

# Determinación del ritmo cardíaco por medición de impedancias para el diseño de marcapasos adaptativos.

Daniel Thévenet: [dantk@adinet.com.uy](mailto:dantk@adinet.com.uy)

Monografía vinculada a la conferencia del Ing. Fernando Silveira sobre “*Tecnología de integrados dedicados para la construcción de marcapasos*”, del 5 de Abril de 2005.

**Resumen**—El objetivo de esta monografía es describir uno de los métodos actualmente utilizados para la determinación del ritmo cardíaco en el diseño de marcapasos adaptativos. El método se llama “Minute Ventilation” y se basa en la medición de impedancias sobre el cuerpo, las cuales son indicadoras de la necesidad de incrementar o decrementar la frecuencia cardíaca según el estado fisiológico de la persona.

**Palabras clave**—Control, frecuencia cardíaca, impedancia, marcapasos, ritmo cardíaco.

## I. INTRODUCCIÓN

LOS marcapasos adaptativos son dispositivos que se encargan de imponer el ritmo cardíaco en función de señales naturales en caso de que el corazón padezca alguna insuficiencia que se lo impida hacer por sí solo o lo haga deficientemente. Al diseñar un marcapasos se procura que el ritmo que éste impone sea el más adecuado para satisfacer la circulación sanguínea requerida por el cuerpo humano, y de este modo permitirle a una persona con insuficiencia cardíaca desarrollar una vida normal.

Actualmente existen varios métodos para detectar cuando el cuerpo humano requiere de una mayor o menor actividad cardíaca; éstos métodos se basan en la medición de señales naturales que indican la frecuencia con que se debe estimular al corazón y éstos se pueden clasificar en dos grandes grupos, los que se basan en señales cardíacas (impedancia intracardiaca, intervalo Q-T, etc.) y los que se basan en señales no cardíacas (movimiento, aceleración, etc.). Ambos grupos presentan ventajas y desventajas pero no es el propósito de esta monografía ahondar en esas diferencias, sino la idea es detallar un método basado en señales cardíacas, llamado “Minute Ventilation” (volumen de aire inhalado por unidad de tiempo).

A diferencia de otros métodos, éste es sensible a las necesidades metabólicas tanto por actividades físicas como mentales o emocionales. El MV (“Minute Ventilation”) se obtiene multiplicando la tasa de respiración (“respiratory rate”) por el volumen de aire involucrado en una inspiración (“tidal volume”), el cual ha demostrado ser un muy buen indicador fisiológico por estar correlacionado con la demanda metabólica. Este parámetro que está a su vez correlacionado con el ritmo cardíaco, puede ser obtenido midiendo la impedancia de la caja torácica ya que ésta es una buena forma de determinar los cambios de volumen de los pulmones debido a la respiración, por tanto en la variación de esta impedancia se refleja el ritmo respiratorio, mientras que la magnitud indica el volumen de aire inhalado.

## II. DESCRIPCIÓN DEL MÉTODO

### A. Medición de la impedancia.

La medición más específica se obtendría usando cuatro electrodos; dos externos inyectarían una corriente constante mientras que los otros dos medirían el voltaje a través del pulmón. Para reducir la cantidad de electrodos se pueden usar solo dos (electrodos bipolares en vez de tetrapolares), con los cuales se puede inyectar corriente y a su vez medir el voltaje resultante. Al utilizar solo dos electrodos pequeños se presenta un problema que es la obtención de señales más sensibles en zonas próximas a los electrodos debido a que la densidad de corriente es mayor que en el resto del área de interés del pulmón entre los electrodos donde existe una baja densidad de corriente. Para solucionar este problema se utilizan dos electrodos largos y de esta manera se obtiene una baja densidad de corriente en la zona de interés. Los mismos electrodos utilizados para estimular el corazón (electrodos bipolares) pueden ser utilizados para medir la impedancia, por

lo cual no es necesario agregar más electrodos que los ya utilizados en otros métodos, para esto se puede contar con un tercer electrodo que es el marcapasos mismo; su encapsulado hace las veces de electrodo obteniendo así uno tripolar y de esta manera poder sensar la impedancia entre el marcapasos y los otros electrodos (dentro del corazón). La figura 1 muestra un diagrama de esta situación donde el marcapasos actúa como un tercer electrodo.

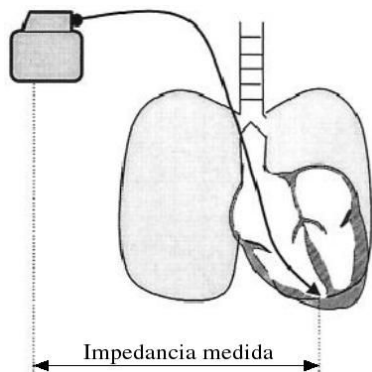


Figura 1 - Impedancia intracardiaca.

