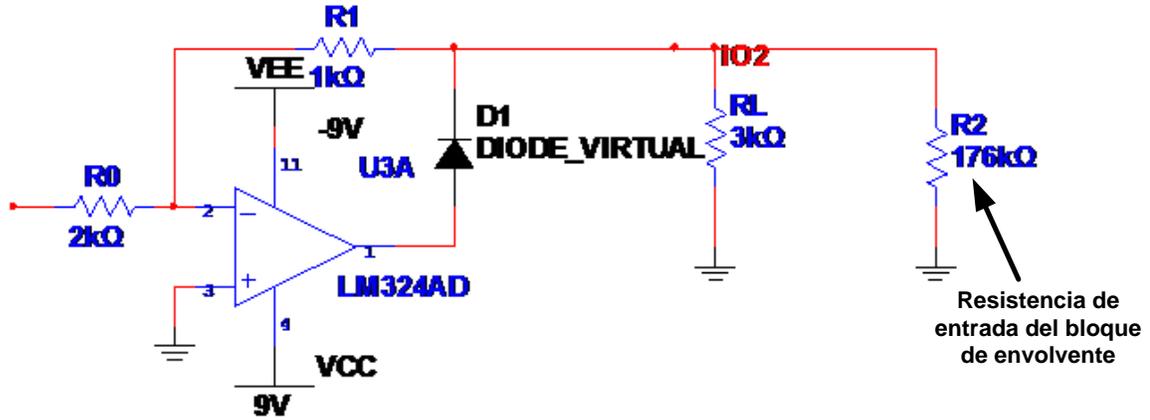


Fig. 2.16 Circuito rectificador con resistencia de entrada del bloque envolvente

$$\frac{1}{Rl'} = \frac{1}{Rl} + \frac{1}{R2} \tag{7}$$

$$Error \Delta Rl' = Rl^2 \left[\frac{\Delta Rl}{Rl^2} + \frac{\Delta R2}{R2^2} \right] \tag{8}$$

Cálculo del error de la ganancia (0.5 valor ideal) para el semiciclo positivo

$$Av = \frac{Rl'}{Rl + R0 + R1} \tag{9}$$

Si

$$Rd = (Rl' + R1 + R0) \tag{10} \quad y \quad \Delta Rd = (\Delta Rl' + \Delta R1 + \Delta R0) \tag{11}$$

Entonces:

$$\Delta Av = \frac{\Delta Rd * Rl + \Delta Rl * Rd}{Rd^2} = 0.496 \tag{12}$$

Para semiciclo negativo (con ganancia ideal de -0.5):

$$Av = -\frac{R1}{R0} \tag{13}$$

Por lo tanto:

$$\Delta Av = \frac{\Delta R0 * R1 + \Delta R1 * R0}{R0^2} = 0.05 \quad (14)$$

Si se asume un 5% de tolerancia, el error relativo de la ganancia es de un 10% (ver Ecuaciones 12 y 14). Al repetir el procedimiento para un 1% de tolerancia el error relativo resulta ser de un 2%. Como se necesita un buen rectificado de la señal, el valor de tolerancia que se escoge es el 1 %.

2.4.4 Bloque de envolvente

El análisis de la envolvente rápida que se muestra en la Figura 2.16 se realiza para un 5% de tolerancia de las resistencias y capacitores. La frecuencia de corte real para un análisis AC es de 5.6Hz. Al realizar la corrida para este valor de tolerancia, la frecuencia de corte a 3db se corre hasta 6Hz. Como puede apreciarse la diferencia es mínima por lo que no es necesario realizar un análisis para una tolerancia menor y los valores para la envolvente son menores o iguales al 5%.

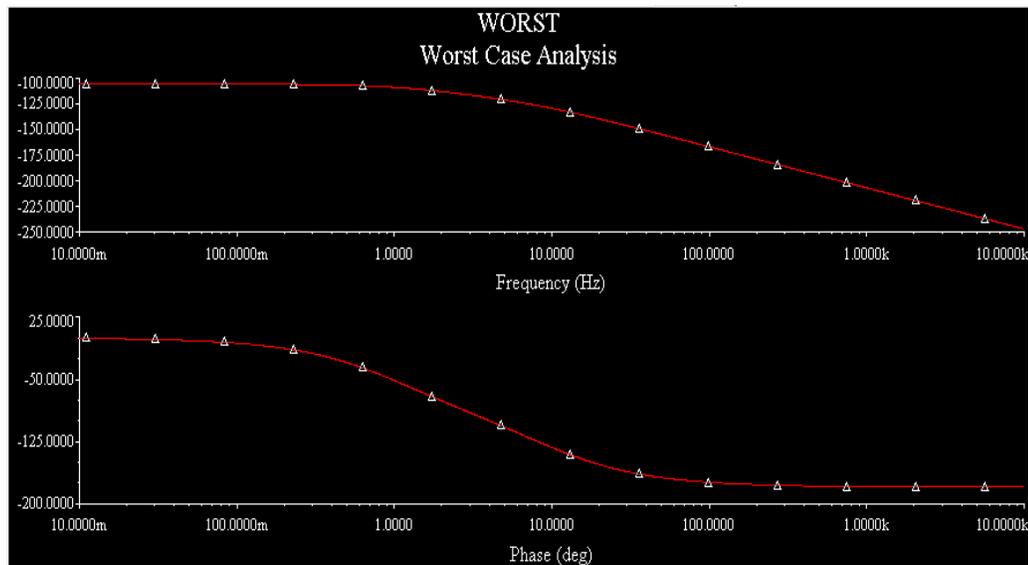


Fig. 2.17 Worst Case del la envolvente rápida (5%)

La frecuencia de corte real para un análisis AC de la envolvente lenta es de 1Hz. La frecuencia de corte, cuando la tolerancia es del 1% es de 1.01Hz, mientras que para el 5% es de 0.981Hz. Como se puede apreciar las diferencias son casi imperceptibles. Se seleccionan componentes con valores menores o iguales a un 5% de tolerancia, para abaratar el costo de las componentes.

