

**Revista de la**  
*Universidad Politécnica*  
**de Puerto Rico**

Publicado semestralmente por la Universidad Politécnica de Puerto Rico para difundir los hallazgos de la investigación científica que en ella se hace.

**VOL. 2**

**Diciembre 1992**

**NUM. 2**

**Diseño de un marcapaso programable con memoria  
y capacidad de comunicación**

*Eric Cruz Vivaldi  
Jorge J. Ortiz Burgos  
Candidatos a graduación*

**Sinopsis**

En este artículo se presenta el diseño de un marcapaso que incorpora control por microprocesador, memorias y aparatos de comunicación. El marcapaso usa técnicas de comunicación para ajustar sus operaciones a las necesidades de los pacientes, para recopilar información sobre el comportamiento del corazón y para reducir la disipación de energía de la fuente de energía.

### Abstract

A design of a programmable pacemaker unit which integrates microprocessor control, memories and a communication device. This pacemaker uses programming techniques to adjust its operations to the patients' needs, to compile information about the heart's behavior and to reduce energy dissipation of the power source.

### El Corazón: Definición

El corazón es esencialmente un músculo "hueco" del tamaño de un puño y de forma sensiblemente cónica con la cúspide vuelta hacia abajo. Está situado en la parte media de la cavidad torácica, entre la columna vertebral y el esternón, pero inclinado un poco hacia la izquierda. El corazón está constituido por dos órganos muy parecidos: el corazón derecho y el corazón izquierdo, que no tienen ninguna comunicación entre sí y que se subdividen a su vez en dos cavidades, el ventrículo, en la punta, y la aurícula, en la base.

### El sistema de conducción eléctrica del corazón

La acción de bombeo del corazón debe suceder en forma coordinada para que éste funcione eficientemente. La coordinación la llevan a cabo grupos especializados de células cardíacas que generan y conducen pulsos eléctricos. La generación de estos pulsos ocurre espontáneamente en unas células conocidas como marcapasos, en las cuales el voltaje de la membrana celular se reduce y aumenta la permeabilidad del sodio ( $\text{Na}^+$ ) abruptamente. Los iones del sodio con su carga positiva penetran al interior de la célula, la cargan más positiva con respecto al exterior y provocan así un impulso eléctrico de aproximadamente 10mV.

### Partes principales del corazón

Las células conocidas como marcapasos se encuentran mayormente en la aurícula derecha y componen el nódulo sinoauricular (SA). Las células del nódulo SA están en comunicación con las células musculares cercanas a la aurícula. Cada vez que las células del nódulo SA se despolarizan, el impulso se esparce en forma de onda desde el nódulo al músculo del corazón. Las

células de este nódulo inician cada contracción del corazón, razón por la que se le conoce como el "marcapaso" del corazón.

El nódulo SA es muy sensible a los cambios en la concentración de oxígeno en la sangre, las hormonas y otras sustancias en la corriente circulatoria, así como a los impulsos que le llegan del sistema nervioso. El nódulo SA se estimula o despolariza con una frecuencia que depende de todos estos factores. La frecuencia de estimulación aumenta cuando el cuerpo necesita más oxígeno o se somete a esfuerzo y disminuye durante períodos de reposo. En cierto sentido, el nódulo SA resume toda la información pertinente a los requerimientos circulatorios del cuerpo y computa la frecuencia del corazón de acuerdo a ellos.