Se utiliza un electrodo en forma de anillo para inyectar corriente y uno en forma de punta para medir el voltaje resultante con respecto al encapsulado del marcapasos como lo indica la figura 2.

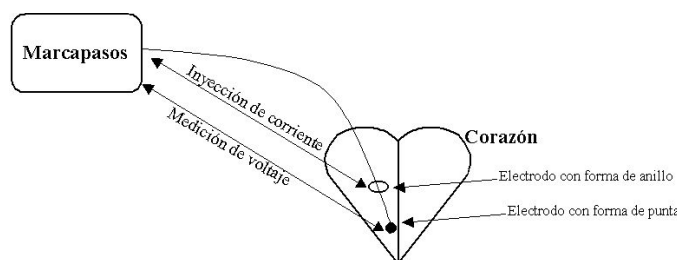


Figura 2 – Esquema de utilización del encapsulado para medir voltaje.

Para medir la impedancia se inyectan pulsos de corriente de aproximadamente 1 mA a una frecuencia de 20 Hz, y de muy corta duración (de 5 a 40  $\mu$ s) [2] con lo cual se evita la estimulación indeseada de células cardíacas. Además al utilizar pulsos de tan corta duración se logra una corriente media de entre 1 y 3  $\mu$ A, lo cual es deseable para no

descargar las baterías en forma excesiva.

Utilizando este método se obtienen impedancias de aproximadamente 100  $\Omega$ , y las variaciones oscilan en el entorno de 1  $\Omega$ . Es necesario que el circuito encargado de procesar estas señales sea capaz de distinguir cambios de aproximadamente 0.06  $\Omega$ .

Como se mencionó anteriormente, los electrodos son usados tanto para medir la impedancia como para estimular el corazón, por lo cual el sistema de control debe ser capaz de manejar independientemente estos electrodos para alternadamente medir impedancias y generar los pulsos de excitación cardíacos. En la figura 3 se describe a grandes rasgos un sistema que maneja estos electrodos.

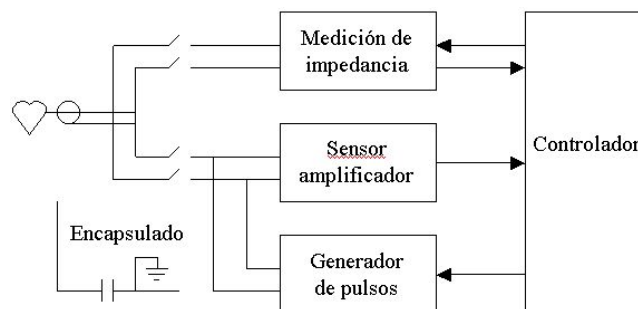


Figura 3 – Sistema para utilizar un solo par de electrodos para medir impedancias y generar pulsos de excitación cardíaca.

### B. Procesamiento de señales

Luego de haber obtenido la impedancia a partir de las muestras de voltaje y corriente inyectada, es necesario filtrarla para descartar las posibles interferencias. Las frecuencias de interés oscilan entre 0.1 y 1 Hz. Una vez filtrada, la señal es pasada por un detector de cruces por cero, el cual da una medida del ritmo respiratorio. El procedimiento se basa en tomar varias muestras consecutivas y si una cierta cantidad de estas son de la misma polaridad, se considera que la señal es de esa polaridad, luego se cuentan los cambios de esta señal y de esta manera se determina la frecuencia con que se está respirando. Por otro lado, como hemos mencionado anteriormente, la magnitud de las muestras refleja el volumen de aire inhalado, por lo cual se rectifica la señal y se la filtra para obtener una variable proporcional al volumen corriente. Multiplicando

ambas señales se obtiene el MV. El algoritmo usado funciona de la siguiente manera; teniendo el MV se calculan dos promedios, uno es a largo plazo (MV en reposo) y el otro es a corto plazo (MV en actividad). Como la impedancia puede presentar variaciones medias en el tiempo, el promedio en reposo se calcula tomando muestras durante 1 hora, mientras que el promedio a corto plazo se calcula en tan solo 36 segundos. Teniendo ambos promedios, se los resta y se obtiene un  $\Delta MV$ , el cual es un buen indicador del cambio del ritmo respiratorio por minuto y por tanto la necesidad de incrementar o decrementar el ritmo cardíaco. La figura 4 muestra un diagrama de bloques del algoritmo.

