

Universidad Central “Marta Abreu” de Las Villas

Facultad de Ingeniería Eléctrica

Centro de Estudios de Electrónica y Tecnologías de la Información.



TRABAJO DE DIPLOMA

Obtención de la señal de respiración mediante la pneumografía de impedancia

Autor: Lenier Ferrer Orozco.

Tutor: Dr.CT, Carlos Ariel Ferrer Riesgo.

Santa Clara

2010

"Año 52 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

Obtención de la señal de respiración mediante la pneumografía de impedancia

Autor: Lenier Ferrer Orozco.

lferrer@uclv.edu.cu

Tutor: Dr. CT, Carlos Ariel Ferrer Riesgo.

cferrer@uclv.edu.cu

Santa Clara

2010

"Año 52 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 Tutor

Firma del Jefe de Departamento
donde se defiende el trabajo

Firma del Responsable de
Información Científico-Técnica

PENSAMIENTO

Todo ser humano encierra en sí mismo, posibilidades que están a la espera de ser descubiertas.

Helen Keller

DEDICATORIA

A mi mamá por ser mi fuente de inspiración.

A mi hermano por ayudarme en momentos difíciles.

A toda mi familia que siempre me apoya.

AGRADECIMIENTOS

A mi Tutor por el apoyo y sacrificio brindado.

A Meily esa bobita que siempre ha estado conmigo.

A mis amigos Sheylan, Betty y Ernesto.

A los profesores por la formación durante estos cinco años.

A mi novia por soportarme.

A mi tío Moisés por su apoyo.

A todos Gracias.

TAREA TÉCNICA

- Revisión bibliográfica acerca del tema.
- Análisis de alternativas existentes.
- Diseño de las configuraciones circuitales propuestas.
- Simulación y montaje del sistema propuesto.
- Evaluación de los resultados obtenidos.
- Realización del informe.

Firma del Autor

Firma del Tutor

RESUMEN

El método de pneumografía de impedancia constituye un procedimiento fundamentado en técnicas de bioimpedancia, el cual se basa en el principio de que la impedancia torácica varía durante el ciclo respiratorio. Este método se emplea en sistemas de monitoreo y proporciona información relevante en la evaluación del estado fisiológico de los pacientes.

El objetivo general de este trabajo es obtener la señal de respiración y los objetivos específicos son analizar las distintas alternativas para cada etapa del sistema, simular y montar el mismo, y analizar los resultados obtenidos.

Desde el punto de vista científico constituye un material académico para la carrera de Ingeniería Biomédica en la mención de bioinstrumentación. Desde el punto de vista social la técnica ayuda a mejorar la atención al paciente ya que con la monitorización continua de la frecuencia respiratoria se pueden detectar fallas del sistema respiratorio.

En el trabajo se llega a una propuesta que cumple los objetivos planteados, y puede servir de base para el desarrollo posterior de un prototipo de pneumógrafo de impedancia.

TABLA DE CONTENIDOS

PENSAMIENTO	i
DEDICATORIA	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
A todos Gracias. TAREA TÉCNICA	iii
TAREA TÉCNICA	iv
RESUMEN.....	v
INTRODUCCIÓN	1
CAPÍTULO 1. Pneumógrafo. Principio de funcionamiento y variantes	3
1.1 Proceso de respiración	3
1.1.1 Monitorización de la frecuencia respiratoria.	3
1.1.2 Alternativas para la medición del ritmo respiratorio.	4
1.1.3 Pneumografía de impedancia, parámetros eléctricos.	5
1.1.4 Aplicaciones reportadas.	7
1.1.5 Equipos comerciales.	8
1.2. Diagrama de bloques.....	9
1.2.1 Generador y sensado.	10
1.2.2 Electrodos.....	13
1.2.3 Detección por envolvente.....	13
1.2.4 Filtrado Pasa Banda.	15

1.2.5	Medición y Visualización.	15
1.2.6	Seguridad eléctrica.	15
1.3	Conclusiones del capítulo.	16
CAPÍTULO 2. SISTEMA PROPUESTO.....		17
2.1	Generación y sensado.....	17
2.1.1	Aplicar voltaje constante.....	20
2.1.2	Aplicar corriente constante.	20
2.2	Electrodos seleccionados.	21
2.3	Detección por envoltorio.....	22
2.4	Filtrado Pasa Banda.	24
2.5	Conclusiones del capítulo.	25
CAPÍTULO 3. PRUEBAS EFECTUADAS, RESULTADOS Y DISCUSIÓN		26
3.1	Pruebas de Simulación.....	26
3.2	Resultados del montaje real.	27
3.2.1	Demodulador.....	28
3.2.2	Filtrado.	30
3.3	Conclusiones del capítulo	31
CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES		32
Conclusiones		32
Recomendaciones.....		32
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		33
Anexo I	Función “isfread.m”	36

INTRODUCCIÓN

La pneumografía de impedancia consiste en la medición de las variaciones de impedancia de la caja torácica debido al llenado y vaciado de los pulmones. La medición de impedancia se basa en la ley de Ohm, ley que establece la relación entre la corriente, el voltaje y la impedancia. En los estudios basados en bioimpedancia estas corrientes y voltajes no pueden ser de corriente directa pues pueden producir quemaduras químicas por acumulación de iones.

Existen dos vías para obtener un estimado de la variación de impedancia transtorácica, una es aplicar corriente alterna con amplitud pequeña y de intensidad pico constante a través de electrodos para medir el voltaje entre ellos y la otra aplicar voltaje de amplitud constante para medir la corriente a través de ellos.

Estas variaciones de impedancia permiten obtener la frecuencia respiratoria, una variable incluida en muchos monitores de parámetros fisiológicos, aunque no existe un equipo destinado solamente para este fin. Este monitoreo es útil en unidades de cuidados intensivos para prevenir paros respiratorios. Otra de las aplicaciones es en estudios del sueño para detectar episodios de interés (por ejemplo apnea obstructiva y bradiapnea) lo que puede conllevar a padecimientos cardiovasculares.

La motivación de esta investigación es la obtención de la señal de respiración para su vinculación a la carrera de Ingeniería Biomédica, permitiendo su empleo por parte de los estudiantes en las asignaturas de la mención de bioinstrumentación.

El objetivo general de este trabajo es diseñar un sistema para obtener la señal de respiración y los objetivos específicos son analizar las distintas alternativas para cada etapa del sistema, simular y montar el mismo, y analizar los resultados obtenidos.

Para su realización se tienen en cuenta distintas tareas técnicas que constituyen el orden del trabajo a realizar, estas se exponen a continuación:

- Revisión bibliográfica acerca del tema.
- Análisis de alternativas existentes.
- Diseño de las configuraciones circuitales propuestas.
- Simulación y montaje del sistema propuesto.
- Evaluación de los resultados obtenidos.
- Realización del informe.

El informe está estructurado en tres capítulos. En el primero se aborda el estado del arte, y se hace un análisis crítico de las diferentes alternativas existentes para cada etapa o bloque funcional de un pneumógrafo de impedancias. El segundo capítulo describe el sistema propuesto, argumentando las decisiones de diseño, y el tercero presenta los resultados de las simulaciones y las mediciones del montaje real, lo que permite discutir los resultados obtenidos en función de los objetivos propuestos.

Finalmente se formulan las conclusiones del trabajo, y se proponen recomendaciones para trabajos posteriores.

CAPÍTULO 1. Pneumógrafo. Principio de funcionamiento y variantes.

En el capítulo se presenta una breve explicación anatómica del proceso de respiración y la importancia del monitoreo de dicho proceso. Se valoran alternativas para la medición de la señal respiratoria seleccionando la más extendida al ambiente clínico. Se muestra el diagrama en bloque del equipo, acompañado de un análisis de ventajas y desventajas de cada alternativa.

1.1 Proceso de respiración

La respiración es un proceso involuntario y automático que se desarrolla en cada organismo vivo. Es llevada a cabo por los músculos que cambian el volumen de la cavidad torácica y al hacerlo crean presiones negativas y positivas que mueven el aire hacia dentro y hacia fuera de los pulmones. Las estructuras que intervienen en este mecanismo son el diafragma, la caja de costillas y la musculatura asociada, así como los tejidos de los mismos pulmones. En la siguiente figura se muestra este proceso [1].

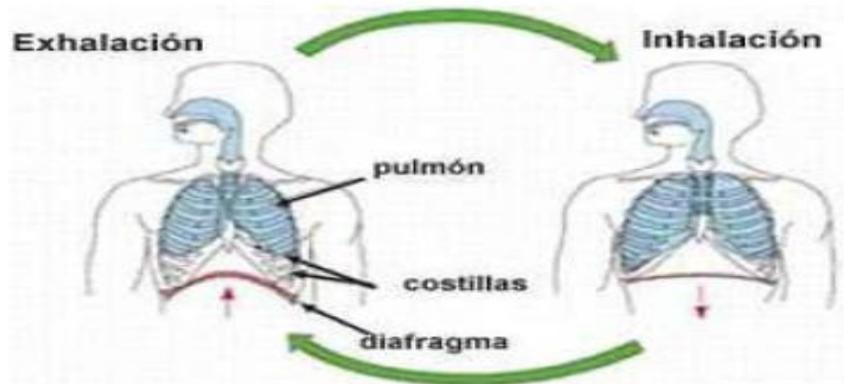


Figura 1.1. Exhalación e Inhalación.

1.1.1 Monitorización de la frecuencia respiratoria.

La frecuencia respiratoria (FR) constituye un parámetro fisiológico importante a ser considerado en la determinación primaria del estado patológico de los pacientes y a su vez es un indicador primordial del funcionamiento del aparato respiratorio. La frecuencia respiratoria representa los ciclos de inhalación y exhalación que una persona realiza por

minuto, se suele medir en estado de reposo y presenta una gran dependencia con la edad del paciente [2,3].

Tabla 1.Valores promedio de las respiraciones por minuto con las edades correspondientes.

Edad	Respiraciones por minuto
Recién nacido	40-60
Niños de 3 meses a 1 año	30-40
Niños de 1 a 2 años	25-30
Niños de 2 a 8 años	20-25
Niños de 8 a 12 años	18-20
Adulto	14-18

La monitorización de la frecuencia respiratoria puede ser llevada a cabo utilizando técnicas de auscultación por parte del personal asistencial o por medio de equipamiento biomédico destinado para tal fin. En el primer caso se pueden presentar imprecisiones en el registro de la variable de interés dado que este método no permite establecer con certeza del inicio o el final de un ciclo respiratorio además de que la monitorización continua no es factible por el personal médico. Por su parte, la tecnología biomédica existente no se limita a proporcionar información con respecto a la actividad respiratoria del paciente sino que también provee otro tipo de signos vitales, cuya monitorización cobra importancia en unidades de cuidados intensivos [4].

1.1.2 Alternativas para la medición del ritmo respiratorio.

Los procedimientos existentes para registrar la actividad respiratoria incluyen variados principios tales como la detección de los cambios de temperatura del gas inhalado y exhalado por medio de un termistor introducido en una fosa nasal y las variaciones de la resistencia eléctrica en una galga extensométrica presente en un banda ajustada alrededor del tórax. Las molestias provocadas junto con la susceptibilidad de estos procedimientos a

los movimientos del paciente, que causan artefactos y por ende resultados indeseados, conllevan a que su uso no sea tan extendido en el ambiente clínico [5].

Por su parte, el método de pneumografía de impedancia constituye un procedimiento fundamentado en técnicas de bioimpedancia, el cual se basa en el principio de que la impedancia torácica varía con la inhalación y exhalación de aire [6].