La difusión de la despolarización a través de todos los tejidos musculares del corazón está limitada por un factor muy importante: las masas musculares de las aurículas y de los ventrículos no son continuas. Hay una barrera de tejido fibrótico entre la mitad superior y la inferior del corazón llamada la barrera auriculoventricular. Por lo tanto, la difusión de una contracción a través del músculo de la aurícula se limita a la parte superior del corazón, pues no existe transmisión directa de esta despolarización del músculo de las aurículas al músculo del ventrículo. Es por esta razón que el impulso se transfiere a otro grupo de células especializadas que componen el nódulo auriculoventricular. Este nódulo es el único tejido conductor que pasa a través de la barrera auriculoventricular, que es la barrera que divide la parte superior del corazón de la inferior. El nódulo auriculoventricular ocasiona un leve retraso en la señal eléctrica, de forma tal que el evento mecánico de la contracción auricular, que es mucho más lento que la conducción eléctrica, pueda anteceder la estimulación eléctrica de los ventrículos. Este retraso de alrededor de 0.07 segundos es esencial para que la aurícula sirva como bomba de impulso de los ventrículos. La extensión del impulso del nodo auriculoventricular ocurre a través del Haz de "His", que se compone de un conjunto de fibras largas, similares a las fibras de nervios, que descienden dentro de la pared que separa los dos ventrículos. El Haz de "His" a su vez se bifurca en dos ramales, que finalmente también se dividen en ramificaciones conocidas como las Fibras De Purkinje y que se distribuyen por todo el miocardio ventricular. El Haz de "His", ramales derecho e izquierdo, y el sistema Purkinje representan vías bioeléctricas en continua división que

## Ortiz y Cruz/Diseño de marcapaso

activan rápidamente tanto el ventrículo derecho como el izquierdo, iniciando así una fuerza muscular coordinada.

Una falla en el nódulo auriculoventricular afecta la conducción eléctrica entre la aurícula y los ventrículos. El bloqueo auriculoventricular es un retraso en la conducción o detención del impulso excitatorio cardíaco que se produce en el nodo auriculoventricular (AV), el Haz de "His" o sus ramas. Entre las distintas clases de bloqueo AV se encuentran el bloqueo de primer grado con conducción AV prolongada, el bloqueo de segundo grado, que corresponde a un bloqueo AV parcial y el bloqueo de tercer grado o bloqueo auriculoventricular completo. El bloqueo AV es una indicación frecuente para la colocación de un marcapaso cardíaco.

Una vez se sabe la función eléctrica interna del corazón se facilita el comprender sus disfunciones más comunes y cómo tratarlas utilizando estimulación cardíaca artificial. La estimulación cardíaca artificial es el eje central de esta investigación.

### El marcapaso

Un marcapaso es un estimulador cardíaco artificial que consiste de un generador de pulsos eléctricos alimentado por una batería, un conductor que transmite los impulsos y un electrodo, situado al extremo del conductor, que aplica los estímulos eléctricos que contraen el músculo cardíaco.

Para escoger un marcapaso se necesita saber la condición cardíaca del paciente, el tiempo por el cual se necesita la estimulación cardíaca, el tipo y el grado de estimulación y el voltaje y la corriente que requiere el paciente. Los dos tipos principales de marcapasos son el marcapaso externo y el marcapaso implantable.

En un marcapaso externo el único elemento interno es el cable de estimulación. Generalmente se usa para la estimulación temporal, pocas horas o pocos días, y luego se retira. Este tipo de marcapaso le permite al médico disponer del tiempo necesario para controlar los desórdenes de ritmo cardíaco, o decidir la implantación de un marcapaso permanente.

El marcapaso implantable se coloca dentro del cuerpo y, de acuerdo al modo en que opere, envía un impulso eléctrico que se transmite al ventrículo del corazón por un cable-electrodo. Hay tres clases de marcapasos implantables: asincrónico, de demanda y programable. No obstante, el marcapaso programable es más versátil ya que puede operar como marcapaso asincrónico y marcapaso de demanda. A continuación se describen las tres clases de marcapasos implantables.

### 1. El marcapaso implantable asincrónico.

El marcapaso implantable asincrónico controla el bloqueo del corazón enviando un impulso eléctrico a un ritmo fijo, usualmente de 70 pulsos por minuto. Este tipo de estimulación se conoce como asincrónica o de ritmo fijo. Estos aparatos funcionan como un reloj: envían impulsos a un ritmo fijo con voltaje y amplitud definidos aunque el corazón no los necesite.

El problema con los marcapasos de ritmo fijo es que la estimulación del ventrículo puede ocurrir de manera tan inapropiadamente sincronizada que se puede perder la señal cardíaca.