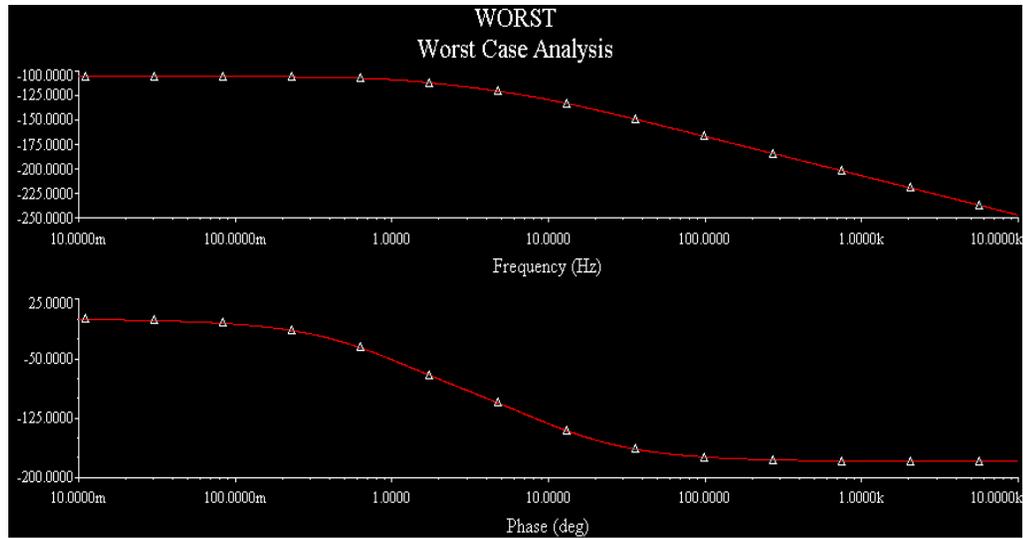


Fig. 2.18 Worst Case Worst Case del la envolvente lenta (1%)

2.4.5 Bloque de Disparo

Para controlar la ganancia del sumador es mejor opción realizar un análisis de propagación de errores, que de forma rápida calcula el error que introduce las tolerancias en los coeficientes de la suma. Ecuaciones de la 15 a la 19.

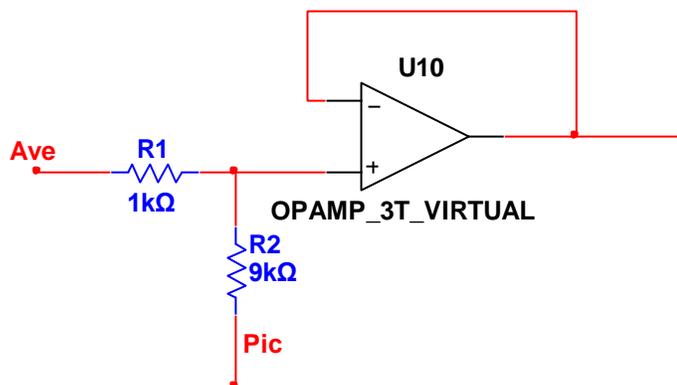


Fig. 2.19 Circuito Sumador del bloque de disparo

$$V0 = 0.1Pic + 0.9Ave \quad (15)$$

Si:

$$Rd = R2 + R1 \quad (16) \quad y \quad \Delta Rd = \Delta R2 + \Delta R1 \quad (17)$$

Entonces:

$$\Delta AvPic = \frac{\Delta Rd * R1 + \Delta R1 * R2}{Rd^2} \quad (18) \quad y \quad \Delta AvAve = \frac{\Delta Rd * R2 + \Delta R2 * Rd}{Rd^2} \quad (19)$$

Para un 5% de tolerancia $\Delta AvPic$ es 0.01 y $\Delta AvAve$ es 0.09 con un error relativo del 10%.

Mientras que para un 1% de tolerancia $\Delta AvPic$ es 0.02 y $\Delta AvAve$ es 0.018 con un error relativo del 2%. Por lo que se selecciona el valor del 1% de tolerancia debido a que se necesita exactitud en los valores de resistencia del sumador.

2.4.6 Bloque del Oscilador

En el bloque de oscilaciones, específicamente en el circuito del oscilador, no es necesario hacer un análisis de propagación de errores ni Worst Case; porque dicho circuito está diseñado para una frecuencia de oscilación alrededor de 240Hz y una leve variación de la misma no afecta el correcto funcionamiento de la EL. Con una tolerancia del 5% se garantiza que se cumpla el requerimiento del diseño. El brazo del potenciómetro al ser ajustado por el usuario no es necesario precisar el error producido por las componentes, ya que este se puede corregir manualmente. En cambio la ganancia que depende de la razón de $R1$ y $R2$ sí necesita un análisis el cual se muestra en las Ecuaciones 20 y 21.

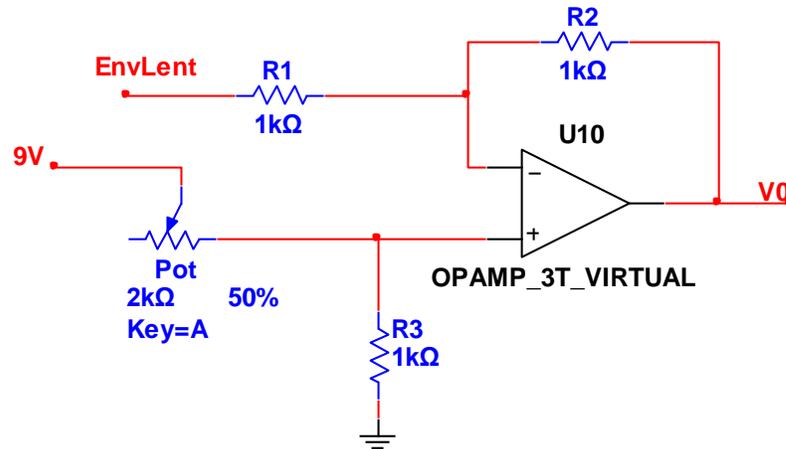


Fig. 2.20 Circuito inversor de la señal envolvente

$$\text{Error} \left(\frac{R2}{R1} \right) = \frac{R1 * \Delta R2 + \Delta R2 * R1}{R1^2} \quad (20)$$

Si $R1=R2$, entonces:

$$\text{Error} \left(\frac{R2}{R1} \right) = 2 * \text{Tolerancia} \quad (21)$$

El mismo para una tolerancia de los componentes del 5% da un error relativo del 10% y para una tolerancia del 1% el error relativo disminuye al 2% lo cual es aceptable para el desempeño del circuito.