1.1.3 Pneumografía de impedancia, parámetros eléctricos.

La pneumografía de impedancia consiste en la medición de las variaciones de impedancia de la caja torácica debido al llenado y vaciado de los pulmones. Cuando ocurre la inhalación los alvéolos se llenan y se separan sus paredes, provocando un aumento de la impedancia y una disminución de la conductividad del tejido. Una vez que la presión intrapulmonar iguala a la atmosférica, la inhalación se detiene y entonces, gracias a la fuerza elástica de la caja torácica, esta se retrae, las paredes de los alvéolos se pegan, disminuyendo la impedancia y aumentando la conductividad del tejido. En el caso de la pneumografía de impedancia los electrodos son colocados a ambos lados del pecho, a nivel de la mano derecha (*RA*) y mano izquierda (*LA*).

La medición de impedancia se basa en la ley de Ohm, ley que relaciona la corriente, el voltaje y la impedancia. En los estudios donde se aplican potenciales (corriente o voltaje) a los pacientes estos no pueden ser de corriente directa pues pueden producirse quemaduras químicas por acumulación de iones. Existen dos vías para obtener un estimado de la variación de impedancia transtorácica, una es aplicar corriente alterna con baja amplitud y de valor pico constante a través de electrodos para medir el voltaje entre ellos y la otra aplicar voltaje de amplitud constante para medir la corriente a través de ellos. En la figura siguiente se muestran curvas representativas del comportamiento del voltaje, la corriente y la impedancia para ambos casos, con corriente constante encima y voltaje constante debajo. En ambos casos la figura de la izquierda corresponde a la excitación bipolar de amplitud constante, la del centro a la variación de impedancia (que se ha representado idéntica para ambos casos) y a la derecha la señal a medir, donde la impedancia ha influido en la amplitud de las oscilaciones. Puede observarse la inversión de la envolvente de amplitud entre ambas alternativas, aunque esto no trae implicaciones para la medición del ritmo respiratorio y por tanto no implica ventajas para el empleo de una u otra alternativa.

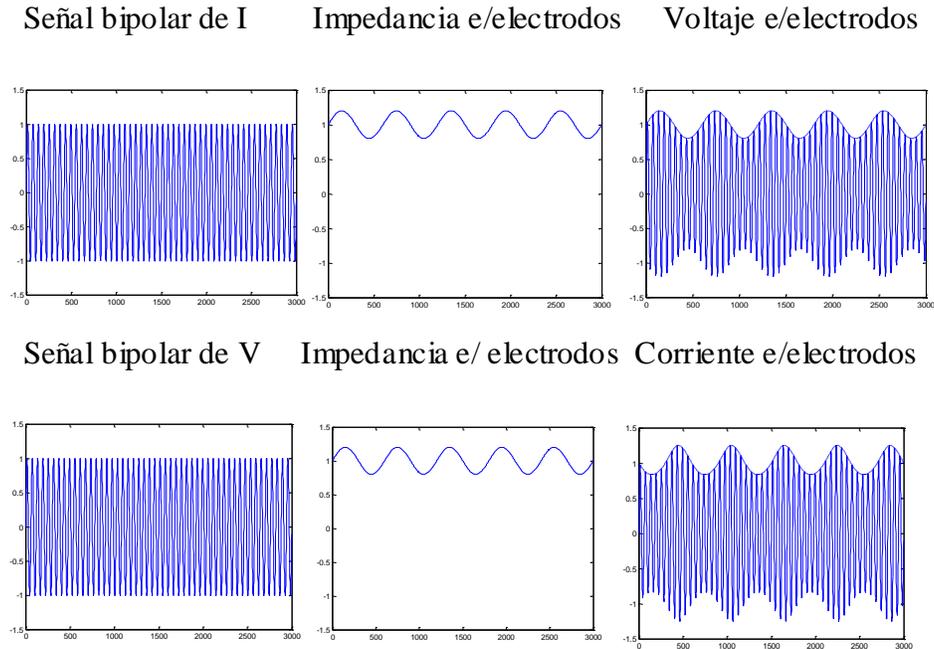


Figura 1.2. Arriba: formas de ondas representativas de corriente, impedancia y voltaje para el caso de aplicar corriente constante. Abajo: formas de ondas representativas de voltaje, impedancia y corriente cuando se aplica voltaje constante.

En el caso de que la señal de excitación bipolar sea sinusoidal, se puede plantear para la alternativa de corriente constante que:

$$I(t) = Ac \cdot \cos(W_c t) \quad (1)$$

donde Ac es la amplitud máxima de la señal, W_c es la frecuencia angular de la portadora.

La ecuación de la forma de onda que sienten los electrodos es:

$$V(t) = I(t) \cdot Z(t) = Ac \cdot Z(t) \cdot \cos(W_c t) \quad (2)$$

y como $Z(t)$ se puede descomponer en una parte constante Z_c y una variable Z_v (señal de interés, de variación de impedancia), ($Z = Z_c + Z_v$) esto puede reescribirse como:

$$V(t) = Ac \cdot Z_c \cdot [1 + Z_v(t)/Z_c] \cdot \cos(W_c t) \quad (3)$$

Puede apreciarse la similitud de la ecuación anterior con la que describe la modulación de amplitud (AM).

$$X_c(t) = Ac [1 + m_x(t)] \cdot \cos(w_c t) \quad (4)$$

donde $A_c \cos(\omega_c t)$ es la portadora sin modular, y m_x recibe el nombre de índice de modulación. Puesto que A_c es la amplitud de la portadora sin modular se define que la amplitud de la señal modulada es $A_c [1+m_x(t)]$ [7].

Estableciendo una similitud entre ambas, puede decirse que la forma de onda está modulada en amplitud, y que para medir Z_v se puede efectuar un proceso de demodulación para separar la señal portadora de la moduladora, dado que el término de la modulación $m(t)$ estaría relacionado con Z_v/Z_c , donde Z_c sólo introduciría un término de proporcionalidad. En el caso de aplicar voltaje se puede realizar la misma analogía, pero sustituyendo las impedancias por admitancias.

Las variaciones de impedancia representan aproximadamente hasta un 3% del voltaje de corriente directa en donde está montada la señal. La impedancia total es la suma de tres resistencias conectadas en serie: Z_e impedancia de los electrodos, la del tórax Z_t y la que se quiere medir que corresponde a las variaciones provocadas por los movimientos del paciente al respirar Z_v . En la Figura 1.3 se muestra el circuito equivalente.

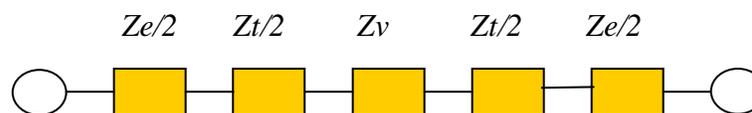


Figura 1.3. Impedancias presentes entre electrodos en la medición de impedancia transtorácica.

1.1.4 Aplicaciones reportadas.

El estudio de las señales biológicas proporciona información relevante sobre el estado de los pacientes, para ello se requiere del diseño e implementación de sistemas de monitoreo; los cuales ofrecen ventajas en cuanto a seguridad, comodidad y economía. La mejora del diagnóstico empleando ayuda tecnológica, permite mejorar la atención médica. Algunas aplicaciones del estudio de la señal de respiración se describen a continuación:

-Una de las aplicaciones menos conocidas de las mediciones de impedancia transtorácica, es el tratamiento de pacientes con fibrilación ventricular. La forma más efectiva de tratamiento de la fibrilación ventricular consiste en inducir, a través del tórax del paciente,

una descarga eléctrica, que detiene la fibrilación y facilita el reinicio de los latidos normales del corazón [8,9].

-Experimentalmente se ha encontrado que existe una muy buena correlación entre el ingreso de oxígeno al organismo y el ritmo cardiaco, tanto en personas sanas como en aquellas que tienen padecimientos respiratorias. Es por ello que para el implante de marcapasos adaptativos es necesario obtener la frecuencia respiratoria para lograr un sincronismo con la frecuencia cardiaca y por ende un correcto funcionamiento del dispositivo [10-13].

-La apnea obstructiva del sueño es un trastorno crónico que deteriora significativamente la calidad de vida del paciente, además de considerarse como factor de riesgo para padecimientos como la hipertensión y problemas cardiacos. Para su diagnóstico y valoración se emplean diversas señales fisiológicas entre las que se encuentran los esfuerzos respiratorios. Durante una apnea obstructiva, dichos esfuerzos están presentes ya que el sujeto intenta inspirar, pero no existe una entrada de aire al sistema respiratorio debido a la obstrucción de las vías respiratorias [14].

-Para detectar bradipnea: lentitud en el ritmo respiratorio con una frecuencia inferior a 12 respiraciones por minuto. Se encuentra en pacientes con alteración neurológica e infección respiratoria [14].

-En salas de cuidados intensivos es necesario la monitorización de la frecuencia respiratoria. Para ello se utilizan equipos con alarmas para detectar de forma inmediata la ausencia de oxígeno y prevenir paros respiratorios [3, 15-19].

1.1.5 Equipos comerciales.

Los equipos que realizan la medición del ritmo respiratorio son generalmente bloques independientes en los monitores de cabecera. Ejemplo de esto es la serie de monitores de cabecera DOCTUS [20], de fabricación cubana. El DOCTUS IV es un monitor de parámetros fisiológicos destinado a medir electrocardiografía (ECG), frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria, temperatura, oximetría de pulso y presión no invasiva en pacientes sometidos a una observación continúa. Constituye un sistema flexible y abierto, con módulos independientes e intercambiables para los diferentes parámetros fisiológicos que se requieran supervisar; por lo que en el futuro se le pueden añadir nuevos módulos

correspondientes a diferentes signos vitales. Desde el punto de vista funcional y por su concepción modular, es análogo al SIRECUST 1200 de la firma Siemens, al Life Scope 14 de la firma Nihon Kohden y al CMS HP OmniCare 24 de la firma Hewlett Packard [20].



Figura 1.4. DOCTUS IV.



Figura 1.5 SIRECUST 1200.



Figura 1.6. Life Scope14.



Figura 1.7. CMS HP OmniCare 24.

En cuanto al circuito de medición de la respiración en particular, existen patentes reportadas [21-26] con diferente nivel de complejidad.

1.2. Diagrama de bloques.

En la Figura 4 se muestra un diagrama de bloque de un sistema típico para la medición de impedancia transtorácica el cual consta de un generador de señal un par de electrodos colocados en *RA* y *LA*, un detector de envolvente un filtro pasa banda y un bloque para el registro de la señal.

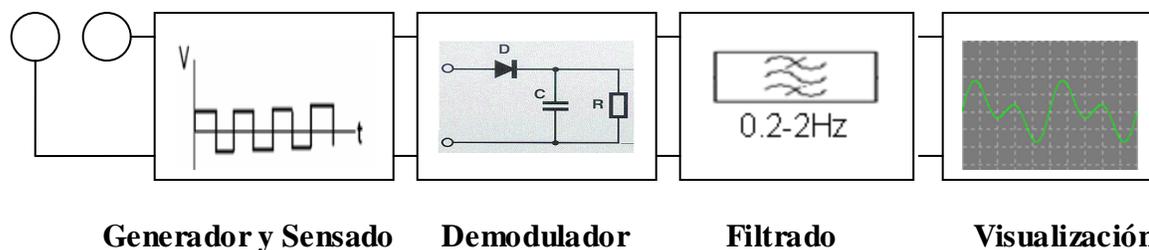


Figura 1.8. Diagrama de bloques típico de un pneumógrafo de impedancia.