### 2. El marcapaso implantable de demanda

El marcapaso implantable de demanda, al igual que los aparatos de ritmo fijo, tiene sólo un cable unido al ventrículo. No obstante, ese cable lleva a cabo una doble función como sensor y estimulador. Si una corriente originada naturalmente en el corazón le indica al marcapaso que el ventrículo está llevando a cabo su contracción como debe hacerlo, entonces el marcapaso no envía el pulso. Sin embargo, si el ventrículo falla en llevar a cabo la contracción, el marcapaso dispara un impulso "en demanda". Los circuitos que incorpora este marcapaso no permiten que compita con los estímulos naturales capaces de atravesar el bloqueo del corazón y reduce sustancialmente la disipación de corriente en la batería.

### 3. El marcapaso implantable programable

La necesidad de marcapasos implantables por largo tiempo trajo como consecuencia la necesidad de adaptarlos en lugar de reemplazarlos para

satisfacer las necesidades cambiantes del paciente. El marcapaso implantable programable detecta la actividad eléctrica natural del corazón y adapta la estimulación artificial a esta actividad. En los pacientes con fallas en el nodo sinoauricular el marcapaso usa un electrodo que se coloca en la aurícula para estimularla. Para pacientes con un bloqueo de conducción del impulso entre la aurícula y los ventrículos, condición conocida como bloqueo del corazón, el marcapaso detecta la actividad auricular y envía el estímulo directamente al ventrículo. Este tipo de estimulación cardíaca fisiológica le permite al propio nodo sinoauricular del paciente marcar el ritmo.

Muchos pacientes tienen una falla generalizada en su sistema de conducción. En varios puntos de su sistema de conducción pueden ocurrir problemas y la flexibilidad es necesaria para controlar la situación. Estos pacientes pueden exhibir inicialmente sólo una falla en el nodo sinoauricular y subsecuentemente desarrollar bloqueo del corazón. En respuesta a este problema cambiante los cardiólogos han reclamado, y los ingenieros han desarrollado, un sistema de marcapaso programable para ambas cámaras. Aún luego de su implantación, las funciones de esta unidad pueden controlarse y reprogramarse por un aparato externo utilizando comandos de radiofrecuencia. Las funciones que pueden controlarse son la selección de las cámaras a monitorearse o estimularse y el modo de respuesta. Todas esas funciones, incluyendo el estado de la batería, se verifican por telemetría. La complejidad de este sistema de marcapaso requirió que se desarrollara un código especial tal que el cardiólogo pudiera referirse a una descripción uniforme de los modos utilizados por los marcapasos modernos. Este código se conoce como Inter-Society Commission for Heart Disease Resources (tabla 1).

El código ICHD es un sistema de letras para identificar los generadores de impulsos y los modos de operación de los marcapasos. Es un código de cinco letras: la primera representa la(s) cámara(s) a estimularse, la segunda letra representa la(s) cámara(s) a monitorearse, la tercera letra representa el modo de respuesta desde el generador de impulsos, la cuarta letra representa la programabilidad del marcapaso y la quinta letra representa cualquier función especial antitaquiarritmia.

Tabla 1. Inter - Society Commission for Heart Disease Resources (ICHD) Code<sup>1</sup>

Cámara estimulada	Cámara monitoreada	Modo de respuesta
V = ventrículo	V = ventrículo	I = inhibido
A = aurícula	A = aurícula	T = disparo
S = cámara simple	S = cámara simple	D = doble
D = doble cámara	D = doble cámara	O = ninguno
	O = ninguna	R = reversa

Funciones programables	Funciones especiales de taquiarritmia
P = programable (ritmo y salida).	B = estímulos rápidos.
M = multiprogramable.	N = ritmo normal.
C = capacidad de comunicación (telemetría con comunicación)	S = exploración.
O = ninguna.	E = externo.
	O = ninguno.

<sup>1</sup> Fuente: A Practical Guide to Cardiac Pacing

### Fuentes de energía para los marcapasos

Se puede decir que el componente más importante en el circuito generador de impulsos de un marcapaso es la fuente de energía. Esta teoría cobra aún más valor cuando nos referimos a los marcapasos implantables. Es por esta razón que el desarrollo de los marcapasos está íntimamente ligado al desarrollo de nuevos tipos de baterías.