2.4.7 Selección de los componentes reales.

Luego de realizar los cálculos pertinentes para la selección de las tolerancias se consulta a DigiKey, sitio web que presenta variedad de componentes y precios en dependencia de su aplicación y preferencia del comprador. La relación de estos componentes se encuentra recogida en las Tablas 2.1 y 2.2.

Es necesario señalar que los valores de resistores en algunos casos no son exactamente los mismos presentados que en el diseño virtual. Debido a que resultaban muy caros en el mercado. Estos se sustituyen por otros con valores muy cercanos y de la misma tolerancia requerida de forma que no afecten el funcionamiento del circuito.

Tabla 2.1. Características de los resistores seleccionados para el montaje real [17].

Componente	Valor	Número de la pieza (DigiKey)	Composición	Descripción	Cant.	Precio(*Und)
Resistor	1K Ω	MMP100FRF1K-ND	Película Metálica	0.1% a 1W	10	0.42900
Potenciómetro	1K Ω	1624149-2-ND	Carbón	20% a 0.4W	1	1,33803
Resistor	2K Ω	ERA-14EB202U	Película Metálica	0.1% a 0.25W	1	0.19500
Potenciómetro	2.2K Ω	1624156-4-ND	Carbón	20% a 0.4W	1	1,33803
Resistor	3K Ω	P3.0KQTR-ND	Película Metálica	0.1% a 0.25W	1	0.19500
Resistor	5.36K Ω	ERA-3AEB5361V-ND	Película Metálica	0.1% a 0.1W	1	0.03800
Resistor	8.98K Ω	PAT0603E8981BST1-ND	Película Fina	0.1% a 0.15W	1	0.42900
Resistor	10K Ω	MMP100FRF10K-ND	Película Metálica	1% a 1W	2	0.04584
Resistor	20K Ω	RNCP0603FTD20K0TR-ND	Película Fina	1% a 0.125W	1	0.00342
Resistor	44.8K Ω	PAT0603E4482BST1-ND	Película Fina	0.1% a 0.15W	1	0.42900
Potenciómetro	100K Ω	987-1306-ND	Plástico Conductivo	20% a 0.1W	1	0.76000
Resistor	100K Ω	MMF50SFRF100K-ND	Película Metálica	1% a 0.5W	3	0.02706
Resistor	114K Ω	PAT0805E1143BST1-ND	Película Fina	0.1% a 0.2W	1	0.44900
Resistor	176K Ω	PAT0805E1763BST1-ND	Película Fina	0.1% a 0.2W	5	0.44900
Resistor	301K Ω	ERA-3AEB3013V-ND	Película Metálica	0.1% a 0.1W	1	0.03800
Resistor	787K Ω	ERA-6AEB7873V-ND	Película Metálica	0.1% a 0.125W	1	0.03900
Resistor	796K Ω	PTN1206E7963BST1-ND	Película Fina	01% a 0.4W	1	0.68900
Resistor	976K Ω	ERA-6AEB9763V-ND	Película Metálica	0.1% a 0.125W	1	0.03900

Tabla 2.2 Valores de los componentes reales seleccionados [13], [14], [15], [16].

Elementos	Número de la pieza (DigiKey)	Descripción	Cantidad	Precio (x Unid)
Transistor	BC547ATA-ND	NPN 45V 100MA 500mW	2	0.02460
Diodo	641-1312-3-ND	Rectif. 1A a 1KV. 5 μ A(Corr.PI)	4	0.01600
Capacitor (0.1 μ F)	1206ZC104JAT2A-ND	Cerámica 10V 5%	11	0.06800
Capacitor (0.01 μ F)	GRM1857U1A103JA44D-ND	Cerámica 10V 5%	3	0.03000
Circuito Integrado	TL084ACNE4-ND	IC 4 OPAMP JFET 3MHZ (BW) 1.4mA (Sum.)	4	0.23490
Oscilador 555	LM555CMXFS-ND	IC OSC MONO TIMING 8-SOP. (Sum.) 4.5 V ~ 16 V	1	0.14400

2.5 Conclusiones del capítulo

Se realizó un análisis crítico del diseño que sugiere el Goldstein. Además se propone una realización de cada uno de los bloques a partir de circuitos prácticos propuestos en la literatura, los cuales han de validarse con el experimento propuesto en el Epígrafe 2.3.

Capítulo 3 Análisis de los resultados.

En este capítulo se muestran los resultados simulados de los bloques diseñados. Se analizan las especificaciones de cada uno de ellos en particular; los resultados del conjunto de bloques, así como el análisis económico de los componentes para el montaje real del diseño.

3.1 Simulaciones

Para llevar a cabo las simulaciones del diseño propuesto, en cada uno de los bloques, se toman las señales de mejor calidad obtenidas durante el experimento (Epígrafe 2.3) (ver Figura 3.1). Estas señales pertenecen a diferentes sujetos.