Para seleccionar una variante de implementación se analizan en los siguientes sub-epígrafes cada uno de los bloques teniendo en cuenta ventajas y desventajas.

1.2.1 Generador y sensado.

El oscilador genera una onda de valor pico constante, ya sea de voltaje o corriente, a una frecuencia relativamente alta, esta onda es aplicada al paciente por un par de electrodos que sensan las variaciones de impedancia debido al llenado y vaciado de los pulmones al ocurrir el ciclo respiratorio.

La onda generada tiene que ser bipolar (puede ser cuadrada, sinusoidal, triangular, etc.) la señal que se le aplica al paciente puede ser de corriente o voltaje pero siempre de valor pico constante, y a una frecuencia relativamente alta (entre 20kHz y 100kHz). En las Figuras 1.9 y 1.10 se muestran las dos configuraciones de la conexión al paciente. El rango de frecuencias indicado disminuye sustancialmente el efecto de la impedancia de contacto entre la piel y los electrodos, no induce la generación de potenciales de acción en las fibras musculares y mantiene la amplitud de la corriente seleccionada por debajo del umbral de sensibilidad eléctrica. En la mayoría de los estudios donde se aplica la pneumografía de impedancia se prefiere aplicar corriente y medir voltaje debido a que es más sencillo medir voltaje.

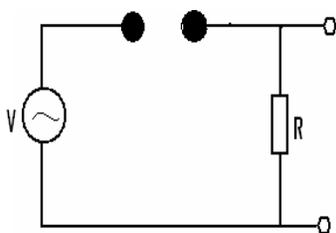


Figura 1.9. Aplicar voltaje constante.

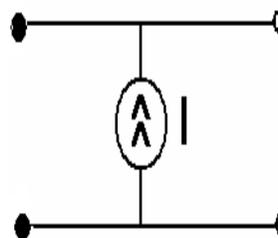


Figura 1.10. Aplicar corriente constante.

En la siguiente tabla se muestran algunas alternativas para generar una onda cuadrada.

Tabla 2. Alternativas de osciladores de onda cuadrada.

Osciladores de onda cuadrada	Ventajas	Desventajas
Osciladores 555	Fáciles de implementar.	No trabajan a altas frecuencia y no garantizan bipolaridad.
Inversores CMOS	Fáciles de implementar y trabajan a alta frecuencia.	Su manipulación requiere de manillas de aterramiento ya que son sensibles a carga estática, no garantiza bipolaridad.
A transistores	Trabajan a altas frecuencias.	No garantizan bipolaridad, la señal no es simétrica pues los transistores reales no son exactamente iguales.
Amplificadores operacionales (<i>Schmitt Trigger</i>)	Son fáciles de implementar y garantizan bipolaridad.	No siempre trabajan a alta frecuencia (depende del operacional).

A continuación se muestran las configuraciones circuitales de los generadores que se describen en la Tabla 2.

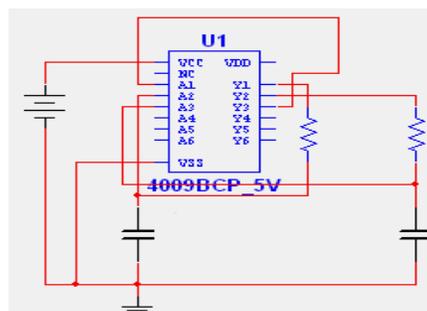
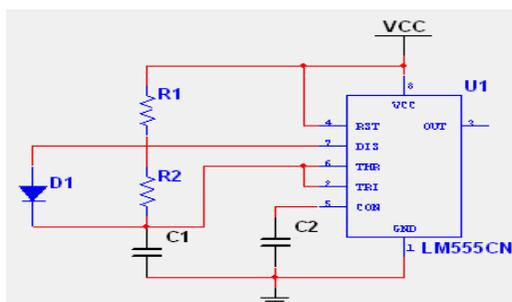


Figura 1.11.Oscilador con inversores CMOS. Figura 1.12.Oscilador con LM55.

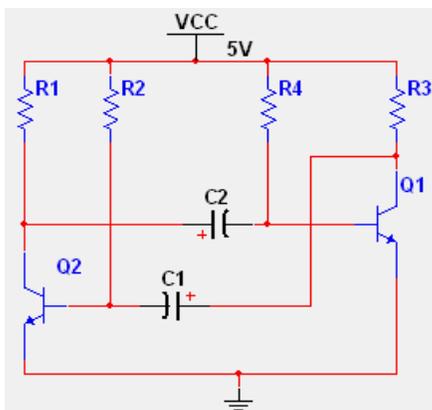


Figura 1.13. Oscilador a Transistores.

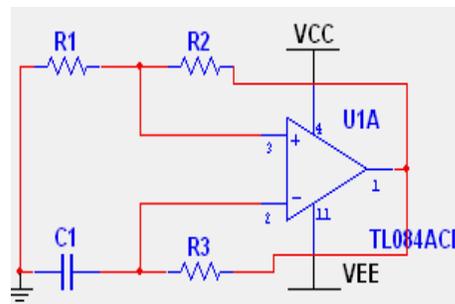


Figura 1.14. Oscilador Schmitt Trigger.

En la tabla se muestran algunas alternativas para generar una onda sinusoidal.

Tabla 3. Alternativas de osciladores de onda sinusoidal.

Oscilador de onda sinusoidal	Ventajas	Desventajas
Puente de Wien.	Trabajan a altas frecuencias	La estabilización de la amplitud de la señal no se garantiza sin ajustes o componentes adicionales.
Colpitts	Trabajan a altas frecuencias	La señal no tiene una amplitud constante presentan bobinas y necesitan un desacople DC para que la señal sea bipolar
Hartley		

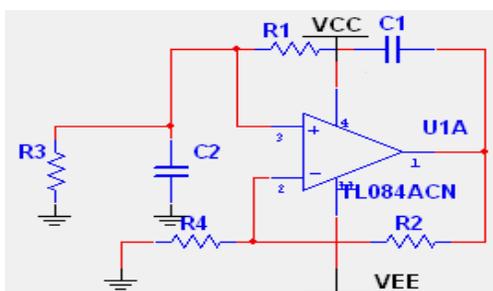


Figura 1.15. Oscilador puente de Wien.

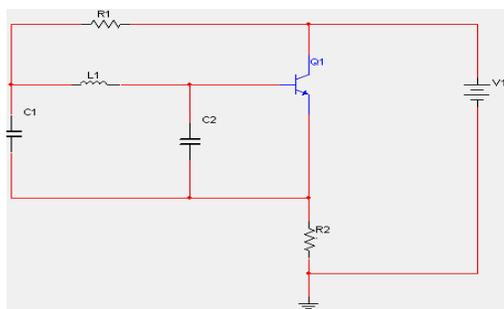


Figura 1.16. Oscilador Colpitts.

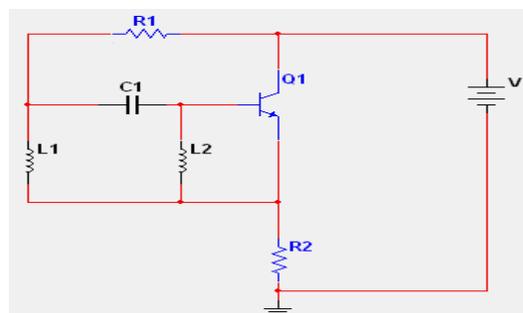


Figura 1.17. Oscilador Hartley.

1.2.2 Electrodo.

La señal se le puede aplicar al paciente mediante electrodos metálicos o electrodos autoadhesivos desechables (Ag/AgCl). La impedancia de contacto que se establece entre el electrodo y la piel depende de la frecuencia y es inversamente proporcional al área del electrodo. Para electrodos de un 1cm^2 de área, el valor de la impedancia se reduce de un valor de $200\text{k}\Omega$ -1Hz a 200Ω -1MHz [19].

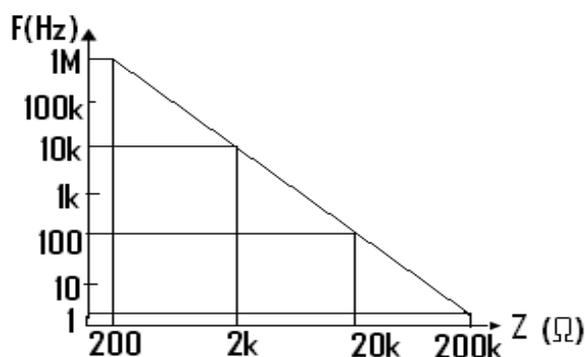


Figura 1.18. Variaciones de impedancia en función de la frecuencia.

1.2.3 Detección por envolvente.

De acuerdo con lo planteado en la sección 1.1.3, existe una similitud entre el efecto de la variación de impedancia entre los electrodos sobre la señal bipolar y una modulación de amplitud. La analogía establece la similitud de la señal bipolar y la variación de impedancia en la pneumografía, con la portadora y la moduladora en la modulación de AM. La recuperación de la señal de impedancia (moduladora) puede efectuarse entonces empleando alguna técnica de demodulación de AM. A continuación se describen las dos alternativas más comunes: la demodulación coherente y la detección por envolvente.

✓ Detector coherente

Todos los tipos de modulación lineal pueden ser detectados por el demodulador sincrónico de producto (detector coherente) de la Figura 1.19. La señal sinusoidal generada por el oscilador se multiplica por la señal de entrada, después se filtra mediante un filtro de paso bajo: el ancho de banda de dicho filtro es del mismo ancho o más grande que la señal moduladora. El oscilador necesita sincronizarse exactamente con la portadora tanto en fase como en frecuencia, de donde proviene el nombre de detección sincrónica [7].

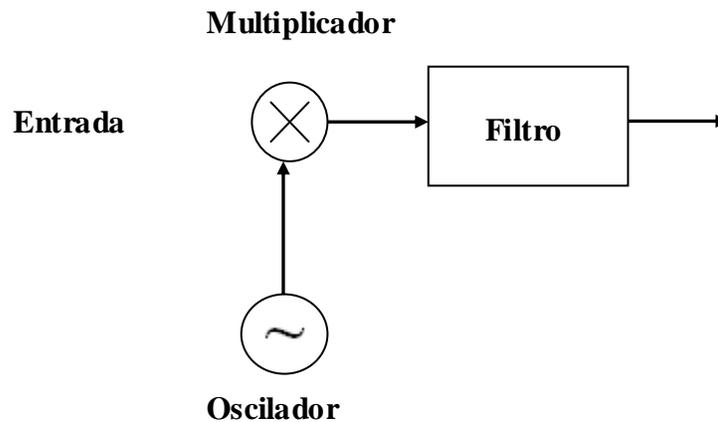


Figura 1.19. Detector coherente tomado de [7].

✓ Detector por envolvente

El detector por envolvente toma su nombre del hecho que se basa en la recuperación de la envolvente de la señal bipolar, que se corresponde con el término $Ac [1+m_x(t)]$, del cual se puede obtener la moduladora suprimiendo el nivel DC. En la siguiente figura se muestra el circuito típico de un detector por envolvente:

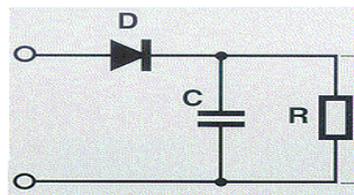


Figura 1.20. Detector por envolvente.