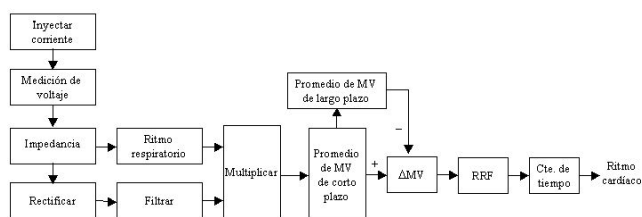


Figura 4 – Algoritmo utilizado para procesar las señales obtenidas.

Ahora bien, este algoritmo funciona bien si el paciente estuvo 1 hora en reposo y luego comienza a realizar actividades físicas o emocionales que requieran mayor ventilación; sin embargo, si por ejemplo el paciente continúa haciendo ejercicio durante 1 hora, el promedio a largo plazo iguala al de corto plazo y el  $\Delta MV$  cae a cero mientras debería mantenerse alto, lo cual causaría un serio problema ya que se reduciría el ritmo cardíaco cuando en realidad se necesita mantenerlo elevado. Para evitar este problema, cada vez que los cambios en la impedancia superen el 50% de su valor máximo durante 35 segundos, se bloquea el valor del promedio a largo plazo en su valor previo así se consigue que se mantenga el ritmo cardíaco en actividades que requieran mayor esfuerzo prolongado.

El ritmo cardíaco se obtiene a partir del DMV a través del RRF (*“rate-response factor”*) el cual es una constante propia de cada paciente, por lo cual debe ser ajustada para cada paciente en particular a la hora de programar un marcapasos.

### C. Interferencia

Los marcapasos están continuamente sometidos a interferencias las cuales pueden ser de varios orígenes, como campos electromagnéticos, radiación ionizante o radiación acústica. Tal vez a simple vista no nos damos cuenta de que objetos pueden causar interferencia en la vida diaria, pero si prestamos atención a nuestro alrededor podemos encontrar fuentes de señales electromagnéticas como teléfonos celulares, electrodomésticos, detectores de metales, sistemas de seguridad antirobo, líneas de alto voltaje, transformadores, motores eléctricos, resonancia nuclear magnética, etc. En particular el método de medición de impedancias es vulnerable por naturaleza a interferencias electromagnéticas debido a la gran separación de los electrodos, lo cual podría llevar a lo que se denomina el *“gatillado”* que es el seguimiento de la señal externa pudiendo alcanzar así en algún caso la frecuencia máxima del sensor. Es por este motivo que es muy recomendable apagar la función de MV en marcapasos adaptativos a la hora de hacer alguna intervención quirúrgica debido a que los equipamientos quirúrgicos emiten campos electromagnéticos en un amplio rango de frecuencias, causando interferencias en sensores de este tipo.

También existe la posibilidad de una medida incorrecta debido a una hiperventilación o mover los brazos a una frecuencia de 30 o 40 veces por minuto, ya que de esta manera la impedancia estaría variando sin necesidad de que el cuerpo requiera mayor circulación sanguínea.

Cuando un paciente es internado y se le conecta un ventilador, se debe apagar la función de MV pues el ventilador generaría un cambio en el volumen de los pulmones, el cual no se corresponde con el ritmo cardíaco necesario y este efecto se puede considerar también una interferencia ya que modifica de forma no deseada la medición que se pretende hacer.

Para evitar problemas de este tipo, se puede deshabilitar el MV con las llaves indicadas en la figura 3 consiguiendo así que el marcapasos continúe funcionando independientemente de las variaciones de impedancia.

#### *D. Volumen minuto y sensores de actividad del cuerpo*

Debido a que el método de MV presenta ciertas falencias (como todo método) en casos particulares de actividad física como ser movimiento reiterado de brazos durante un período prolongado, estornudos o algún otro movimiento brusco, se lo suele combinar con otros métodos para poder seguir lo más de cerca posible a las necesidades metabólicas del cuerpo. A la hora de combinar métodos se recomienda seguir las siguientes líneas:

- Excepto que se indique lo contrario, la frecuencia de salida debe seguir a la indicada por el “*Minute Ventilation*”
- Al comienzo de ejercicio, la frecuencia de salida debe seguir a la indicada por el sensor de actividad, pero solo hasta el 50% de la máxima tasa de elevación.
- Si la respuesta de actividad es muy baja, y la respuesta de MV es muy alta, se debe limitar la respuesta de salida al 25% de la máxima tasa de elevación. Esta consideración previene posibles ritmos cardíacos erróneos debidos a hiperventilación en un paciente en reposo.