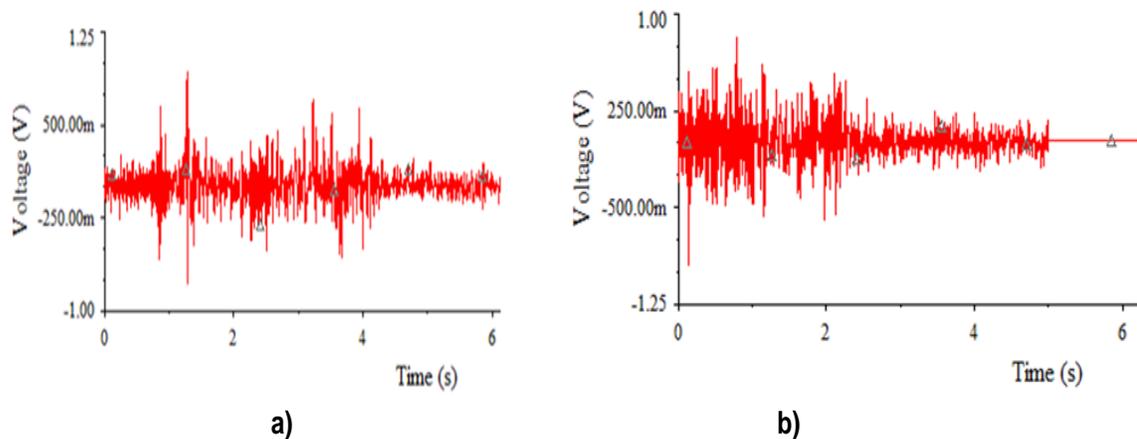


Fig. 3.1 Señales de los sujetos 1 a) y 2 b)

3.1.1 Resultados del Amplificador de Instrumentación

En este circuito se logra elevar la señal EMG que se adquiere en el orden de los cientos de microvolts al orden de los volts; para su empleo en el resto del diseño. Además se aísla al sujeto gracias a la alta impedancia de entrada del amplificador operacional. Esta configuración permite obtener valores de ganancia por encima de 2000 (que son requeridos por la EMG). Además se atenúa la señal de modo común. Por lo tanto, los resultados obtenidos por el amplificador de instrumentación satisfacen los objetivos propuestos. Estos son mostrados en la Figura 3.2.

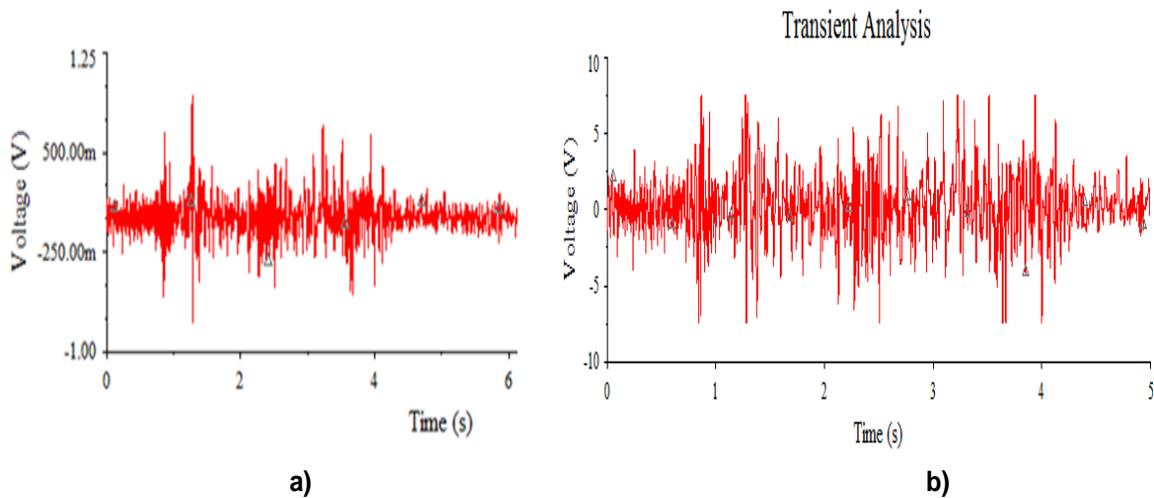


Fig.3.2 Señal del sujeto 1 a) original y b) amplificada

3.1.2 Resultados del Filtro

El proceso de filtrado (Pasa Banda) se realiza a continuación de la amplificación, para tomar las frecuencias comprendidas entre 14 y 80Hz. Estas aportan los valores significativos de la señal a calcular. Los resultados del mismo fueron satisfactorios, debido a que los valores no deseados en frecuencia fueron atenuados correctamente. Como se muestra en la Figura 3.3.

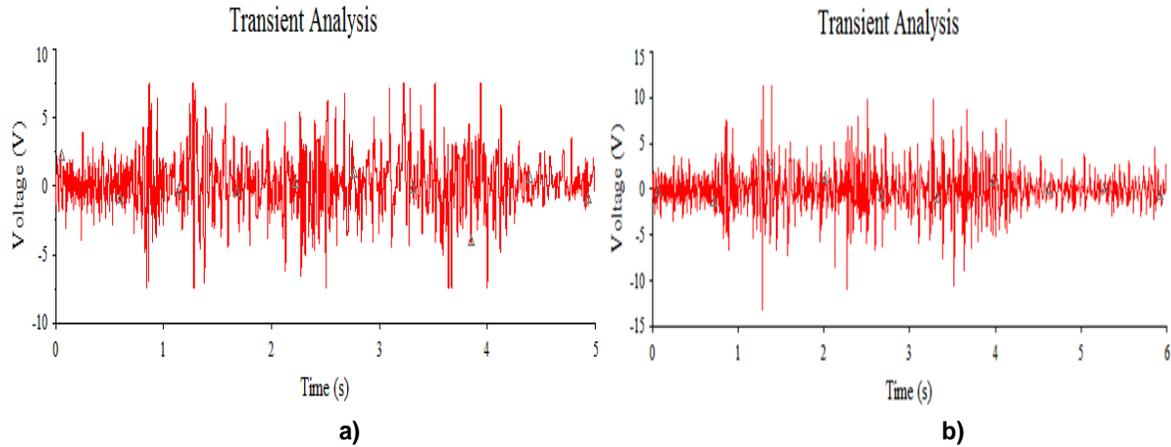


Fig.3.3 Señal del sujeto1 a) amplificada y b) filtrada

3.1.3 Resultados del Rectificador

A pesar de reducir la ganancia en el proceso de rectificación, la señal obtenida queda completamente rectificadas (onda completa) sin distorsión como se observa en la Figura 3.4.