La envolvente se recupera ya que el diodo (D) toma los picos positivos de la señal modulada que se corresponden con las variaciones provocadas por los movimientos del paciente al respirar, R (resistencia) y C (capacitor) actúan como un filtro paso bajo que

responde solo a las variaciones en los picos de la señal de entrada, por lo que la constante de tiempo es grande en comparación con $1/f_c$ pero pequeña con el tiempo de variación de la moduladora $1/f_m$. Es necesario que $f_c \gg f_m$ de manera que se vea bien la envolvente. Bajo estas condiciones C se descarga ligeramente entre los valores picos de de la portadora [7].

Debido a que la envolvente de las ondas moduladas en amplitud tiene la misma forma de onda que la moduladora, independientemente de la frecuencia y la fase de la portadora se puede lograr la demodulación sin tener en cuenta la sincronización y la forma de onda de la señal pues puede detectar las variaciones en cualquier forma de onda.

1.2.4 Filtrado Pasa Banda.

La amplitud de las variaciones en la envolvente que debe recuperar el demodulador es varios órdenes de magnitud menor que el nivel de DC en el que está montada la señal. Esto hace que para su posterior amplificación sea necesario eliminar dicho nivel de DC. Otro problema es la presencia de ruido y restos de la señal portadora en la envolvente, debido a un funcionamiento imperfecto del demodulador. Es por ello que se debe realizar un filtrado pasa banda a la señal demodulada.

El filtrado paso banda elimina el nivel DC en que está montada la señal y el ruido luego de ser demodulada. Esta etapa de filtrado debe estar centrada en la frecuencia de la señal de respiración (0.2Hz-2Hz).

1.2.5 Medición y Visualización.

La señal de respiración es empleada para la medición del ritmo respiratorio (en inspiraciones por minuto) y detectar anomalías en el mismo. La visualización se realiza en los equipos comerciales tanto de manera gráfica (mostrando la curva) como numérica (indicando el valor del ritmo).

1.2.6 Seguridad eléctrica.

La *International Electrotechnical Commission* (IEC) ha adoptado y establecido los estándares sobre la seguridad para equipos electromédicos. Según la norma del IEC se establecen grupos en dependencia del tipo la protección utilizada y del nivel de protección.

Los monitores de cabeceras están compuestos por bloques independientes dentro del mismo equipo, estos presentan fuentes de alimentación interna compuestas por baterías recargables

(25v AC, 60v DC) lo que permite su funcionamiento por un intervalo de tiempo determinado. Además presentan fuentes de alimentación externas aisladas por medio de transformadores. En cuanto al nivel de protección el equipo es clase BF (con las partes conectables al paciente flotantes y aisladas de tierra), permitiéndose niveles de corrientes con valores del orden de 0.1 mA de corrientes de fuga en condiciones normales de explotación y de hasta 0.5 mA en la condición de simple falla. Se emplean en aplicaciones con contacto externo o interno que no incluya al corazón [27-30].

Los equipos con alimentación interna tienen previsto un adecuado grado de protección contra corrientes de fuga y fiabilidad de la conexión de tierra. Estos equipos tienen el tercer conductor a tierra tienen fuentes de alimentación interna con aislamiento por transformadores [27-30]. El sistema propuesto en este trabajo fue montado en *breadboard* con voltaje de alimentación de 15v DC a frecuencias relativamente altas.

1.3 Conclusiones del capítulo.

La respiración es un proceso involuntario, donde el organismo se puede adaptar a la escasa entrada de oxígeno. Es por ello que la monitorización de la frecuencia respiratoria es un parámetro a tener en cuenta para valorar el estado fisiológico de los pacientes. Su monitorización continua no es fácil de llevar por el personal médico y por ello existen equipos en el entorno hospitalario destinados para este fin. La pneumografía de impedancia se considera una técnica útil para el monitoreo de dicha señal.

CAPÍTULO 2. SISTEMA PROPUESTO

En este capítulo se selecciona la configuración circuital para el diseño de cada uno de los circuitos que conforman el diagrama en bloque, teniendo en cuenta la utilización de componentes reales, comerciales y de fácil adquisición. Se analizan las variantes mencionadas en el capítulo anterior para la medición de impedancia (aplicar corriente constante y aplicar voltaje constante). Siguiendo el diagrama de bloques mostrado en el Capítulo 1, se necesita de un oscilador que genere una señal bipolar a una frecuencia relativamente alta y de amplitud constante. Dicha señal se le aplica al tórax del paciente por medio de un par de electrodos, que a su vez registran las variaciones de impedancia. Estas variaciones se recuperan mediante una etapa de demodulación, y se acondicionan después mediante una etapa de filtrado, para su posterior visualización.

2.1 Generación y sensado.

El oscilador debe generar una señal bipolar y de una frecuencia relativamente alta, ya sea sinusoidal o cuadrada.

De los osciladores de onda cuadrada mostrados se selecciona el de la configuración *Schmitt Trigger* ya que garantiza que la señal generada tenga una amplitud constante (para que los cambios en el voltaje se deban solo a las variaciones de impedancia) y a la vez sea bipolar (para evitar las quemaduras por acumulación de iones). Esta configuración tiene pocos componentes por lo que su diseño es sencillo.

Para el diseño se cuenta con una pastilla TI-084 compuesta por cuatro operacionales con un *Slew Rate* de 16v/us [31]. Para obtener la forma de onda cuadrada a una frecuencia relativamente alta hay que tener en cuenta la constante RC del circuito. Partiendo de que la frecuencia de oscilación es $f = 1/T$, y $T = 2 R_3 C \ln (1+R_1/R_2)$ se debe tomar el mayor valor R_3 y el menor valor de capacitancia posible sin alterar la constante $R_3 C$ deseada. Este criterio de diseño es para que R_3 no sea comparable con la resistencia de salida del operacional, que idealmente debe ser cero pero para el TI-084 es de $\sim 400\Omega$ [31]. Esta resistencia de salida al no ser despreciable provoca distorsiones en la forma de onda de salida en función de la corriente de salida. Una razón adicional para tomar un mayor valor

de R_3 es la reducción del consumo del circuito, pues por la rama de R_3 la corriente máxima es $I=1.5 \cdot V_{cc}/R_3$. El valor del capacitor debe ser pequeño, pero superior a la capacitancia parásita entre los pines del operacional que está en el orden de los 10pf, la cual puede afectar el funcionamiento del circuito. En la siguiente figura se muestra la configuración *Schmitt Trigger* con los valores de cada componente y la forma de onda correspondiente a la salida de este circuito.

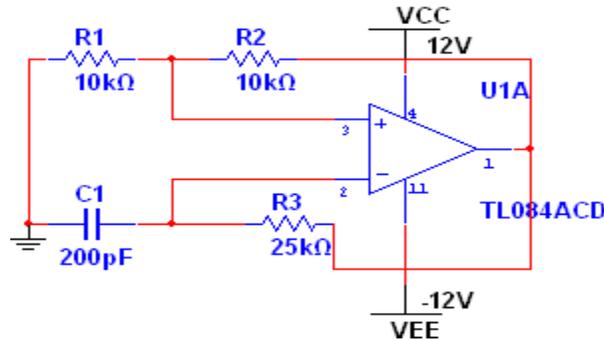


Figura 2.1 .Oscilador *Schmitt Trigger*.

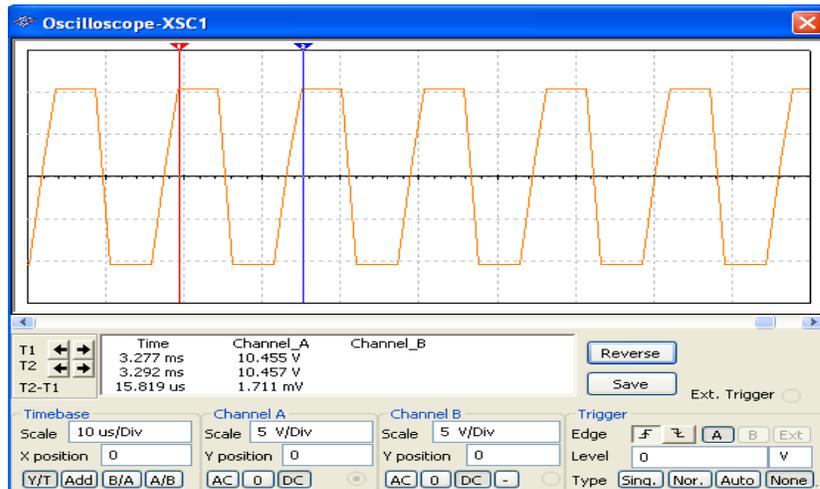


Figura 2.2 Forma de onda del oscilador *Schmitt Trigger*.

Como se aprecia en la Figura 2.2 la forma de onda cuadrada no se ve muy limitada por el *Slew Rate* del operacional ya que a esta frecuencia la pendiente de subida y bajada de las oscilaciones no necesita ser tan abrupta.

Los osciladores sinusoidales mencionados en el Capítulo 1 no garantizan que las señales sean simétricas, ni que la amplitud sea estable. Para estabilizar amplitud se necesita de componentes adicionales en el circuito. Otra alternativa para tener una onda sinusoidal es

filtrar pasa banda la salida del *Schmitt Trigger*, con el filtro centrado a la frecuencia de la oscilación y obtener la onda sinusoidal. Esta variante tiene el inconveniente de necesitar un mayor número de componentes para obtener la señal. En la Figura 2.3 se muestra el circuito para generar una onda sinusoidal empleando un filtro pasa banda que se diseñó en el *Filter Pro* y luego se simuló en el *Multisim*, ambos *software* para el diseño de circuitos [32-33]. En la Figura 2.4 se puede observar la forma de onda obtenida.

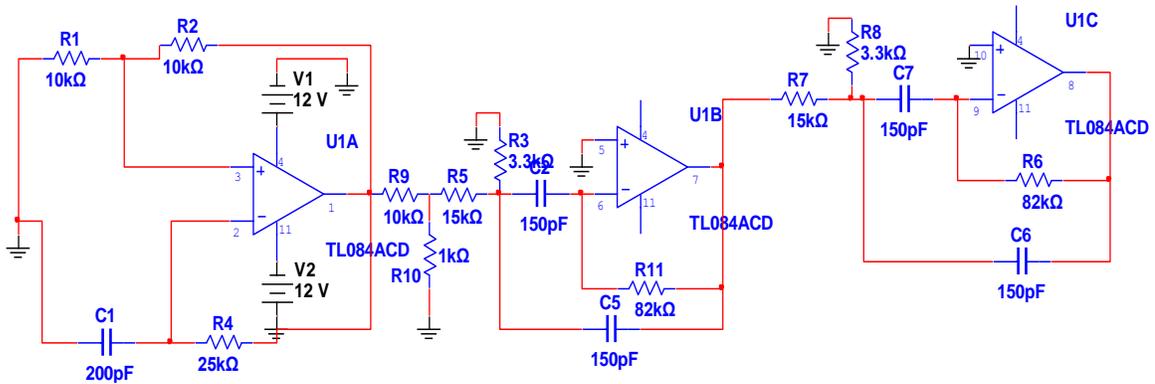


Figura 2.3. Oscilador sinusoidal a partir de *Schmitt Trigger*.