La batería ideal para un marcapaso es una que sea capaz de generar alrededor de 5 voltios, lo cual está sobre el voltaje normalmente requerido para estimular el miocardio en pacientes, a la vez que provee un margen adecuado de seguridad. La batería también debe estar sellada herméticamente. Muchos fabricantes han retirado sus marcapasos del mercado por problemas de entrada de humedad a las unidades. Por lo tanto, el sellado hermético es muy importante. Aunque hermético significa a prueba de aire,

## Ortiz y Cruz/Diseño de marcapaso

para la industria de marcapasos significa una tasa extremadamente baja de escape del helio del envase sellado del marcapaso. La batería ideal para un marcapaso debe tener un baja tasa de autodescarga, es decir, que no pierda potencia cuando no se use por tiempo prolongado, quizás años. El circuito del marcapaso debe tener una sección que indique cuándo la batería va a fallar. De esta forma se puede reemplazar a tiempo la batería.

Una de las características más importantes de la batería de un marcapaso es su longevidad en uso clínico. Una manera sencilla de comparar baterías es investigando el número de electrones que puede liberar durante su vida útil. Dado que este número es considerablemente grande, la capacidad de la batería se expresa en amperios-hora, lo cual es la razón de los electrones integrados sobre el tiempo. La razón amperios-hora depende de los químicos utilizados en la batería y el tamaño físico de la misma. Tasas típicas de amperios-hora para baterías de uso comercial son de 1 a 3 amperios-hora. Teóricamente, una batería con una tasa de 3 amperios-hora es superior a una batería con una tasa de 1 ó 2 amperios-hora, pero este tipo de comparación es muy simplificado. Otras características importantes de la batería de un marcapaso son: el voltaje al cual opera, su tamaño y el hecho de que la energía que la batería pueda liberar sea teóricamente mayor que la energía que libere la batería cuando esté dentro de un paciente y en uso por un período de años. Sin embargo, aunque las tasas son potencialmente útiles, existe la posibilidad de una comparación inapropiada.

El propósito principal de la energía de la batería del marcapaso es estimular el corazón con el pulso del marcapaso. El marcapaso de demanda debe monitorear la señal eléctrica relativamente débil en el ventrículo del paciente que necesita la amplificación. El monitoreo no es un proceso pasivo, por lo tanto consume una pequeña cantidad de energía. El aparato de regulación de tiempo en el marcapaso también consume una pequeña cantidad de energía.

Probablemente las fuentes energéticas de mayor uso en la actualidad sean las baterías primarias con ánodo de litio sólido. Estas baterías provienen de las celdillas o pilas desarrolladas en 1968 y son fuentes de alta densidad de energía y de gran confiabilidad. La fuente de energía de mayor uso en los marcapasos implantables en la actualidad en los Estados Unidos es la batería



de litio-iodo.

El yoduro de litio (LiI) que resulta del uso de la batería es un sólido que gradualmente aumenta la separación entre el litio y el yodo en la batería. Esta separación ocasiona una caída en voltaje, aunque el litio y el yodo permanecen en la batería. El hecho de que la batería se agote se debe al aumento en la resistencia interna de la batería y no al decaimiento de los componentes químicos. Este concepto es de importancia clínica porque las compañías desarrollan marcapasos capaces de brindar lecturas no invasivas de la resistencia interna de la batería de litio-iodo como un índice del agotamiento de la misma.

La batería de ánodo de litio se ha convertido en la fuente de energía de mayor uso en los marcapasos. Varios tipos de estas baterías se hallan en uso o bajo investigación; la tabla 2 muestra algunas de sus características.

Todas las baterías de litio tienen voltajes y patrones de desgaste diferentes. En el presente la batería de litio-iodo tiene el mayor uso clínico, pero no se puede decir que una batería de litio en particular es claramete mejor que las demás.

### **El cable-electrodo del marcapaso**

El cable de estimulación de un marcapaso conduce electricidad desde el generador hacia el corazón. Debido a que el corazón late alrededor de 40 millones de veces por año, el cable de estimulación debe ser resistente a fracturas, tal que pueda soportar esta flexión crónica. Usualmente el cable está hecho de una aleación de metal para permitir buena conductividad, es resistente a la fatiga, está dispuesto en espiral para aumentar la flexibilidad y tiene múltiples filamentos para proveer redundancia dentro del cable. El cable debe estar aislado, usualmente con goma silicosa o poliuretano, y sólo debe exponerse la punta de metal o electrodo.