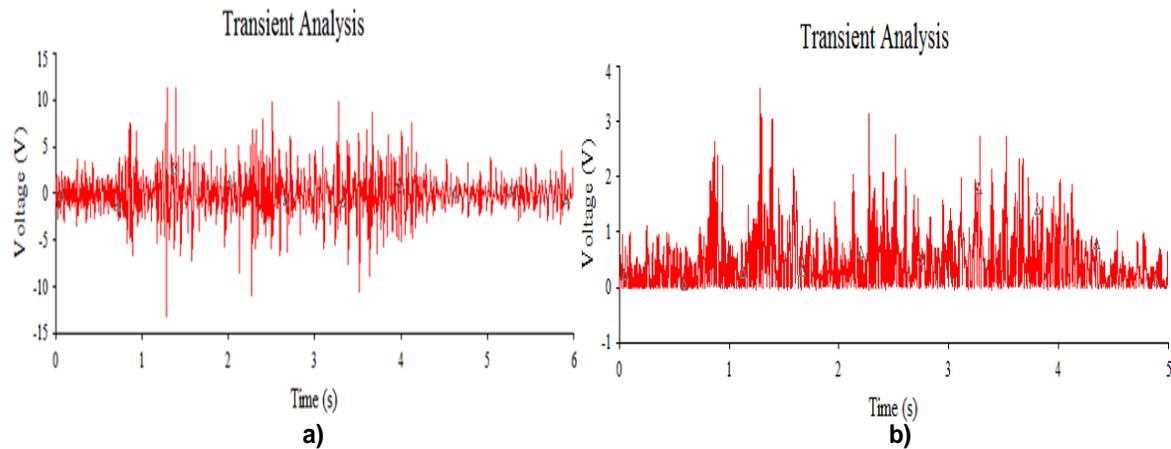


Fig. 3.4 Señal del sujeto1 a) filtrada y b) rectificadas

3.1.4 Resultados de las Envolventes

La envolvente lenta posee cierto retardo comparado con la señal original debido a la composición del paralelo RC. Como el objetivo de esta señal es alimentar el control de voltaje del oscilador y este debe tener una variación lenta y con cierto retardo con la entrada del sistema para tener una modulación adecuada del pitch; con los valores seleccionados se considera que se cumple con los requisitos de diseño.

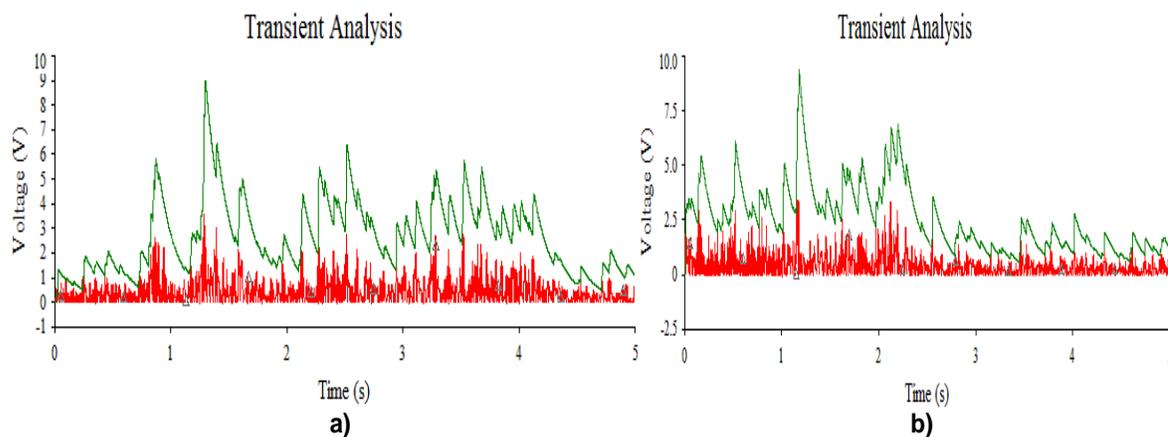


Fig. 3.5 Señal rectificada (roja) y envolvente lenta (verde) del sujeto 1 a) y del sujeto 2 b)

El control de encendido y apagado debe estar en función de la inervación de los músculos, lo cual se consigue a través de la envolvente rápida de la señal EMG. Esta envolvente rápida tiene más componentes de frecuencia y menos retardo que la envolvente lenta, con el propósito de sincronizar el disparo en tiempo con la actividad muscular.

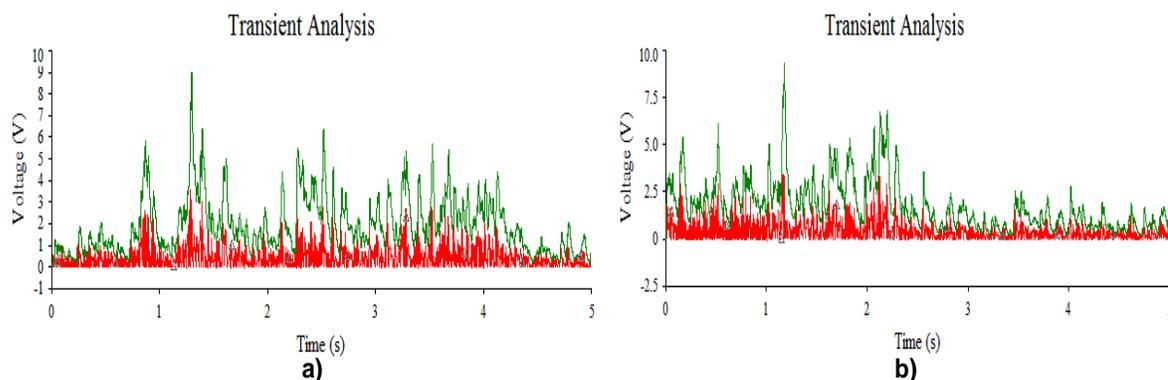


Fig. 3.6 Señal rectificada (roja) y envolvente rápida (verde) del sujeto 1 a) y del sujeto 2 b)