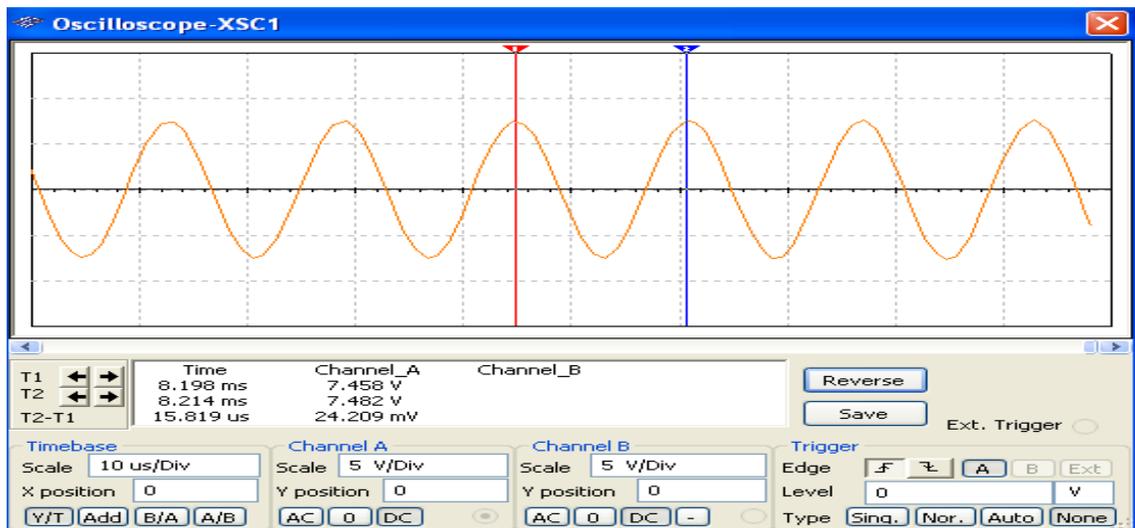


Figura 2.4. Forma de onda sinusoidal a partir de *Schmitt Trigger* con filtro.

Se descartó esta variante por la cantidad de componentes adicionales (incluyendo dos operacionales), por lo que el oscilador seleccionado para generar la forma de onda es el *Schmitt Trigger* de la Figura 2.1, con la forma de onda cuadrada a 63kHz que se muestra en la Figura 2.2, suficiente para no estimular los tejidos del paciente.

2.1.1 Aplicar voltaje constante.

El objetivo fundamental de esta variante es aplicar una señal bipolar de voltaje con amplitud constante. Se conforma un circuito entre la impedancia del tórax, las variaciones de la misma y una resistencia externa. Esta resistencia permite el sensado de la corriente que pasa por el paciente y a su vez la limita. En la figura siguiente se muestra el circuito equivalente.

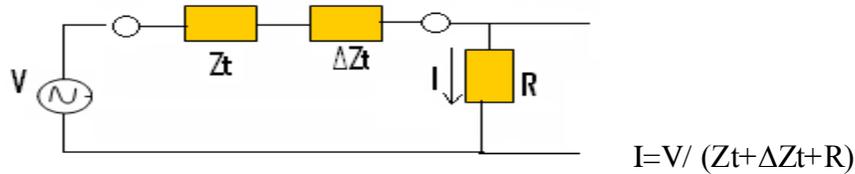


Figura 2.5. Circuito equivalente para aplicar voltaje.

2.1.2 Aplicar corriente constante.

Para generar una corriente constante la alternativa más directa es generar el voltaje con amplitud constante y luego, empleando un convertidor de voltaje a corriente, obtener la corriente de amplitud constante, con una forma de onda similar a la de voltaje.

En las figuras siguientes se muestran circuitos para convertir una señal de voltaje a una de corriente, mediante el empleo de operacionales.

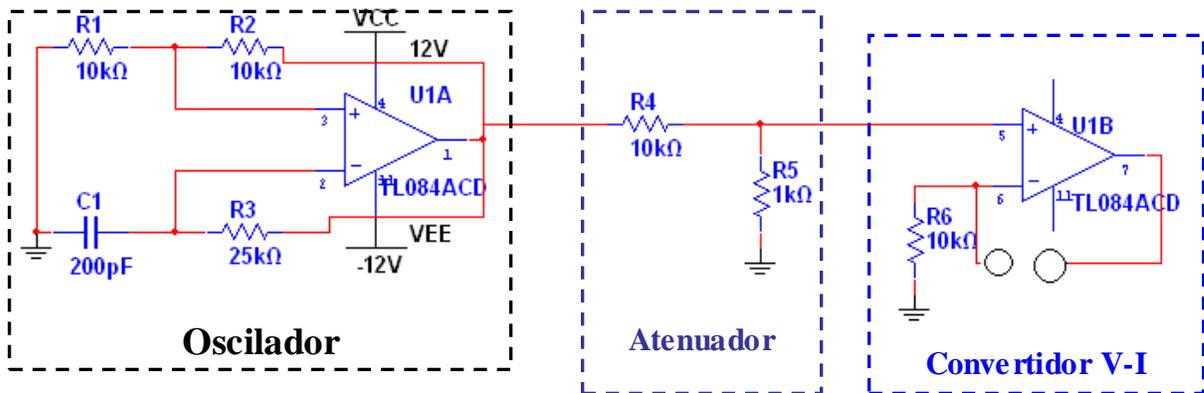


Figura 2.6. Convertidor voltaje corriente en configuración no inversora.

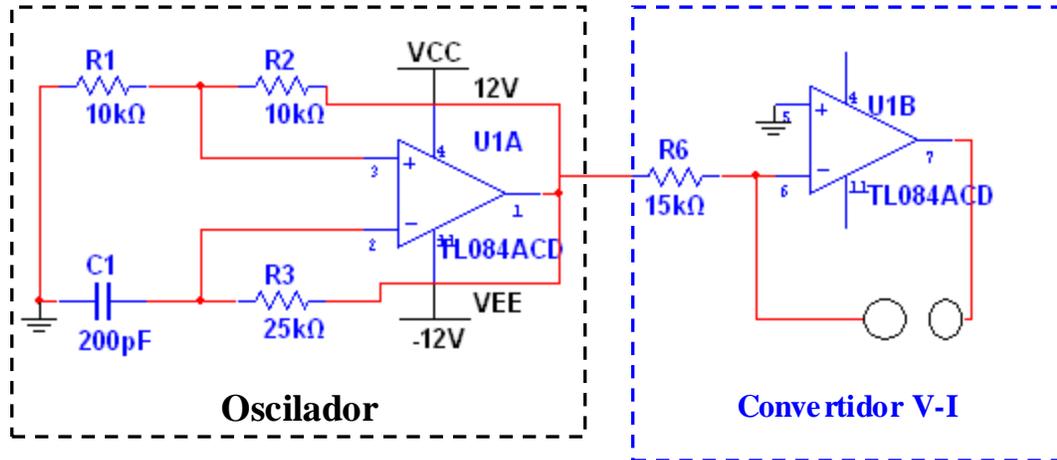


Figura 2.7. Convertidor voltaje corriente en configuración inversora.

Tanto en la configuración inversora como en la no inversora la señal de voltaje a convertir es la que genera el oscilador *Schmitt Trigger*. Se coloca un atenuador en la configuración no inversora pues el convertidor tiene ganancia mayor que la unidad lo que hace que el amplificador se sature y no funcione adecuadamente. En la configuración inversora no es necesario el atenuador porque se puede colocar una resistencia (R_6) mayor que la que pueda aparecer en el tórax, disminuyendo el consumo y haciendo que la ganancia sea menor a la unidad. Teniendo en cuenta que la corriente que pasa por el tórax es $I_t = V_{cc}/R_6$ y debe ser de aproximadamente de 1mA se selecciona un valor de R_6 en el orden de los 15kΩ.

2.2 Electrodo seleccionados.

Con la finalidad de que la aplicación de voltaje o corriente sea lo más cómoda posible se utilizaron electrodos de plata/cloruro de plata (Ag/AgCl). Estos electrodos pueden estar formados por una base de papel adhesivo sobre el cual se encuentra fijo un botón de plata recubierto por una fina película de cloruro de plata depositada electrolíticamente (Ag/AgCl), donde se conecta el cable hacia el equipo de medida. Sobre el botón, una porción de gelatina conductora que permite un contacto continuo entre la piel y el electrodo. De esta forma aunque el paciente se mueva, la gelatina siempre se adapta a la superficie de la piel impidiendo la pérdida de contacto.

Esta alternativa es también la más frecuente en el entorno clínico, donde la respiración se mide empleando las derivaciones electrocardiográficas colocadas previamente en el paciente.

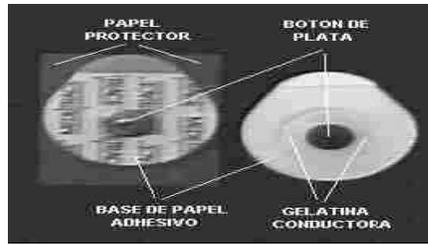
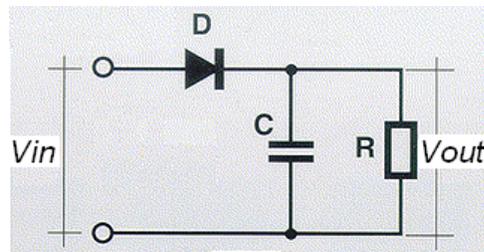


Figura 2.8. Electrodo de Ag/AgCl.

2.3 Detección por envolvente.

Como se explicó en el capítulo anterior las variaciones de impedancia se pueden captar aplicando técnicas de demodulación AM. Como la señal portadora que se le aplica al paciente es cuadrada se infiere que el detector a utilizar es el detector por envolvente ya que el detector coherente solo puede emplearse cuando la forma de onda es sinusoidal. El detector por envolvente puede detectar las variaciones de amplitud de la señal bipolar independientemente de su forma de onda.

En el circuito del demodulador, cuya representación se repite por conveniencia en la siguiente figura, el capacitor C se descarga entre picos de la señal bipolar a través de la resistencia R. Esto provoca que la salida V_{out} no sea perfectamente plana, presentando cierto rizado.



En la figura siguiente se muestran las señales V_{in} (en azul, línea continua), y V_{out} (en rojo, línea discontinua) y se indica la amplitud máxima de la señal bipolar con V_m y la amplitud del rizado con V_r . La pendiente de la descarga del capacitor puede estimarse recordando que en un capacitor:

$$dV/dt=I/C \quad (5)$$

y si el rizado es pequeño, se puede asumir I constante (la descarga del capacitor sería en línea recta, aproximación que puede verificarse cercana a la realidad en la figura) y la pendiente sería:

$$dV/dt = I/C = V_m / (RC) \quad (6)$$

La amplitud del rizado sería aproximadamente:

$$V_r = \frac{1}{2} T dV/dt = V_m / (2 f RC) \quad (7)$$

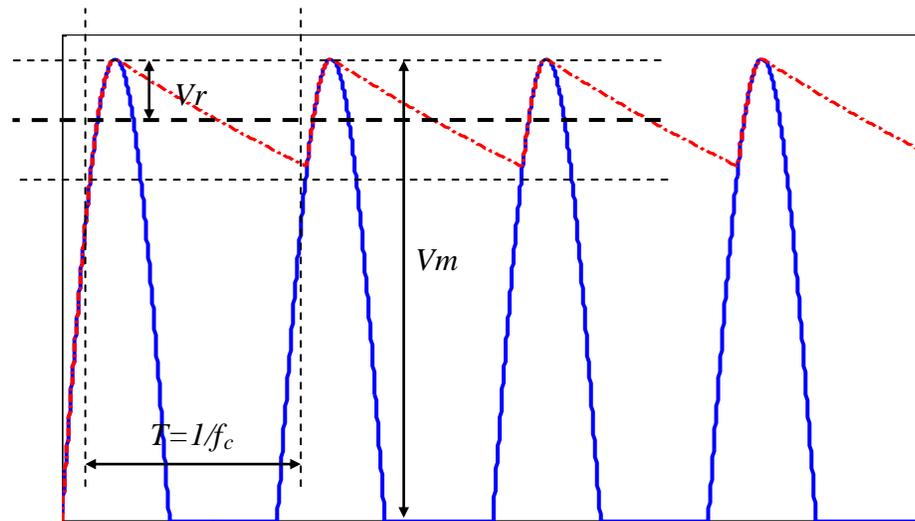


Figura 2.9. Parámetros involucrados en la descripción del funcionamiento del detector

La pendiente de la descarga del capacitor incide directamente en la amplitud del rizado, que se traduce en un ruido en la envolvente detectada, por lo que debe reducirse al mínimo posible. Sin embargo, esta pendiente debe descender lo suficientemente rápido para seguir los cambios más rápidos que puedan presentarse en la amplitud V_m , que constituyen la señal de interés.

