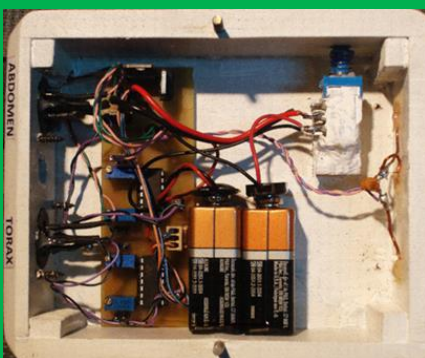


MONITORIZACION DE LA RESPIRACION MEDIANTE PLETISMOGRAFIA INDUCTIVA



Leonel Carlos Chichi
Jorge Luis Cabrera
Fabián Norberto Moretti
Gerardo Ángel Battaglia
Edgardo Porral

MONITORIZACION DE LA RESPIRACION MEDIANTE PLETISMOGRAFIA INDUCTIVA.

Leonel Carlos Chichi, Jorge Luis Cabrera*, Fabián Norberto Moretti, Gerardo Ángel Battaglia, Edgardo Porral.

Facultad Regional Avellaneda, Universidad Tecnológica Nacional. Avda. Ramón Franco 5050 (1874) - Villa Domínico. Provincia de Buenos Aires

* Autor a quien la correspondencia debe ser dirigida

jcabrera@fra.utn.edu.ar

Resumen

Se presenta el proyecto de un sistema para la monitorización de la respiración mediante pletismografía inductiva, construido en el Laboratorio de Tecnología Biomédica de la FRA.

Este sistema tiene como objetivo medir de forma fehaciente las variaciones de volumen que manifiesta tanto el tórax, como el abdomen (dependiendo de las necesidades a evaluar) durante el ciclo respiratorio de la persona bajo examen, siendo la misma de forma no invasiva.

El principio de funcionamiento se basa en un oscilador el cual, en esencia, está formado por un capacitor y un inductor (circuito tanque). Mientras los valores del capacitor e inductor sean fijos, la frecuencia es fija. Aprovechando este principio, se fija el valor del capacitor y se rodea el tórax y abdomen con una faja elástica, la cual aloja un inductor. Durante los ciclos respiratorios, el tórax y el abdomen varían su volumen modificando el valor de la inductancia que presentan las fajas elásticas y consecuentemente la frecuencia. Dicha variación de frecuencia es convertida a voltaje, mediante un conversor de frecuencia voltaje (VFC), permitiendo obtener una señal eléctrica que puede ser visualizada o graficada con los equipos apropiados.

Palabras clave: pletismografía inductiva, ciclo respiratorio, oscilador.

Introducción

Existen diferentes sistemas pletismográficos, estos pueden ser por impedancia, piezoeléctricos, inductivos, etc., los cuales tienen como objetivo evaluar el volumen de una determinada parte del cuerpo, para determinar indirectamente otro parámetro fisiológico que se pueda emplear para diagnóstico.

El sistema presentado permite cuantificar los volúmenes torácico-abdominal que se manifiestan durante el ciclo respiratorio de una persona. El mismo sistema puede ser aplicado en animales para uso veterinario o incluso en cualquier objeto que varíe su diámetro de forma cíclica y se quieran cuantificar dichas variaciones. Estas aplicaciones quedan fuera del presente trabajo y tendrían que ser evaluadas de forma particular en cada caso.

El uso del equipo se encuentra orientado al campo hospitalario, en el cual los pacientes con ventilación mecánica asistida (ARM) por tiempos prolongados, presentan al momento de retirar los mismos, diferentes complicaciones a causa de los cambios fisiológicos del sistema respiratorio. El paciente se “acostumbra” a que el ARM respire por él, con lo cual resulta de

gran utilidad en la constatación de los movimientos torácico-abdominales durante el período de adaptación para retornar a la respiración fisiológica luego de la ARM.

La pletismografía inductiva también puede diagnosticar diferentes tipos de enfermedades respiratorias, volumen respiratorio, frecuencia respiratoria, etc. El equipo representa las variaciones mediante una corriente eléctrica, que puede visualizarse mediante software desarrollado para tal propósito, equipos de ECG, EEG o graficado en papel para un posterior diagnóstico (ver Fig.1).

Desarrollo

El equipo en cuestión consta de un faja elástica que rodea el tórax, abdomen o ambos, la cual posee un conductor eléctrico dispuesto en forma de zigzag siendo éste el inductor que forma parte del circuito oscilador. El resto de la electrónica asociada está formada por un conversor de frecuencia a voltaje (FVC) y el acondicionador de salida.