3.1.5 Resultados del Bloque de Disparo

El bloque de disparo, montado a la salida del detector de envolvente rápida, es el que controla el encendido del dispositivo. Con él se garantiza que el paciente, al comenzar a hablar, produzca una señal que sobrepase el umbral especificado. De esta forma, se asegura la comunicación sin interrupción; mientras el paciente no realice una pausa por un tiempo prolongado.

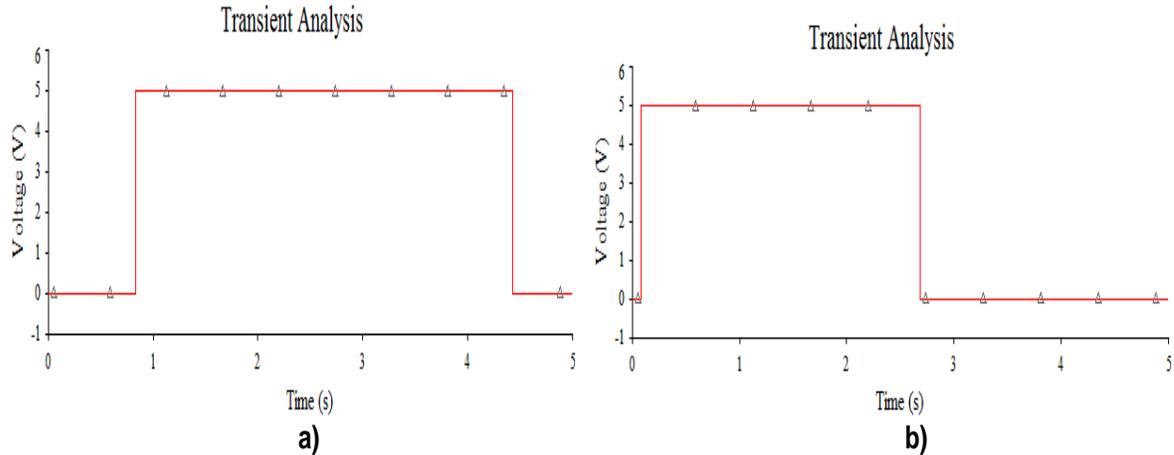


Fig. 3.7 Señal de disparo del sujeto 1 a) y sujeto 2 b)

3.1.6 Resultados del Oscilador

La señal de entrada del oscilador es la envolvente lenta. Esta regula en dependencia de su amplitud el ancho de pulso y frecuencia de las oscilaciones, como se puede observar en la figura siguiente.

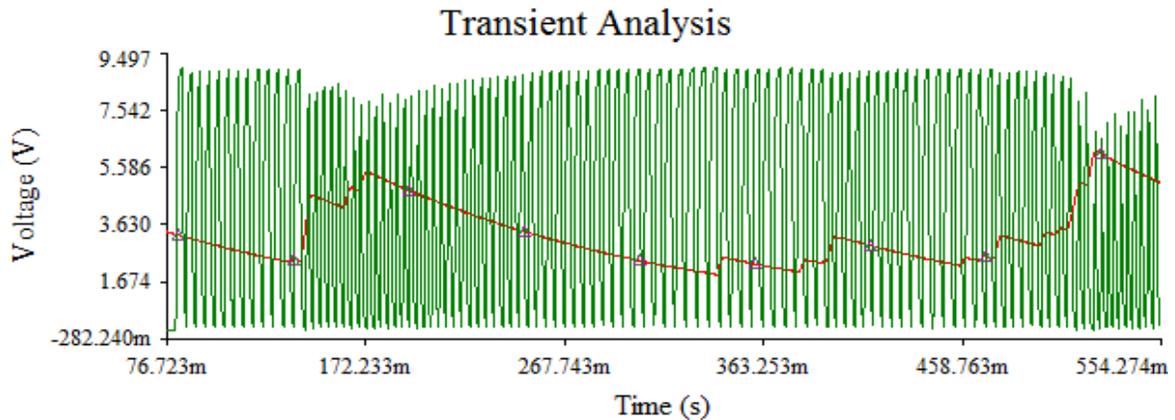


Fig. 3.8 Señal de envolvente lenta (roja) y salida del bloque oscilador (verde)

También se logra transformar la onda cuadrada que genera el oscilador, en una señal similar al pulso glotal a través del filtro paso bajo ubicado a continuación del oscilador.

3.1.7 Resultados del Amplificador de Potencia

La señal de voltaje en el tiempo a la salida de la etapa de potencia (ver Figura 3.9) se obtiene en un osciloscopio Tektronick virtual que brinda el Multisim. Se toma una muestra

de la salida del bloque oscilador y del amplificador de potencia con escalas de cinco volt por división para cada canal. Así mismo, la escala de base de tiempo fue de cinco milisegundos por división. Existe una pérdida de voltaje porque se acondiciona la señal en la pata no inversora del amplificador diferencial con el objetivo de disminuir la distorsión de la señal a la salida.