Partiendo de que:

$$V_{in} = V_m / (Z_c + Z_v(t)) b(t) \quad (8)$$

con V_m la amplitud máxima de la señal, Z_c la impedancia constante (resistencia del tórax + interfaz electrodo piel + resistencia de sensado) Z_v la variable de interés, y $b(t)$ la señal bipolar empleada (ya sea sinusoidal o cuadrada) con amplitud unitaria, se puede estimar la máxima variación de la señal de interés $Z(t)$. Para ello hay que recordar que la variación de

$Z_v(t)$ es de hasta un 3% de la impedancia estable Z_c . Asumiendo que esta variación produce una variación de voltaje relativa semejante, y que la señal de voltaje esté en un nivel DC de $\sim V_{cc}/2$, la variación de voltaje tendría amplitud de $0.03 \cdot V_{cc}/2$. Asumiendo además que sea aproximadamente sinusoidal (lo cual es bastante lógico en el caso de la respiración) puede inferirse que la máxima pendiente negativa sea aproximadamente:

$$MP = 0.03 \cdot V_{cc} \pi f_m \quad (9)$$

Donde f_m es la frecuencia de la moduladora (la señal de interés). Asumiendo la mayor frecuencia de la respiración (2Hz), dicha pendiente es de (2.826 V/Seg).

Sustituyendo ese valor en la ecuación (6), se llega a que la constante RC es de 0.3768Seg^{-1} .

Asumiendo $R=200\text{k}\Omega$ se obtiene que $C=15\mu\text{F}$.

En la Figura 2.10 se muestra el detector por envolvente con los valores utilizados en el diseño.

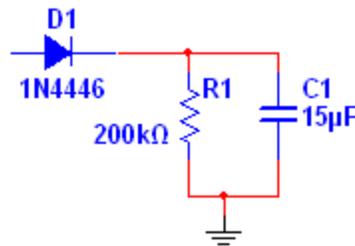


Figura 2.10. Detector por envolvente.

2.4 Filtrado Pasa Banda.

El objetivo fundamental de este bloque es eliminar el DC y el ruido presente en la señal a la salida del detector. Para ello se diseñó un filtro pasa banda con frecuencias de corte de 0.2Hz y 2Hz, dadas por la lentitud del ciclo respiratorio.

El filtro fue diseñado en el *software FilterPro2.0* de *Texas Instruments* [33], en el cual se pueden diseñar diversos filtros. Para el diseño se utilizó la configuración *Sallen Key* con aproximante de *Butterworth* de segundo orden para obtener una respuesta plana en la banda de paso y con una impedancia de entrada de $200\text{k}\Omega$. En la Figura 2.11 se presenta el diseño con los valores de cada componente.

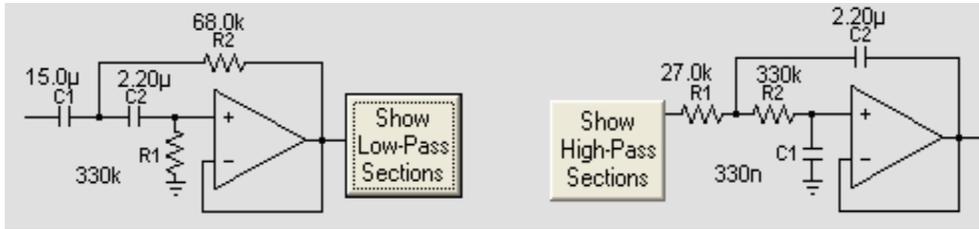


Figura 2.11. Filtro pasa banda

Como se observa en la Figura anterior los valores capacitancia son altos por lo que el montaje real se dificulta. En la etapa del paso alto esto no trae ningún inconveniente pues se pueden utilizar capacitores polarizados ya que la señal va de un nivel DC a cero. Para la etapa del paso bajo es más difícil encontrar capacitores no polarizados del orden de los μF .

2.5 Conclusiones del capítulo.

En el capítulo se escogió la configuración circuital para cada bloque del diagrama teniendo en cuenta las particularidades para el diseño de cada una. El generador seleccionado es un oscilador *Schmitt Trigger* con forma de onda cuadrada a 63kHz. Para el diseño del mismo se tuvo en cuenta el consumo del circuito tomando valores de R que lo redujeran considerablemente. Para la etapa de demodulación se escogió el detector por envolvente partiendo de que la forma de onda de la señal es cuadrada. El filtro fue diseñado con la ayuda del software *Filter Pro* a partir de los requerimientos necesarios para filtrar la señal respiratoria.

CAPÍTULO 3. PRUEBAS EFECTUADAS, RESULTADOS Y DISCUSIÓN

En este capítulo se hace un análisis de la funcionalidad de los circuitos que conforman cada bloque del diagrama. Se evalúan los resultados obtenidos para determinar la variante a utilizar para aplicar la señal al paciente.

3.1 Pruebas de Simulación

Las simulaciones efectuadas se vieron muy afectadas por limitaciones del software empleado (*Multisim 10.1*). Dadas las bajas frecuencias involucradas en el proceso de respiración, los períodos de las señales son muy largos y el *Multisim*, por limitaciones de memoria, no puede visualizar señales de tan larga duración. En la Figura 3.1 se muestra un segmento obtenido de la simulación del resultado de la modulación (punto de “Señal” en la Figura 3.2), poco antes de que el software interrumpiera la corrida:

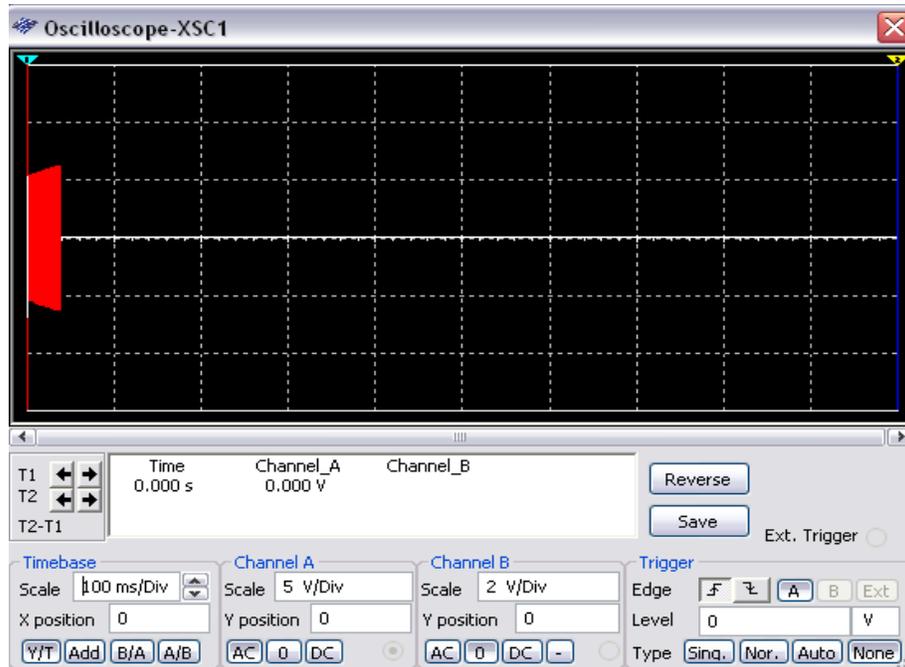


Figura 3.1 Segmento de la corrida en el Multisim 10.1. La corrida termina abruptamente.

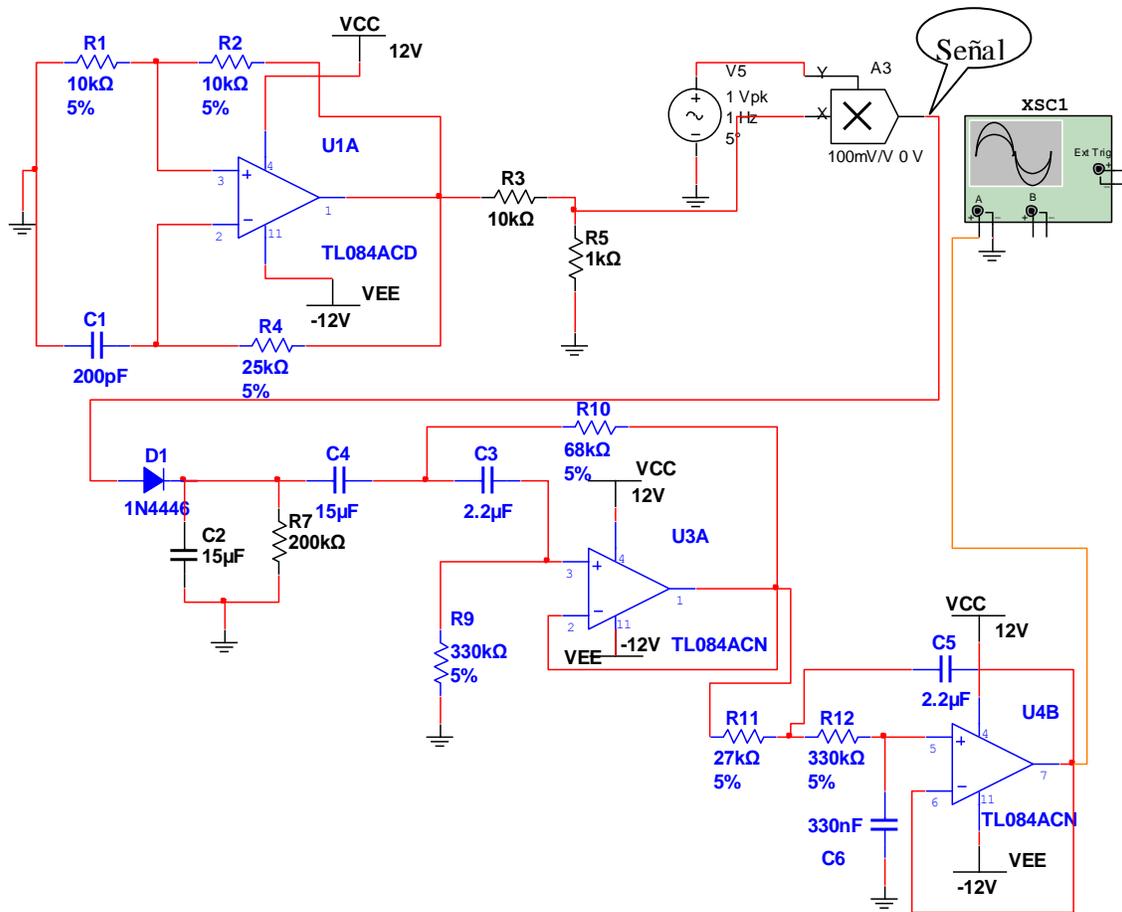


Figura 3.2 Circuito para la simulación del sistema.