Tabla 2 Sistemas de batería de litio para marcapasos<sup>2</sup>

Tipo de batería	Anodo	Voltaje	Causas de caída en voltaje.	Auto descarga
Litio - iodo	Li	2.8 V	Aumento en la resistencia interna.	Menos del 10% en 10 años.
Litio - cromato de plata	Li	3.45 V	Agotamiento químico.	Ninguna.
Litio - cloruro de tionilo	Li	3.66 V	Agotamiento químico.	Menos del 1% por año.
Litio - sulfuro de cobre	Li	2.11 V	Agotamiento químico.	Ninguna.

<sup>2</sup> Fuente: A Practical Guide to Pacing por H. Weston y otros.

El cable de J-atrial ha tomado mucha popularidad en los marcapasos de implantación transvenosa. El cable se estira con un estilete y se lleva hasta la cavidad derecha del corazón. Se quita el estilete y el cable se aloja en la cavidad del ventrículo derecho. También se usan cables transvenosos con extremo tipo "tirabuzón". A diferencia de otros cables-electrodos miocárdicos que requieren una incisión y sutura del miocardio, este cable-electrodo tipo tirabuzón simplemente se atornilla al miocardio y le permite al médico la opción de usar anestesia local en pacientes de alto riesgo quirúrgico.

### Sistemas de marcapaso

Los sistemas de marcapasos pueden ser unipolares o bipolares. En un sistema bipolar la batería se implanta en la pared del pecho y un cable con dos alambres conecta la batería a la cúspide del ventrículo derecho. La batería del marcapaso genera corriente que pasa a través del alambre conectado al extremo negativo de la batería hacia el miocardio y de regreso vía otro alambre hacia el terminal positivo para así completar el circuito eléctrico.

En el sistema unipolar el cable que conecta la batería a la cúspide del ventrículo derecho contiene sólo un conductor. Los electrones viajan a través del cable aislado hacia el extremo expuesto (el cátodo) y de vuelta a través del miocardio y el tejido del pecho hacia la pared de metal del generador del

marcapaso (el ánodo), el cual se conecta al polo positivo de la batería en el generador. Si sólo una pared del generador del marcapaso unipolar conduce electricidad, ese lado se coloca en la pared del pecho, de cara hacia afuera y alejado de los músculos pectorales, para evitar que la corriente eléctrica los estimule.

### **Implantación de marcapasos permanentes y de uso temporal**

En la actualidad el método más común de implantación de marcapasos permanentes y temporales es el método transvenoso. Este método requiere solamente una anestesia local y consiste en la práctica de una pequeña incisión entre la parte superior derecha del pecho del paciente y la clavícula para insertar el generador de impulsos o marcapaso entre la piel y el músculo. Con el auxilio de una pantalla radioscópica fluorescente, un tipo de aparato de rayos X capaz de producir una imagen radioscópica "en vivo", el cirujano guía el conductor eléctrico hasta el corazón, haciéndole recorrer un vaso sanguíneo puesto al descubierto, generalmente una de las venas que se dirigen al brazo por debajo de la clavícula. El electrodo tiene pequeños dienteillos en su extremo que permiten fijarlo fácilmente al corazón.

Si se detecta la necesidad de estimulación cardíaca permanente durante una cirugía cardíaca, entonces lo más recomendable es el fijar directamente los electrodos al músculo cardíaco. Esta técnica de inserción del marcapaso se conoce como estimulación transtorácica y consiste en unir el electrodo al ventrículo derecho del corazón haciendo pasar el conductor directamente a través del tórax. Este método es más complejo, ya que requiere una anestesia general y conlleva mayores riesgos que la técnica transvenosa.

Cada paciente debe considerarse como un caso individual y diferente. Por esta razón, cada una de las características que conforman el funcionamiento de los marcapasos debe ajustarse al paciente y no el paciente al marcapaso.