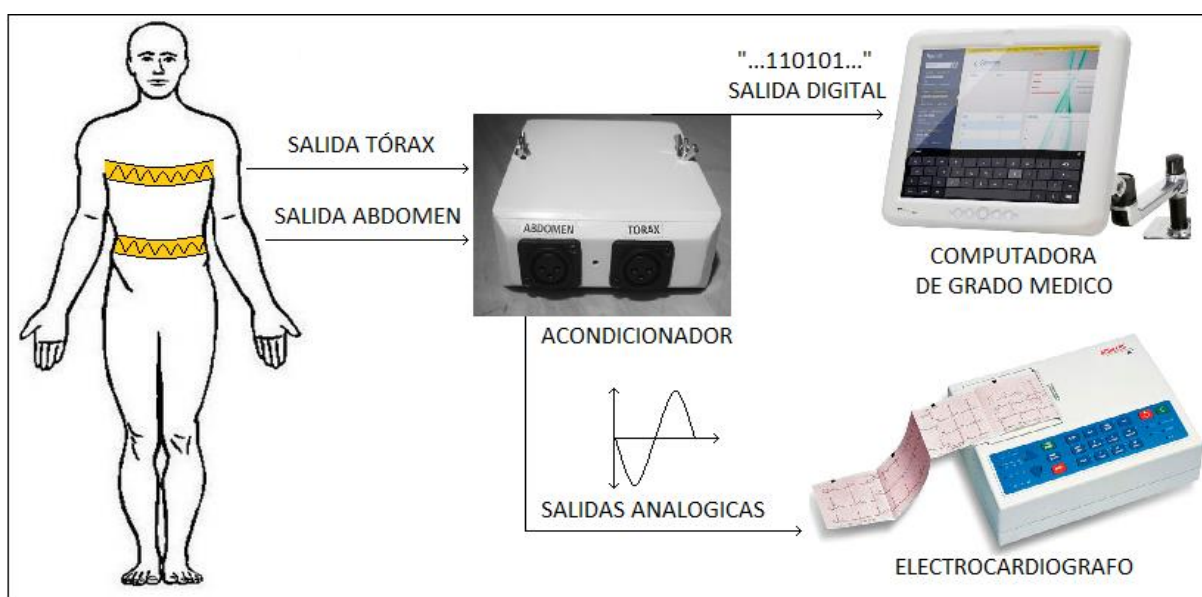


Figura 1. Diagrama general del equipo completo.

Faja elástica: fue construida mediante un elástico blando de 4cm de ancho. Es importante que el elástico sea lo más blando posible para que no presente resistencia a los movimientos respiratorios del paciente y posea un cierto ancho para albergar el recorrido de zigzag del alambre conductor en su interior.

La longitud de la faja tiene que ser lo suficiente para rodear el tórax del paciente, en este caso se utilizó un cierre de abrojo que permita un margen de corrección de unos diez centímetros para otorgarle mayor versatilidad. En pacientes de contextura muy robusta o en pediátricos habría que usar otra faja elástica con un margen de circunferencia que se adapte a las necesidades. Sería útil disponer de tres pares (cada par tórax-abdomen) de diferentes longitudes para poder cubrir el mayor espectro posible de contexturas físicas.

El alambre conductor dispuesto en zigzag forma un inductor de un valor de $2\mu\text{H}$, este valor depende en gran medida del tipo de zigzag, distancia entre espiras, etc.

Se realizaron dos clases diferentes de distribución del alambre conductor sobre el elástico.

La primera fue disponer el alambre en forma sinusoidal (de 2,5cm entre cresta y cresta) recorriendo todo el elástico en un sentido, pero utilizando la mitad de ancho del mismo, y regresar también de forma sinusoidal pero en “contrafase” haciendo que se toquen las crestas.

La segunda distribución de alambre sobre el elástico fue también con una forma sinusoidal a lo largo de todo el elástico, pero ocupando la totalidad del mismo, y regresando con otra forma sinusoidal, pero de menor amplitud y en “fase” con la anterior (ver Fig.2).

Las dos fajas elásticas presentaron respuestas similares, lo que se busca con las formas es que el inductor presente un valor superior a $2\mu\text{H}$ y el recorrido no cancele la inductancia.



Figura 2. Faja elástica con detalle del circuito electrónico oscilador, FVC y acondicionador.