La visualización de los resultados de la simulación del detector y del filtrado son aún más difíciles de visualizar, debido a los largos intervalos de estabilización de los transientes que provocan los altos valores de las constantes RC involucradas. En este tipo de aplicación, con tan largos intervalos de análisis, el *Multisim* no resultó de utilidad, por lo que la principal vía para la validación de los resultados es la experimentación y no la simulación.

3.2 Resultados del montaje real.

El montaje real del circuito se efectuó en la *breadboard* del tablero universal DAC-547000, con una distribución de componentes como se muestra en la Figura 3.3:

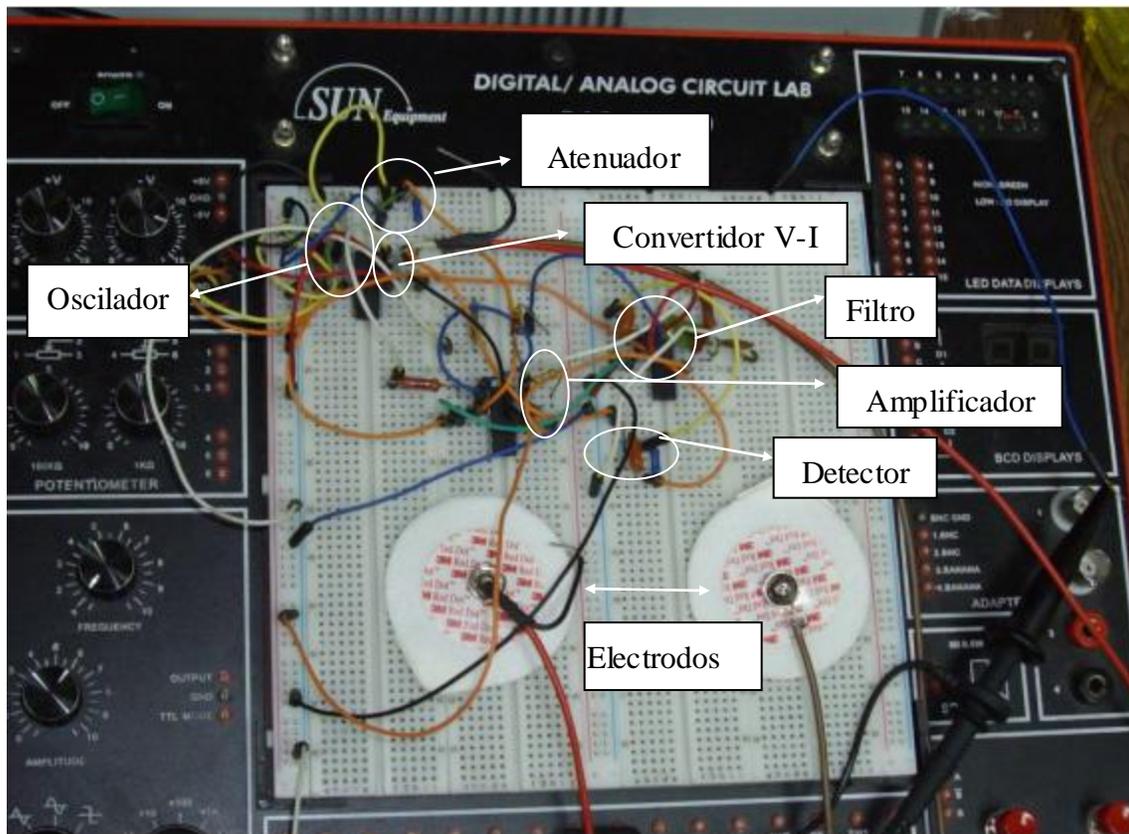


Figura 3.3 Montaje real en la *breadboard*. Bloques funcionales.

Las mediciones efectuadas en cada bloque se muestran en los epígrafes siguientes, exceptuando la generación de la onda cuadrada, que ya se mostró en el Capítulo 2. Todas las mediciones se efectuaron con un sujeto adulto de sexo masculino, empleado las facilidades de grabación digital del osciloscopio Tektronix DPO 3014.

3.2.1 Demodulador.

El funcionamiento del demodulador se evaluó para cada una de las alternativas de sensado, tanto la de aplicar voltaje y medir corriente como la de aplicar corriente y medir voltaje en sus dos configuraciones (inversora y no inversora) del convertidor voltaje corriente.

En la Figura 3.4 se muestra la salida del demodulador, para la configuración inversora del convertidor voltaje-corriente:

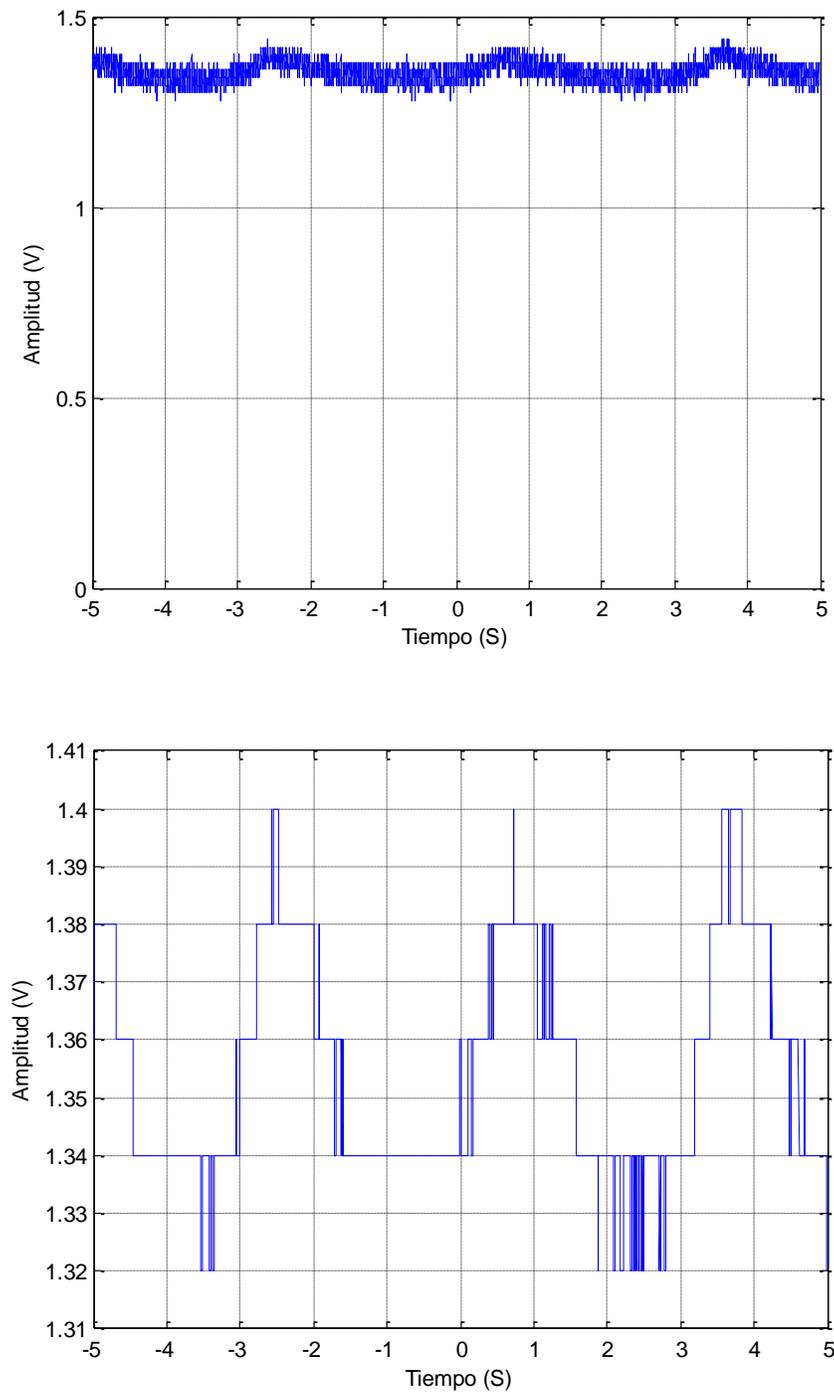


Figura 3.4 Arriba: señal a la salida del detector. Abajo: señal filtrada con un filtro de mediana de orden 51, reduciendo en eje vertical al intervalo de variación de la señal.

Las figuras fueron obtenidas en MatLab [34], leyendo los ficheros del Tektronix con la función “`isfread.m`” que se muestra en el Anexo 1. La variación de impedancia relativa, calculada como:

$$\Delta V(\%) = (V_{max} - V_{min}) / ((V_{max} + V_{min}) / 2) \quad (10)$$

resultó en un 4.4% de variación, asumiendo, a partir de inspección visual en la gráfica inferior de la Figura 3.4, que $V_{max} = 1.39$ y $V_{min} = 1.33$.

Las otras configuraciones arrojaron un $\Delta V(\%)$ de 2.4% en la de voltaje constante, y 1.4% en la de corriente constante con configuración no inversora. Estas variaciones se encuentran dentro del rango normal, y la dispersión medida puede deberse al posicionamiento de los electrodos, al cambio de la conductividad de la interfaz electrodo-piel (por abundancia o ausencia de gel conductor) o al nivel de esfuerzo del sujeto en cada medición.

3.2.2 Filtrado.

La señal de salida del detector se pasó por el filtro Pasa Banda diseñado (Figura 2.11 del Capítulo 2). Contrario a lo esperado, la señal a la salida del filtro no reflejó variación alguna, quedando estacionaria en un nivel DC al cabo de un tiempo de decenas de segundos. Pruebas experimentales arrojaron que el mal funcionamiento ocurre en el filtro paso alto, con posible causa en la fuga de los capacitores, que por ser de tan alto valor fueron seleccionados electrolíticos de tantalio. Luego de varios cambios de diseño para emplear otros valores de capacidad, se decidió sustituir el filtro paso altos activo de segundo orden por uno pasivo de primer orden, con empleo de un capacitor no polarizado.

El circuito de filtrado quedó conformado por el mostrado en la Figura 3.5:

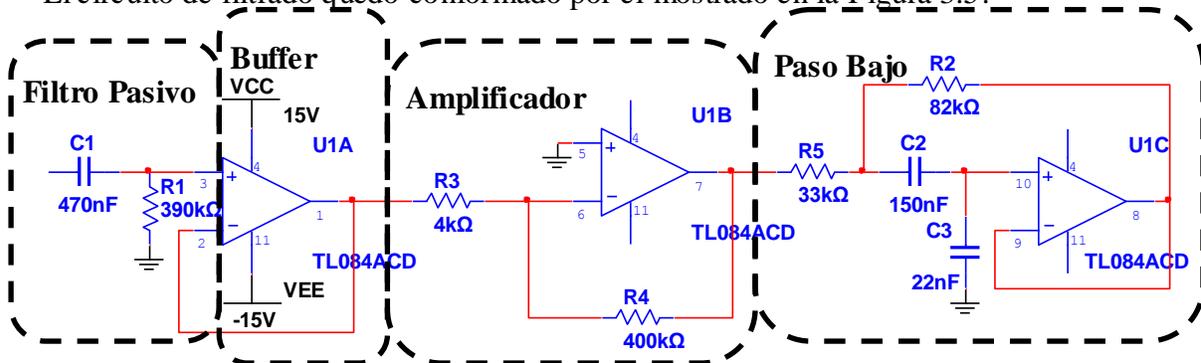


Figura 3.5 Etapa de filtrado modificada.

Donde el **Filtro Pasivo** tiene frecuencia de corte de 0.85Hz (se sacrificó respuesta de frecuencia para poder bajar el valor del capacitor), el **Buffer** tiene la función de impedir que la etapa siguiente tuviera efecto de carga sobre el **Filtro Pasivo**, el **Amplificador** se empleó para aumentar el nivel de la señal (ganancia ~100), y el **Paso Bajo** es el mismo del diseño original.