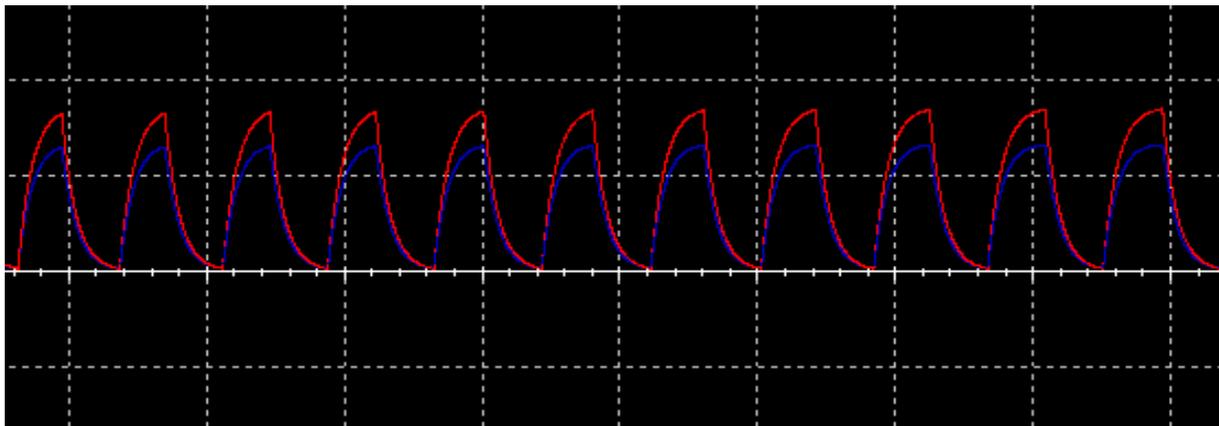


Fig. 3.9 Señal de salida del Amplificador de potencia (azul) y salida del bloque de oscilación (5V/Div y 5ms/Div)

3.2 Resultado General del Diseño Propuesto

En la imagen mostrada en la Figura 3.10, la señal de color verde representa la señal obtenida luego de realizar la suma ponderada entre el promedio de la envolvente y el detector de picos. Este resultado se compara con el umbral fijado manualmente (señal azul). Para valores mayores de la suma ponderada se activa la electrolaringe (señal en rojo) y para valores menores se desactiva el dispositivo. Para el sujeto 1, el potenciómetro que regula el umbral se fijó al 20 % que establece un valor de 1.5V. Mientras que para el sujeto 2 sería el 23% con 1.68V. Estos datos demuestran la variación del umbral para las señales de diferentes individuos.

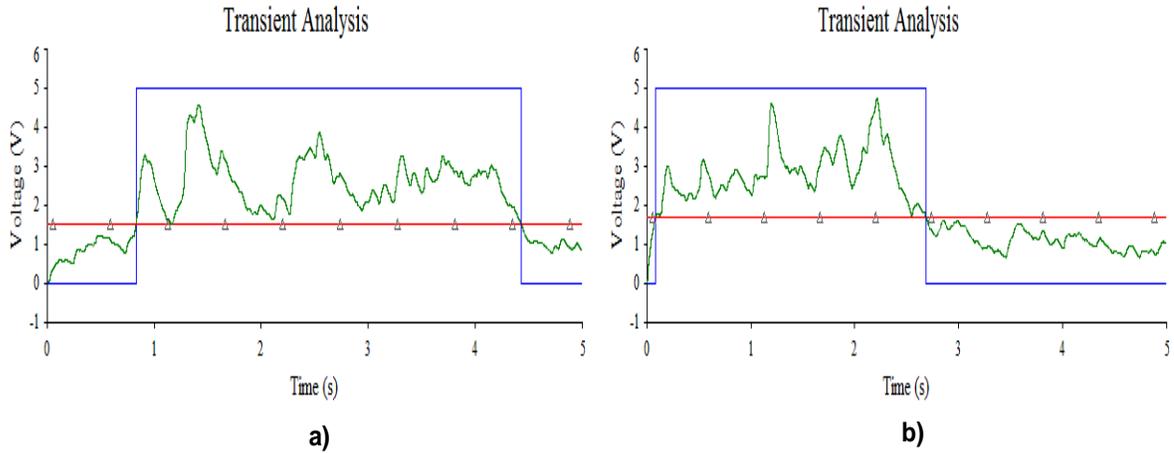


Fig.3.10 Simulación de las salidas del umbral (rojo), disparo (azul) y suma ponderada (verde) de los sujetos 1 a) y 2 b).

Entre las señales de marca y de disparo del dispositivo se pueden apreciar errores, los cuales se clasifican en errores de encendido (error 1 de la Tabla 3.1), apagado (error 2 de la Tabla 3.1) y falsos positivos. El primero es cuando ocurren durante el proceso de activación es decir que se dispare el circuito antes o después de la señal de establecida por control o marca. El segundo caso es semejante al anterior pero cuando el error ocurre en el proceso de apagado. El tercer tipo de error es cuando ocurren activaciones efímeras dentro o fuera de la señal de marca (en el caso de estas señales no existen en los resultados obtenidos debido a una correcta selección del umbral). Estos datos se recogieron en la Tabla 3.1.