El circuito alojado en el cinturón (ver Fig.3), posee un oscilador de tipo tanque con una frecuencia en torno a 1Mhz. La frecuencia está determinada por la siguiente fórmula:

$$f = \frac{1}{2\pi\sqrt{LC}}$$

Como no se pueden obtener grandes valores inductivos, se determina la frecuencia con el valor del capacitor, el cual debe ser poseer un bajo coeficiente térmico (no varíe su capacitancia con los cambios de temperatura del ambiente).

La frecuencia centro del oscilador no es crítica pero podemos estipular un rango comprendido entre los 500Khz y 1Mhz. Si la frecuencia es menor, las variaciones van a ser menores y dificulta su detección, si son mayores a 1Mhz se corre el riesgo de generar interferencias con los equipos médicos circundantes al pletismógrafo actuando la faja elástica como una antena transmisora.

El conversor VFC lo conforman un detector y un filtro pasa banda de 0,05hz a 10hz. La función de los mismos es de suma importancia, ya que de esta forma, la salida del conversor siempre se encuentra en el mismo nivel inicial al momento de colocarlo al paciente. Se establece automáticamente un punto “cero” independientemente de la frecuencia de centro que se comience. Esta frecuencia está dada por la contextura física del paciente, aunque se haya dicho que ronda en este caso 1Mhz, dependiendo del paciente puede estar entre 900Khz y 1Mhz para el mismo circuito, ya que el valor inicial del inductor, determinante de la frecuencia esta dado por el diámetro torácico o abdominal del paciente.

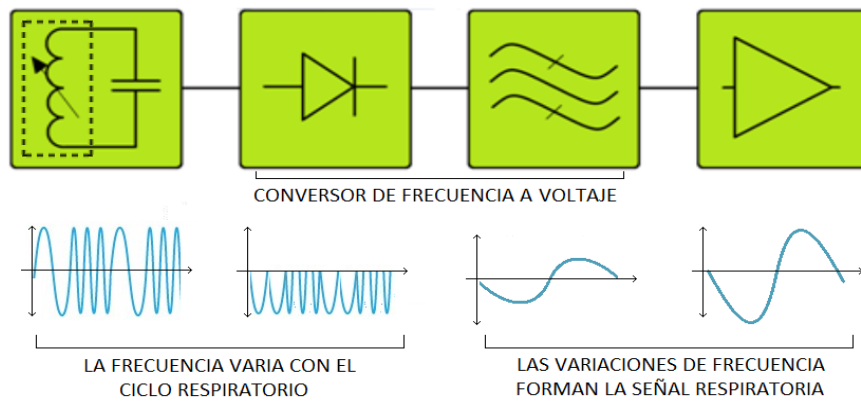


Figura 3. Diagrama en bloques del circuito electrónico alojado en la faja elástica.

Por último un amplificador proporciona una baja impedancia de salida desacoplando el circuito de la parte más sensible del sistema. Los valores de tensión en esta etapa son de 200mVpp para una variación de frecuencia que se encuentra en torno a los $\pm 30\text{KHz}$ los cuales representan un ciclo respiratorio profundo promedio.

Todo el circuito se encuentra confinado en una placa de circuito impreso que forma parte de la faja elástica (ver detalle en Fig.2). Esta forma le confiere estabilidad y robustez a todo el sistema.

Acondicionador: Esta parte consta de un gabinete externo al cual se vinculan las salidas que posee cada faja elástica mediante dos conectores de tres contactos más referencia.

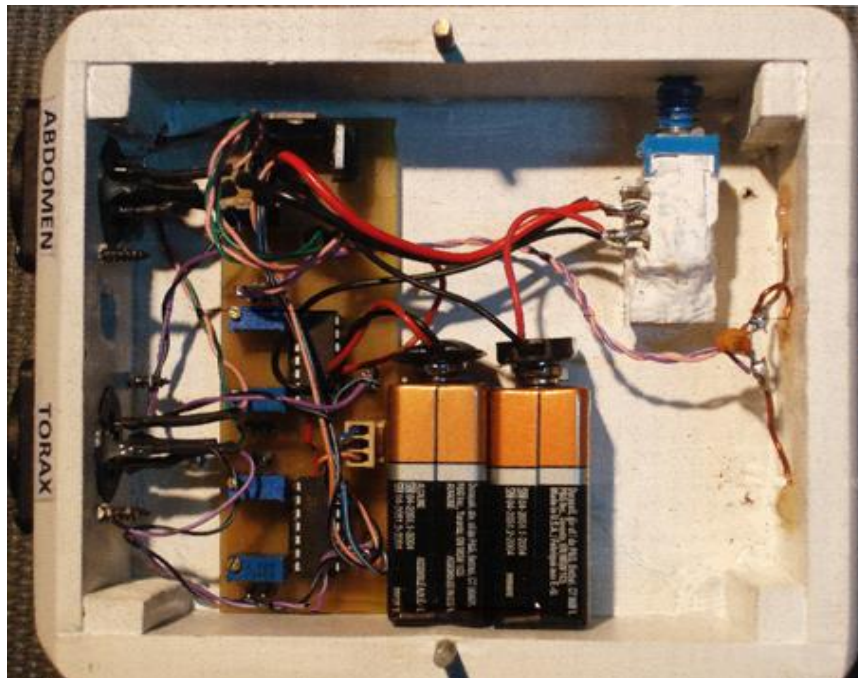


Figura 4. Vista del interior del gabinete.