### Funcionamiento básico de nuestro diseño de un marcapaso

Nuestro diseño parte de la premisa de que el marcapaso se usará en pacientes cuya arritmia cardíaca proviene de una falla en el nódulo auriculoventricular. Este nódulo conduce con un retraso de 0.07 segundos el impulso eléctrico que se origina en la aurícula al ventrículo derecho. Una falla en este nódulo provoca que el impulso no llegue al ventrículo o que llegue esporádicamente. Estos síntomas ameritan estimulación cardíaca artificial en el ventrículo derecho.

Nuestro marcapaso sustituye la función del nódulo auriculoventricular que detecta la señal eléctrica natural que se produce en la aurícula, provoca el retraso auriculoventricular y estimula el ventrículo derecho. Esta estimulación se lleva a cabo de cuatro formas o modos diferentes: modo VAI o inhibido, modo VAT o de demanda, modo VOO o asincrónico y el modo de monitoreo o detección OSO.

El modo VAI o inhibido detecta la señal natural o intrínseca que se produce en la aurícula, produce el retraso auriculoventricular de 0.07 segundos y determina si llegó algún pulso al ventrículo. Si ese pulso se detecta no se produce estimulación artificial pero si ocurre lo contrario se envía un estímulo eléctrico al ventrículo.

El modo sincrónico o VAT es el modo de estimulación cuyo funcionamiento se asemeja más al comportamiento natural del nódulo auriculoventricular. Este modo estimula artificialmente el ventrículo exactamente a 0.07 segundos luego de detectarse la señal auricular, independientemente de lo que ocurra en el ventrículo.

En el modo VOO o asincrónico se estimula el ventrículo a un ritmo constante de 70 pulsos por minuto.

Por último, en el modo OSO o modo monitor se detecta la actividad auricular y ventricular sin producir estímulo alguno. Es importante señalar que este modo debe usarse de manera temporal, ya que la condición de bloqueo auriculoventricular requiere estimulación cardíaca constante.

Cada uno de los modos mencionados provee para mantener un registro de los eventos de pulso alto o bajo según el caso. Un evento de pulso alto se define como uno en el cual el ritmo cardíaco alcanza un valor que fluctúa entre 135 y 140 pulsos por minuto, mientras que en el pulso bajo el ritmo cardíaco varía entre 69 y 60 pulsos por minuto. Además, el modo OSO mantiene un registro de los eventos de pulso intrínsecos del ventrículo.

La integración de cuatro modos diferentes de operación a una unidad de estimulación cardíaca se logra por medio de programación. Una unidad programable es más versátil y necesita menos componentes eléctricos para combinar todos los modos de operación. Por esta razón decidimos utilizar un microprocesador MC6800 fabricado por la compañía Motorola. El MC6800 es un microprocesador de ocho dígitos binarios y cuya programación es determinante en el funcionamiento del marcapaso. Este microprocesador provee el recurso de acceso directo a la memoria (DMA), que es de suma importancia para obtener información de la memoria volátil y transmitir esta información al exterior por telemetría.

La operación del microprocesador, y por ende la operación del marcapaso, la controla un programa contenido en una memoria no volátil programable (PROM) MCM76161 que provee 2048 líneas de ocho dígitos binarios. A esta memoria se puede tener acceso desde el exterior mediante el uso de un componente de comunicación que permite seleccionar el modo de operación del marcapaso.

Una de las funciones principales del programa de operación del marcapaso es llevar un registro de los eventos de pulso altos y bajos y de los pulsos naturales del ventrículo, si ocurren. Para propósitos del almacenamiento de esta información utilizamos una memoria volátil (RAM) MCM6810 que provee 128 líneas de ocho dígitos binarios. La información que se acumula de acuerdo con los parámetros del programa en ejecución puede leerse y transmitirse por medio del método de acceso directo a la memoria (DMA).

La sincronización de los procesos de operación del marcapaso y la transmisión de información al exterior la ejecuta un reloj. En nuestro diseño se usó el reloj MC6875 de la compañía Motorola con una frecuencia de 1

MHZ.