La combinación más común incluye la asociación de un sensor de actividad que devuelve una rápida respuesta a ejercicio de corta duración o liviano como es el de aproximaciones basadas en acelerómetros, mientras que el MV es el que genera una lenta pero estable aceleración al ejercicio sostenido y desaceleración durante la recuperación. El método basado en acelerómetros presenta una muy buena respuesta a las actividades que requieren mayor esfuerzo físico y a su vez es de muy simple instalación ya que el sensor se encuentra dentro del marcapasos y no es necesario utilizar electrodos adicionales ni algún otro tipo de sensor que necesite implantarse. Utilizando ambos métodos se logran muy buenos resultados tanto para necesidades metabólicas físicas como mentales o emocionales.

#### *E. Desventajas*

Si bien el método es muy idóneo, presenta aún algunas desventajas a la hora de compararlo con otros métodos. Un problema que presenta el MV es que implica un consumo elevado debido a la

necesidad de inyectar corrientes del orden del mA provocando una menor vida útil de las baterías del marcapasos. Este consumo se puede reducir hasta cierto límite controlando la intensidad de corriente que se inyecta al igual que la periodicidad con que se mide la impedancia, pero de todos modos está acotado por un mínimo que aún así es suficientemente grande como para considerarlo una desventaja.

Otro de los puntos a tener en cuenta es que con este método no se obtienen buenos resultados si se lo implanta en pacientes con enfermedades pulmonares obstructivas, al igual que genera falsas reacciones en hiperventilación o interferencia con monitores cardíacos. También se le puede atribuir otra contra en caso de no usarse en conjunto con algún otro método y es que tiende a disminuir el ritmo cardíaco al contener la respiración; además es un método de respuesta lenta debido al cálculo de los promedios.

### III. CONCLUSIONES

Como conclusión se puede remarcar que el método “*Minute Ventilation*” es uno de los mejores sensores naturales del ritmo cardíaco por ser la variable fisiológica que mejor refleja las necesidades metabólicas tanto de actividades físicas como emocionales, por lo cual se obtienen muy buenos resultados combinándolo con el método de medición de aceleración. Es un método robusto y muy interesante desde el punto de vista de sensores pues no requiere electrodos adicionales ni interactuar con el organismo ya que se utilizan los mismos electrodos empleados para estimular al corazón. Como se mencionó en el desarrollo de este trabajo, la mayor desventaja es su gran consumo respecto a otros métodos pero tampoco es algo excesivo si se respetan las magnitudes de corriente que se manejan.

### AGRADECIMIENTOS

Se agradece especialmente a Fernando Silveira por su atención y dedicación a este trabajo además del útil material brindado. También se agradece la colaboración de Alfredo Arnaud en la explicación sobre su tesis “*Acondicionamiento de señal para circuito estimador de actividad en marcapasos adaptativos implantables*” y su utilización

conjuntamente con el método “*Minute Ventilation*”.

#### REFERENCIAS

- [1] IEEE PRESS, *Design of Cardiac Pacemakers*, John G. Webster, 1993.
- [2] Jürgen Werner, Martin Hexamer, Mathias Meine, Bernhard Lemke, Restoration of Cardio-Circulatory Regulation by Rate-Adaptive Pacemaker Systems: The Bioengineering View of a Clinical Problem. IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, SEPTEMBER 1999, VOL. 46, NO. 9.
- [3] Boca Raton: CRC Press LLC, Ed. Joseph D. Bronzino, *The Biomedical Engineering Handbook:: Second Edition*. Schneck, D.J., 1993.
- [4] *Marcapasos adaptativos*. Javier Iguiniz. Monografía realizada en años anteriores para el *Seminario de Ingeniería Biomédica*.
- [5] *Sensors for Rate Responsive Pacing*. Simonetta Dell'Orto, MD, Paolo Valli, MD, Enrico Maria Greco, MD, <http://www.ipeg.org> 10/06/2005.
- [6] *Interferencias electromagnéticas en pacientes con marcapasos y cardiodesfibriladores implantados*. Dres. Pablo Fernández Banizi, Luis Vidal, José Luis Montenegro, Daniel Banina Aguerre, Gabriel Vaneiro, Serrana Antunes, Daniel Fiandra, Héctor Alfredo Fiandra, Diego Lupano, Orestes Fiandra, *Rev Med Uruguay* 2004;20:150-160
- [7] “*Acondicionamiento de señal para circuito estimador de actividad en marcapasos adaptativos implantables*”. Tesis de doctorado Alfredo Arnaud, 2004.

**Daniel Thévenet** Nació el 22 de Diciembre de 1981 en Salto Uruguay. Es estudiante de la carrera Ingeniería Eléctrica en la Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República.