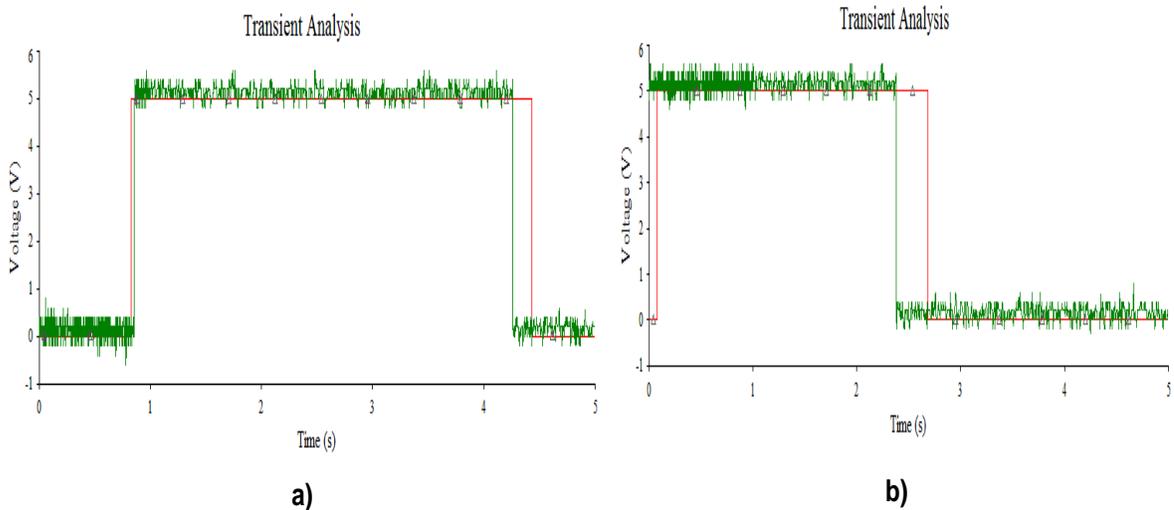


Fig.3.11 Señal de marca (verde) y de disparo (rojo) de los sujetos 1 a) y 2 b)

Tabla 3.1 Valores de los errores

No. Del Sujeto	Error Tipo1	Error Tipo2	Falsos Post.
1	28ms	169ms	0ms
2	-80ms	307ms	0ms
3	100ms	-50ms	57ms

El signo negativo en los valores representa el encendido tardío o el apagado temprano con respecto a la señal de marca. Estos errores están perturbados por el error de reacción del sujeto, el cual está en el orden de los 200ms.

3.3 Análisis económico de la propuesta del montaje real.

Los componentes propuestos son resultado de un análisis del peor de los casos, donde se llega al máximo valor permisible de tolerancia. Este proceso se realiza de forma tal que no afecte el funcionamiento del circuito. Luego se procede a la búsqueda de componentes en DigiKey, un sitio web que presenta variedades de precio según la preferencia del comprador. Se realiza un compromiso entre costo y beneficio para la selección de dichas componentes reales.

El costo por cada componente, así como el precio total de los elementos, queda reflejado en la Tabla 3.2.

Tabla 3.2 Valores de los componentes reales y el total de los precios

Componentes	Cantidad	Valor (USD)
Resistores	32	9,267945
Potenciómetros	3	3,43606
Capacitores	14	0,838
Diodos	6	0,064
CI (TL084)	4	0,9396
Transistores	2	0,064
Oscilador 555	1	0,144
total		14,73695

Conclusiones

1. Se plantea un diseño de electrolaringe a manos libres.
2. Se realizó el estudio de modelos ya existentes con vista a una elección más adecuada.
3. Se logró diseñar y simular una electrolaringe.
4. Se propone el montaje de la electrolaringe sobre la base de componentes menos costosos.

RECOMENDACIONES

Con el objetivo de dar seguimiento al presente trabajo se proponen las siguientes recomendaciones.

1. Realizar el montaje real de la electrolaringe propuesta.
2. Realizar un análisis crítico del diseño con vistas a reducir la cantidad de componentes y/o mejorar el funcionamiento del mismo.
3. Extender la propuesta a las instituciones pertinentes en aras de poner a prueba al diseño.
4. Realizar un diseño de un transductor que satisfaga los requerimientos de dicha electrolaringe.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] D. D. J. PAVEZ, "Patología de la Laringe."
- [2] M. G. García, "Anatomía IV. Anatomía de la faringe y la laringe. ," Apuntes de Enfermería. Anatomía., 2007.
- [3] D. L. Loiacono, "LARINGE ANATOMÍA," 2011.
- [4] S. F. G. F Vázquez de la Iglesia*, J Rey Martínez*, A Urra Barandiarán "Voz esofágica," Revista Médica de la Universidad de Navarra, vol. 50, pp. 56-64, 2006.
- [5] M. F. Á. Á. D. H. G. Á. L. M. Adrián, "ATENCIÓN DE ENFERMERÍA AL PACIENTE TRAQUEOSTOMIZADO," 2003.
- [6] H. F. J. Van Dam Frits, Emsbroek Geta, Touw Frederieke I, Van As Corina, de Jong Nynke, "Deterioration of olfaction and gestation as a consequence of total laryngectomy," Laryngoscope, vol. 109, pp. 1150-1155, 1999.
- [7] A. Kenneth M. Houston, "USA Patent," vol. US 7,212,639 B1, 2007.
- [8] H. G. K. Sullivan Paula, "Dysphagia after total laryngectomy," Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery, vol. 9, pp. 139-146, 2001.
- [9] J. H. E. Goldstein, J. Kobler, G. Stanley, Hilton, "Design and Implementation of a Hands-Free Electrolarynx Device Controlled by Neck Strap Muscle Electromyographic Activity," IEEE Transactions on Biomedical Engineering, vol. 51, 2004.
- [10] T. W. J. a. J. G. Websters, "Interfacing Sensors to the IBM PC," Englegood cliffs N.J: Prentice Hall, 1988.

-
- [11] Tektronick. Manual de usuario. Osciloscopios de fósforos digitales, serie DPO 300. WWW.tektronick.com, 27 de mayo de 2011
- [12] Jacob Millman, "Microelectronics", Digital and Analog Circuits and Systems", edición 2001.
- [13] C. T. Corporation, " General Purpose Rectifier " 2011.
- [14] F. S. Corporation, "BC546/547/548/549/550 DataChip," 2002.
- [15] A. Corporation, "X7R Dielectric General Specifications," 2011.
- [16] F. S. Corporation, "LM555 Single Timer Datachip," 2011.
- [17] Y. Corporation, "Approval Sheet for MELF Metal Film Resistors" 2011.
- [18] User Manual, "4 Channel Signal Acquisition System, CIDA/UNB/UCLV, Institute of Biomedical Engineering, University of New Brunswick, Canada, October 20, 2000.
- [19] T. Instruments. 2010, Multisim 10.1 DDLINK software científico. Available: <http://www.addlink.es/productos.asp?pid=698>.