La información sobre los impulsos eléctricos naturales del corazón se recoge a través de dos cables-electrodo del tipo de J-atrial. Estos cables se insertan a través de la vena cefálica, localizada cerca del hombro, y se colocan uno en la aurícula derecha y el otro en el ventrículo derecho. Los cables recogen los impulsos eléctricos de aproximadamente 10 milivoltios y un amplificador operacional eleva esos voltajes a 1 voltio, que es el nivel establecido por el diseñador para un "ALTO" lógico. Finalmente el microprocesador recoge la señal y la usa en los programas de control del marcapaso. Esta información se almacena en la memoria dependiendo del modo en que esté operando el marcapaso.

Luego de que el microprocesador recibe y procesa la señal, la programación decide si es o no necesaria la estimulación artificial. De necesitarse la estimulación se genera un pulso de 1 voltio ("ALTO" lógico) a la salida del microprocesador, se amplifica a 3 voltios y se conduce a través de un cable unipolar. Este cable, instalado a través de la vena cefálica en el ventrículo derecho, posee una resistencia de 85 ohmios y hace tierra con la cubierta de titanio del marcapaso. Esa resistencia, en combinación con los aproximadamente 500 ohmios de resistencia del músculo cardíaco, ofrece una resistencia total de 585 ohmios a la salida del marcapaso. Esta resistencia total provee para un pulso de 2.56 voltios, que es suficiente para provocar una contracción en el ventrículo.

Nuestro diseño de marcapaso integra las funciones de estimulación y monitoreo. El microprocesador y su programación controlan la función de estimulación. La programación del microprocesador provee además el recurso para registrar los eventos de pulso alto y bajo. Un programa monitor se limita sólo a registrar los impulsos naturales de la aurícula y el ventrículo sin estimular los mismos.

Sin embargo, la función de recopilación de información no es útil si la información no se puede recuperar desde el exterior para su uso diagnóstico. A estos fines la aplicación de un transmisor y receptor de información en serie es lo más indicado. El adaptador de entrelace de comunicación asincrónica (ACIA) MC6850, fabricado por MOTOROLA, lleva a cabo la

transmisión de información al exterior con la ayuda de un receptor y transmisor de información en serie MC145406 que cumple con el estándar RS-232-C de comunicación. El transmisor puede conectarse a un módem externo para la transmisión de la misma.

La característica de recepción, tanto del MC6850 como del MC145406, se usa en combinación con el acceso directo a la memoria (DMA) para llevar a cabo la reprogramación del marcapaso desde el exterior.

### Conclusiones

Una vez concluida la investigación y el análisis conducente al desarrollo de nuestro diseño descubrimos que, debido a su tamaño, nuestro marcapaso no puede ser implantable. Por esta razón lo que comenzó como el diseño de un marcapaso implantable culminó con uno de uso externo.

El cuerpo humano, a diferencia de los equipos eléctricos y mecánicos, no cumple con un factor fijo de operación ni de decaimiento. Es decir, de una máquina podemos esperar ciertas fallas específicas en un tiempo predeterminado, pero el comportamiento del cuerpo humano lo determina constantemente una serie de factores casi imposibles de controlar o predecir. Por esta razón podemos aseverar que, desde el punto de vista analítico y exacto de la ingeniería, el cuerpo humano es una máquina imperfecta. Esta imperfección se basa en lo impredecible de la máquina humana.

Es importante señalar que este trabajo no pretende emular modelo alguno de marcapaso de los existentes actualmente en el mercado. Lo que sí pretendemos demostrar es la dificultad que representa el diseño de un aparato biomédico basándonos únicamente en el comportamiento "mecánico" del mismo sin entrar en otros detalles clínicos. Creemos que para realizar este tipo de diseño la labor conjunta del diseñador y del médico es indispensable. Una perfecta cohesión entre el médico y el diseñador redundará en un mejor diseño y mejor calidad de vida para los pacientes que dependan de ellos.

Esperamos que este trabajo les demuestre a nuestros compañeros estudiantes de Ingeniería Eléctrica, especialmente a los de concentración en electrónica, que nuestra labor va más allá de diseñar computadoras y

## **Ortiz y Cruz/Diseño de marcapaso**

**complicados sistemas de entretenimiento y comodidad. Nuestro trabajo puede salvar vidas.**