La salida de esta etapa de filtrado modificada se muestra en la Figura 3.6, empleando la variante de sensado de corriente constante en configuración inversora.

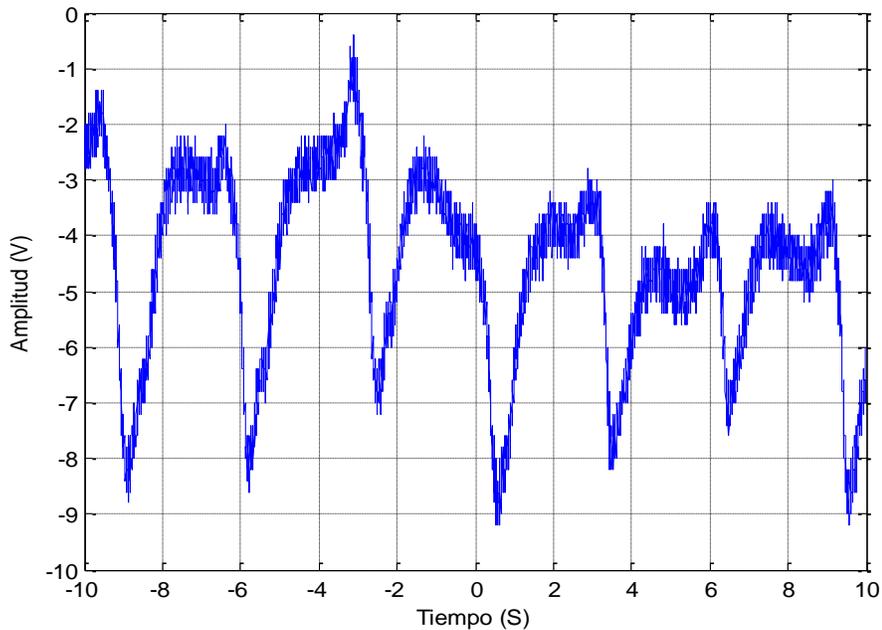


Figura 3.6 Señal de respiración obtenida

En la figura se aprecia una señal de respiración que ya es adecuada para medir el ritmo respiratorio (que en la Figura 3.6 es de ~20 por minuto).

3.3 Conclusiones del capítulo

Se realizaron pruebas a los bloques de las distintas variantes, verificándose el correcto funcionamiento de los mismos, con la excepción de la etapa Pasa Alto del filtro Pasa Banda, el cual tuvo que ser remplazado. Se obtuvo la señal de respiración deseada.

CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- Se evaluaron las distintas variantes para cada uno de los bloques.
- Se diseñó y simuló un sistema para la obtención de la señal respiratoria.
- Se obtuvo la señal respiratoria empleando cualquiera de las tres variantes consideradas.

Recomendaciones

- Perfeccionar la etapa de filtrado final del sistema, para que la señal quede menos ruidosa.
- Montar el sistema en un circuito impreso, de manera que pueda ser empleado en laboratorios de bioinstrumentación en la carrera.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] A. C. Guyton, "Respiración," in *Tratado de fisiología médica.*, 2001, ch. VII, pp. 525-617.
- [2] J. Carr, *Introduction to Biomedical Equipment Technology*, Prentice-Hall, New Jersey-USA, 1998.
- [3] R. Keddington, "Emergency Cardiac Care," *New Pediatrics Guidelines*, USA, pp. 44-51, 1994.
- [4] Romero.A and Barros.J. Diseño y construcción de un monitor portátil de frecuencia respiratoria utilizando el método de impedancia transtorácica, Instituto Tecnológico de Soledad Atlántico *ITSA*, Colombia.
- [5] W.J. Tompkins, and J.G. Webster, *Design of Microcomputer –Based Medical Instrumentation*, Prentice-Hall, USA, 1981.
- [6] R. Patterson, and J. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook*, IEEE Press, USA, 1993.
- [7] A. B. Carlson, *Sistemas de Comunicaciones Introducción a las señales y al ruido en comunicaciones eléctricas vol. 2*. Habana: XXX, 1992.
- [8] J. Folgueras, et al., "Medición en Cuba de la impedancia transtorácica para desfibrilación," *II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica*, Habana, 2001.
- [9] JE. Poole, RD. White *et al*; "Low-Energy Impedance Compensating Biphasic Waveforms Terminate Ventricular fibrillation at high rates in victims of out-of-hospital cardiac arrest", *Journal of Cardiovascular Electrophysiology*, vol. 8, No. 12, pp. 1373-1385; Dec. 1997.

- [10] E. Pérez, et al., "Desarrollo de un sistema de medición de impedancia bioeléctrica y ECG para sincronizar la captura de imágenes 2D del corazón," II Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica, Habana, 2001.
- [11] J. C. CHACHQUES, et al., "Telemonitorizaciones en cardiología," Revista Argentina de Cardiología, vol. 76, pp. 137-144, 2008.
- [12] D. Thévenet, "Determinación del ritmo cardiaco por medición de impedancia para el diseño de marcapasos adaptativos," XIII Seminario de Ingeniería. Biomédica, Univ. De la Rep. Oriental del Uruguay, 2004.
- [13] R. Keddington, "Emergency Cardiac Care," *New Pediatrics Guidelines*, USA, pp. 44-51, 1994.
- [14] D. Olmos, et al., "Pneumografía por impedancia como alternativa para la valoración de la apnea obstructiva del sueño," Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, vol. 28, pp. 36-43, 2007.
- [15] J. H. Anton and C. K. Christopher, "Respiration rate meter," Unites States Patent, 1970.
- [16] T. Hudrlik, "Multiple Frequency Impedance Measurement System," Unites States Patent, 1992.
- [17] R. Kravath, "Method and Apparatus for Detecting Respiratory Distress," United States Patent, 1981.
- [18] M. Reiche, "Method and apparatus for deriving a respiration signal and/or artifact signal from a physiological signal," United States Patent, 1991.
- [19] J. Rosell, J. Colominas, P. Riu, R. Pallas-Areny, and J. G. Webster, "Skin impedance from 1 Hz to 1 MHz," *Biomedical Engineering, IEEE Transactions on*, vol. 35, no. 8, pp. 649-651, 1988.
- [20] I. Niubó, A. Cruz "Evaluación de un monitor de Paciente" Rev Cubana Investigación Biomédica, 2001.
- [21] F. P. Allan and B. Diamond, "Physiological Monitoring System," United States Patent, 1971.

- [22] C. Day, "Impedance Pneumograph," United State Patent, 1970.
- [23] A. Itoh, "Apparatus for Measuring a Pulmonary Function," United States Patent.
- [24] P. S. Lane, "Apparatus and Method for impedance pneumography," United States Patent, 1986.
- [25] R. Longini and W. L. Cooley, "Physiological Impedance Measuring Apparatus," United States Patent, 1971.
- [26] A. F. Pacela, "Impedance Measuring System," United States Patent, 1973.
- [27] J. Webster, "Medical Instrumentation, Application and Design", 3ra Edición, John Wiley & Sons Inc., Cap.14.
- [28] M. R. Ortiz-Posadas and E. A. Vernet-Saavedra, "Índice de prioridad de seguridad eléctrica para equipo médico (IPSEEM)," *Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica*, vol. 28, pp. 21-27, 2007.
- [29] A. Walsh, *Electrical Safety Measurements on Physiotherapy Equipment*, 2005.
- [30] R. B. Navarro, "Seguridad eléctrica," in *Instrumentación Biomédica*, ed. Departamento de electrónica, Universidad de Alcalá.
- [31] S. G. O. COMPANIES, "General Purpose J-Fet Quad Operational Amplifiers," 1999.
- [32] T. Instruments. (2010, Multisim 10.1 DDLINK software científico. Available: <http://www.addlink.es/productos.asp?pid=698>.
- [33] T. Instruments.(2010,Texas Instruments. Available: www.ti.com.
- [34] MathWorks Inc. (2009) Matlab. V7.9.

ANEXOS

Anexo I Función “isfread.m”

```

function [t,v,head] = isfread (filename)
% This function loads the binary data from a Tektronix ".ISF"
% file. The ISF file format is used by newer Tektronix
% TDS-series oscilloscopes.%
% USAGE%
% [x,y] = isfread(filename);
% [x,y,head] = isfread(filename);%
% INPUT%
% filename - name of Tektronix ISF file%
% OUTPUT%
% x - evenly spaced column- vector of x-values
% y - corresponding column- vector of y-values
% head - (optional) header record of file

FID = fopen(filename,'r');

hdata = fread(FID,511,'char');           % read first 511 bytes
hdata = min(hdata,126);                 % eliminate non-ascii
hdata = max(hdata,9);                   % characters from header data
hdata = char(hdata);                    % convert to character string

bytenum = getnum(hdata,'BYT_N');
bitnum = getnum(hdata,'BIT_N');
encoding = getstr(hdata,'ENC');
binformat = getstr(hdata,'BN_F');
byteorder = getstr(hdata,'BYT_O');
wfid = getquotedstr(hdata,'WFI');
pointformat = getstr(hdata,'PT_F');
xunit = getquotedstr(hdata,'XUN');
yunit = getquotedstr(hdata,'YUN');
xzero = getnum(hdata,'XZE');
xincr = getnum(hdata,'XIN');
ptoff = getnum(hdata,'PT_O');
ymult = getnum(hdata,'YMU');
yzero = getnum(hdata,'YZE');
yoff = getnum(hdata,'YOF');
npts = getnum(hdata,'NR_P');
```

```

if ((bytenum ~= 2) | (bitnum ~= 16) | not(strcmp(encoding,'BIN')) | ...
    not(strcmp(binformat,'RI') | not(strcmp(pointformat,'Y'))))
    fclose(FID);
    error('Unable to process IFS file.');
```

end

```

% machineformat = 'b';
switch byteorder
    case 'MSB'
        machineformat = 'b';
    case 'LSB'
        machineformat = 'I';
    otherwise,
        error('Unrecognized byte order.');
```

end

```

ii = strfind(hdata,'#');
```

```

fseek(FID,ii,'bof'); % advance to start of data
skip = str2num(char(fread(FID,1,'char')));
fread(FID,skip);
data = fread(FID, inf, 'int16', machineformat);
v = yzero + ymult*(data - yoff);
%v=data;
t = xzero + xincr*(0:npts-1);
%t=1:length(v);
```

```

fclose(FID);
```

```

if (nargout > 2)
    head.bytenum = bytenum;
    head.bitnum = bitnum;
    head.encoding = encoding;
    head.binformat = binformat;
    head.byteorder = byteorder;
    head.wfid = wfid;
    head.pointformat = pointformat;
    head.xunit = xunit;
    head.yunit = yunit;
    head.xzero = xzero;
    head.xincr = xincr;
    head.ptoff = ptoff;
    head.ymult = ymult;
    head.yzero = yzero;
    head.yoff = yoff;
    head.npts = npts;
```

end

```
function z = getnum(str,pattern)
ii = strfind(str,pattern) + length(pattern);
tmp = strtok(str(ii:length(str)),',');
z = str2num(tmp);
```

```
function z = getstr(str,pattern)
ii = strfind(str,pattern) + length(pattern) + 1;
z = strtok(str(ii:length(str)),',');
```

```
function z = getquotedstr(str,pattern)
ii = strfind(str,pattern) + length(pattern) + 1;
z = strtok(str(ii:length(str)),'"');
z = strtok(str(ii:length(str)),'"');
```