El circuito no presenta mayores dificultades de comprensión y puede ser adaptado según las necesidades. Básicamente está formado por amplificadores operacionales que permiten establecer un voltaje de salida en torno a 1Vpp para ser utilizado en un graficador

médico. Dentro del gabinete también se alojan las dos baterías que alimentan los circuitos electrónicos (ver Fig.4).

Los conectores vinculan las salidas de cada cinturón al gabinete, mediante un cable de 150cm que también alimentan al circuito oscilador. El cable es de tres polos (+2,5V; -2,5V ; señal) y malla como referencia por cada conector.



Figura 5. Gabinete del acondicionador del pletismógrafo inductivo.

Resultados

Como medio gráfico de visualización se utilizó un osciloscopio para apreciar la curva respiratoria tanto torácica como abdominal. La misma posee un ruido despreciable en función de la amplitud del rango operativo, sensibilidad y respuesta incluso a mínimos movimientos del tórax y abdomen.

Las salidas que posee el equipo son analógicas y digitales:

Salidas analógicas: dos salidas analógicas de 1Vpp (RA y LA, siendo RL la referencia), y aptas para conectar a graficadores médicos de ECG/EEG. Cada una corresponde al cinturón del tórax y abdomen respectivamente (ver Fig. 5).

Salidas digitales: el equipo posee conexión USB el cual mediante el software desarrollado para tal propósito en LabView, se pueden visualizar las señales del tórax, abdomen y tórax + abdomen con una resolución de 10bit.

El gabinete fue realizado con tecnología sustentable en madera con terminación epoxi para facilitar su limpieza y desinfección. Las fajas elásticas pueden ser desinfectadas por óxido de etileno. No se puede utilizar autoclave.

Conclusiones

Aunque la pletismografía inductiva se utiliza hace muchos años, a nivel nacional no se promociona, ya que son muy pocos los equipos disponibles en el mercado internacional y poseen un elevado costo. Más allá del alto valor agregado que la industria y las restrictivas normas particulares vigentes puedan sumarle a un producto con fines médicos, en esencia es perfectamente viable su fabricación nacional. Todo el prototipo fue realizado con un bajo costo y componentes de fácil acceso local.

Es un equipo de suma utilidad para cualquier unidad de terapia intensiva o en centros de diagnóstico para evaluar enfermedades respiratorias, estudios del sueño, etc. El mercado potencial a nivel nacional no solo es muy alto, sino que no se encuentra explotado. Por lo cual

sería de gran importancia promocionar sus ventajas comparativas respecto de las tecnologías actualmente en uso.

Referencias

-Ayres S, Grenvik A, Holbrook P, Shoemaker W. *Suspensión de la Ventilación Mecánica. Tratado de Medicina Crítica y Terapia Intensiva (3º de.)*. 1997; 923-936.

-Beardsell, I et al: *MCEM Part A:MCQs*, Royal Society of Medicine Press, 2009.

-Espirometría. Grupo MBE Galicia (Fisterra.com - Expte. FIS: G03/090).

-*Human Anatomy and Physiology – 2004*, McGraw-Hill.

-Konno K, Mead J. *Measurement of the separate volume changes of ribcage and abdomen during breathing*. *J Appl Physiol* 1967; 22:407-422.

-Manthous CA, Schmidt GA, Hall JB. *Liberation From Mechanical Ventilation: a decade of progress*. *Chest* 1998 Sep; 114 (3): 672-4.

Editorial de la Universidad Tecnológica Nacional - edUTecNe

<http://www.edutecne.utn.edu.ar>

edutecne@utn.edu.ar

©[Copyright]

edUTecNe, la Editorial de la U.T.N., recuerda que las obras publicadas en su sitio web son de libre acceso para fines académicos y como un medio de difundir la producción cultural y el conocimiento generados por autores universitarios o auspiciados por las universidades, pero que estos y edUTecNe se reservan el derecho de autoría a todos los fines que correspondan.